

Fusion d'images multi-modales pour la radiothérapie conformationnelle : application au repositionnement du patient

Patrick Vassal

▶ **To cite this version:**

Patrick Vassal. Fusion d'images multi-modales pour la radiothérapie conformationnelle : application au repositionnement du patient. Ingénierie biomédicale. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 1998. Français. NNT : . tel-00005155

HAL Id: tel-00005155
https://theses.hal.science/tel-00005155

Submitted on 27 Feb 2004

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

psésentée par

Patrick VASSAL

pour obtenir le titre de Docteur

de l'Université Joseph Fourier - Grenoble I

(Arrêtés ministériels du 5 juillet 1984 et du 30 mars 1992)

Spécialité Génie Biologique et Médical

==========

FUSION D'IMAGES MULTI-MODALES POUR LA RADIOTHÉRAPIE CONFORMATIONNELLE : APPLICATION AU REPOSITIONNEMENT DU PATIENT

==========

Date de soutenance : le lundi 29 juin 1998

Composition du Jury :	Jacques DEMONGEOT	Président
	Jean-Louis COATRIEUX	Rapporteur
	Pierre ALETTI	Rapporteur
	Jocelyne TROCCAZ	Directeur
	Michel BOLLA	
Examinateur		
	Irénée SENTENAC	
Examinateur		

Thèse préparée au sein du laboratoire TIMC.

RESUME

Le traitement des cancers par radiothérapie externe met en œuvre un environnement complexe. L'irradiation doit être le plus possible limitée au volume tumoral, en évitant au maximum les tissus et organes sains avoisinants. L'utilisation de logiciels dosimétriques en trois dimensions permet d'adapter exactement la balistique d'irradiation à la forme de la tumeur. Le patient est replacé à chaque séance de son traitement dans la même position pour permettre de reproduire avec précision la balistique d'irradiation. Un système de contention assure son immobilisation, un appareil de contrôle permet de vérifier sa position, et un collimateur multi-lames adapte la forme du faisceau d'irradiation au profil de la tumeur. La radiothérapie externe traditionnelle devient la radiothérapie conformationnelle

Cette étude présente une procédure de repositionnement du patient par mise en correspondance d'informations issues de différentes sources d'imagerie médicale. En début de séance, des images de contrôle sont acquises par un système adapté au type et à la localisation de la tumeur. Les informations fournies par les images de contrôle sont fusionnées avec des informations de référence corrrespondant à la position attendue du patient. Le décalage entre les deux informations donne l'erreur d'installation en translation et en rotation. Une correction est calculée et appliquée à l'environnement de traitement (position et orientation du patient, position et orientation de la source d'irradiation).

Le système de contrôle permet de déterminer directement ou indirectement la position précise du volume tumoral. L'échographie, associé à un localisateur optique tri-dimensionnel, permet de déterminer la position d'un organe comme la prostate, qui peut changer de place en fonction des réplétions vésicale et rectale. Le capteur de surface est utilisé pour localiser les tumeurs de la face ou du cerveau, par rapport à la position du visage, l'acquisition et le traitement de l'information ne prennent que quelques minutes. L'imageur par rayons X s'applique à la localisation de structures osseuses.

Mots clés : radiothérapie conformationnelle, système de contrôle, mise en correspondance, repositionnement, échographie, capteur de surface, rayons X.

Je tiens à remercier

Jocelyne TROCCAZ, qui a dirigé cette thèse, pour sa compétence, ses conseils et sa bonne humeur.

Jacques DEMONGEOT, pour m'avoir accueilli dans son laboratoire et accepté d'être le président de mon jury de thèse.

Michel BOLLA pour m'avoir associé à ce projet de recherche, et permis de concrétiser mes objectifs professionnels.

Pierre ALETTI et Jean Louis COATRIEUX, qui ont accepté de faire partie du jury, pour le temps qu'ils m'ont accordé en jugeant ce document.

Irénée SANTENAC, pour avoir accepté de faire partie du jury.

Philippe CINQUIN, qui m'a donné l'élan nécessaire à la réalisation de ce travail.

Constantin VROUSOS, pour avoir favorisé les longues années d'études qui ont abouties à ce travail.

Ainsi que tous les membres du laboratoire, les permanents, Maribel, Stephane, Guillaume, Corinne, ..., pour leur compètence et leur disponibilité, mais aussi tous les étudiants et thésards pour les connaissances et le travail partagés.

Sans oublier le service de radiothérapie pour sa compréhension, et l'équipe de physique, Andrée, Alain, Christiane, Jean-Yves, Cécile, ..., pour leur soutient moral et technique.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION....1

I. EVOLUTION DE LA RADIOTHÉRAPIE....5
- I.1 Notion de radiothérapie externe....6
  - I.1.1 Accélérateurs de particules....6
  - I.1.2 Champs et collimateurs....8
  - I.1.3 Dosimétrie des faisceaux d'irradiation....9
  - I.1.4 Dosimétrie de la balistique d'irradiation du patient....10
  - I.1.5 Volumes d'irradiation....11
  - I.1.6 Traitement....12
- I.2 Préparation du traitement....12
  - I.2.1 Simulation pré-dosimétrique....13
  - I.2.2 Examen pré-dosimétrique....13
    - I.2.2.1 Scanneur....14
    - I.2.2.2 IRM....14
  - I.2.3 Dosimétrie 3D....14
    - I.2.3.1 Notion de dosimétrie inverse....16
  - I.2.4 Simulation post-dosimétrique....16
  - I.2.5 Autres techniques de radiothérapie externe de précision....17
- I.3 Accessoires de traitement....17
  - I.3.1 Collimateurs multi-lames....17
  - I.3.2 Imageur de controle....18
  - I.3.3 Exploitation du PID en RTC....19
- I.4 Conclusion....19

II. INSTALLATION ET CONTRÔLE : ÉTAT DE L'ART....21
- II.1 Sources d'erreur....22
- II.2 Contention....23
  - II.2.1 Contention tête-cou....23
  - II.2.2 Contention bassin....24
  - II.2.3 Contention et contrôle de position....26
- II.3 Données de Référence....26
  - II.3.1 Radiographies de centrage....26
  - II.3.2 Erreur induite par le centrage....27
  - II.3.3 Simulation virtuelle....27
  - II.3.4 Reconstruction 3D....28
  - II.3.5 Evolution....28
- II.4 Contrôle de l'installation....29
  - II.4.1 Procédures de contrôle....29

II.4.2 Nature des données 30
II.4.3 Imagerie de contrôle 30
II.5 Détermination de l'erreur 31
II.5.1 2D 31
II.5.2 3D 31
II.5.3 Notion de carte de distance 33
II.5.4 Mise en correspondance 34
II.6 Contrôle 2D 36
II.6.1 Procédures de calcul 37
II.6.2 Précision du contrôle 2D 38
II.7 Contrôle 3D 39
II.7.1 Utilisation de deux images prises sous des incidences différentes 39
II.7.1.1 Calcul de l'erreur 41
II.7.1.2 Précision du contrôle 42
II.7.2 Utilisation de coupes ou d'imageurs 2.5D 43
II.7.3 Utilisation de capteurs tridimensionnels 44
II.7.3.1 Capteurs de position 44
II.7.3.2 Capteurs de forme 46
II.8 Correction de l'installation 48
II.9 Conclusion 49

III. REPOSITIONNEMENT 3D 53
III.1 Référentiels 54
III.1.1 Point de référence machine (isocentre) 54
III.1.2 Référentiel isocentrique, Ri 55
III.1.3 Référentiel de traitement Rt 55
III.1.4 Référentiel dosimétrique, Rd 55
III.1.5 Référentiel balistique, Rb 56
III.1.6 Cas particulier 56
III.2 R3D de référence 56
III.2.1 Segmentation 57
III.2.2 Transformation des R3D de référence 58
III.2.3 Construction de l'octree 58
III.3 R3D de contrôle 61
III.3.1 Calibrage 61
III.3.2 Segmentation 61
III.3.3 Transformation des données 61
III.4 Mise en correspondance 62
III.5 Calcul des corrections en rotation 63
III.5.1 Transformation de Ri à Rd 64
III.5.2 Transformation de Rd à Rb 64
III.5.3 Transformation de Ri à Rb 65
III.5.4 Extraction des trois rotations 65
III.6 Repositionnement 67
III.6.1 Translations 67
III.6.2 Rotations 68
III.7 Conclusion 69

IV. SYSTÈMES DE CONTRÔLE 71
IV.1 Système de contrôle par échographie 72
IV.1.1 Notions d'échographie 72
IV.1.1.1 Le principe 72

IV.1.1.2 L'émetteur/récepteur 72
IV.1.2 Le matériel 73
IV.1.2.1 L'utilisation 73
IV.1.3 Localisation de la sonde dans l'espace 74
IV.1.3.1 Système mécanique 74
IV.1.3.2 Système optique 75
IV.1.3.3 Système magnétique 75
IV.1.4 Localisateur IR 75
IV.1.4.1 Localisation de la sonde 76
IV.1.4.2 Organisation du système 77
IV.1.5 Calibrage du système 78
IV.1.5.1 Calibrage intrinsèque 79
IV.1.5.2 Calibrage extrinsèque 81
IV.1.5.3 Précision 82
IV.1.6 Correction de densité 83
IV.1.7 Conclusion 83
IV.2 Capteur de surface 85
IV.2.1 Le principe général 85
IV.2.2 Le matériel 86
IV.2.3 Fonctionnement 86
IV.2.4 Calibrage 87
IV.2.4.1 Calibrage intrinsèque 87
IV.2.4.2 Calibrage extrinsèque 88
IV.2.5 Segmentation de l'image 88
IV.2.6 Méthode d'évaluation 91
IV.2.7 Précision 92
IV.2.8 Perspectives 93
IV.3 Système d'imagerie à rayons X 95
IV.3.1 Droite de projection 95
IV.3.2 Calibrage 97
IV.3.2.1 Calibrage intrinsèque 97
IV.3.2.2 Calibrage extrinsèque 98
IV.3.2.3 Numérisation d'une radiographie 98
IV.3.2.4 Calibrage 3D d'un PID 100
IV.3.3 Mise en correspondance 100
IV.3.4 Méthode d'évaluation 100
IV.3.5 Essai sur PID 101
IV.3.6 Conclusion 103

V. RECHERCHE CLINIQUE 105
V.1 Logiciel de repositionnement 106
V.1.1 Composition du logiciel 106
V.1.2 Noyau fonctionnel 106
V.1.3 Interface utilisateur 107
V.1.4 Connexions 110
V.2 Contrôle échographique de la position de la prostate 112
V.2.1 Données médicales 112
V.2.2 Objectifs 112
V.2.3 Problème spécifique de localisation 113
V.2.4 Immobilisation du patient 117
V.2.5 Etapes pré-radiothérapiques 117
V.2.6 Examen échographique 118

V.2.6.1 Echographie du bassin 118
V.2.6.2 Echographie de la prostate 118
V.2.7 Procédure de contrôle 119
V.2.8 Déroulement de l'étude 120
V.2.9 Evolution 122
V.3 Métastases cérébrales non opérables 124
V.3.1 Données médicales 124
V.3.2 En salle de simulation 124
V.3.2.1 Bilan des essais en salle de simulation 125
V.3.3 Essai en salle de traitement 125
V.3.4 Conclusion 129

CONCLUSION 131
BIBLIOGRAPHIE 135

ILLUSTRATIONS

Figure I.1 Production du faisceau d'irradiation 7
Figure I.2 L'accélérateurs et ses degrés de liberté (doc. SIEMENS) 7
Figure I.3 Evolution de la forme des champs d'irradiation 9
Figure I.4 Représentation d'isodoses : 10
Figure I.5 Volumes de traitement 11
Figure I.6 Préparation du traitement 12
Figure I.7 Histogrammes dose / volume cumulatif 15
Figure I.8 Collimateur multilames 17
Figure I.9 Système d'imagerie intégré (PID) 18
Figure I.10 Image de PID (champ médiastinal avec découpe) 19

Figure II.1 Contention stéréotaxique (Doc. Leibinger-Fischer). 23
Figure II.2 Masque thermoformé (Orphit®) 24
Figure II.3 Matelas de contention moulé (doc. Smithers) 25
Figure II.4 Système d'immobilisation des jambes et des pieds 26
Figure II.5 RRD de thorax 27
Figure II.6 Production des données de référence 28
Figure II.7 Etapes concernant directement le contrôle de l'installation 29
Figure II.8 Superposition rigide des référentiels (A) ou des données (B) 32
Figure II.9 Exemples de maillage pour cartes de distance 34
Figure II.10 Contrôle 2D 36
Figure II.11 Contrôle 3D avec marqueurs 40
Figure II.12 Contrôle 3D avec structure osseuse (crâne) 40
Figure II.13 Droites de projections 42
Figure II.14 Coupe échographique de la prostate 43
Figure II.15 Bras articulé porte sonde 45
Figure II.16 Conformateur laser 47
Figure II.17 Projet de table robotisée d'Orsay (doc [MAZA96]) 49

Figure III.1 Etapes de repositionnement 53
Figure III.2 Repère isocentrique 55
Figure III.3 Segmentation automatique de la peau et du crâne sur une coupe scanneur 57
Figure III.4: Transformation appliquée aux R3D de référence 59
Figure III.5 Maillage de l'octree dans un plan axial médian d'une R3D de vertèbre 59
Figure III.6 Changement de référentiel des données de contrôle 60

Figure III.7 Exemple de mise en correspondance pour une vertèbre 60
Figure III.8: Rotations utilisées pour le repositionnement 63
Figure III.9 Rotations phi, teta et psi 64
Figure III.10 Position fictive de la source 65
Figure III.11 Position réelle de la source 66
Figure III.12 Correction appliquée au collimateur 66
Figure III.13 Algorithme de décision du sens des rotations 68
Figure III.14 Contrôle du repositionnement : a) champ, b) table, bras et collimateur 69

Figure IV.1 Images échographiques 73
Figure IV.2 Bras passif : a) schéma, b) utilisation sur un fantôme 74
Figure IV.3 SIL : a) polyvalent, b) dédié (pointeur) 76
Figure IV.4 SIL monté sur la sonde d'échographie 76
Figure IV.5 Localisation des images échographiques 77
Figure IV.6 Triangle de calibrage : a) réalisation, b) image échographique 79
Figure IV.7 Calibrage de la sonde, détermination de Me 80
Figure IV.8 SIL du calibrage extrinsèque (SILC) 81
Figure IV.9 Transformation de Re à Ri 82
Figure IV.10 Correction de profondeur 83
Figure IV.11 Prostate en agar-agar 84
Figure IV.12 Calcul des coordonnées d'un point 85
Figure IV.13 Caméra et projecteur du GRF 86
Figure IV.14 Principe de codage du GRF 87
Figure IV.15 Blocs de calibrage : (a) intrinsèque, (b) extrinsèque 87
Figure IV.16 Bloc et étapes du calibrage extrinsèque 89
Figure IV.17 Segmentation automatique de surface 90
Figure IV.18 Elimination des artefacts par segmentation automatique 90
Figure IV.19 Mise en correspondance du visage du mannequin rando 90
Figure IV.20 Mannequin Rando (a), et repères radio-opaques (b,c) 91
Figure IV.21 Images PID de vérification du repositionnement avec le GRF 92
Figure IV.22 Droite de projection ou de correspondance 93
Figure IV.23 Distance entre une droite de projection et le volume de référence 96
Figure IV.24 Chaine optique du PID ou d'un appareil de scopie 97
Figure IV.25 Mire de calibrage numérisée 98
Figure IV.26 utilisation de la mire de calibrage 99
Figure IV.27 mise en correspondance 3D/2D du crâne du mannequin rando 99
Figure IV.28 Images de vérification face/profil : a,b) avant, cd) après correction 101
Figure IV.29 Cadre de repositionnement 102
Figure IV.30 Images PID Varian 102

Figure V.1 Les entrées/sorties du noyau fonctionnel et de l'interface utilisateur 106
Figure V.2 Organisation hiérarchique des fonctionnalités du logiciel 108
Figure V.3 Répartition des niveaux de fonctionnalité de l'interface utilisateur 108
Figure V.4 Présentation de l'interface en mode pré-opératoire 109
Figure V.5 Présentation de l'interface en mode repositionnement 109
Figure V.6 : Repositionnement : connectique des systèmes en interaction 110
Figure V.7 Anatomie de la région prostatique 112
Figure V.8 Anatomie du bassin 114
Figure V.9 Coupes de la prostate : a) frontale, b) axiale, c) sagittale 114
Figure V.10 Bassin de référence : a) segmentation, b) R3D 115
Figure V.11 Contrôle du bassin : a) segmentation, b) mise en correspondance 115
Figure V.12 Examen prédosimétrique : a) isocentre sur clip, b) segmentation 115

Figure V.13 R3D de la prostate : a) face, b) profil 115
Figure V.14 Echographies segmentées de la prostate et des vésicules séminales 116
Figure V.15 Mise en correspondance de la prostate et des vésicules séminales 116
Figure V.16 Echographie de la prostate 119
Figure V.17 Vérification de la position du clip de référence 120
Figure V.18 Acquisition des images échographiques 121
Figure V.19 Placement optimisé de la surface à numériser 125
Figure V.20 Segmentation images de référence et de contrôle 127
Figure V.21 Mise en correspondance du visage 127
Figure V.22 Décalage du visage entre deux installations 129

Tableau IV.1 Mesures de corrections 93

Tableau V.1 Résultat de la mise en correspondance pour les 10 derniers patients 121
Tableau V.2 Résultats de la mise en correspondance 126
Tableau V.3 Mise en correspondance par rapport au premier jour 128
Tableau V.4 Différence entre les résultats des tableaux 2 et 3 128

-

INTRODUCTION

Le traitement des cancers par radiothérapie externe est réalisé en plaçant le patient à distance d'une source d'irradiation. Depuis la création de cette technique médicale, au début du siècle, la gamme des énergies curatives et leur mode de production ont constamment évolué au rythme des innovations techniques. Les efforts des constructeurs ont plus récemment porté sur la réalisation de nouveaux accessoires pour les appareils de traitement traditionnels, les accélérateurs de particules, et sur le développement de logiciels de dosimétrie en trois dimensions (3D) pour l'étude du plan de traitement.
Les deux accessoires qui caractérisent l'évolution majeure des accélérateurs sont le collimateur multilames (CML) et le système d'imagerie de contrôle plus communément appelé PID (Portal Image Device).

L'utilisation de logiciels de dosimétrie en 3D permet aux radiothérapeutes d'optimiser l'objectif prioritaire de la radiothérapie : délivrer une dose maximale au volume tumoral et une dose minimale aux tissus et organes sains avoisinants.
Un examen scanographique ou d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) du patient permet de visualiser la région anatomique à traiter. Les images de l'examen sont numérisées et des logiciels sont utilisés pour exploiter cette information et permettre de simuler le traitement du patient. Cette étape correspond à l'étude dosimétrique. La balistique d'irradiation et la répartition de la dose à l'intérieur de l'organisme sont visualisées sur l'écran d'une station de travail. La tumeur et les organes voisins sont reproduits en 3D. Le volume tumoral est augmenté d'une marge de sécurité déterminant le volume cible.

Le dosimétriste définit le plan de traitement adapté au volume cible délimité par le radiothérapeute, en répartissant au mieux la dose entre ce volume et les tissus sains environnants.

De nombreuses équipes de recherche s'emploient à optimiser l'utilisation de ces nouveaux outils de travail, en les associant à des protocoles d'irradiation sophistiqués. Il n'est plus alors question de radiothérapie traditionnelle, mais de radiothérapie de conformation, ou conformationnelle (RTC).
Dans ce type de traitement, le radiothérapeute réduit volontairement la marge de sécurité autour de la tumeur. En contrepartie, il doit s'assurer, tout au long de la cure, de la précision du traitement, qui dépend essentiellement de la reproductibilité de la position du patient, ou directement de la reproductibilité de la position du volume tumoral.
La reproductibilité de la position du patient est traditionnellement assurée par un système de contention contraignant, voire invasif, et/ou des marqueurs artificiels externes de repérage. Des marqueurs internes (implants) peuvent être utilisés pour aider au repositionnement du volume tumoral directement.

L'alternative proposée dans ce document consiste à déterminer avec précision la différence de position du volume tumoral, entre son installation per-radiothérapique (traitement) et pré-radiothérapique (examen). Cette différence est calculée par mise en correspondance d'informations issues de différentes sources d'imagerie médicale, choisies en fonction du type et de la localisation de la tumeur. La procédure n'utilise que des informations anatomiques (os, organe, surface corporelle). Elle n'impose pas au patient un système de contention invasif, et réduit les étapes de préparation au traitement.
Le problème de la localisation du volume tumoral est divisé en trois cas :

1. La tumeur est située dans un organe pouvant changer sensiblement de position par rapport à son environnement anatomique. Elle doit être directement localisée.
2. La localisation de la tumeur ne change pas par rapport à son environnement anatomique. Elle est indirectement localisable par l'intermédiaire d'une structure anatomique externe (surface du corps, visage).
3. La localisation de la tumeur ne change pas par rapport à son environnement anatomique. Elle est directement ou indirectement localisable par l'intermédiaire d'une structure anatomique interne (structure osseuse).

Lorsque les différences de position et d'orientation sont supérieures à une marge de tolérance prédéfinie, une procédure de repositionnement peut être appliquée à la fois :

- au volume cible, par l'intermédiaire de la table sur laquelle est allongé le patient ;
- à la balistique d'irradiation, par l'intermédiaire des mouvements propres à l'accélérateur.

Le premier chapitre de ce document décrit l'évolution de la radiothérapie externe, l'émergence du concept de RTC et la description des outils qui la caractérisent : la dosimétrie 3D, le CML et le PID.

Le chapitre suivant est une étude bibliographique se rapportant à l'installation du patient, des limites d'une mise en place conventionnelle aux contraintes d'une RTC. Il permet de situer notre approche du repositionnement par rapport aux autres techniques utilisées ou à l’étude.

Le troisième chapitre détaille les étapes d'une procédure de repositionnement. La part de l'informatique y est prépondérante, à travers les logiciels développés et/ou utilisés dans le

cadre du travail présenté dans ce document. Une partie du chapitre est consacrée aux calculs de repositionnement permettant de compenser les limites mécaniques des accélérateurs conventionnels.

Le quatrième chapitre décrit les outils et les techniques associés à la mise en œuvre des systèmes de contrôle permettant de résoudre le problème de la localisation de la tumeur dans les trois cas précédemment cités. Les trois systèmes sont :

1. un appareil d'échographie, couplé avec un localisateur 3D, pour la localisation d'organes mobiles ;
2. un capteur de surface pour la numérisation rapide de structure anatomique externe (visage) permettant la localisation indirecte de la tumeur ;
3. une source de rayons X pour visualiser les structures internes (os) permettant la localisation directe ou indirecte de la tumeur.

Le dernier chapitre concerne la recherche clinique. Il fait le bilan de plusieurs années d'expérimentation, et tente d'évaluer les modalités d'adaptation d'une procédure de repositionnement en routine.

-

I. EVOLUTION DE LA RADIOTHÉRAPIE

La précision des traitements de radiothérapie est améliorée par l'évolution des appareils de traitement, des accessoires de collimation (CML) et des imageurs de contrôle (PID) de l'installation. Des examens scanographique ou IRM fournissent une information précise et globale de l'anatomie de la région corporelle à traiter. Le radiothérapeute peut localiser et délimiter avec précision la forme de la tumeur à l'aide de logiciels de dosimétrie en 3D. Ces mêmes logiciels permettent de déterminer une balistique d'irradiation adaptée à la forme de la tumeur et optimisée pour délivrer la dose maximale au volume tumoral, et la dose minimale aux tissus sains et organes environnants.

Le concept de RTC apparaît en France au début des années 90. Il résulte de la normalisation des examens, de l'évolution des logiciels de dosimétrie 3D, et de la disponibilité des nouveaux accessoires de traitement (CML, PID).

Cliniquement, l'objectif de la RTC est défini dès 1991 [LEIB91] :

> "...conformer la distribution spatiale de la plus forte dose de radiation à la forme du contour de la tumeur, tout en diminuant le volume de tissus sains environnants recevant cette dose forte. L'amélioration de la précision de la délimitation de la tumeur et l'exclusion des tissus sains devraient permettre d'augmenter la dose tumorale et donc le contrôle local de la tumeur..."

D'un point de vue plus pragmatique, la conférence de consensus de l'E.O.R.T.C. de 1993 assimile à une RTC :

> "...toutes les modalités de traitement par irradiation avec lesquelles les limites du volume cible sont adaptées pour s'harmoniser avec la représentation 3D du volume tumoral..."

Cette définition n'est pas assez précise. Actuellement, des traitements utilisent des champs complexes, adaptés au volume tumoral 3D, et ne sont pas pour autant considérés comme conformationnels, faute d'utiliser l'environnement matériel adéquat.

[CARR95] associe donc quatre échelons à la mise en œuvre de la RTC :

1. une acquisition d'images anatomiques en 3D ;
2. un système informatique d'étude de la distribution de la dose dans la zone atteinte ;
3. un accélérateur linéaire de particules ;
4. un CML couplé à un système de contrôle.

La RTC est ainsi définie comme un traitement de radiothérapie externe de grande précision, associé à une procédure et un environnement technologique spécifique. Il nécessite une préparation particulière et un matériel adéquat.

I.1 Notion de radiothérapie externe

La radiothérapie externe est réalisée par l'intermédiaire d'une source d'irradiation située en dehors du patient. Le but de l'irradiation est la destruction des cellules cancéreuses. Les appareils de traitement sont concus pour délivrer un faisceau de radiations limité à la région cancéreuse visée.
La source d'irradiation externe la plus connue est le cobalt, qui disparaît progressivement de l'arsenal radiothérapique des pays développés, au profit des accélérateurs de particules. Les accélérateurs utilisés en radiothérapie sont conçus pour produire un faisceau de rayonnement focalisé. Des collimateurs et des caches métalliques déterminent la forme du faisceau (champ d'irradiation).
L'accélérateur est étalonné et contrôlé par des radiophysiciens. Le comportement du rayonnement dans les tissus est connu et la répartition de la dose d'irradiation dans l'organisme peut être modélisée informatiquement. A partir de ces données, il est possible de réaliser une simulation informatique, ou étude dosimétrique, pour déterminer un plan de traitement. Le patient est irradié conformément à ce plan, avec l'accélérateur équipé de tous les accessoires annexes nécessaires à l'optimisation des soins.

I.1.1 Accélérateurs de particules

Les accélérateurs de particules à but thérapeutique sont de deux types : les accélérateurs d'électrons de haute énergie pour produire des électrons et des rayons X, et les accélérateurs de particules lourdes (cyclotron et synchrotron, etc), pour produire des neutrons et des protons. L'utilisation du deuxième type de machine est encore l'affaire de centres spécialisés (Orsay).

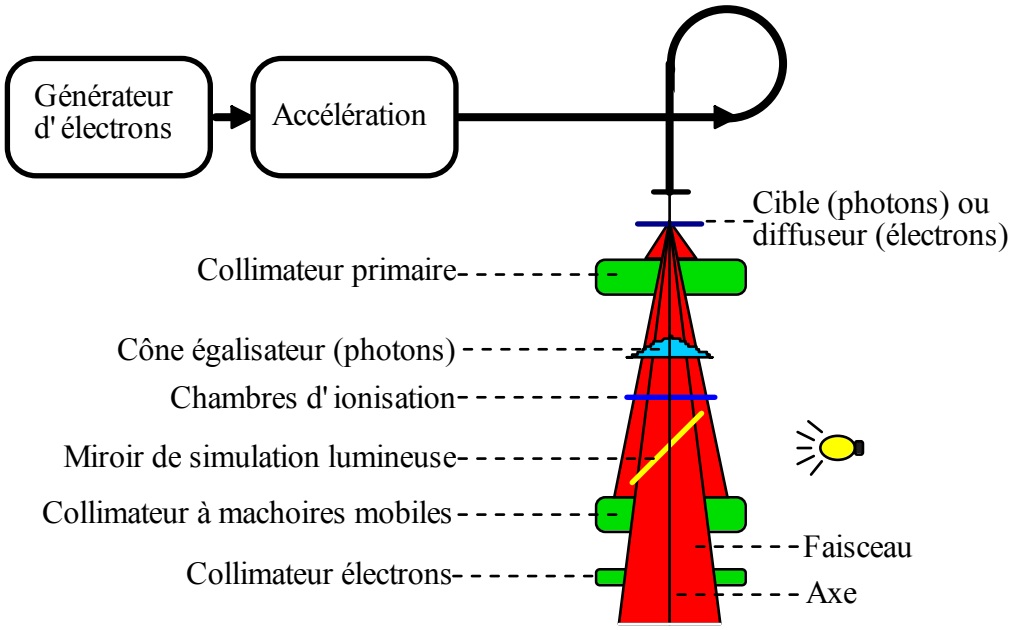


Figure I.1 Production du faisceau d'irradiation

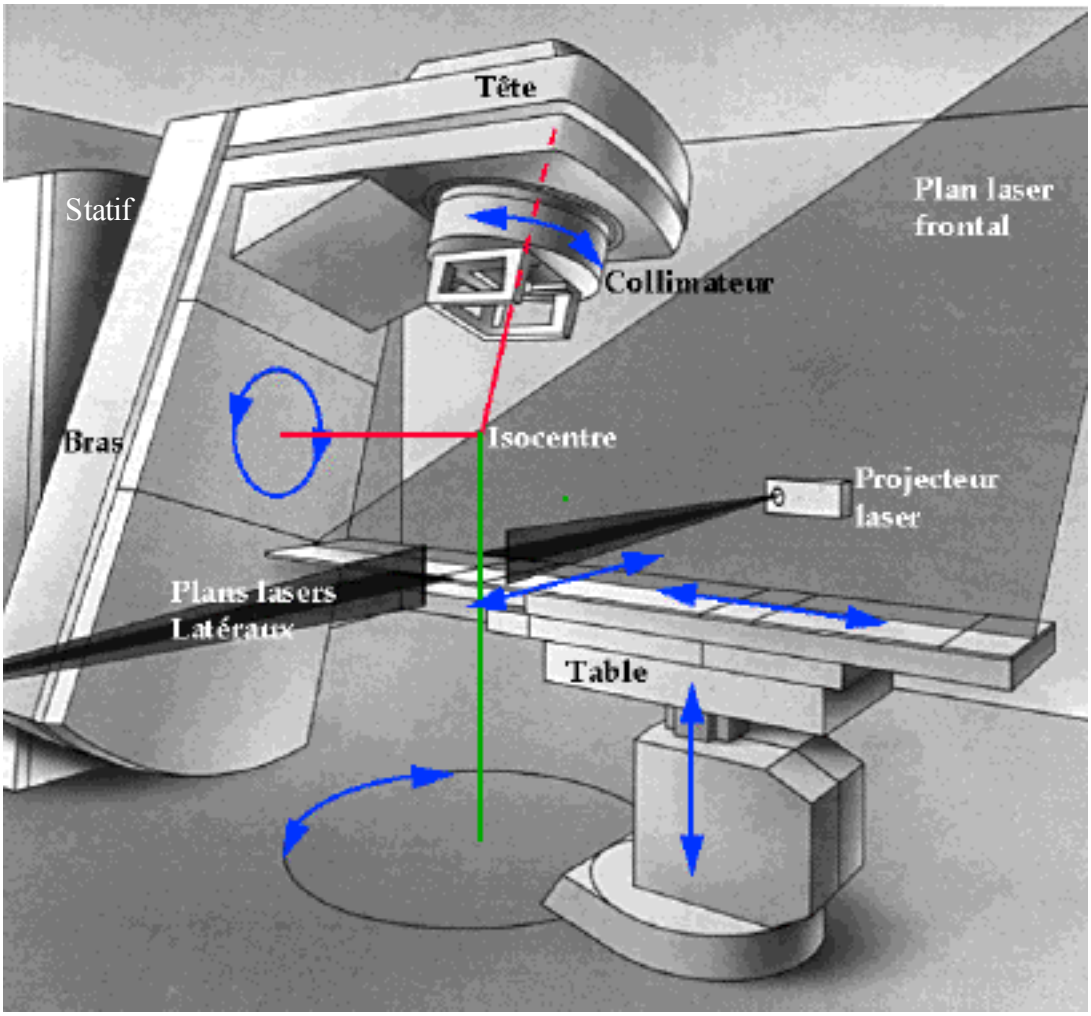


Figure I.2 L'accélérateurs et ses degrés de liberté (doc. SIEMENS)

L'accélérateur d'électrons produit ses particules par effet thermo-ionique. Les électrons sont accélérés en fonction de l'énergie de traitement souhaitée. Ils ont un parcours fini dans les tissus, qui est proportionnel à leur énergie. Cette caractéristique limite l'utilisation des électrons aux localisations superficielles (ganglions). Pour éradiquer des tumeurs plus profondes, il faut recourir aux rayons X, plus pénétrants. Les rayons X sont des photons de freinage, produits par une cible en tungstène placée sur le trajet des électrons.
Les accélérateurs destinés à la radiothérapie peuvent produire des énergies de quelques MeV (Millions d'électrons Volts) à quelques dizaines de MeV pour les électrons, et de quelques MV (MégaVolts) à quelques dizaines de MV pour les photons [MAZE92].

Mécaniquement, l'accélérateur se compose du statif, sur lequel s'articule le bras, muni d'une rotation isocentrique. Le bras supporte la tête d'irradiation (Figure I.2). Les électrons sont produits ou acheminés dans la tête d'irradiation, qui est munie de dispositifs permettant de produire un faisceau focalisé d'électrons ou de photons (Figure I.1). Un collimateur à machoires mobiles permet de régler la taille du champ. Il est muni d'une rotation isocentrique. Les axes de rotation du bras et du collimateur déterminent un point isocentre, utilisé comme point de référence en radiothérapie (Figure I.2).

Le faisceau est focalisé dans la tête de l'appareil, et son axe doit coïncider rigoureusement avec l'axe du collimateur. La focalisation du faisceau permet d'assimiler son origine à une source ponctuelle localisée dans la tête de l'appareil. La distance entre la source et l'isocentre est fixée précisément à un mètre.
Le patient est installé sur un lit ou table de traitement. La table dispose d'une rotation autour de l'axe vertical passant par l'isocentre de l'accélérateur (Figure I.2). Une deuxième rotation est possible dans le même plan, mais par rapport au pied de la table. La table dispose des trois translations (verticale, latérale et longitudinale) nécessaires au positionnement du patient dans le plan d'irradiation de l'accélérateur. Les déplacements sont calculés par rapport à l'isocentre de l'appareil.
Le faisceau d'irradiation est matérialisé par une simulation lumineuse. Une lampe de forte puissance est installée dans la tête de traitement. La lumière, réfléchie par un miroir (Figure I.1), se projette à travers le collimateur en reproduisant la forme du faisceau. L'axe du faisceau peut être visualisé par le croisement de deux fils fixés sur un support placé en dessous du collimateur

Les murs de la salle de traitement sont équipés de trois projecteurs de lumière laser rouge (Figure I.2). Deux projecteurs sont placés latéralement, de part et d'autre de l'accélérateur. Chacun d'eux projette un plan laser horizontal et un plan vertical. La ligne d'intersection des deux plans passe par l'isocentre. Correctement réglés, les plans lumineux des deux projecteurs sont alignés. Le troisième projecteur est placé face à l'appareil, en hauteur. Il ne projette qu'un seul plan vertical passant par l'isocentre. Les projections lasers facilitent l'installation du patient, en matérialisant les trois plans d'un référentiel axé sur l'isocentre de l'appareil de traitement (cf. chapitre III).

I.1.2 Champs et collimateurs

Le collimateur traditionnel comprend deux jeux indépendants de deux machoires mobiles, permettant de réaliser des champs carrés ou rectangulaires (Figure I.3-A). Les machoires sont intégrées à l'appareil de traitement (Figure I.1). Leurs mouvements peuvent être commandés de l'intérieur ou de l'extérieur de la salle de soins. De nombreux systèmes ont été mis au point pour modifier la géométrie du champ d'irradiation. La Figure I.3 montre la succession des procédés utilisés pour adapter la forme du champ à la conformation de la

tumeur.

La méthode de collimation additionnelle la plus simple utilise un jeu de caches en plomb (Figure I.3-B). Il s'agit de blocs parallélépipédiques ou cylindriques d'une épaisseur suffisante pour atténuer le rayonnement d'au moins 95%. Les caches sont placés sur un plateau fixé sous le collimateur.
A cause de la divergence du faisceau, les parois verticales des caches créent une zone de pénombre en bordure de champ. Pour remédier à cet inconvénient, des systèmes à découpes sont utilisés pour réaliser des caches focalisés, adaptés à la divergence du faisceau. Une découpe en positif, reproduisant la forme du champ, est réalisée dans un matériau radio-transparent (Polystyrène). La découpe est placée dans un bac, qui est ensuite rempli de mercure ou de billes de plomb.
Les caches, peu pratiques d'emploi, sont remplacés par des découpes en négatif. Les alliages à bas point de fusion (Cerrobend) permettent de fabriquer directement des protections qui respectent l'obliquité du faisceau (Figure I.3-C). Ces découpes focalisées sont fixées pour toute la durée de leur utilisation sur une plaque d'Altuglas. La plaque se place d'une manière unique sur un plateau intermédiaire.

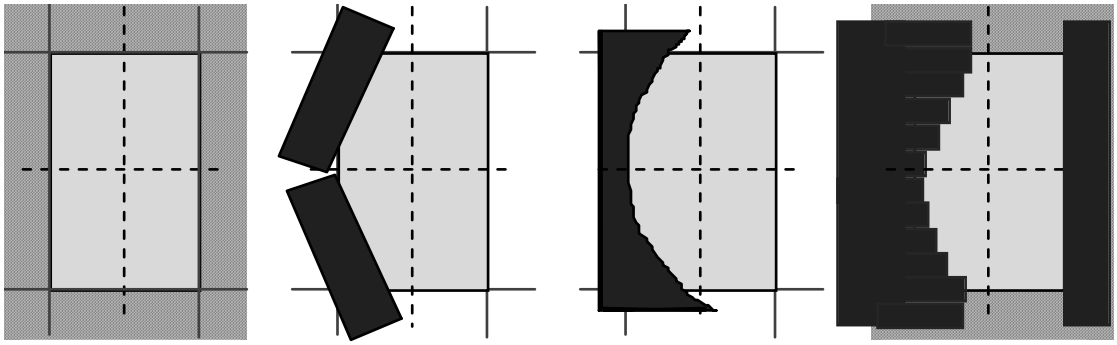


Figure I.3 Evolution de la forme des champs d'irradiation

Les découpes focalisées ont, elles aussi, leurs inconvénients. Elles nécessitent une manutention et un encombrement importants. En cas de modification de la forme du champ en cours de traitement, une nouvelle découpe doit être réalisée.

Ces inconvénients ne sont pas des obstacles aux traitements traditionnels, mais les contraintes d'un traitement de RTC nécessitent un procédé de mise en forme du faisceau plus sophistiqué. Le CML, intégré aux appareils de traitement à la place du collimateur conventionnel, semble répondre à cette attente. La (Figure I.3-D) montre un exemple de collimation CML. Son fonctionnement et son utilisation sont décrits en fin de chapitre

I.1.3 Dosimétrie des faisceaux d'irradiation

En radiothérapie, tous les paramètres de traitement doivent être connus et chiffrés : type de rayonnement, surfaces et volumes corporels traités, durée de l'exposition, conséquences physiologiques, etc. Le savoir-faire empirique des premières années s'est rapidement enrichi des connaissances de la radiobiologie et de la physique nucléaire, donnant naissance à une nouvelle discipline para-médicale, la radiophysique [TUBI63].
Le radiophysicien est responsable de la qualité du traitement. Il réalise l'étalonnage et

détermine les caractéristiques géométriques et dosimétriques de chaque type de faisceau, avant leur mise en activité et durant toute leur durée d'utilisation.

L'unité de dose utilisée en radiothérapie est le Gray (Gy), qui correspond à la dose absorbée, ou quantité d'énergie absorbée par unité de masse irradiée.
L'étalonnage, réalisé dans l'eau, permet de déterminer la dose absorbée dans des conditions de référence.
L'étude des caractéristiques du faisceau permet de calculer, en tout point du volume irradié, la dose absorbée, en fonction de l'ensemble des paramètres entrant en jeu (dimensions du champ, distance de traitement, épaisseur des tissus traversés, etc).

La Figure I.4-a montre la répartition de la dose dans l'eau, pour un champ de 50*50 mm, aux photons de 25 MV.

I.1.4 Dosimétrie de la balistique d'irradiation du patient

L'étude dosimétrique a pour but de définir par simulation informatique la balistique d'irradiation des patients [FLET73]. L'irradiation nécessite un ou plusieurs champs d'irradiation. Chaque champ est caractérisé spatialement par son incidence (position du bras), ses dimensions et son orientation (ouverture et rotation du collimateur). L'ensemble des champs définit la balistique de traitement, qui est optimisée pour délivrer sur l'ensemble du volume tumoral une dose au moins égale à la dose préconisée, en épargnant au maximum les tissus et organes sains environnants.

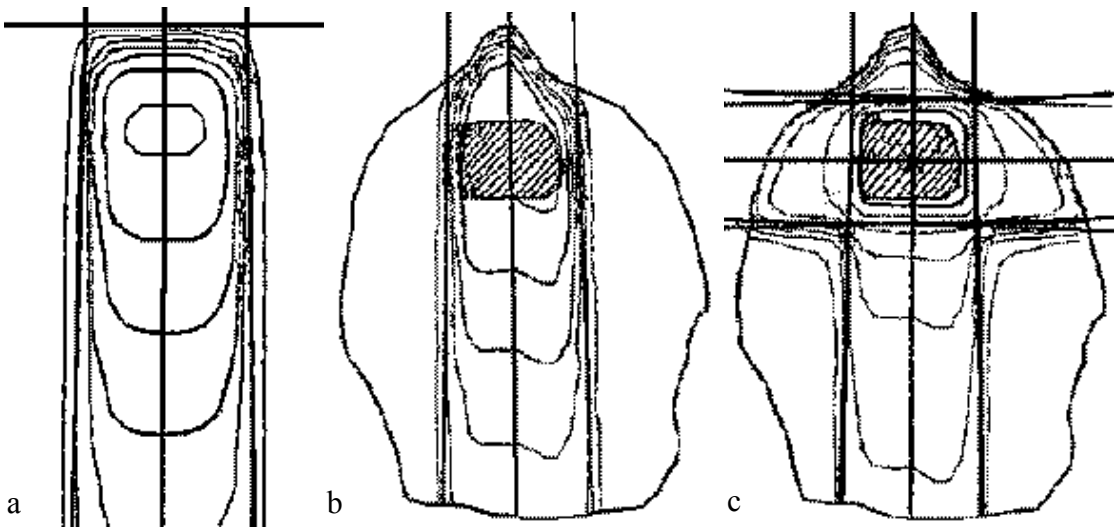


Figure I.4 Représentation d'isodoses :

a) de référence dans l'eau, b) dans les tissus, c) dosimétrie 4 champs orthogonaux.

La représentation dosimétrique du plan de traitement permet, à partir de l'étalonnage de l'appareil, de calculer la dose en tout point du volume irradié, en tenant compte de la morphologie du patient. Le schéma du milieu de la Figure I.4-b montre la répartition de la dose en fonction du relief rencontré. L'atténuation de la dose peut aussi être corrigée, en fonction de la densité des tissus traversés lorsque cette densité est différente de celle de l'eau (poumons, os, etc).

La dosimétrie a d'abord été réalisée à la main, en deux dimensions (2D), puis sur ordinateurs, à partir de reproductions du contour du patient. Le schéma de droite de la Figure I.4-c montre la répartition de la dose résultant de trois champs (antérieur, latéral droit et latéral gauche) centrés sur le volume cible (zone hachurée).
Les examens de scanneurs ou d'IRM ont remplacé les contours par des coupes tomographiques. Ils donnent une représentation globale de la région examinée, incluant la tumeur et l'ensemble des tissus et des organes environnants.
Les logiciels de dosimétrie ont suivi l'évolution de l'imagerie médicale. La dosimétrie est devenu tridimensionnelle [BRID96].
Comme le rappelle [CARR95], "Grâce à cette dosimétrie 3D, les plans de traitement les plus complexes deviennent théoriquement réalisables".
Cette complexité a donné naissance au concept de RTC.

I.1.5 Volumes d'irradiation

L'International Commission on Radiation Units and Measurements a défini en 1993 les cinq volumes à prendre en compte lors d'une irradiation [ICRU93].

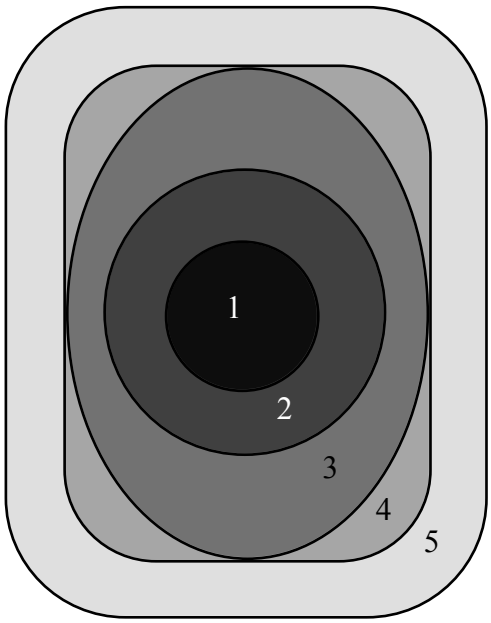


Figure I.5 Volumes de traitement

1. Le GTV (Gross Tumor Volume = volume tumoral macroscopique), qui circonscrit la tumeur précisément délimitée par le radio-thérapeute. Les tumeurs microscopiques, ou macroscopiques ayant eu une exérèse chirurgicale, ne sont pas concernées.
2. Le CTV (Clinical Target Volume = Volume cible anatomoclinique), qui étend le GTV aux tissus suspects autours de la tumeur (envahissement microscopique prouvé ou potentiel).
3. Le PTV (Planning Target Volume = volume cible prévisionnel), qui ajoute une marge de sécurité au CTV, pour suppléer à l'imprécision du traitement (cf chapitre II).
4. Le TV (Treated Volume = volume traité). qui délimite le volume recevant effectivement la dose de traitement.
5. Le IV (Irradiated Volume = volume irradié), qui correspond au volume des tissus qui reçoivent une dose significative par rapport à la tolérance des tissus normaux.

Un dernier volume qui n'est pas représenté, n'étant pas présent systématiquement, concerne les organes à risque.
La dose curative prescrite par le radiothérapeute doit englober au plus prés le PTV qui prend en compte, entre autre, l'imprécision liée à l'installation du patient ou à la localisation précise de la tumeur. La dose admissible sur le IV et les organes à risque dépend de leur radio-sensibilité propre.
Le TV est directement lié à la précision de la balistique d'irradiation par rapport à la forme du PTV. Le TV et le IV dépendent aussi de la précision du traitement.

I.1.6 Traitement

Le traitement du patient consiste en une irradiation du volume tumoral. La dose totale à délivrer sur le PTV est déterminée par le radiothérapeute. D'une manière générale, le traitement est étalé sur plusieurs semaines, à raison d'un séance journalière, à l'exception du samedi et du dimanche. L'irradiation est pratiquement toujours fractionnée, pour permettre à l'organisme de mieux la supporter. Le fractionnement favorise le renouvellement des cellules saines, plus rapide que celui des cellules cancéreuses. Dans la région irradiée, la population des cellules tumorales va donc décroître plus rapidement que la population des cellules saines. En fin de traitement, la quantité de cellules tumorales survivantes est considérée comme suffisamment faible pour être éliminée par les défenses immunitaires de l'organisme.
Chaque jour, le patient est installé de la même manière et la balistique d'irradiation est appliquée. Un traitement nécessite donc une préparation, et ne peut commencer avant que la position de traitement du patient et la balistique d'irradiation n'aient été déterminées avec précision.

I.2 Préparation du traitement

La préparation du traitement varie suivant le type de cancer et le plan de traitement choisi par le radiothérapeute. Les étapes pré-radiothérapiques décrites dans ce paragraphe concernent plus spécialement les traitements nécessitant un examen pré-dosimétrique et une dosimétrie 3D compatible avec une RTC.

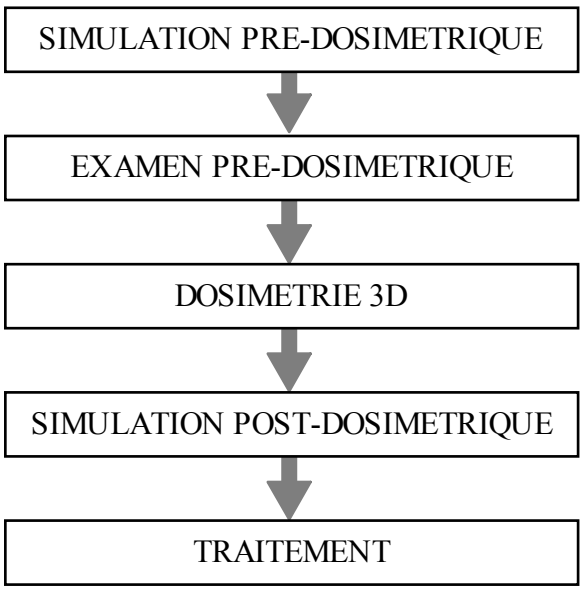


Figure I.6 Préparation du traitement

L'étude dosimétrique 3D nécessite une information détaillée de la région anatomique à traiter, pour permettre la reconstruction précise, en 3D, de la tumeur et des organes situés à proximité.
Les étapes qui se rapportent à cette partie du processus de traitement (Figure I.6) concourent à la précision de l'installation du patient. Le repérage de l'installation est

essentiel pour que la balistique de traitement déterminée par l'étude dosimétrique soit reproduite avec le maximum de précision au traitement. C'est la reproduction fidèle de la position du patient qui est garante de la réalisation de l'irradiation correcte du PTV.

I.2.1 Simulation pré-dosimétrique

La simulation pré-dosimétrique a deux objectifs :

1. Réaliser un système de contention permettant d'immobiliser le patient, et de le positionner de la même manière à chaque nouvelle installation. L'immobilisation et le positionnement sont plus ou moins bons en fonction de la partie du corps concernée par la contention, et du type de contention utilisé. Le problème de la contention étant directement associé à la précision du traitement, est traité plus à fond dans le chapitre suivant.
2. Faire un repérage approximatif du volume tumoral. Ce repérage est matérialisé par des marques faites sur la peau du patient ou sur la contention. Les marques pré-dosimétriques déterminent les trois axes de positionnement, axial, transverse et longitudinal, à reproduire lors de l'examen pré-dosimétrique. Elles peuvent être directement faites à ce moment là.

I.2.2 Examen pré-dosimétrique

Le but de l'examen pré-dosimétrique est de fournir une information détaillée, et exploitable dosimétriquement, de la région anatomique à traiter. L'examen se compose en général d'une succession de coupes régulièrement espacées, réalisées dans un même plan (axial). Plus la distance entre les coupes et l'épaisseur des coupes sont faibles, plus l'information augmente en quantité et en précision.
Un certain nombre de paramètres sont indispensables, dont :

- la distance inter-coupes (entre 2 et 5 mmm) ;
- le rapport pixel / millimètres ;

Le patient est installé sur la table d'examen, avec sa contention. Des marqueurs radio-opaques sont placés sur les repères pré-dosimétriques. Les repères sont superposés aux lasers de centrage de l'imageur. L'ensemble de l'examen est ainsi localisé dans un référentiel défini par rapport aux repères. Les marqueurs permettent de voir les repères sur les images de l'examen.
La position des repères pré-dosimétriques peut être déterminée durant cette étape, directement à l'aide de l'imageur.

Les imageurs intéressant la dosimétrie 3D doivent fournir une information morphologique, permettant de visualiser la forme et la structure interne du corps humain. Cette information doit être la plus complète et la plus précise possible. Les deux systèmes remplissant ces conditions sont le scanneur et l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).

I.2.2.1 Scanneur

Le scanneur se compose d'un tube à rayons X et de détecteurs. Le tube tourne autour du patient sur 180° ou 360°, et les détecteurs enregistrent une succession de mesures. Chaque mesure correspond à l'atténuation du faisceau de rayons X, causée par la traversée des éléments du corps du patient qui se trouvent sur l'axe tube/détecteur. L'ensemble des

mesures permet de calculer le coefficient d'atténuation linéique de chaque élément du volume corporel examiné.
Le volume examiné est reproduit sous forme de coupes axiales, plus ou moins espacées selon la précision de l'examen.
Les scanneurs de dernière génération permettent une acquisition volumique (3D), en synchronisant la rotation du tube et le déplacement de la table. Cette procédure réduit le temps d'acquisition et simplifie la reconstruction de coupes dans des plans sagittal ou transverse.

I.2.2.2 IRM

L'IRM est d'origine plus récente que le scanneur. Il se compose d'un puissant générateur de champs magnétiques, couplé à un émetteur/récepteur d'ondes électromagnétiques. L'IRM utilise les propriétés électromagnétiques des atomes d'hydrogène, présents en grande quantité dans le corps humain, pour reconstruire des coupes dans les plans axial, sagittal ou transverse du volume examiné. Comme pour le scanneur, l'évolution des appareils permet une acquisition plus rapide et volumique de la région examinée.
L'IRM est particulièrement indiquée pour la visualisation des tissus mous, notamment le cerveau.

I.2.3 Dosimétrie 3D

La dosimétrie 3D est réalisée sur une station de travail (ordinateur) suffisamment puissante pour permettre de réaliser rapidement :

- le traitement des images de l'examen pré-dosimétrique ;
- la détermination de la balistique d'irradiation ;
- le calcul de la répartition de la dose dans le corps.

L'examen pré-dosimétrique du patient fournit au radiothérapeute des informations précises sur la forme et la localisation de la tumeur. Tous les volumes concernés directement (tumeur, adénopathies, métastases, etc), ou indirectement (tissus sains, organes à risque, etc) par l'irradiation sont segmentés sur toutes les coupes où ils apparaissent. La segmentation correspond au tracé du contour d'un volume, automatiquement, ou manuellement, à l'aide d'une interface graphique. Les coupes sont affichées les unes après les autres sur l'écran de la station, et l'opérateur "dessine" sur chacune le contour des volumes d'intérêt, à l'aide de l'interface graphique (souris, etc). Les coordonnées des points formant les contours sont mémorisées. A ce stade, les coordonnées sont le plus souvent calculées par rapport à un référentiel 2D associé à l'image affichée.
Lorsque toutes les coupes ont été traitées, il est possible de reconstruire chaque volume d'intérêt, en 3D, à partir de l'ensemble de ses contours réalisés sur les coupes. Les coordonnées de tous les points d'un même volume sont recalculées dans le référentiel prédosimétrique, en prenant en compte la distance inter-coupes.

Les reproductions en 3D de la tumeur et des organes ou des régions anatomiques voisines ont modifié la préparation du plan de traitement. Le PTV étant délimité avec précision, les tissus sains périphériques peuvent être mieux protégés.
La répartition, l'incidence, la forme et le nombre de champs sont ajustés pour déterminer la meilleure balistique d'irradiation. La dosimétrie 3D donne ainsi une meilleure maîtrise de la distribution de la dose sur les différents volumes. Elle peut permettre de réduire :

- le IV et la dose délivrée dans les organes à risque, en répartissant mieux l'irradiation dans les tissus environnant la tumeur ;
- la différence entre le TV et le PTV, en adaptant la forme des faisceaux à celle de la tumeur ;
- le PTV, en augmentant la précision du traitement.

Comme le résume [TOUB94], il est désormais possible "d'adapter la distribution de la dose d'irradiation à un volume cible tumoral de forme complexe de façon à ce que l'isodose d'enveloppe épouse ses contours et que la dose absorbée en son intérieur soit le plus homogène possible sans accroître, voire en diminuant, la dose aux tissus sains de voisinage", pour réaliser des RTC.

Un certain nombre d'outils facilitent la tâche du dosimétriste dans sa recherche de la balistique optimale :

- **le Beam's Eye view** (BEV), qui permet de simuler une vue à partir de la source du faisceau. Cette projection facilite la délimitation du champ autour de la tumeur.
- **l'histogramme dose/volume** (HDV), qui donne une représentation graphique (cumulative ou différentielle) du volume de tissus d'un organe ou d'une région d'intérêt (en ordonnée) ayant reçu une dose D, en Gy ou en pourcentage d'une dose totale (en abscisse).

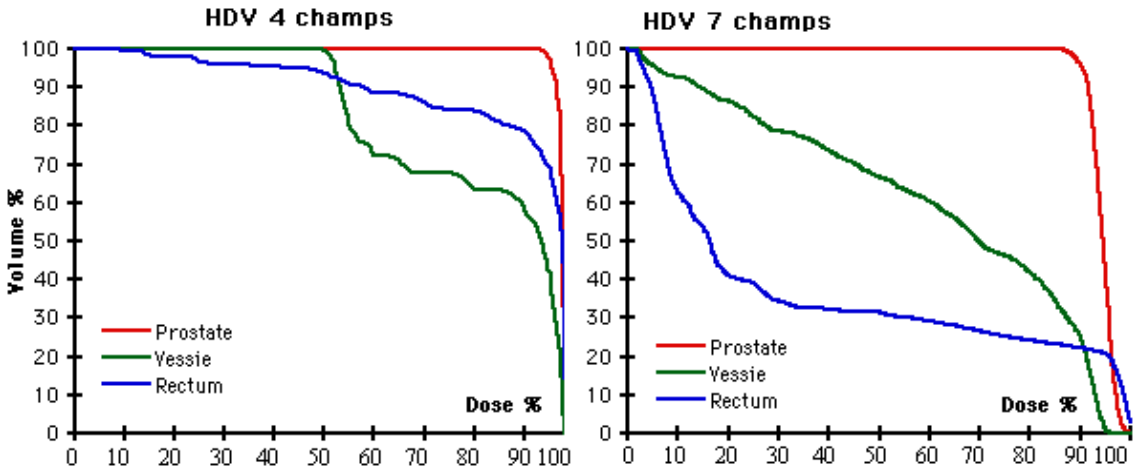


Figure I.7 Histogrammes dose / volume cumulatif

La Figure I.7 montre l'apport des HVD cumulatifs en matière de comparaison entre deux techniques d'irradiation de la prostate. Avec une technique classique en quatre champs, sur l'histogramme de gauche, 50% de la vessie reçoit au moins 100% de la dose totale, pour seulement 25% par une technique sept champs optimisés [MENG96], sur l'histogramme de droite.

I.2.3.1 Notion de dosimétrie inverse

La méthode traditionnelle de détermination de la balistique de traitement peut se révéler fastidieuse pour atteindre les objectifs de la RTC. Elle consiste en un plus ou moins grand nombre d'essais de combinaisons de champs, en fonction de l'expérience et de l'intuition du dosimétriste.
Cette approche dosimétrique directe procède par tatonnement, à partir d'un certain nombre de contraintes qui sont :

- La dose minimum à délivrer sur le PTV ;

- La dose maximum à délivrer sur le IV ;
- La dose à ne pas dépasser sur les organes à risque situés à proximité.

Le problème peut être inversé [MENG96], en déterminant la répartition de la dose en fonction des contraintes avant de placer les champs. Le dosimétriste s'applique à poser le mieux possible le problème, à partir de contraintes qui vont porter non seulement sur les doses, mais aussi sur les champs (nombre, incidence, etc). Il laisse ensuite le système lui proposer un plan de traitement qu'il peut accepter ou refuser. Si le plan de traitement ne lui convient pas, le dosimétriste modifie les contraintes pour un autre essai.

I.2.4 Simulation post-dosimétrique

Dans le contexte d'une dosimétrie 3D, la simulation post-dosimétrique traditionnelle (centrage) a pour objectif de reproduire réellement la balistique de traitement déterminée virtuellement. L'environnement classique est un appareil de radiologie spécifique, le simulateur. Le simulateur dispose des mêmes mouvements, en translation et en rotation, que les appareils de traitement.
Le patient est installé avec son système de contention. Sa position est ajustée de manière à aligner les marques de l'examen pré-dosimétrique sur les faisceaux des lasers. Des déplacements sont appliqués à la table, et si nécessaire, directement au patient, afin de repositionner ce dernier conformément à l'étude dosimétrique. Le repère dosimétrique doit alors théoriquement coïncider avec le repère isocentrique du simulateur.
Chaque champ est simulé à l'aide des mouvements du simulateur, radiographié, et éventuellement ajusté. Tous les champs de la balistique de traitement sont ainsi visualisés et corrigés. De nouvelles marques, correspondant à l'étude dosimétrique et à la balistique des faisceaux, sont alors faites sur la peau ou le système d'immobilisation du patient. Ces marques dosimétriques remplacent définitivement les marques pré-dosimétriques, et servent à positionner le patient lors des installations ultérieures.
Le simulateur est progressivement remplacé par le tomo-simulateur, qui permet de réaliser, en plus des radiographies classiques, des tomographies axiales.

La notion de simulation évolue avec la dosimétrie 3D et la RTC. Elle peut être réalisée de manière virtuelle (simulation sur ordinateur), et s'intégrer à l'étape de dosimétrie. La procédure de centrage est alors appliquée au traitement, lors de la première installation. Cet aspect de la simulation est traité dans le chapitre suivant, en rapport avec le contrôle de l'installation du patient.

I.2.5 Autres techniques de radiothérapie externe de précision

Les tumeurs de petites tailles (intracrâniennes, ophtalmiques, etc) peuvent être irradiées selon une procédure et un appareillage particulier. Le traitement est souvent réalisé en condition stéréotaxique (cf chapitre II) sur une ou plusieurs séances, avec des minifaisceaux ($\leq$ 20 mm) [SCHL96].
L'appareil peut être un accélérateur de protons [MAZA96] ou un accélérateur d'électrons pour les faisceaux de photons [SCHL97].
Les accélérateurs utilisés peuvent être soit conventionnels, mais d'une grande précision mécanique, soit dédiés, conçus pour produire des minifaisceaux, soit robotisés, capables de traiter le patient sous toutes les incidences [SCHL97].

Les critères de précision et de reproductibilité de ces traitements sont compatibles avec ceux de la RTC. Si les outils de contention, de contrôle et de repositionnement ne sont pas toujours directement transposables dans un environnement de traitement traditionnel, les problèmes à résoudre et les procédures de contrôle à appliquer sont identiques.

I.3 Accessoires de traitement

Les accélérateurs sont désormais équipés en option d'un CML et d'un PID. Le premier accessoire de traitement directement associé à la RTC est le CML, permettant de reproduire rapidement la forme du faisceau déterminée durant l'étude dosimétrique. Le second est le PID, système d'imagerie numérisée qui permet de contrôler la qualité de l'irradiation.

I.3.1 Collimateurs multi-lames

Le CML est constitué de deux mâchoires opposées, composées d'un assemblage de lames qui peuvent être déplacées indépendamment les unes des autres (Figure I.8).

Il est possible d'ajuster la position de chaque lame, pour donner à chaque mâchoire la forme souhaitée. Le déplacement des lames est piloté par informatique. Les lames peuvent être déplacées pendant l'irradiation. Ces caractéristiques font du CML l'outil de conformation idéal pour reproduire la forme complexe des champs.

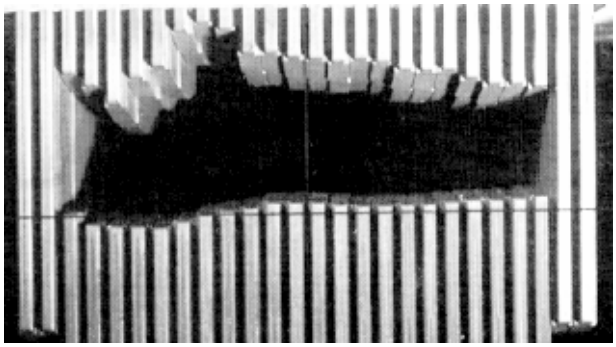


Figure I.8 Collimateur multilames

Bien que la commercialisation du CML en France (1994) soit postérieure au concept de RTC, et que son fonctionnement ne le limite pas à cette radiothérapie, il lui est systématiquement associé.

Les possibilités du CML vont au-delà de la simple reproduction de la forme d'un champ. La possibilité de piloter en temps réel les lames permet de modifier dynamiquement la forme du faisceau pendant l'irradiation. L'irradiation peut être réalisée en continu, avec synchronisation des mouvements de rotation de l'accélérateur et de déplacement des lames, permettant ainsi une répartition de dose encore plus adapté au PTV.

Le CML présente encore quelques inconvénients. Notamment la dentelure générée par les lames sur la forme du faisceau, qui modifie la pénombre en bordure de champ. Mais la

technologie évolue rapidement : le nombre de lames augmente, leur taille diminue, le pilotage et le temps de réaction des lames s'améliorent.

I.3.2 Imageur de controle

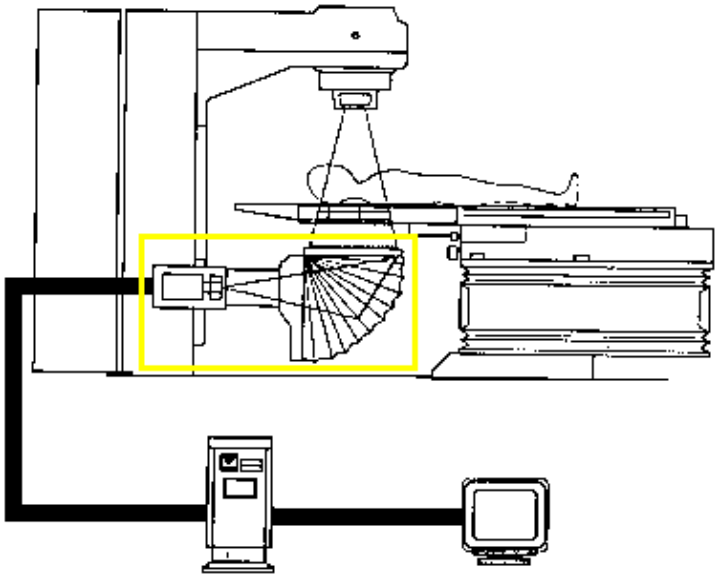


Figure I.9 Système d'imagerie intégré (PID)

Le PID, ou EPID pour Electronic Portal Imaging Device, peut être comparé au système de scopie d'un appareil de radiologie. Il se positionne à l'opposé de la source de rayonnement, par rapport au patient.

Le modèle le plus courant se compose d'un écran fluorescent et d'une caméra ultra-sensible. Les rayons X traversent le patient, avant d'atteindre une plaque métallique placée juste avant l'écran. L'interaction des X avec le métal produit des électrons qui vont illuminer l'écran fluorescent, en reproduisant les différences de densité des tissus rencontrés. Un miroir placé sous l'écran et orienté à 45° réfléchit l'image en direction de la caméra. Celle-ci se trouve ainsi en dehors du faisceau et ne risque pas d'être détériorée trop rapidement par le rayonnement.
En mode d'acquisition d'images, la caméra filme en continu et les images sont traitées informatiquement pour être visualisées et exploitées sur une station de travail. Ce type de PID n'est pas fixe. Il est intégré dans le bras de l'accélérateur, et doit être déployé pour être utilisable (Figure I.9).

D'autres systèmes sont expérimentés, comme les matrices de chambres d'ionisation, de diodes, etc. Chaque système a ses avantages et ses inconvénients [LESC94].

L'inconvénient majeur, commun à tous les PID, est la mauvaise qualité de l'image, due aux fortes énergies utilisées (Figure I.10). Ce problème se répercute sur son utilisation, bien souvent limitée à des clichés de contrôle exploités après la séance de traitement.

L'amélioration de la qualité de l'image, la diminution du temps d'irradiation nécessaire à

une acquisition, et des logiciels plus interactifs et plus performants, devraient à l'avenir faciliter son utilisation.

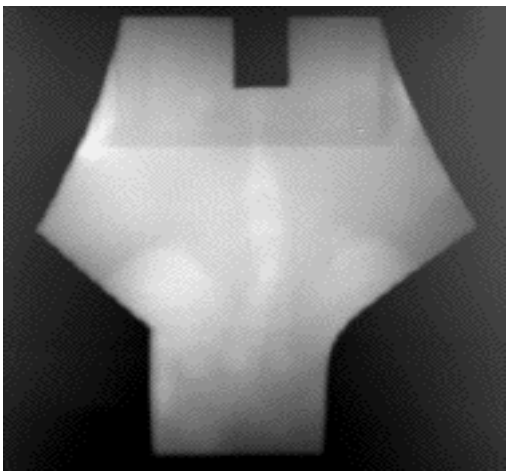


Figure I.10 Image de PID (champ médiastinal avec découpe)

I.3.3 Exploitation du PID en RTC

Paradoxalement, l'évolution des deux accessoires les plus représentatifs de la RTC semble contrarier leur complémentarité. Dans son développement actuel, le PID est essentiellement utilisé au champ par champ. A moins d'en modifier le mode d'emploi, il semble difficile de l'utiliser avec un CML fonctionnant en mode dynamique.
Même si, comme la CML, le PID évolue, son domaine d'application semble devoir se limiter aux structures osseuses, avec un champ d'une taille suffisante pour donner une information exploitable.

I.4 Conclusion

L'augmentation des informations pré-dosimétriques et le développement d'outils informatiques capables d'exploiter ces informations, combinés à de nouveaux accessoires de traitement, modifient progressivement le déroulement des étapes pré- et per-radiothérapiques. Certains traitements conventionnels évoluent pour s'adapter à ces moyens, par une balistique et une collimation plus précises, concrétisant ainsi progressivement le concept de RTC.

La RTC demande une grande précision et une grande reproductibilité dans l'application au traitement de la balistique d'irradiation étudiée et simulée en 3D. Les moyens et les méthodes de contrôle adéquats sont encore à définir.

Même en misant sur l'amélioration du PID, il faut envisager l'utilisation et/ou la mise au point d'autres systèmes de contrôle pour :

- localiser directement les organes ;
- réaliser un contrôle plus rapide et plus fiable, sans irradiation superflue ;
- déterminer la position du volume cible dans l'espace, plutôt que la position de chaque champ successivement.

Sans oublier que le contrôle de l'installation ne se conçoit que dans la mesure où il s'accompagne d'une procédure de repositionnement du volume cible, lorsque cela s'avère nécessaire.

-

II. INSTALLATION ET CONTRÔLE : ÉTAT DE L'ART

Après la dosimétrie 3D, la première installation du patient, décrite dans le chapitre précédent, peut avoir lieu au centrage, ou directement au traitement.
Les installations suivantes reproduisent la position finale de la première installation. Le patient est replacé dans son système de contention. La table est déplacée jusqu'à ce que les marques de repérage coïncident avec les axes du repère isocentrique de l'appareil de traitement, matérialisés par les lasers.

La précision de l'installation du patient s'appuie essentiellement sur la reproductibilité de sa position d'une installation à l'autre, et le maintien de cette position durant la séance. Tous les moyens classiquement mis en œuvre concourent à cette reproductibilité, aux différents niveaux où elle intervient :
1. entre l'examen pré-dosimétrique et la simulation post-dosimétrique ;
2. entre la simulation post-dosimétrique et le traitement ;
3. d'une séance à l'autre au traitement.

Les outils utilisés et les études réalisées pour évaluer la précision de l'installation en radiothérapie classique ont contribué au développement de procédures de contrôle plus complexes, compatibles avec la RTC.
L'évolution est d'abord technique. Les systèmes de contention s'améliorent du point de vue de la conception (ergonomie, matériaux radio-transparents, etc). Les contrôles sont facilités par des systèmes d'imagerie intégrés. Les informations sont traitées rapidement par informatique et peuvent servir à vérifier l'installation du patient en début de séance, et

même durant le traitement. La vérification de la précision se fait de plus en plus à partir d'images numérisées. Le contrôle précis, en 3D, de la position du volume tumoral n'apparait plus comme une procédure réservée à des techniques nécessitant un appareillage particulier, comme la protonthérapie.
Les étapes précédant l'installation fournissent des données de référence sur la position du patient, ou directement de la région d'intérêt. Elles sont comparées à des données acquises à l'étape de contrôle et permettent de déterminer la correction à appliquer à l'installation du patient.

II.1 Sources d'erreur

A chaque étape de la radiothérapie (préparation traitement), la qualité de la reproductibilité de la position du patient, et donc du volume tumoral, peut être compromise par de nombreux facteurs. La liste des sources d'erreur qui suit n'est pas exhaustive. Elle regroupe les causes les plus courantes par catégories.

1. Précision de l'appareil de traitement :
    - taille des champs inexacte ;
    - isocentre décalé ;
    - décalage entre le champ de repérage (lumineux) et le champ d'irradiation.

2. Repérage du champ d'irradiation :
    - marques imprécises (largeur de trait, effacement);
    - marques sur le système de contention et non sur le patient.

3. Position du patient :
    - installation différente entre l'examen prédosimétrique et la simulation ;
    - installation différente entre la simulation et le traitement ;
    - mouvements pendant l'examen prédosimétrique, la simulation ou le traitement.

4. Position du volume cible :
    - mobilité, induite par la déglutition, la respiration ou la digestion (poumon, prostate, etc) ;
    - déformation (vessie, rectum, etc).

La première source d'erreur est supprimée ou réduite par l'étalonnage et le contrôle régulier des appareils de traitement. Les autres causes d'erreur citées sont compensées par un élargissement du PTV (chap. I), et diminuées par un système de contention adapté.
L'évolution des méthodes de simulation, de contrôle et de repositionnement contribue de plus en plus à la diminution ou à l'élimination des sources d'erreur.

La littérature propose plusieurs manières de définir les erreurs [NOEL97], la plus courante étant la différenciation entre les erreurs :
- systématiques, causées par le passage de l'installation pré-radiothérapique (examen, centrage) à l'installation per-radiothérapique (traitement) ;
- aléatoires, d'une séance à l'autre du traitement.

Pour la suite de ce document, en dehors des références bibliographiques, l'erreur est considérée comme unique et globale lorsqu'elle est déterminée en 3D. C'est une donnée de

repositionnement. Elle quantifie une "distance" (cf II.5) entre une position de référence (pré-radiothérapique) et une position de traitement (per-radiothérapique) du patient ou directement du volume cible.

II.2 Contention

La contention est le moyen de base pour assurer la reproductibilité de la position du patient entre deux installations [GIRA96]. Elle est principalement utilisée pour repositionner et immobiliser une région anatomique (tête, bassin, etc) du patient. La précision du repositionnement et le degré d'immobilisation dépendent du système de contention utilisé et de la région anatomique concernée.
La contention peut aussi servir au repérage de l'installation, par des marques représentant les axes des faisceaux ou des lasers (cf chapitre I), et au contrôle de la position du patient, en intégrant des marqueurs lumineux ou radio-opaques.



Figure II.1 Contention stéréotaxique (Doc. Leibinger-Fischer).

De G à D : -avec cadre de réglage -anneau de contention -schéma des fixations

D'une manière générale, l'amélioration de la fiabilité de la contention se fait au détriment du confort du patient. Pour obtenir une immobilisation et une reproductibilité optimum, il faut utiliser des systèmes de contention sophistiqués, comme le cadre stéréotaxique (Figure II.1). Ce type de contention est contraignant pour le patient (fixation sur les os). Il ne permet pas plusieurs jours de traitement et ne s'applique qu'à quelques localisations (crâne, bassin...). Dans la majorité des cas, le système de contention réalise un compromis entre la complexité de sa mise en œuvre et la précision souhaitée.
Les systèmes de contention disponibles en radiothérapie sont nombreux et tous ne conviennent pas à la RTC. Il suffit de détailler les plus courants, qui se rapportent plus particulièrement aux travaux de recherche clinique présentés dans ce document, concernant les régions de la tête et du bassin.

II.2.1 Contention tête-cou

Le système le plus utilisé est la plaque de plastique thermoformable, qui se moule, à la température de l'eau chaude, sur le visage [NIEW88]. Une fois refroidi, le moulage garde la forme du modèle (Figure II.2). Il est souple et peut donc facilement être oté ou replacé. Des fenêtres peuvent être découpées pour faciliter le repérage des champs.
Le système est complété par un support et un cale-tête, composés de matériaux transparents aux rayons X (bois, plastique, polyester, altuglass, fibres de carbone...). Le support se fixe rigidement sur la table, et la cale est positionnée dessus, d'une manière

unique. Le patient pose sa tête sur la cale. Le masque est positionné sur son visage, puis fixé sur le support [THOR91].
Le masque assure une bonne immobilisation du patient [VERH82], mais ne garantit pas la reproductibilité de l'installation d'un jour à l'autre.

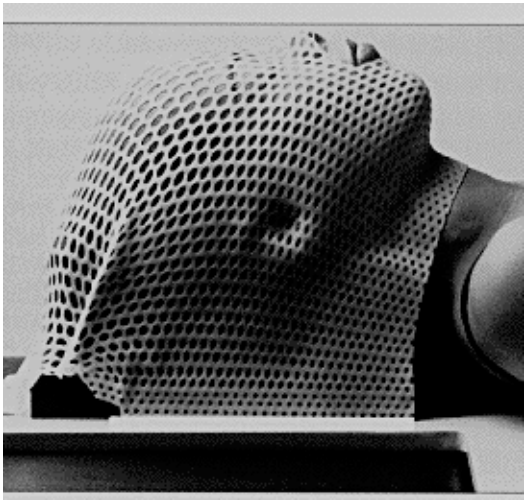


Figure II.2 Masque thermoformé (Orphit®)

Des améliorations ont été réalisées pour essayer de compenser ce défaut, comme l'utilisation d'un système de blocage de la machoire par moulage dentaire [ROSE95]. [MENK95] et [HAMI96] rajoutent un anneau stéréotaxique non invasif , fixé sur le masque qui est réalisé en bandes plâtrées. Le Plexiglas peut aussi être utilisé, mais la confection du masque nécessite plusieurs heures de travail. Il faut réaliser une reproduction en plâtre de la tête du patient. Le Plexiglas est thermoformé sur ce modèle, à haute température, avec un appareil de moulage de type industriel.

II.2.2 Contention bassin

La reproductibilité de l'installation est beaucoup plus aléatoire pour le bassin que pour la tête. Les systèmes utilisés sont prioritairement destinés à l'immobilisation et au confort. La précision de l'installation est surtout guidée par les marques cutanées.
Le moule en plastique thermoformé est utilisé, avec en général le patient allongé sur le ventre. Le matelas moulé est la contention la plus courante. Il n'immobilise pas vraiment le malade, mais le place dans un position confortable, en le callant au niveau des jambes, du bassin et du dos. Il en existe de deux types :

- Le modèle réutilisable est identique aux matelas de secourisme. Il se compose d'un sac étanche rempli de billes de polystyrène. Le patient s'allonge sur le matelas qui est ensuite purgé de son air, devenant rigide et indéformable.
- Le deuxième modèle est personnalisé. Il est réalisé à partir d'un liquide qui se solidifie en mousse expansée, sous l'action d'un catalyseur. Le produit est mélangé au catalyseur et le tout est versé dans un sac étanche. Le sac est étalé sur une table et le patient s'allonge dessus. La mousse en expansion se répartit dessous et autour du patient. En se rigidifiant, elle épouse la forme du dos, du bassin et des cuisses du patient (Figure II.3).

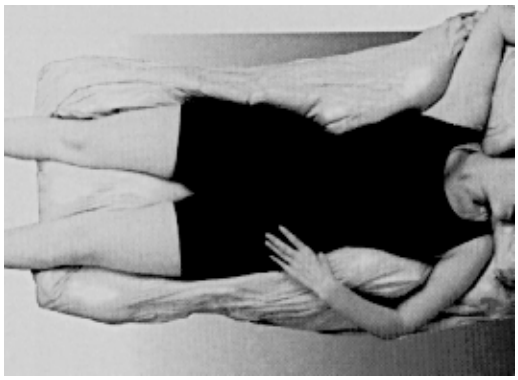


Figure II.3 Matelas de contention moulé (doc. Smithers)

La reproductibilité de l'installation est améliorée par le matelas, qui impose une position identique à celle prise au moment du moulage. La liberté de mouvements est aussi fortement réduite pour la même raison. Les études sur ce type de contention portent surtout sur l'amélioration du traitement de la prostate [SOFF91] [ROSE93] [BENT95]. [SONG96] réalise une étude comparative entre une installation sans contention et quatre installations avec des systèmes de contention différents : moulage plastique, matelas moulé, limité au bassin ou étendu jusqu'au genoux, système d'immobilisation des pieds. Le moulage plastique donne les meilleurs résultats pour les déplacements verticaux et latéraux, plus particulièrement dans le cas de patients obèses. [SONG96] conclue néanmoins qu'il n'y a pas dans l'ensemble de différences significatives entre une absence de contention et n'importe lequel des systèmes évalués.



Figure II.4 Système d'immobilisation des jambes et des pieds

Un système de blocage des jambes et des pieds a été développé et testé dans le cadre de ce travail (Figure II.4). Une étude comparative a été réalisée avec et sans contention pour évaluer l'immobilisation du patient durant la séance d'irradiation. Elle n'a porté que sur une évaluation visuelle, réalisée par les opérateurs, consistant à mesurer l'écart marques cutanées/projections laser en fin de traitement. Cette évaluation des mouvements du patient pendant une séance de traitement n'a pas montré de différences significatives.

II.2.3 Contention et contrôle de position

D'une manière générale, il est difficile de garantir la reproductibilité de l'installation du patient uniquement par un système de contention, à moins d'utiliser un système invasif. De plus, l'immobilisation du patient ne résoud pas les problèmes de mobilité ou de déformation du volume cible (cf II.1).
L'utilisation d'un système de contrôle de la position du patient, et, éventuellement, la correction de cette position, sont nécessaires en RTC. L'application d'une telle procédure limite le rôle de la contention à l'immobilisation du patient, pour garantir le maintien de sa position sur la durée du traitement.
Est-il raisonnable de voir un peu plus loin, et d'envisager un système de contrôle et de repositionnement en temps réel, efficace sur la durée de la séance d'irradiation. La contention devient alors un accessoire dédié enfin au confort du patient.

II.3 Données de Référence

Des données de référence sont indispensables pour contrôler l'installation du patient. Ces données correspondent à la position attendue du patient, ou directement du volume tumoral, par rapport à l'appareil de traitement. A chaque séance de traitement, elles sont comparées à des données de contrôle, et permettent de déterminer le décalage entre la position attendue et la position réelle du patient ou de la tumeur.

II.3.1 Radiographies de centrage

Les radiographies réalisées au centrage, pour appliquer au patient la balistique d'irradiation déterminée par la dosimétrie, sont les plus classiques des données de référence. Elles montrent la géométrie rectangulaire du champ d'irradiation par rapport aux structures osseuses environnantes, mais pas la forme exacte du champ, avec la découpe adaptée à la forme de la tumeur. Il faut donc dessiner cette découpe sur la radiographie, à partir du dessin founi par la dosimétrie.

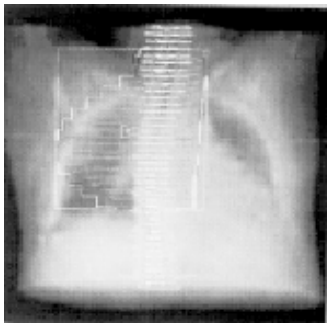


Figure II.5 RRD de thorax

Pour améliorer le passage entre la détermination virtuelle de la balistique d'irradiation et son application concrète, les logiciels de dosimétrie 3D permettent de reconstruire, à partir d'un examen scanner ou IRM, une image équivalente à un cliché radiologique (Figure II.5). Une **R**adiographie **R**econstruite de manière **D**igitalisée (RRD) est réalisée pour chaque incidence de champ de la balistique de traitement, avec en surimpression la forme exacte de ce champ.
Ces RRD peuvent être utilisées au centrage comme images de référence. Comparées aux

images de centrage, elles permettent soit de corriger la position du patient, soit de réajuster la balistique des champs. Les clichés radiographiques de simulation sont ensuite utilisés pour le contrôle de l'installation de patient au traitement.

II.3.2 Erreur induite par le centrage

Le centrage peut introduire une erreur en amont du traitement dans au moins deux cas :
1. si une différence entre l'installation de l'examen pré-dosimétrique et celle de la simulation post-dosimétrique n'est pas prise en compte et corrigée ;
2. si le volume cible n'est pas fixe (prostate, etc), et que le repérage ne se fait qu'à partir des marques dessinées sur la peau ou la contention.

[NIEL95] montre que l'erreur entre l'installation pré- et post-dosimétrique est loin d'être négligeable, pouvant dépasser le cm dans certains cas, pour des localisations de la tête, avec masque de contention.
Il existe une manière radicale de ne pas introduire une erreur au centrage, qui est de supprimer cette étape, en la remplacant par exemple par une simulation virtuelle. Le problème se trouve repoussé à la première installation, pour être résolu par la procédure de contrôle et de repositionnement.

II.3.3 Simulation virtuelle

L'étape de centrage n'est plus indispensable lorsqu'elle ne sert qu'à produire des images de référence pour le contrôle de l'installation du patient. La disponibilité de scanneurs ou de tomo-simulateurs dans le service de radiothérapie facilite la réalisation d'examens pré-dosimétriques en condition de traitement.
Une RRD est reconstruite pour chaque champ de la dosimétre 3D. Les RRD sont ensuite directement utilisables pour le contrôle de l'installation. La simulation, entièrement informatisée, devient virtuelle.

La RRD présente des avantages par rapport à une radiographie réelle :
- La projection des champs est reproduite directement à partir de la dosimétrie, donc de l'examen pré-dosimétrique. Une radiographie de centrage peut être faussée par une mauvaise installation du patient.
- Des informations issues de la dosimétrie peuvent être intégrées à l'image [SHER90] : le bord des champs, la délimitation des régions d'intérêt, etc.
- Le contraste d'une RRD peut être modifié pour adapter son apparence à celle d'une image de contrôle (PID). [DONG95] ne cherche plus à imiter une radiographie classique, mais une image PID, en appliquant un coefficient d'atténuation correspondant aux hautes énergies de traitement.
- L'installation du patient est contrôlable en 3D, par réalisation d'un grand nombre de RRD avant le début du traitement [ALD94], ou directement au traitement, au moment des contrôles [GILH96].

La reconstruction RRD par les premiers algorithmes nécessitait 20 minutes pour 50 coupes de 512*512 pixels, en tenant compte des effets photoélectriques et Compton [SHER90].

Ce temps est descendu à quelques minutes sur les ordinateurs actuels. [GILH96] le ramène à moins de 10 secondes et l'intègre à la procédure de contrôle, au prix d'une préparation des données pré-dosimétriques.

II.3.4 Reconstruction 3D

La structure anatomique choisie pour le contrôle (tumeur, organe, os, etc) peut être directement **R**econstruite en **3D** (R3D), dans un référentiel en rapport avec celui de l'appareil de traitement. Le modèle ainsi produit est ensuite directement comparé avec des informations acquises au moment du traitement [BRUN93] [TROC94-95] [VASS95] [CUCH96].
La R3D nécessite un nombre suffisant de coupes rapprochées (2mm), pour une reconstruction complète et précise de la structure anatomique visée. Il est possible dans certains cas d'automatiser entièrement ou partiellement la délimitation des contours (surface corporelle, structure osseuse, etc). Les logiciels de dosimétrie permettent de réaliser des R3D.

II.3.5 Evolution

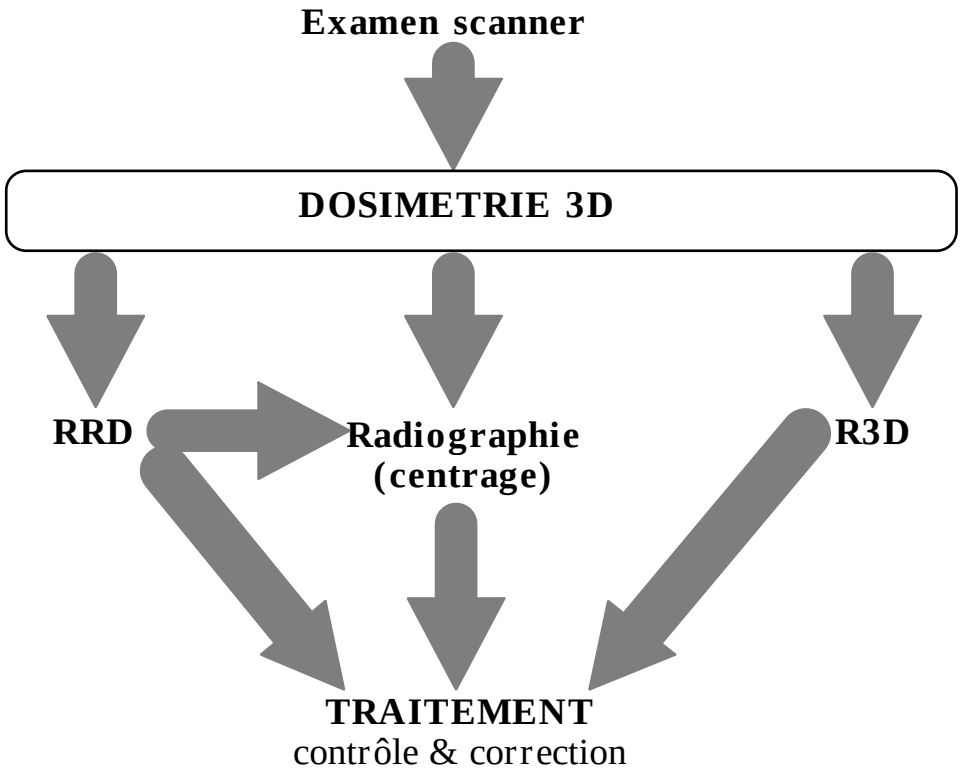


Figure II.6 Production des données de référence

Les étapes qui s'intercalent entre l'examen pré-dosimétrique et le traitement fournissent des données de référence indispensables au contrôle de l'installation du patient. Cette évolution vers un contrôle systématique, rendue possible par l'utilisation d'imageurs directement utilisables au traitement, simplifie la procédure pré-radiothérapique.
La Figure II.6 montre la gamme des données de référence produites avant le début du traitement et succeptibles d'être utilisées en contrôle d'installation. Suivant le mode de contrôle, les données de référence peuvent être préalablement traitées pour limiter à l'essentiel (structures osseuses, clips) l'information nécessaire à la détermination de l'erreur et réduire ainsi le temps de calcul.

Les RRD ou les radiographies de centrage peuvent n'être utilisées qu'à la première séance de traitement. La procédure d'installation appliquée au centrage est reproduite au traitement, et des images PID sont réalisées pour chaque champ. Ces images servent ensuite de référence pour les séances suivantes.

II.4 Contrôle de l'installation

La méthode de contrôle la plus simple consiste à vérifier, avant chaque champ, que les marques de repérage coïncident toujours avec les projections lumineuses des lasers et du champ d'irradiation. En cas de décalage, la position peut être réajustée par déplacement de la table ou du patient lui-même.
Cette méthode ne fait que vérifier de manière empirique la position du patient. La possibilité d'obtenir une information supplémentaire sur la région anatomique traitée doit permettre d'évaluer précisément la position du volume cible. Le contrôle de l'installation se fait alors par comparaison ou mise en correspondance d'informations de référence et de contrôle. Les données de référence, calculées avant le début du traitement, proviennent des étapes de dosimétrie ou de simulation post-dosimétrique. Les données de contrôle, obtenues à chaque séance du traitement, sont issues de différentes modalités d'imagerie. La Figure II.7 montre les étapes qui concernent directement le contrôle, et les différentes options de traitement avec ou sans contrôle.

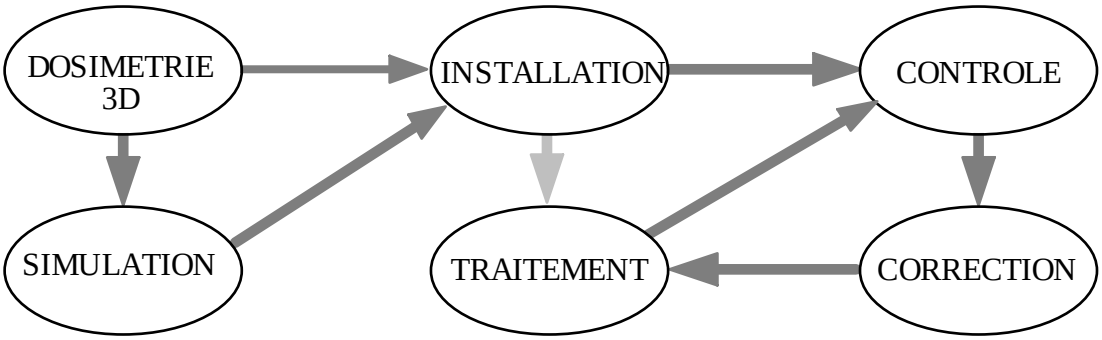


Figure II.7 Etapes concernant directement le contrôle de l'installation

II.4.1 Procédures de contrôle

Trois procédures peuvent être mises en œuvre :

1. Des images 2D sont réalisées pour chaque champ d'irradiation. Ces images de contrôle sont comparées visuellement avec des images de référence. Les images de référence sont soit des images réalisées le premier jour de traitement (PID...), soit des radiographies ou des RRD [SHER90] [DONG95] [GILH96] produites en simulation.
   L'erreur n'est déterminée que dans le plan où se projette le champ d'irradiation, en 2D.
2. Les informations de contrôle et de référence sont les mêmes que celles de la première procédure, mais la comparaison est réalisée par informatique, et non pas de manière visuelle. Le mode de comparaison peut être interactif ou automatique. Le logiciel détermine l'erreur d'installation à la place de l'utilisateur. Les images sur film doivent être numérisées, à l'aide d'un scanner ou d'une caméra vidéo [GIRA95].
   L'informatique permet un traitement des données, ou directement des images, plus facile et plus rapide. Les informations peuvent être recoupées pour calculer la position en 3D

des points ou des structures d'intérêt. L'erreur est déterminée en 2 ou 3D.

3. Un système de contrôle indépendant du système de traitement est utilisé pour l'acquisition d'informations. Le système indépendant peut être un appareil d'échographie [TROC93] [TROC94] [HOLU96], une ou plusieurs caméras [MENK94] [CHAM92] [VASS95] [LAPP97].
   Cette procédure est justifiée dans la mesure où elle apporte une amélioration par rapport aux systèmes classiques. Elle est informatisée. La représentation et la localisation du volume d'intérêt sont facilitées. L'erreur est déterminée en 3D.

II.4.2 Nature des données

Les données de référence est de contrôle sont de même nature. Elle dépendent de la modalité d'acquisition, de la localisation de la tumeur et de la méthode de détermination et de quantification de l'erreur. Il peut s'agir :

1. De marqueurs radio-opaques (billes, clips...), visibles sur des images de type radiographique [LAM93], ou d'objets colorées, visibles sur des images video [MENK94]. Ces objets sont soit des implants intra-corporels [GRUS94] [SAND93] [BALT95] [GALL93], soit des marqueurs extra-corporels, fixés sur la peau du patient ou sur le système de contention [MENK94].
2. De points anatomiques caractéristiques [HUNT93] [ROSE92], visibles sur des images de type radiographique (gammagraphies, PID, RRD).
3. De structures anatomiques internes caractéristiques (os, organes...), visibles sur des images de type radiographique ou des échographies [BRUN93] [TROK94]. Les données peuvent représenter la totalité de la surface de la structure ou seulement une partie.
4. D'une surface corporelle. La surface est filmée pour être traitée par un logiciel de reconnaissance ou de reconstruction de formes. Le système peut ne servir qu'à contrôler en temps réel le bougé du patient [PIOM95], ou permettre de numériser une région corporelle (visage,...), par projection d'un faisceau laser [CHAM92], ou d'une trame lumineuse [SATO87] [VASS95] [CUCH96].

II.4.3 Imagerie de contrôle

Les données per-radiothérapiques peuvent être obtenues par différents moyens, qui dépendent ou pas du système de traitement. Elles proviennent essentiellement :

1. De films radiographiques ou d'images de scopie [VERH82] [GRIF91] [GALL93].
2. De films gammagraphiques. Ils sont équivalents à des films radiographiques, mais sont impressionnés par le rayonnement des appareils d'irradiation. Malgré l'utilisation d'une émulsion spéciale adaptée à ce rayonnement, la qualité de l'image n'est pas très bonne, du fait des hautes énergies utilisées (> 1 MV). Les gammagraphies peuvent être numérisées, à l'aide d'un scanner ou d'une caméra. Il est alors possible d'en améliorer la qualité en modifiant le contraste des structures anatomiques par un logiciel de traitement d'images [GIRA95].
3. D'images PID (CF Chapitre I).
4. D'images obtenues par échographie. L'echographie permet de visualiser des organes (prostate, foie, rein,...) qui sont difficilement localisables sur les autres types d'images de contrôle. Le volume cible est directement détecté, ce qui permet de le localiser même lorsqu'il change de position par rapport aux structures osseuses ou organiques environnantes (prostate...) [TROC93] [TROC94] [HOLU96]. L'échographe est relié à un ordinateur, et transmet l'image numérisée directement au système de calcul du

repositionnement.

5. D'images vidéo. La caméra peut être intégrée à différents systèmes : Capteurs optiques de forme [BERR91], de position, etc.

II.5 Détermination de l'erreur

L'erreur peut être calculée en 2D, pour contrôler la position du volume cible dans le plan de chaque champ d'irradiation, ou en 3D, pour contrôler la position de traitement du volume cible par rapport à sa position de référence.

II.5.1 2D

La localisation des données de référence et de contrôle est la différence essentielle entre les évaluations 2D et 3D de l'erreur. En 2D, les images ne sont pas systématiquement coordonnées dans un référentiel (dosimétrique ou isocentrique), et les positions des données sont déterminées par rapport à leurs distances aux bords des champs. Les méthodes de calcul les plus courantes sont les mesures manuelles sur des films, ou à l'aide d'interfaces informatiques offrant des fonctionnalités plus ou moins automatisées.
Les algorithmes de mise en correspondance automatique optimisent un facteur de corrélation entre les pixels de deux images (niveaux de gris). La méthode de corrélation permet de mesurer le degré de similitude entre les deux images. [JONE91] réduit l'analyse à une partie de l'image. Une région carrée ou rectangulaire, contenant des structures anatomiques caractéristiques, est sélectionnée sur l'image de référence. Une région de même taille est positionnée dans un coin de l'image de contrôle et la valeur de corrélation entre les deux régions est calculée. L'algorithme de corrélation procéde itérativement, en décalant la région de contrôle et en calculant la nouvelle valeur de corrélation entre les deux régions, jusqu'à ce que la totalité de l'image de contrôle soit balayée. Le meilleur résultat correspond à la partie de l'image de contrôle la plus proche de la région de référence au sens du critère de corrélation. L'algorithme de pseudocorrélation de [RADC94] prend en compte la rotation et les facteurs d'échelles entre les deux images.

II.5.2 3D

L'isocentre de l'appareil de traitement détermine le repère isocentrique dans lequel sont localisés les points de contrôle. Les points de référence sont localisés dans le repère dosimétrique dont l'origine est une représentation virtuelle de l'isocentre de l'appareil. Les deux repères sont orientés de la même manière. Si l'installation est parfaite, les localisations des points de contrôle, dans le repère isocentrique, sont identiques à celles des points de référence, dans le repère dosimétrique. Les isocentres virtuel et réel sont confondus.
L'installation n'est malheureusement jamais parfaite, et lorsque le repère isocentrique est superposé au repère dosimétrique, les données de contrôle ne coïncident pas avec les données de référence. Réciproquement, lorsque les données de référence et de contrôle sont superposées, les deux repères ne coïncident plus. Les trois translations et les trois rotations recherchées correspondent alors à la position et à l'orientation du repère de contrôle par rapport au repère de référence (Figure II.8).
Le plus souvent, les données sont ramenées à la même échelle (mm) avant le calcul de l'erreur. Il s'agit alors d'une transformation rigide, par opposition à la transformation

élastique. La transformation élastique n'est pas limitée aux facteurs d'échelles, et peut prendre en compte des déformations locales entre les deux modèles [BAIN95].

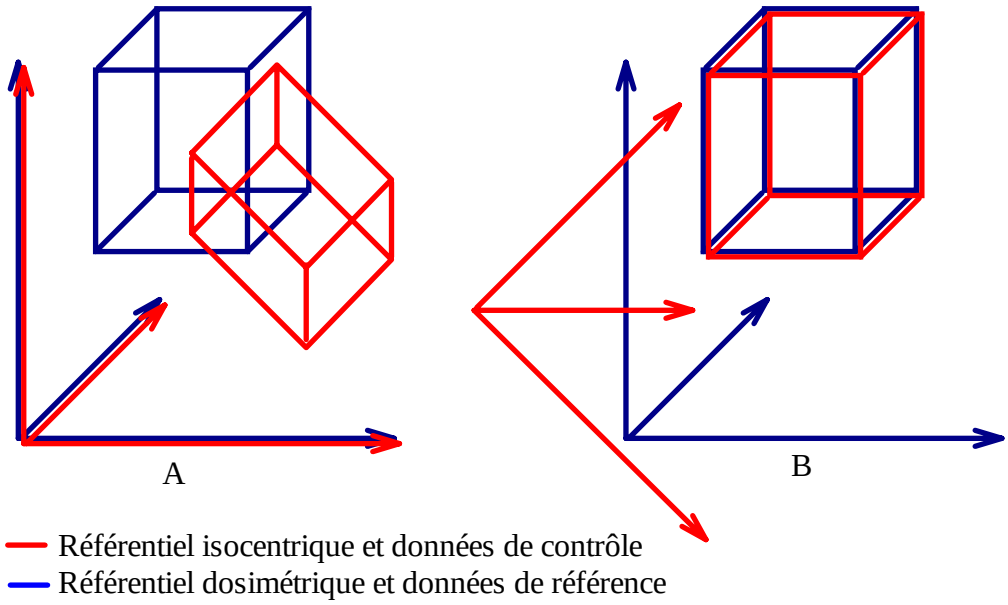


Figure II.8 Superposition rigide des référentiels (A) ou des données (B)

Il s'agit donc de trouver une méthode pour superposer les données de contrôle et de référence, et déterminer la transformation M (matrice 4*4) résultante qui relie les deux repères correspondants, soit :

Equation II.1

$$\text{Si } \mathbf{P}_{ref} = \begin{bmatrix} x_r \\ y_r \\ z_r \end{bmatrix} \text{ un point de r˘f˘rence, } \quad \mathbf{P}_{ctrl} = \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{bmatrix} \text{ un point de contr™l}$$

$$\text{et } \boldsymbol{T} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \boldsymbol{S} = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \boldsymbol{R} = \begin{bmatrix} R_{xx} & R_{yx} & R_{zx} & 0 \\ R_{xy} & R_{yy} & R_{zy} & 0 \\ R_{xz} & R_{yz} & R_{zz} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

T est la matrice de translation.
R est la matrice de rotation, produit des trois matrices de rotations par rapport à x, y et z.
S est la matrice donnant les facteurs d'échelles entre les deux images.

$$\text{alors } \mathbf{P}_{ref} = \mathbf{T}\,\mathbf{S}\,\mathbf{R}\,\mathbf{P}_{ctrl}$$

Chercher la matrice M qui transforme les coordonnées d'un point du repère de contrôle en coordonnées d'un point du repère de référence, revient donc à minimiser E tel que :

$$\mathbf{E} = \mathbf{P}_{ref} - \mathbf{M}\mathbf{P}_{ctrl} \quad \text{avec} \quad \mathbf{M} = \mathbf{TSR}$$

La manière la plus simple d'appréhender la compatibilité entre deux représentations d'un même objet est la distance qui les sépare. Cette distance se réduit à mesure que les deux objets se rapprochent et devient nulle lorsqu'ils coïncident (la distance peut se rapporter aussi bien à un écart en position qu'à une différence de taille). La mise en correspondance a d'autant plus de chances d'aboutir à la superposition attendue que la forme de l'objet est suffisamment complexe (patatoïde), et ne permet qu'une seule superposition. En ce sens, la Figure II.8 est un trés mauvais exemple.

Une mesure à associer aux points de contrôle consiste à déterminer la plus petite distance entre chacun de ces points et l'ensemble des points de référence (surface). Initialement, la somme de ces distances n'est pas nulle. Le problème revient à trouver la transformation M qui, appliquée aux points de contrôle, les déplace jusqu'à une position où la somme des distances devient, sinon nulle, du moins trés proche de zéro. L'erreur d'installation est ainsi déterminée par la meilleure approximation qui minimise un critère fonction de la distance entre les données de contrôle et de référence. Les étapes et les options de résolution du problème sont décrites par [WEBB93].

D'autres indices de compatibilité peuvent être utilisés, comme le niveau de gris [LAM93] [ROSE94]. [BRUN92] formule le problème d'une manière mécaniste, en simulant une attraction entre les données de référence et de contrôle. D'un point de vue plus général, le problème se présente comme l'optimisation (minimisation ou maximisation) d'une fonction de coût.

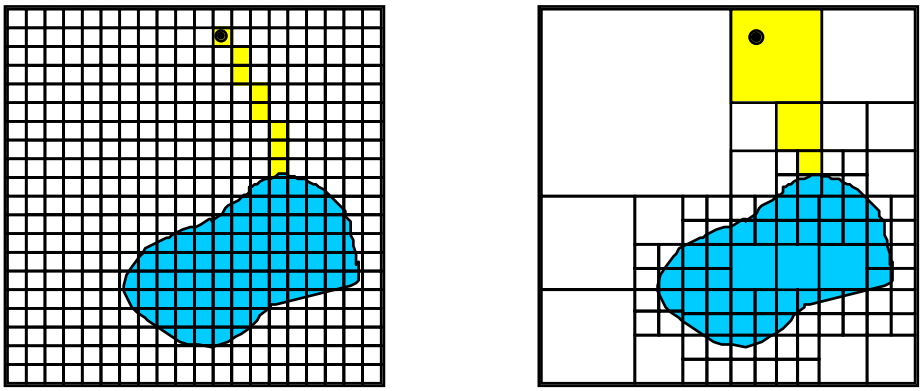
II.5.3 Notion de carte de distance

En général, les données de référence sont directement exploitables sous la forme de points 2D ou 3D, pour le calcul de mise en correspondance.
En pratique, lorsque le nombre de points est important, il est préférable de pré-calculer une carte de distance avant l'étape de mise en correspondance. Par exemple, dans le cas de données 2D, le contour de référence est englobé dans une surface correspondant à une partie ou à la totalité de l'image. La surface est décrite par un maillage régulier (Figure II.9). La finesse du maillage est limitée par la taille des pixels de l'image. Construire une carte de distances consiste à associer a chaque point de la surface (maille) la distance euclidienne minimale entre chacun de ces points et l'ensemble des points du contour.

Le mécanisme est identique en 3D. L'algorithme le plus simple doit déterminer, pour chaque point du volume, sa plus petite distance à la surface de référence, en calculant toutes les distances de ce point aux points de référence. La méthode est couteuse, avec un nombre d'itérations égal au nombre de points du volume, et, pour chaque itération, un nombre de calculs égal au nombre de points de référence.
Les méthodes classiques cherchent à réduire le plus possible le temps de calcul, en diminuant le nombre d'itération.

La méthode de la transformée de distance ou distance de chanfrein calcule la carte de distance en deux itérations. En 2D par exemple, l'image est balayée de haut en bas et de gauche à droite, puis en sens inverse, de bas en haut et de droite à gauche.

La méthode de la transformée de distance euclidienne est une amélioration de la méthode précédente. Elle nécessite quatre itérations, utilisant un masque de convolution différent à chaque balayage. L'implémentation de cette méthode est plus simple, et offre une plus grande précision pour un temps de calcul pratiquement équivalent [BRUN92].



a : maillage régulier b : Quadtree => octree

Figure II.9 Exemples de maillage pour cartes de distance

L'octree réduit la taille de la carte de distance. Bien qu'il soit utilisé en 3D ou plus, ce processus de calcul de la carte de distance peut être décrit en 2D (quadtree). La surface n'est plus décomposée en un maillage régulier, mais divisée en surfaces (carrés) dont la taille s'affine en se rapprochant du contour (Figure II.9). Le découpage est réalisé récursivement, en divisant la surface en quatre, puis, pour chacune des surfaces résultantes, en réitérant l'opération si cette surface contient encore une partie du contour. L'opération est répétée jusqu'à une taille minimum prédéfinie par l'utilisateur ou imposée par le système (taille d'un pixel). La distance est calculée sur les sommets des carrés (ou des cubes en 3D), puis interpolée à l'intérieur [LAVA91].

La distance signée donne un renseignement supplémentaire sur la position des points de contrôle lorsque le contour ou le volume de référence est fermé. La distance sera par exemple positive pour les points situés à l'intérieur, et négative pour les points situés à l'extérieur.

II.5.4 Mise en correspondance

Lorsque les données de référence et de contrôle sont strictement identiques, que chaque élément (point, etc) des données de référence a sa contrepartie dans les données de contrôle, la procédure de calcul est simplifiée. La répartition géométrique des deux ensembles de points étant identique, la position de leurs centres de gravité l'est aussi. Le problème se résoud alors en deux étapes, le calcul des translations, pour superposer les centres de gravité, et le calcul des rotations. La détermination de la matrice de rotation peut se faire de manière directe, non itérative, par décomposition en valeurs singulières [ARUN87], ou méthode de Procrustes. L'algorithme a été repris par [UMEY91] qui en a amélioré la robustesse, même lorsque les données de référence et de contrôle ne sont pas rigoureusement identiques.
Lorsque les deux ensembles de points ne sont pas initialement corrélés, il faut apparier chaque point de contrôle à sa contrepartie de référence.
Le calcul du centre de gravité n'est pas indispensable. [GALL93] utilise trois points (implants radio-opaques) pour construire une repère intermédiaire commun aux points de référence et de contrôle.
Les données sont du type 1 ou 2 (II.4.II.4.2), et doivent être facilement identifiables sur les examens de référence et de contrôle. La précision de la méthode dépend de la précision de

la localisation des données. Elle est discutée dans le paragraphe suivant.

Le problème est plus complexe lorsque les données de référence et de contrôle n'ont pas le même nombre d'éléments. En général, l'information de référence est plus riche que l'information de contrôle. L'examen de référence est plus complet (scanneur, IRM), et le temps d'extraction des données n'est pas limité. L'examen de contrôle doit être court, et ne peut pas utiliser des imageurs aussi puissants. Il fournit moins d'informations, et l'extraction des données doit être rapide, pour ne pas alourdir le temps d'immobilisation du patient. Les données sont donc plutôt du type 3 ou 4 (II.4.II.4.2). Compte tenu du mode performant d'acquisition des données de référence, la précision de la méthode dépend beaucoup plus de la qualité et de la quantité des données de contrôle.
La mise en correspondance fait systématiquement appel à des méthodes itératives. La taille des données justifie en général la construction d'une carte de distance.
Une première approche consiste à se ramener au problème précédent. L'ICP (Iterative Closest Point), ou algorithme du point le plus proche, utilise cette approche en procédant de la façon suivante. A chaque itération, chaque point de contrôle est apparié au point de référence le plus proche et la distance entre les deux ensembles de points est minimisée. Le temps de calcul peut être réduit en n'utilisant qu'une partie des points de contrôle et une carte de distance [CUCH95].
La deuxième approche consiste à minimiser une fonction d'erreur par les moindres carrés de la distances entre chaque point de contrôle et la surface de référence. L'algorithme tête-chapeau est le plus connu. Il utilise une distance prenant en compte le centre de gravité des points de référence.
[LAVA91] et [BRUN93] préfèrent l'algorithme de Levenberg-Marquard, plus robuste et présentant de bonnes propriétés de convergence [PRES92]. Ils utilisent un octree pour optimiser la taille de la carte de transformée de distance. Cette approche est utilisée dans le cadre de cette étude.

Ces techniques de mise en correspondance de données multi-modales ne s'appliquent pas qu'au repositionnement. Elles peuvent être utilisées pour apparier des examens d'origines différentes (scanner, IRM...), dans le but d'améliorer la détermination du plan de traitement [KESS91] [HERK94], ou pour automatiser la délimitation d'une tumeur [WASS94].

II.6 Contrôle 2D

Si le contrôle 2D ne s'applique pas directement à la RTC, il pose les bases des procédures qui s'appliquent au repositionnement 3D conformationnel.
Le contrôle 2D se fait à partir d'une image de référence et d'une image obtenue au traitement, avant chaque champ d'irradiation. La quantification de l'erreur peut être limitée aux deux translations dans le plan, ou inclure la rotation (cf Figure II.10) ainsi qu'un facteur d'agrandissement. Les procédures utilisent principalement les films radiographiques [VERH82] [GRIF91], les films gammagraphiques [HUIZ88] [ROSE92], et surtout les images PID [GAYE93] [TROU95] [TING96]. Le contrôle 2D ne justifie en général pas l'utilisation d'implants radio-opaques, mais peut s'appliquer à des marqueurs externes.

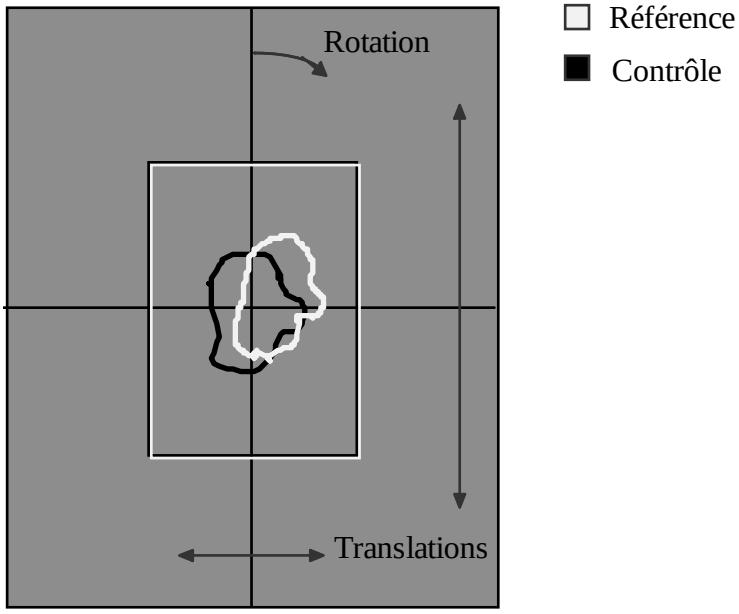


Figure II.10 Contrôle 2D

L'erreur est déterminée visuellement ou par informatique, par comparaison des deux images. Trois types de contrôle peuvent être réalisés pour chaque champ, directement corrélés avec les trois niveaux de reproductibilité cités en introduction de ce chapitre. Ce sont des comparaisons d'images :

Examen prédosimétrique, centrage <==> traitement
Séance précédente <==> séance du jour
Début de champ <==> fin de champ

Pour comparer des images de même nature, [GRAH91] réalise une image PID de référence le premier jour de traitement, qu'il compare à chaque nouvelle séance à une nouvelle image de contrôle. [VERH82] fait des contrôles avant et aprés traitement pour évaluer et améliorer ses systèmes de contention. L'étude menée par [RABI85] évalue l'erreur entre la simulation et le traitement, et d'une séance à l'autre. L'étude montre que les écarts sont plus forts dans le premier cas. Par ailleurs, il ressort que le décalage est moins important pour les localisations supérieures (tête et cou) que pour les localisations inférieures (thorax, bassin). Cette constatation est étroitement liée aux systèmes de contention (cf II.2).

Ces constatations ont été globalement confirmées par les études ultérieures, [HUIZ88] [GRIF91] [NEVE92] [DUNS93] [RUDA94]. Les chiffres varient en fonction du système de contention, de la localisation, mais aussi en fonction du mode opératoire, de la quantification des résultats (millimètres, pourcentages, moyennes, variance...). D'un jour à l'autre, le décalage peut dépasser 5 mm pour le crâne, et 15 mm pour le bassin.
[GAYE93] montre que la précision de l'installation se dégrade d'un jour à l'autre, sur la durée d'un traitement (25% sur un échantillon de 20 patients, en localisation pelvienne). [TROU95] et [TING96] estiment un contrôle PID journalier indispensable pour les localisations du bassin. Une étude récente, [SCHE96], donne un ordre de grandeur des décalages moyens pour des localisations du buste, de l'abdomen et du bassin avec un matelas de contention (Figure II.3) : 6 mm sur les translations et 3 degrés sur les deux rotations contrôlables en 2D.

II.6.1 Procédures de calcul

L'algorithme de mise en correspondance de courbes ouvertes de [BALT92-93], utilisant des films radiographiques et gammagraphiques numérisés, se déroule en deux étapes :

1. Les structures anatomiques (lignes courbes discontinues) sont délimitées manuellement ou automatiquement suivant leur nature. La technique de corrélation entre les courbes des deux modèles permet d'apparier un certain nombre de points entre les données de référence et de contrôle.
2. La transformation exacte entre les deux ensembles de points est déterminée en appliquant l'algorithme de Procrustes.

[SCHE96] utilise directement la méthode de Procrustes sur des repères anatomiques, délimités interactivement sur ordinateur.

Le PID remplace les gammagraphies. Les images sont directement numérisées et peuvent être informatiquement comparées entre elles [GRAH91] ou avec les images numérisées de simulation. Le recalage se fait en utilisant les limites du champ d'irradiation et les repères caractéristiques (points anatomiques ou artificiels, structures osseuses, organes...) visibles sur les images de contrôle et de référence, selon deux modes :

1. Les bords du champ de l'image de référence et de l'image de contrôle sont superposés, puis le décalage entre les données de référence et de contrôle (points anatomiques, marqueurs...) est mesuré.
2. Les données de référence et de contrôle sont superposées, et le décalage des bords du champ mesuré.

[DONG95] superpose les champs, puis applique une technique de corrélation entre les niveaux de gris des deux images pour la mise en correspondance. L'image de référence est une RRD reproduisant la qualité d'un image PID. Une petite partie seulement de l'image est utilisée. Pour limiter l'intervention manuelle, elle est choisie par défaut au centre de l'image, avec une taille prédéfinie. Le choix peut être modifié interactivement par l'utilisateur.
La détection des bords du champ peut être réalisée automatiquement par logiciel [BIJH91], en deux étapes :

1. Le bord du champ est déterminé approximativement par seuillage à partir de l'histogramme.
2. Le contour est affiné point par point en fonction du gradient local d'intensité.

La méthode a été testée pour optimiser la précision du traitement de surdosage de la prostate [BIJH92].

[MOSE94] présente une méthode interactive. L'opérateur sélectionne des régions rectangulaires contenant des structures anatomiques caractéristiques sur des images de référence et de contrôle du même type (PID). Les régions de contrôle sont plus grandes que les régions de référence. Le calcul automatique de la différence de position entre les deux structures se fait en deux étapes :

1. Chaque région d'intérêt sur l'image de référence est superposée à son homologue sur l'image de contrôle. Un opérateur de corrélation est utilisé pour mettre les régions de référence en correspondance avec leur contrepartie dans les régions de contrôle [JONE91]. Chaque point à l'intérieur des régions de référence est ainsi apparié à un point dans l'image de contrôle.
2. Le barycentre des deux ensembles de points est déterminé, et la transformation finale entre les deux images est déterminée par la méthode de Procrustes [BALT91].

[GILH93a] automatise entièrement l'opération. La méthode met en correspondance des lignes de crêtes. Ces lignes matérialisent les régions anatomiques les plus denses (structures osseuses importantes) traversées par les rayons X.
La procédure se décompose toujours en deux étapes, utilisant une mise en correspondance de chanfrein, à partir des distances du même nom [BIJH91] :

1. Détection des limites du champ sur l'image de contrôle et mise en correspondance de ce contour avec celui de l'image de référence, dessiné avant le traitement.
2. Segmentation automatique de l'image de référence, pour en extraire les lignes de crêtes Mise en correspondance de ces structures avec celles de l'image de référence, dessinées avant le traitement.

La procédure a été évaluée cliniquement sur le traitement de la prostate [GILH93b].

II.6.2 Précision du contrôle 2D

L'erreur ajoutée dépend essentiellement de la qualité de l'image, de la précision de la délimitation des bords du champ et des repères anatomiques ou artificiels.
Le traitement de l'image en vue d'en améliorer la lisibilité peut modifier l'appréciation des bords du champ. La détection automatique des bords du champ et des repères radio-opaques ou anatomiques réduit l'erreur ajoutée [BIJH91].
Lorsque le recalage utilise des repères artificiels, l'erreur ajoutée dépend de la localisation des marqueurs. Fixés sur la contention, les marqueurs ne donnent pas la position réelle du patient, mais celle du système d'immobilisation. Fixés sur le patient, ils doivent être soit mis en place pour toute la durée du traitement, soit replacés à chaque séance sur des repères cutanés, avec toutes les incertitudes qui en découlent. La méthode invasive des implants radio-opaques est la plus fiable, mais la plus contraignante pour le patient. Ces remarques peuvent être généralisées au contrôle 3D.

En 2D, l'erreur d'installation du patient peut fausser sa propre quantification. La différence entre les incidences des images à comparer génère une erreur de parallaxe et la projection de la structure anatomique peut être déformée. L'étude de [HANL95] donne un ordre de grandeur de l'erreur induite par la prise en compte d'une seule rotation par plan (deux rotations hors plan). Après un repositionnement par la procédure de [BIJH91], appliquée au traitement de la prostate, il évalue l'erreur en 3D sur un structure osseuse caractéristique de l'orientation du bassin, les cavités cotyloïdes. Pour une rotation hors plan de 2°, la précision de la mesure passe de 0,6+-0,5mm à 2,3 +-1mm en translation et 0,7+-0,8° à 1,2+-1,1° en rotation.

II.7 Contrôle 3D

Le contrôle 3D détermine l'erreur dans l'espace. Il fournit les trois rotations et les trois translations correspondant à la position des données de contrôle par rapport aux données de référence. Les données de référence sont localisées dans un repère dosimétrique, correspondant au repère isocentrique virtuel du système de traitement. Pour le repositionnement, toutes les informations de contrôle nécessaires au calcul doivent être collectées en début de séance, et non plus avant chaque champ. Les données sont localisées dans le repère isocentrique du système de traitement. Les limites des champs ne sont en général plus prises en compte.
Les différentes méthodes d'évaluation de l'erreur en 3D sont parfois différenciées en 3D/2D, 3D/2.5D ou 3D/3D, selon le mode d'acquisition des données de contrôle [BRUN92].

II.7.1 Utilisation de deux images prises sous des incidences différentes

La position du patient est déterminée à partir de deux images de contrôle (stéréoscopie), réalisées sous des incidences différentes, 0° et 90° par exemple, et exploitées simultanément. Ce type de contrôle n'est en général effectué qu'une fois en début de séance, avant le premier champ d'irradiation. Un deuxième contrôle peut être réalisé en fin de séance, pour évaluer l'immobilisation du patient.

Le recalage peut se faire sur :

- des points représentant des repères internes, anatomiques [THOR91] [HUNT93], ou artificiels et radio-opaques [BALT95] ;
- des points représentant des repères externes (billes, clips...) radio-opaques [LAM93] ;
- des points représentant une partie d'une structure anatomique caractéristique (os..). [BRUN93] [ADLE94] [GILH96].

A priori, au moins trois points doivent être visibles à la fois sur les images de contrôle et sur l'examen prédosimétrique. [ABCH93] évalue le nombre minimum de repères externes à 10, avec un maximum de 15.

La position des repères anatomiques ou radio-opaques est déterminée avec précision durant l'étape dosimétrique. La comparaison entre leurs positions de référence et de contrôle donne l'erreur de position en translation et en rotation. Les repères anatomiques doivent être bien choisis pour être facilement identifiables sous différentes incidences. Pour les cancers du nasopharinx, [HUNT93] utilise la selle turcique, les jonctions temporomandibulaires et les pointes des mastoïdes.

Les marqueurs radio-opaques (Figure II.11) peuvent être soit placés sur la contention ou le patient, soit directement implantés à proximité ou dans la région anatomique visée [GRUS94] [GALL93]. En intra-corporel, ils peuvent servir à évaluer directement la position du volume tumorale [SAND93] [BALT95].
Les images sont le plus souvent de type radiologique (les gammagraphies progressivement supplantées par le PID).

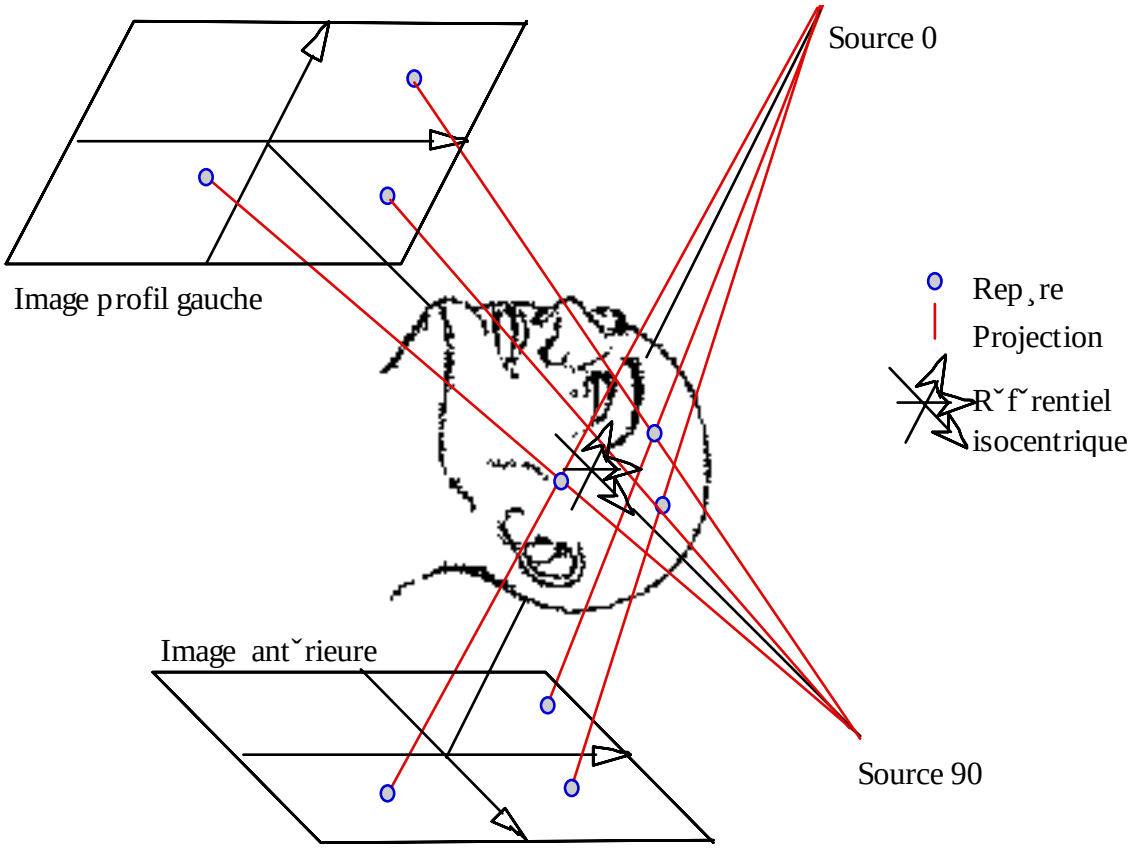


Figure II.11 Contrôle 3D avec marqueurs

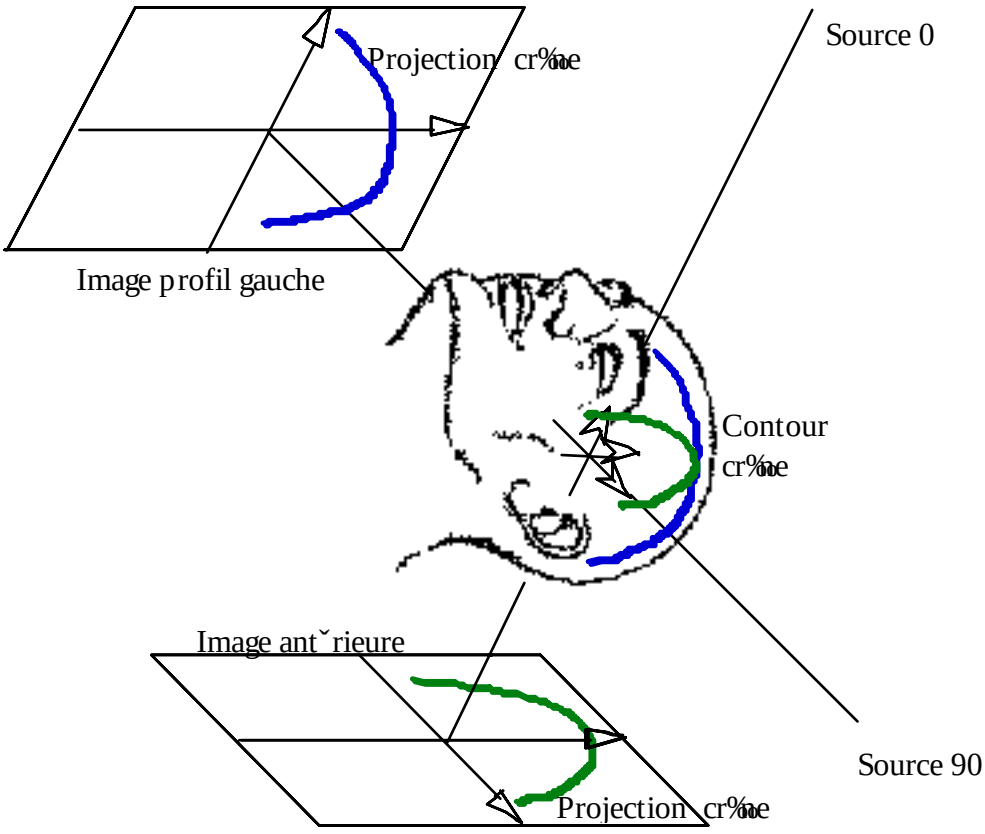


Figure II.12 Contrôle 3D avec structure osseuse (crâne)

II.7.1.1 Calcul de l'erreur

Les méthodes de corrélation utilisées en 2D peuvent s'appliquer au 3D, pour apparier des informations à mettre en correspondance [LAM93].
La détermination de la position 3D de points artificiels ou anatomiques peut se faire à partir des deux images. Les coordonnées de chaque point sont mesurées en 2D sur les deux images, puis les coordonnées 3D sont calculées par triangularisation.

[HUNT93] applique cette procédure aux cancers du nasopharynx, et utilise la méthode de Levenberg-Marquadt [PRES92] pour minimiser la distance entre les données de référence et de contrôle.
[HAMI96] utilise la méthode de Procrustes appliquée à des marqueurs externes pour évaluer un système de contention stéréotaxique non invasif.
La détection des repères radio-opaques peut être automatisée [LAM93]. Partant du postulat que l'erreur d'installation du patient est faible, la position des marqueurs sur les images de contrôle reste voisine de celle des images de référence. Une petite surface carrée, 11*11 pixels, est associée à chacun des marqueurs sur les images de référence. Le marqueur est au centre du carré. Des surfaces carrées plus grandes, 42*42 mm, sont automatiquement délimitées sur les images de contrôle, centrées sur les mêmes coordonnées. La détermination des coordonnées 2D des marqueurs est identique à celle présentée en [MOSE94]. Les coordonnées 3D sont calculées par triangularisation (Figure II.11). La transformation entre les positions de référence et de contrôle des marqueurs est déterminée en minimisant la somme des carrés des distances entre les marqueurs de l'image de référence et ceux de l'image de contrôle. [BALT95] a évalué la méthode sur la localisation de la prostate.

[GALL93] utilise une salle de traitement équipée de trois tubes à rayons X, alignés sur les axes du repère associé à l'isocentre de l'accélérateur. Les marqueurs, de 1mm de diamètre et de 2 mm de long, sont implantés sur la boite crânienne. Deux tubes X sont sélectionnés en fonction de la position du patient, pour localiser les marqueurs à partir de deux radiographies orthogonales (Figure II.11). Pour déterminer les corrections en rotation et en translation, un repère *points* est déterminé à partir de trois marqueurs, un sert d'origine, un deuxième donne l'orientation de l'axe des X, le troisième détermine le plan XY. La transformation finale est calculée à partir de deux transformations : la transformation entre le repère isocentrique et le repère *points* de référence, et la transformation entre le repère isocentrique et le repère *points* de contrôle. Le repositionnement est réalisé par une chaise de traitement munie de mouvements en translation et en rotation. Le système est repris par [FERR95] en protonthérapie.
[ROSE95] utilise cette procédure pour évaluer un système de contention de la tête, composé d'un masque thermoplastique associé à un moule dentaire. [GRUS94] modifie la procédure de calcul et utilise quatre marqueurs internes. La détermination des rotations est réalisée par un algorithme itératif qui minimise successivement la meilleur orientation dans chacun des trois plans.
La délimitation d'une structure anatomique génère un nombre de points beaucoup plus important que les marqueurs internes ou externes. Certaines méthodes appliquent la comparaison 2D/2D, mais en utilisant comme images de référence un jeu d'images RRD. [ADLE94] construit en phase de simulation un grand nombre de RRD, comprenant une RRD de référence pour chaque champ de traitement et des RRD correspondant à des modifications progressives en translation et en rotation dans toutes les directions. Il suffit ensuite de rechercher la RRD la plus proche de l'image de contrôle, pour obtenir l'erreur qui lui est associée. [ADLE94] applique la procédure à un appareil de traitement robotisé. Un système de radiographie en ligne permet de réaliser rapidement l'acquisition d'images

et le contrôle de la position du patient, à partir des structures osseuses du crâne. [GILH96] n'utilise plus un jeu d'images prédéfinies, mais reconstruit les RRD directement en phase de comparaison. Cette méthode nécessite un logiciel de construction des RRD rapide, et un outil d'optimisation quand au choix de la prochaine RRD à prendre en compte. Le gain en terme de stockage d'informations est appréciable, puisque [ADLE94] doit construire 400 RRD prévisionnelles.
[GILH96] propose une procédure interactive [a], ou automatique [b], mettant en correspondance les lignes de crête [GILH93]. Pour la procédure automatique, deux méthodes de minimisation sont comparées, la méthode simplex de descente et la méthode de Powell [PRES92], à l'avantage de la première.

[BRUN93] détermine les droites de projections associées aux contours de la structure anatomique apparaissant sur les deux images de contrôle (Figure II.11). La droite de projection d'un point d'une image relie ce point au point focal de l'image (Figure II.13). L'ensemble des droites de projections associés à une image forment un cône de projection.
La procédure utilise deux images réalisées sous deux incidences différentes. L'angle entre les deux incidences doit être connue et suffisamment grand (90°). La mise en correspondance des deux cônes de projections avec la R3D de référence est achevée lorsque toutes les droites sont tangentes au volume R3D. La procédure utilise un octree construit à partir de la R3D de référence, et l'algorithme de Levenberg-Marquardt pour la minimisation. Elle nécessite un calibrage du système d'imagerie de contrôle, pour prendre en compte les problèmes d'agrandissement et de déformation de l'image, et permettre le calcul des droites de projections.

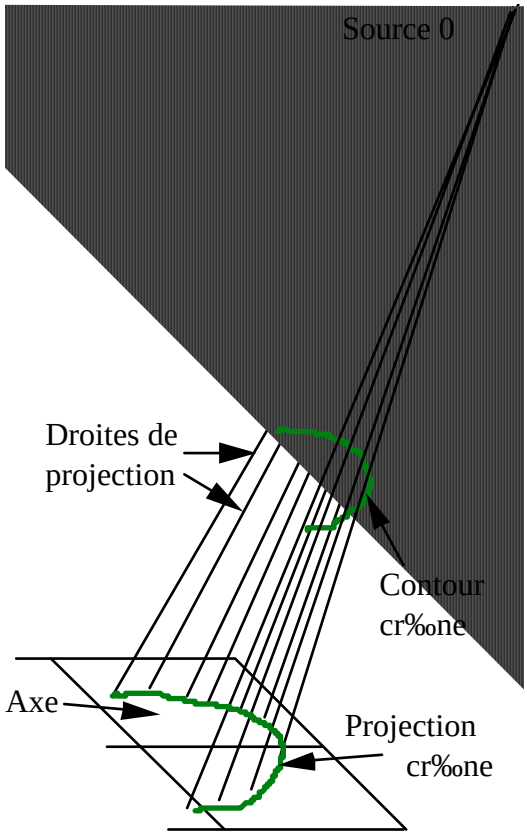


Figure II.13 Droites de projections

II.7.1.2 Précision du contrôle

Les erreurs ajoutées sont en partie identiques à celles du 2D. L'utilisation de marqueurs externes est aléatoire. Les implants fixes donnent les calculs les plus robustes, mais il est difficile d'évaluer le risque de déplacement d'un implant, sur une durée de plusieurs jours, voire plusieurs semaines. L'utilisation des implants peut se limiter à la phase de recherche ou de validation clinique [TROC94]. En traitement régulier, ils imposent au patient une épreuve supplémentaire qui n'apporte pas toujours un plus par rapport à un système de contention invasif.

L'utilisation de structures anatomiques donne un calcul plus robuste, le grand nombre de

points utilisés permettant de relativiser l'imprécision de la localisation de quelques uns. L'utilisation du repère isocentrique pour les données de contrôle nécessite un calibrage précis et régulier du système d'acquisition.

II.7.2 Utilisation de coupes ou d'imageurs 2.5D

[BRUN92] donne une définition de l'imagerie 2.5D qui regroupe "L'ensemble des procédés permettant de visualiser une série de coupes superposables (c'est à dire prises à des niveaux de profondeur successifs) d'une même structure".

Chaque coupe donne une information 2D, mais l'ensemble de l'examen fournit une information 3D, dans la mesure où la position des coupes les unes par rapport aux autres est connue. Un repère 3D est associé à l'imageur pour permettre de localiser l'ensemble des données dans le même référentiel.
Dans le cas d'imageurs morphologiques, soit toutes les coupes réalisées dans un même plan, axial, sagital ou transverse, sont centrées par rapport à l'isocentre de l'appareil, et la distance inter-coupes est connue (scanners, IRM), soit le système est préalablement calibré (échographes) [MAZI92] [BARB93].

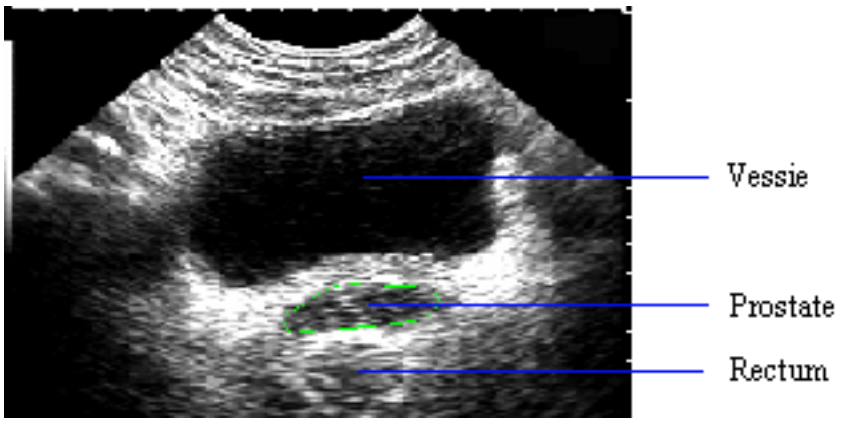


Figure II.14 Coupe échographique de la prostate

En radiothérapie, il n'y a pour l'instant que les imageurs morphologiques qui présentent un intérêt pour le repositionnement. Dans ce domaine, **l'échographie** est utilisée pour le cancer de la prostate. Son domaine d'application se limite aux régions perméables aux ultrasons, ce qui exclue les localisations encéphaliques.
[HOLU96] utilise une sonde échographique trans-rectale pour immobiliser et localiser avec précision la prostate par rapport au champ d'irradiation. Une coupe échographique est réalisée dans le plan de projection d'une image radiographique (ou PID) de profil. La sonde est visible sur l'image et la prostate est visible sur la coupe échographique. Deux points de la partie supérieure de la sonde sont utilisés pour fusionner la coupe et l'image. La prostate est ainsi localisée sur l'image, par rapport au champ d'irradiation. La précision de la localisation est estimée à 2mm. Cette méthode est intéressante, mais la localisation précise de seulement deux points, et sur une image PID, pour fusionner les images, est une source d'erreur non négligeable.

La principale source d'erreurs provient de la difficulté à délimiter avec précision le volume d'intérêt, à cause de la mauvaise qualité des images échographiques (Figure II.14).

L'examen sus-pubien de la prostate, non-invasif, est mieux toléré par le patient. Il permet l'acquisition d'un nombre suffisant de coupes (>10), pour minimiser cette imprécision, en augmentant la quantité d'informations exploitables pour le repositionnement [TROC94]. Une R3D de contrôle de la prostate est réalisée à partir des contours dessinés sur chaque image de l'examen, sous la forme d'un nuage de points délimitant le volume d'intérêt. La mise en correspondance se fait sur les R3D de référence et de contrôle [BRUN93] [TROC95].

II.7.3 Utilisation de capteurs tridimensionnels

Le terme de capteur 3D regroupe l'ensemble des systèmes fournissant directement des coordonnées 3D d'un plus ou moins grand nombre de points à la surface d'un objet. Il peut s'agir de quelques points correspondant à la position de marqueurs, ou de beaucoup de points délimitant un volume.

[CHAM91] en donne une liste assez complète que [PERI96] décompose en deux catégories, les capteurs de positions et les capteurs de formes ou de surfaces. Seuls les modèles de capteurs utilisés ou utilisables en radiothérapie, et plus précisement dans le cadre du repositionnement, sont présentés. L'utilisation de ces capteurs ne se limite pas à l'acquisition d'une information directement exploitable pour le repositionnement. Ils peuvent être intégrés dans des systèmes plus complexes, pour apporter une information spatiale supplémentaire et indispensable à la localisation ou au calibrage de l'imageur [TROC93].

II.7.3.1 Capteurs de position

Le capteur de position donne les coordonnées 3D d'un ou plusieurs points. Il peut s'agir d'un porte accessoire robotisé, ou de systèmes émetteur/détecteur (Optique, électro-magnétique ou à ultrasons).

Le bras articulé est un système mécanique au bout duquel peut être fixé un outil. La position et l'orientation de l'outil sont calculées à partir de la position et de l'orientation des articulations du bras.

[TROC93] a expérimenté ce type d'appareil pour localiser la position d'une sonde échographique. Chaque articulation est munie d'un capteur de rotation ou de translation. Le calibrage de l'appareil permet d'obtenir la position et l'orientation de la sonde dans le repère isocentrique de l'appareil de traitement.
Le système n'est pas automatisé. Il s'agit d'un robot passif avec lequel le manipulateur guide les déplacements de l'outil (Figure II.15).
L'appareil a été par la suite remplacé par un localisateur 3D optique [TROC94].
Cette approche est intéressante, dans la mesure où elle peut déboucher sur la réalisation de systèmes semi-automatiques. Le manipulateur place la sonde en position d'examen et le système réalise automatiquement une série de coupes, en tournant sur son axe, de manière à balayer la totalité du volume cible.

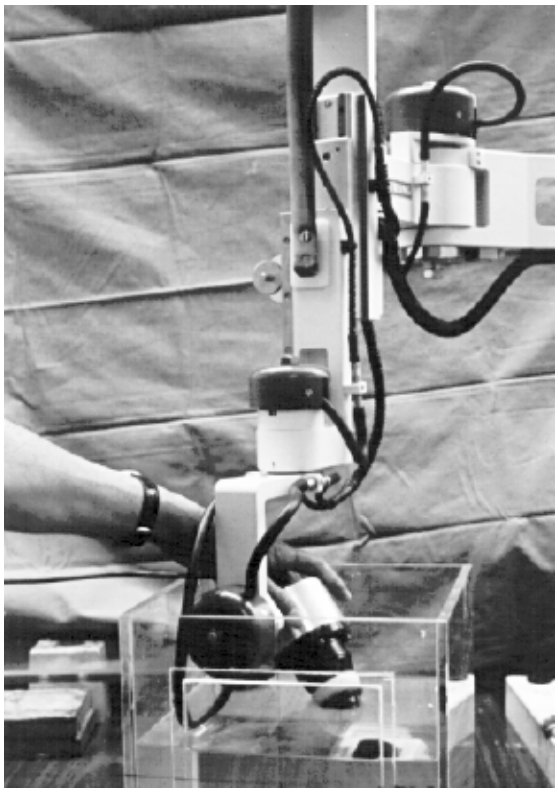


Figure II.15 Bras articulé porte sonde

[SUN94] réalise une reconstruction 3D du rein par un méthode approchée, pour le dépistage de malformations.

Le localisateur électromagnétique est un système émetteur/récepteur. Le champ électromagnétique, produit par l'émetteur fixe, est détecté par le récepteur mobile. L'utilisation de trois bobines, orientées orthogonalement entre elles, permet de déterminer la position et l'orientation du récepteur. La proximité d'objets ferromagnétiques pouvant entrainer des erreurs de mesure de plusieurs mm, l'environnement fortement métallisé d'une salle de traitement contre-indique pour l'instant l'utilisation de ce système en radiothérapie.

Le localisateur optique ne présente pas les inconvénients du système électromagnétique. Il se compose d'émetteurs passifs (surfaces réfléchissantes), ou actifs (diodes infra-rouges). La réception du signal se fait à partir de deux ou trois caméras. Plusieurs émetteurs sont fixés rigidement sur un outil, pour permettre de déterminer sa position et son orientation dans le repère associé au localisateur.
[MENK94] utilise la stéréo-photogrammmétrie, ou vidéogrammétrie, pour contrôler en temps réel l'immobilité du patient durant son traitement. L'émetteur passif se compose de cinq sphères blanches de 10 mm de diamètre, réfléchissant la lumière ambiante. Elles sont fixées sur un support noir en forme de croix dissymétrique (un bras plus long que les autres), une au centre, une à l'extrémité de chaque branche de la croix. Le support est intégré au système de contention. Il est associé au moulage dentaire permettant d'immobiliser les machoires du patient. Deux caméras écartées de 90° filment le support de repérage. La rapidité du calcul (63 ms) permet de visualiser avec précision les mouvements du support durant le traitement. Une critique peut être faite sur la liaison support/patient, qui peut répercuter des mouvements de machoires, indépendamment des mouvements de la tête du patient.

Une première acquisition donne la position de référence du patient, une série d'acquisitions sur la durée de la séance permet de détecter ses mouvements. Le système a été utilisé pour comparer deux systèmes de contention : un masque thermoplastique, et un masque stéréotaxique non-invasif. Le calcul se fait en deux étapes :

1. Calcul de la position et de l'orientation du porte émetteur.
2. Calcul de la transformation linéaire entre la position de contrôle et la position de référence, par minimisation de la distance entre les deux positions des émetteurs.

A partir de la technique de [MENK94], [LAPP97] réalise une procédure de vidéogrammétrie pour le contrôle de l'installation et du bougé du patient au traitement. Pour s'affranchir du problème d'éclairement des marqueurs (lumière ambiante), il utilise la lumière IR. Les émetteurs sont passifs. Ils sont illuminés par des lampes IR positionnées derrière les caméras qui sont munies d'un filtre IR. Le système est calibré sur l'isocentre de l'appareil de traitement. La première installation du patient est réalisée avec une contention stéréotaxique non-invasive, et les positions des émetteurs servent de référence. Pour les autres séances, le patient est immobilisé par un système de contention classique (plastique thermoformé). Les positions des émetteurs pendant le contrôle, comparées à leurs positions de référence, permettent de déterminer l'erreur d'installation. Cette erreur ou un éventuel bougé du patient peuvent être corrigés en translation par pilotage de la table. Une rotation non isocentrique est transformée en translation et rotation isocentrique. Les rotations isocentriques > 5° sont corrigées manuellement.

[BARO96] positionne un ensemble de marqueurs passifs sur des points anatomiques précis du thorax du patient. Les marqueurs sont des demi-sphères réfléchissantes, d'environ 15 mm de diamètre. La procédure ne prend en compte que les translations. Elle est assez rapide et automatisée pour permettre plusieurs acquisitions sur la durée d'une séance.

Le localisateur optique peut aussi être utilisé pour déterminer la position d'objets dans l'environnement du patient. La procédure présentée par [TROC94] et [MENG94] utilise un système à infra-rouge (Optotrak®) pour localiser la position d'une sonde échographique. Le détecteur se compose de trois caméras IR à une dimension. Les émetteurs sont des diodes IR. Chaque diode émet successivement son signal qui est enregistré par le récepteur. Contrairement aux procédures précédentes, le système peut identifier séparément tous les marqueurs. L'inconvénient parfois reproché à ce matériel concerne l'encombrement des fils d'alimentation des diodes. Dans le cas d'un examen échographique, il suffit de réunir en un seul faisceau les fils de la sonde et des diodes. D'autre part, des détecteurs à semi-conducteur, présentant le même inconvénient, sont couramment placés sur le patient pour le contrôle in vivo des doses délivrées durant une séance d'irradiation [NOEL94].

II.7.3.2 Capteurs de forme

Le capteur de forme permet de modéliser la surface d'un objet. Contrairement au capteur de position, le capteur de forme est utilisé depuis longtemps en radiothérapie.

Le conformateur mécanique permet de reproduire sur papier le contour d'un objet, par guidage manuel d'un palpeur autour de cet objet (corps du patient). Ce mode d'acquisition ne fournit qu'une information en 2D, mais plusieurs reproductions à différents niveaux produisent un ensemble de données en 3D, lorsque un niveau sert de référence et que la distance inter-niveaux est connue. Ce système n'est installé qu'en salle de simulation. Les contours sont utilisés pour l'étude dosimétrique.

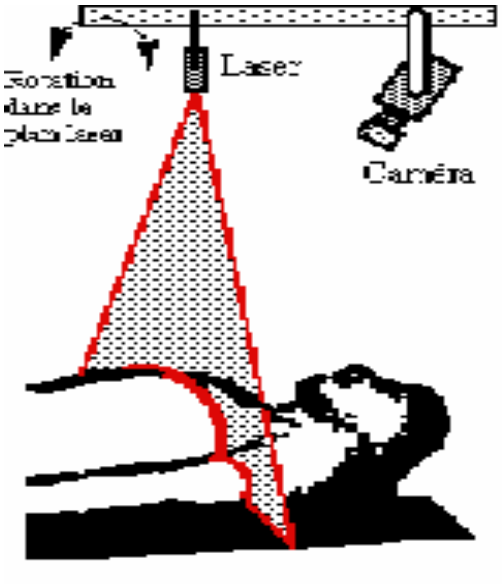


Figure II.16 Conformateur laser

Le conformateur optique remplace avantageusement le mécanique. Un plan laser est projeté sur le corps du patient. Une caméra filme et transmet la scène à un système d'enregistrement (Figure II.16). Une image est sélectionnée automatiquement ou sur commande. La calibration du système pemet de reconstruire le contour du patient en 2D. Le traitement de l'image est réalisé soit au moment de la prise de vue, par un filtre adapté à la longueur d'onde du laser, soit après la sélection de l'image, par traitement informatique (seuillage...). Ce traitement élimine le fond de l'image pour ne garder que la ligne de contact du plan laser et de l'objet.

Pour obtenir le contour le plus complet possible de l'objet, il faut faire plusieurs acquisitions, sous deux ou trois incidences différentes. Les portions de contours sont recombinées pour dessiner une ligne continue.
Le calibrage du système permet de déterminer les coordonnées 3D de l'ensemble des points du contour, dans un référentiel prédéfini. Lorsque les caractéristiques spatiales du système, positions et orientations de la caméra et du laser, sont parfaitement connues, les coordonnées 3D peuvent être déterminées par triangularisation. La prise en compte d'autres caractéristiques, comme par exemple le balayage laser, ou les distorsions de l'image produites par l'objectif, nécessite une méthode de calibrage plus poussée [CHAM91-92].

En utilisation classique, ce matériel présente déjà des avantages par rapport à un conformateur mécanique :

- Il n'y a pas de contact avec le patient, donc pas de déformation de la région à délimiter.
- Les contours sont numérisés. Ils peuvent être imprimés, mais aussi directement transmis au système de dosimétrie.
- L'automatisation du système permet de piloter avec précision le plan laser (balayage) pour réaliser une séquence de contours espacés régulièrement.
- L'autonomie du système permet son installation en salle de traitement.

Les deux derniers points montrent tout l'intérêt de ce système dans le cadre du repositionnement du patient. Le conformateur laser peut modéliser la surface d'une région anatomique du patient. Dans ce contexte, le cahier des charges d'un tel outil doit être adapté aux besoins réels du problème :

- L'acquisition d'un seul contour présente peu d'intérêt (peu de données de contrôle).
- Le balayage d'une surface présentant du relief, sous une seule incidence bien orientée, suffit.

[BERR91] réalise un système simple, composé d'un collimateur opaque, ajouré de fentes régulièrement espacées. Une image de référence est produite en début de traitement.
A chaque installation, une nouvelle image est superposée à l'image de référence. Le décalage des lignes montre l'erreur de la position, qui est corrigée par déplacement de la

table.

Le projecteur de trames utilise non plus un plan laser, mais une lampe de forte puissance pour éclairer l'objet à numériser. La lumière passe par un collimateur composé d'un motif régulier (traits, grille) qui est projeté sur l'objet filmé et en épouse le relief. L'image obtenue est traitée pour reproduire en 3D toute la surface éclairée.
Le mode d'acquisition ne nécessite pas de mouvement du système. Le champ lumineux couvre une surface déterminée, qu'il est possible de moduler en réglant la distance entre le projecteur et le sujet.
[SATO87] utilise un collimateur à cristaux liquides pour projeter rapidement une succession de trames de plus en plus fines, composées d'une alternance de bandes transparentes et opaques. Le système GRF® est commercialisé par la société K^2T.
D'un point de vue morphologique, le visage est la région corporelle qui se prête le mieux au système. Le visage présente un relief important, et peu de déformation d'un jour à l'autre en condition de repos. [PERI93] utilise le système GRF® pour mettre en correspondance des images d'IRM et de SPECT.

En radiothérapie, la reproduction du visage par projection de trames peut être réalisée juste avant le traitement pour être directement mise en correspondance avec une R3D de référence. [VASS95] et [CUCH96], ont expérimenté cette procédure pour le repositionnement du patient en radiothérapie.

II.8 Correction de l'installation

Les nombreux travaux d'évaluation de la précision de l'installation du patient ont préparé le terrain au repositionnement. La disponibilité de l'imagerie 3D et la conception de logiciels de mise en correspondance d'informations multi-modalités ont fait le reste.
Si l'idée de réajuster la position du patient est plus ancienne que la RTC, il n'a jamais été possible de l'appliquer systèmatiquement en traitement classique. Pour la RTC, Toutes les opinions convergent pour en faire un critère de reproductibilité incontournable.
Le premier outil de repositionnement est la table de traitement, avec ses quatre Degrés De Liberté (DDL) conventionnels, trois translations par rapport au socle plus une rotation isocentrique du socle lui-même. Un cinquième DDL est généralement disponible. Il s'agit d'une rotation décentrée par rapport à l'isocentre, qui permet une rotation de la table par rapport à son socle. Ce DDL peut servir à ajuster visuellement un champ, par un tilt de quelques degrés. Cette rotation, difficilement gérable, est rarement utilisée en repositionnement. Les déplacements de la table peuvent être pilotés de l'extérieur [NEVE92].

Pour certaines localisations, où la position assise apporte un plus par rapport à la position allongée, la table est remplacée par une chaise munie des mêmes DDL [GALL93]. [MILL91] utilise la chaise dans les traitements médiastinaux, pour un meilleur contrôle de l'irradiation pulmonaire, et dans les traitements ORL, pour favoriser l'écoulement salivaire et diminuer ainsi les mouvements de déglutition.

Qu'ils soient appliqués à une table ou à une chaise, les 4 mouvements conventionnels ne suffisent pas pour repositionner le patient en 3D. Pour cela, il faut disposer d'un système à 6 DDL. En se limitant aux mouvements du support sur lequel s'installe le patient, il faut rajouter 2 degrés de liberté.

Les principales innovations dans ce domaine viennent de la protonthérapie, par l'utilisation

d'une chaise robot pilotée par ordinateur [FERR95], ou d'une robot permettant indifféremment les positions allongées ou assises [MAZA96].

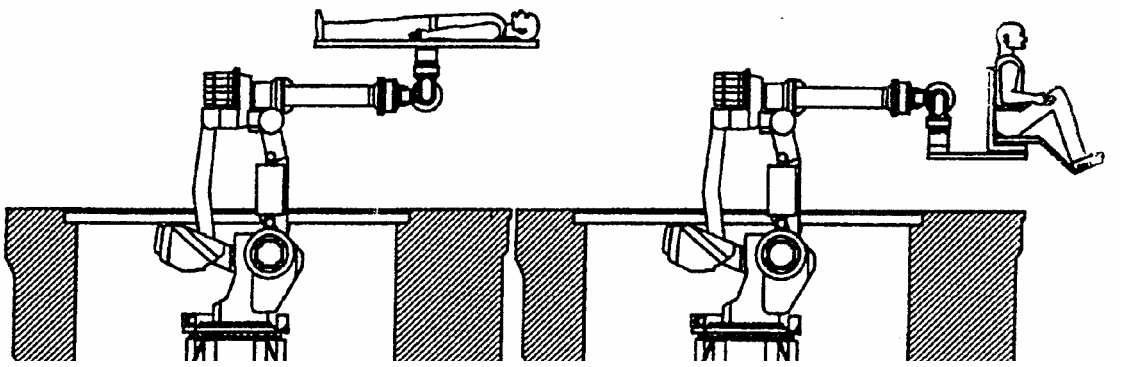


Figure II.17 Projet de table robotisée d'Orsay (doc [MAZA96])

Une autre approche du repositionnement consiste à ne pas chercher à reproduire la position du patient, mais la balistique, c'est à dire l'orientation du faisceau d'irradiation par rapport au patient. Trois solutions sont alors envisageables :

1. L'appareil de traitement est robotisé et dispose de 6 degrés de liberté [ADLE94] [SCHW97]. Ce système, développé à Stanford, existe déjà en plusieurs exemplaires expérimentaux.
2. L'appareil de traitement dispose des DDL qui manquent à la table. [EHAR95] présente un accélérateur disposant des trois rotations. La rotation supplémentaire est limitée à 60°, ce qui reste largement suffisant pour le repositionnement.
3. Le système de traitement est conventionnel, avec 4 DDL pour la table et 2 DDL pour l'accélérateur. Compte tenu de l'indépendance de mouvements des deux parties, il existe une configuration de l'ensemble table/accélérateur qui corrige l'erreur d'installation du patient.

La troisième solution reste actuellement l'option de repositionnement la plus simple. Elle est implémentable pour des systèmes conventionnels, sans mécanisme supplémentaire. Le détermination de la configuration finale doit prendre en compte les possibilités de manœuvres inhérentes à la table et à l'accélérateur. La méthode de calcul est présentée dans le chapitre suivant.

II.9 Conclusion

Les articles récents convergent vers la même conclusion : quelque soit la précision de l'installation du patient, il est souhaitable de réaliser au moins un contrôle avant chaque séance de traitement [TROU95].

Dés 1991, [EZZ91] évalue la faisabilité d'un repositionnement du patient à partir d'images PID. Il en déduit que :

- La qualité de l'image est suffisante pour permettre la détection des décalages ;
- Les décalages sont fréquents ;
- Le PID permet la détection du décalage sur un laps de temps suffisamment court pour permettre la mise en place de procédures de repositionnement.

Nous sommes en 1998 et si l'usage du PID s'est répandu, il est bien souvent limité au contrôle 2D, champ par champ.

Au niveau du contrôle 3D, le PID est loin d'être systématiquement utilisé, au profit des tubes à rayons X, des systèmes optiques, des capteurs de forme et de l'échographie.
La liste des publications associées au contrôle 3D n'est pas exhaustive, mais en admettant qu'elle en est un échantillonnage représentatif, il faut constater que la nature des données est moins souvent morphologique (structures anatomiques) qu'artificielle (marqueurs internes ou externes).

Les structures anatomiques les plus utilisées sont les os, qui sont souvent les seules informations exploitables sur des images radiographiques, gammagraphiques ou de PID. Il existe au moins deux cas de figure ou les structures osseuses sont inutiles :

1. Lorsque que la tumeur est fixe par rapport à une structure non osseuse, mais plus intéressante (contrôle plus rapide et/ou plus précis). C'est le cas de la surface du visage, pour les localisations de la face et du cerveau.
2. Lorsque la tumeur n'est pas fixe par rapport à une structure osseuse voisine. C'est le cas des organes mobiles ou déformables, comme la prostate.

Dans ces deux cas, il faut utiliser un système de contrôle spécifique, et/ou des marqueurs. Les marqueurs sont adaptés au système de contrôle (radio-opaque, lumineux, de forme géométrique, etc) ce qui facilite le traitement de l'information. En contrepartie, ils doivent être en nombre suffisant, et exactement à la même place par rapport au patient, à chaque séance. Le marqueur idéal est nécessairement invasif, sous forme d'implants.

Sans marqueur, c'est le système d’imagerie qu'il faut adapter au mieux à la structure anatomique visée. Les données peuvent être plus difficiles à extraire dans certains cas, mais au profit d'une plus grande quantité d'informations exploitables au moment de la mise en correspondance.

	structures osseuses	Organes mobiles	Surfaces corporelles
Rayons X	direct	indirect (implant)	indirect (marqueur)
Echographie	direct	direct	
Capteur de forme			direct
Système optique			indirect (marqueur)

Tableau II.1 Systèmes de contrôle et nature des données

Le Tableau II.1 situe le domaine d'application des types de systèmes de contrôle utilisés ou utilisables en RTC.

Nous proposons dans le chapitre suivant une procédure d'optimisation du contrôle et du repositionnement du patient. Elle est basée sur une localisation directe et précise de la structure anatomique visée, sans l'aide de marqueurs internes ou externes, ni systèmes de contention ou de contrôle invasifs. Elle a été évaluée avec trois sytèmes de contrôle qui doivent permettre de localiser directement dans l’espace la région anatomique visée, celle-ci étant directement ou indirectement liée au volume tumoral.

III. REPOSITIONNEMENT 3D

Notre évaluation des méthodes de localisation directe de structures anatomiques se fait par l'intermédiaire de systèmes de contrôle adaptés à la nature de la structure visée (os, surface corporelle, organe). D'un point de vue général, la procédure de repositionnement proposée est indépendante du système de contrôle. C'est uniquement au niveau de la préparation et de la réalisation des étapes directement associées à l'acquisition des données de contrôle que des changements vont intervenir.

Ce chapitre présente le repositionnement 3D dans ses aspects communs aux trois systèmes de contrôle étudiés par la suite.
Dans l'approche proposée, l'acquisition des données de contrôle s'applique entre l'installation et le début du traitement du patient.

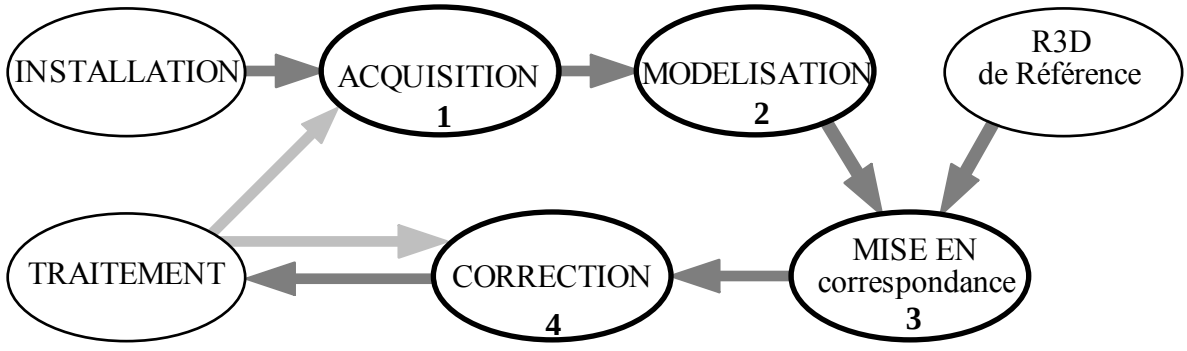


Figure III.1 Etapes de repositionnement

La chaîne des opérations de repositionnement se décompose en quatre étapes principales (Figure III.1) :
1. acquisition des informations (images) de contrôle ;
2. modélisation des informations de contrôle pour obtenir des données de contrôle localisées en 3D dans le référentiel de traitement ;
3. mise en correspondance des données de contrôle et des R3D de référence, au moyen de l'algorithme de [LAVA91] utilisant une carte de distance de type octree ;
4. correction de la position du patient et de la balistique de traitement.

La quatrième étape peut être appliquée à chaque champ pour corriger la balistique. L'ensemble de la procédure peut être appliqué plusieurs fois.

Le repositionnement nécessite la mise en correspondance de données pré- et per-radiothérapiques.
1. Les informations de contrôle correspondent à la position réelle du volume tumoral par rapport à l'accélérateur, et sont localisées dans son référentiel isocentrique.
2. Les informations de référence correspondent à la position attendue du volume tumoral, par rapport à l'accélérateur. Elles doivent être localisées dans un référentiel ayant pour origine l'isocentre virtuel déterminé par la dosimétrie, et orienté comme le référentiel isocentrique de l'accélérateur.

La mise en correspondance des données de contrôle et de référence permet de déterminer l'erreur de positionnement du volume tumoral, en translation et en rotation. La précision finale recherchée est de l'ordre du mm.

Les corrections doivent être adaptées à l'environnement de traitement. En restant dans le domaine des accélérateurs traditionnels, les translations et les rotations se répartissent entre la table et l'appareil. Les mouvements de la table corrigent la position et l'orientation du patient, tandis que les rotations de l'appareil, appliquées au bras et au collimateur, corrigent la balistique de chaque champ du plan de traitement.

Les étapes d'acquisition et de modélisation sont abordées d'un point de vue général dans ce chapitre. Elles peuvent varier d'un système de contrôle à l'autre, et seront détaillées dans le chapitre suivant, en fonction de chacun des systèmes étudiés.

III.1 Référentiels

Les données de référence et de contrôle sont localisées dans des systèmes de coordonnées cohérents, pour faciliter la transformation des points d'un système de coordonnées à un autre.

III.1.1 Point de référence machine (isocentre)

L'isocentre de l'accélérateur est le point d'intersection entre l'axe du faisceau et l'axe mécanique de rotation du bras (cf. chapitre I, Figure I.1 et I.2). Le bras en position zéro place le foyer (source) du faisceau au-dessus et à l'aplomb de l'isocentre.
Le bras peut tourner de plus ou moins 180° par rapport à sa position zéro, avec un rayon de un mètre. Le collimateur peut effectuer une rotation de plus ou moins 180° autour de l'axe du faisceau.

La table est munie d'une rotation isocentrique horizontale réduite à plus ou moins 120°. Cette limitation est liée à l'encombrement du bras et de la tête de l'accélérateur.
Les trois rotations (table, source et collimateur), correctement combinées, permettent de traiter le patient sous toutes les incidences.

III.1.2 Référentiel isocentrique, Ri

Un repère 3D fixe **Ri**, centré en I, est associé au système de traitement. Il est conforme à la norme française et Européenne [NFEN97]. Les positions standard (0°) de la source (point P), et du collimateur, déterminent l'orientation des axes de ce repère.

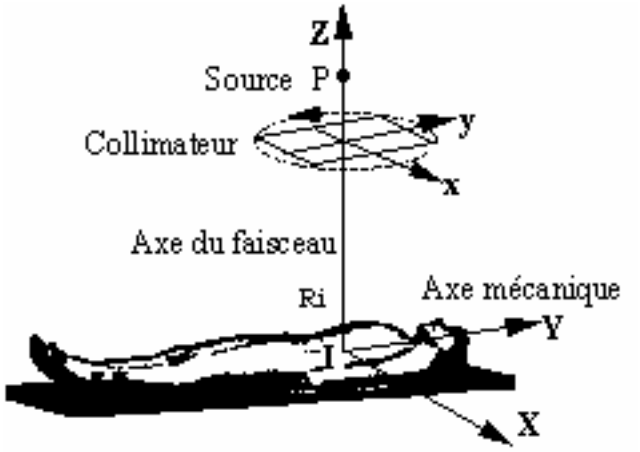


Figure III.2 Repère isocentrique

Soit X, Y et Z les coordonnées de ses axes, définis ainsi :

- L'axe de coordonnée Y, horizontal, dirigé vers le statif. Il est superposé à l'axe mécanique de rotation du bras.
- L'axe de coordonnée Z, vertical, dirigé vers le haut. Il et superposé à l'axe du faisceau, pour la source en position 0°.
- L'axe de coordonnée X, horizontal, perpendiculaire à Y et Z. Il est orienté à droite en regardant vers le statif.

La figure III.2 montre les orientations de Ri par rapport à un patient installé classiquement, sur le dos, la tête dirigé vers le statif de l'appareil.

III.1.3 Référentiel de traitement Rt

Le deuxième référentiel associé à l'environnement de traitement est donné par la balistique d'irradiation.
Un référentiel **Rt**, centré en I, est défini par rapport à Ri, Xt, Yt et Zt comme coordonnées de ses axes. Pour une balistique nulle, Rt est superposé à Ri.
Pour chaque champ, l'orientation de Rt par rapport à Ri est donnée par les trois rotations de la table par rapport à Z, du bras par rapport à Yt, et du collimateur par rapport à Zt, l'axe du faisceau par rapport au patient est superposé à Zt.

III.1.4 Référentiel dosimétrique, Rd

Ce référentiel dosimétrique **Rd** ne doit pas être confondu avec le référentiel propre au logiciel de dosimétrie 3D utilisé.

Rd est associé au patient et aux données de référence. Il est défini pour l'examen pré-dosimétrique, par rapport à Ri :

- Son origine **Id** correspond à l'isocentre déterminé dosimétriquement, qui est la représentation virtuelle de l'isocentre machine I. Id est la cible qui est visée lors du traitement.
- Il est orienté comme Ri par rapport à la position attendue du patient au traitement, avec Xb, Yb et Zb comme coordonnées de ses axes.

Si la position du volume cible au traitement est identique à celle de l'examen pré-dosimétrique, les données de référence et de contrôle sont confondues lorsque Rd et Ri sont superposés.

III.1.5 Référentiel balistique, Rb

L'étude dosimétrique détermine la balistique des champs d'irradiation. La balistique fait correspondre à chaque champ une orientation virtuelle de la table, du bras, et du collimateur.

Un référentiel **Rb,** centré en Id, est défini par rapport à Rd. Il est initialement superposé à Rd. Soit Xd, Yd et Zd les coordonnées des axes de Rb, alors, pour chaque champ, l'orientation de Rb par rapport à Rd est donnée par les trois rotations par rapport à Zd, Yb, et Zb. L'axe virtuel du faisceau d'irradiation est confondu avec Zb.

Si la position du volume cible au traitement est identique à celle de l'examen prédosimétrique, Rd et Rt sont confondus pour chaque champ du traitement.

III.1.6 Cas particulier

L'étude dosimétrique peut aboutir à des champs non convergents, avec plusieurs isocentres distincts. D'un point de vue pratique, il suffit de connaître les translations existant entre les isocentres. L'isocentre du premier champ est utilisé comme origine de Rd pour localiser les données de référence. Pour les autres champs, les translations sont appliquées à la table pour se positionner sur le nouvel isocentre.

III.2 R3D de référence

La préparation des R3D, sous la forme d'une carte de distance de type octree (cf chapitre II), n'est faite qu'une fois, avant la première installation du patient. Elle nécessite une quantité importante de données précises extraites d'un examen complet de la région anatomique traitée. Le traitement des données, du début de la segmentation à la fin de la construction de l'octree, qui est la base de la mise en correspondance, peut prendre plusieurs heures. Ce temps peut être réduit en automatisant la segmentation lorsque le volume d'intérêt le permet.

III.2.1 Segmentation

La segmentation est l'opération de délimitation des régions d'intérêt (structure anatomique, organe, surface corporelle). Les outils de segmentation utilisés dans le cadre de ce travail sont classiques et identiques à ceux des logiciels de dosimétrie. La segmentation peut être réalisée de manière interactive ou automatisée :

- En mode interactif, l'interface graphique de l'ordinateur est utilisée par l'opérateur pour dessiner le contour de la région d'intérêt. Le contour peut être continu et fermé ou discontinu.
- La segmentation peut être automatisée lorsque le contraste (différence de niveaux de gris) entre la région d'intérêt et les tissus environnants est suffisant. La segmentation automatique la plus simple est la détection du contour externe du patient. La transition entre l'air et les tissus est facilement détectable (Figure III.3-a). Pour les structures osseuses, l'échelle des niveaux de gris de l'image est modifiée pour augmenter le contraste entre les os et les tissus environnants (Figure III.3-b).

a  b 

Figure III.3 Segmentation automatique de la peau et du crâne sur une coupe scanner

La segmentation est réalisée sur une image en 2D. Lorsque l'ensemble des images a été segmentées, les points sont regroupés et localisés dans un référentiel 3D commun, ici Rd.
Dans le cas d'un examen de scanographie ou IRM, la distance inter-coupes choisie est de 2 mm, avec une épaisseur de 2 mm. En considérant une hauteur moyenne de 100 mm pour reconstruire une structure anatomique, il faut environ 50 coupes. Chaque coupes étant constituée de 512 * 512 points images ou pixels, il faut traiter au total une information de 512 * 512 * 50 points. La segmentation des images de l'examen ramène le nombre des points utilisés par la suite à moins de 1% de cette valeur.
Pour les structures osseuses et certains organes suffisamment contrastés, il est toujours possible d'automatiser la segmentation. Le résultat est une délimitation complète de la structure anatomique, ce qui donne une quantité de points bien supérieure aux besoins de la mise en correspondance. La Figure III.3 -b montre une segmentation automatique du crâne. Si la mise en correspondance ne nécessite que la partie externe du crâne, un traitement supplémentaire s'impose, soit en amont, en limitant la segmentation à la région d'intérêt, soit en aval, en éliminant tous les points excédentaires.
Si le système de contrôle fournit une information limitée à une partie de la région d'intérêt, il suffit que les données de référence englobent cette partie.

III.2.2 Transformation des R3D de référence

La R3D de référence du volume utilisé pour le repositionnement est localisée dans Rd.
La visualisation des R3D se fait en placant l'observateur sur l'axe des Z de Ri, regardant le patient du point de vue de la source. Un patient installé dans la position de traitement la plus classique, en décubitus dorsal, est ainsi présenté de face, ce qui facilite la compréhension de l'observation.

Dans le cas le plus courant (Figure III.4), l'examen prédosimétrique se compose d'une succession régulière de coupes dans un même plan, réalisées avec un scanneur ou une IRM.
La R3D de référence est construite à partir de l'ensemble des coupes. Toutes les coupes étant identiques en dimensions, les données sont sélectionnées et localisées sur chaque coupe dans un référentiel 2D R_2 identique, défini arbitrairement (angle supérieur gauche de l'image).
Lorsque les données sont sélectionnées sur toutes les coupes, elles sont regroupées et localisées dans un référentiel R_3 unique, qui est une extension 3D de R_2.

Pour passer des données localisées dans R_3 au modèle reconstruit dans Rd, il faut appliquer à chaque point P sélectionné :

- Une correction en translation pour placer l'origine sur l'isocentre virtuel déterminé dosimétriquement.
- Une correction d'échelle pour passer d'une unité en pixels à une unité en mm.
- Une correction en rotation autour de l'axe X d'un angle de 90° pour donner une orientation identique à celle du référentiel de traitement.

$$\text{soit : } \begin{bmatrix} x_d \\ y_d \\ z_d \end{bmatrix}_{(R_d)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} Fx & 0 & 0 \\ 0 & Fy & 0 \\ 0 & 0 & Fz \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x - t_x \\ y - t_y \\ z - t_z \end{bmatrix}_{(R_3)}$$

Cette méthode est appliquée lorsque la sélection des données de référence est faite indépendamment du logiciel de dosimétrie 3D. Si les données proviennent de la dosimétrie, elles sont déjà localisées dans un référentiel dosimétrique centré sur Id. Il suffit de leur appliquer une correction d'échelle, et d'orientation si nécessaire.

III.2.3 Construction de l'octree

Une fois la R3D localisée dans un référentiel virtuel de traitement, les distances sont calculées et mémorisées sous la forme d'un octree (cf. chapitre II). La précision de la carte de distance dépend de la taille et du degré de décomposition du cube englobant les points de référence.

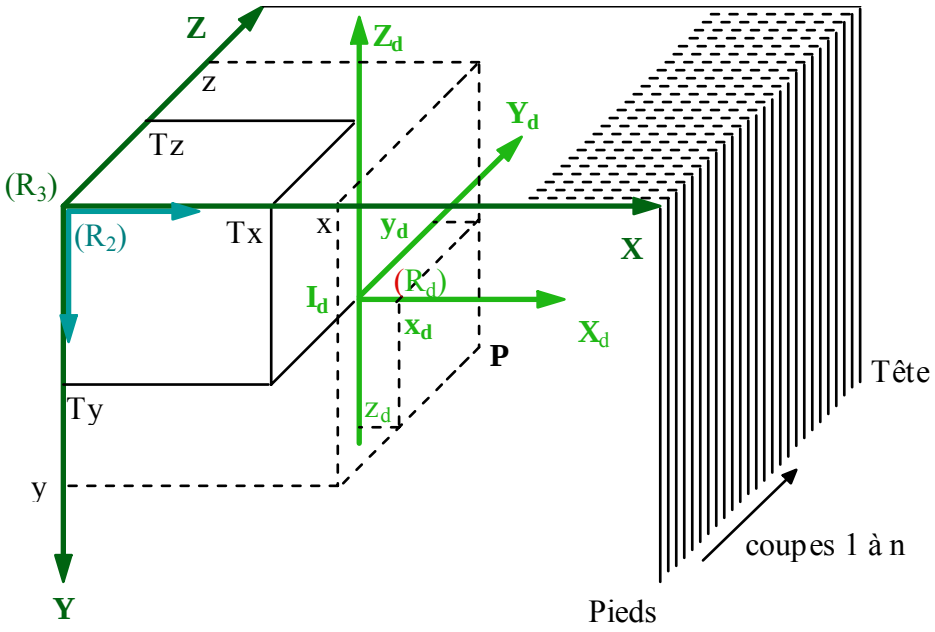


Figure III.4: Transformation appliquée aux R3D de référence

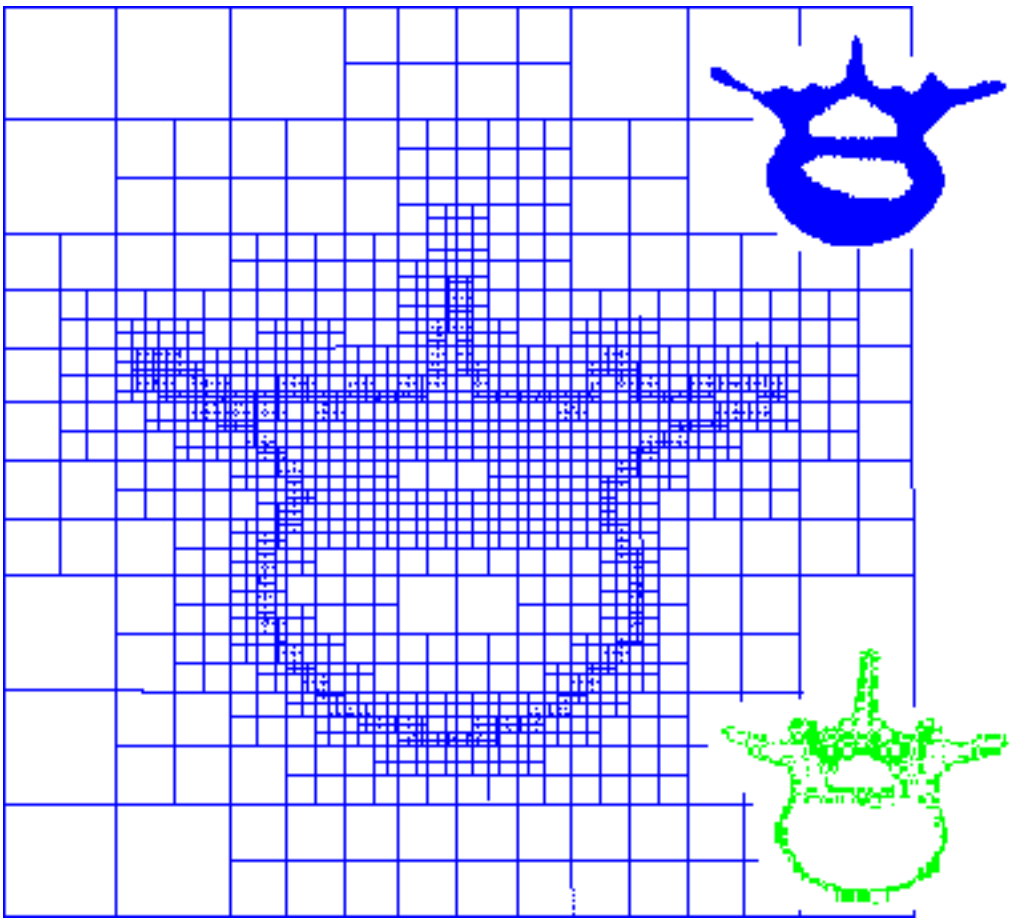


Figure III.5 Maillage de l'octree dans un plan axial médian d'une R3D de vertèbre

(à droite en médaillon : coupe axiale en haut, R3D en bas)

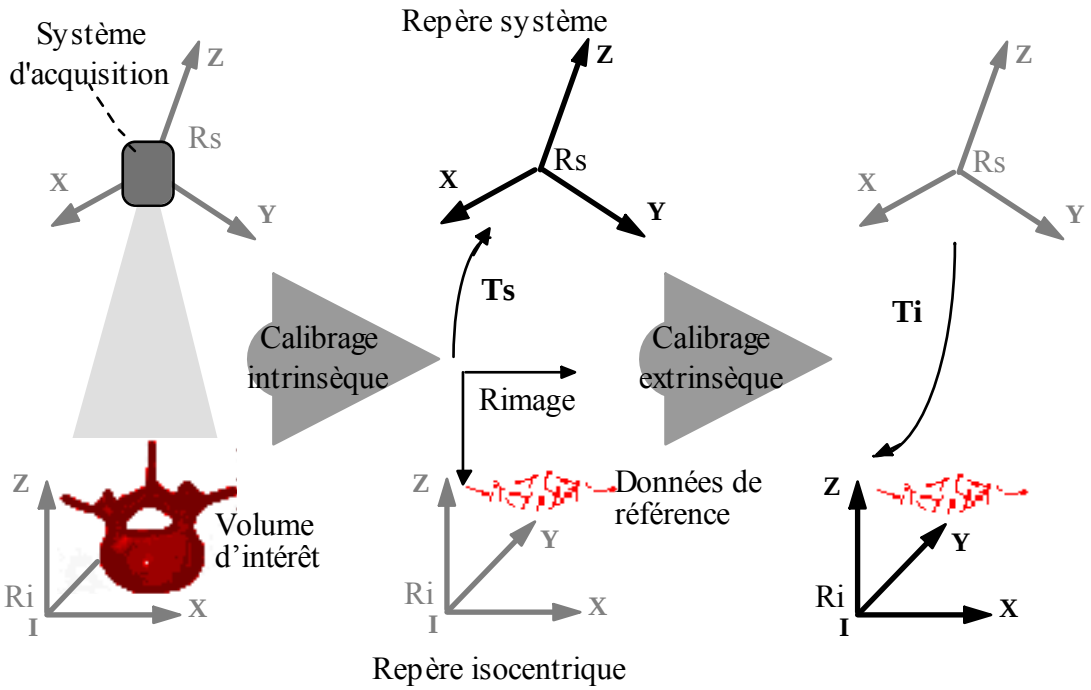


Figure III.6 Changement de référentiel des données de contrôle

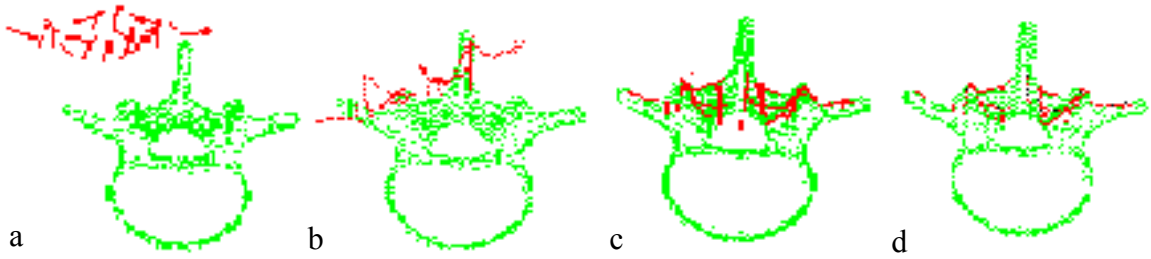


Figure III.7 Exemple de mise en correspondance pour une vertèbre

(Entre données de référence en vert et donnnées de contrôle par échographie en rouge)

Chaque division décompose chaque cube concerné en 8 sous cubes. Par exemple pour une division de niveau 9 sur un cube de 512 mm de côté, les plus petits cubes font $512 / 2^9 = 1$ mm de côté. En admettant qu'un mm corresponde à 1 pixel sur les images de l'examen prédosimétrique, un niveau supérieur de décomposition n'améliore pas la précision de l'octree.
Pour un cube de 256 mm, un niveau 8 suffira, etc. La Figure III.5 montre un octree de niveau 7 appliqué à une R3D de vertèbre, qui est utilisée pour les tests de précision du contrôle par examen d'échographie (cf chapitre III). Un plan de coupe axiale a été sélectionné à mi-vertèbre pour donner une image du maillage de l'octree à ce niveau.
La taille et la précision de l'octree sont ainsi optimisées en fonction de la R3D.

La définition en Y est liée à espace inter-coupes (2 mm), pour une définition ≤ 1 mm dans le plan de la coupe (X et Z). Les données entre les coupes peuvent être interpolées pour donner une densité de points homogène dans les trois plans.

III.3 R3D de contrôle

L'étape d'acquisition et les opérations qui s'y rapportent sont spécifiques à un système de contrôle donné. Toutes les opérations sont présentées dans ce chapitre d'une manière générale, et détaillées dans le chapitre suivant par rapport à chaque imageur utilisé.

III.3.1 Calibrage

Chaque système nécessite des opérations de calibrage avant d'être utilisé, pour acquérir des données de contrôle localisées avec précision dans le référentiel isocentrique.

Le calibrage intrinsèque permet de localiser avec précision les données de contrôle dans un référentiel propre au système d'acquisition.

Le calibrage extrinsèque fait le lien entre le système d'acquisition et l'appareil de traitement, pour localiser les données dans le référentiel isocentrique.

III.3.2 Segmentation

La technique de segmentation dépend étroitement du système de contrôle. Dans le cas d'un PID par exemple, les outils de segmentation sont identiques à ceux de l'examen prédosimétrique. Compte tenu de la mauvaise qualité des images, la segmentation est pour l'instant entièrement réalisée manuellement. Elle s'effectue plus ou moins rapidement en fonction du nombre d'images à traiter.
Les capteurs de formes sont plus intéressants, dans la mesure où ils peuvent fournir une information directement exploitable, la segmentation étant intégrée au mode d'acquisition des données.

III.3.3 Transformation des données

La R3D de contrôle est construite directement dans le repère Ri.
Contrairement à l'examen prédosimétrique, la modalité et le système d'acquisition des informations peuvent varier suivant la nature du volume à segmenter. Ce point sera développé dans le chapitre suivant.
Chaque système d'acquisition dispose de son propre repère Rs pour la construction du modèle 3D.

L'exemple de la Figure III.6 montre les transformations appliquées aux données de contrôle pour les localiser dans le référentiel isocentrique Ri de l'appareil de traitement :

- Une transformation Ts, déterminée lors du calibrage intrinsèque, pour construire le modèle dans le référentiel Rs propre au système d'acquisition.
- Une transformation Ti, déterminée lors du calibrage extrinsèque, pour passer de Rs à Ri, et localiser les données de contrôle dans Ri.

La correction d'échelle peut être prise en compte par le calibrage intrinsèque du système (Ts) ou appliquée directement aux données.

III.4 Mise en correspondance

Le programme de mise en correspondance [LAVA91] [BRUN93] utilise une interface graphique qui permet de visualiser les étapes de la fusion des données de contrôle et de référence. L'utilisateur peut intervenir avant ou pendant la procédure. Les deux ensembles de points peuvent être rapprochés pour initialiser la fusion dans de meilleures conditions et limiter les risques de convergence vers des minima locaux de l'algorithme de mise en correspondance. La fusion peut se faire en deux phases :

1. une première mise en correspondance suivie d'une élimination des points situés à une distance supérieure à une valeur prédéfini, par exemple 2 mm.
2. une deuxième mise en correspondance plus précise, n'utilisant que les données restantes.

En radiothérapie traditionnelle, la marge d'erreur de positionnement du volume cible peut être majorée, en comptant large, à 3 cm en translation et 10° en rotation. Les données de contrôle ne sont donc jamais très "éloignées" des données de référence, et il n'est pas nécessaire d'ajuster leur position initiale manuellement.

Le résultat de la mise en correspondance peut être apprécié :

- directement, en visualisant la superposition des données sous différentes incidences.
- indirectement en appréciant la proportion de points éliminés (jugés aberrants) et la valeur résiduelle moyenne de la fusion.

L'appréciation indirecte du résultat de la mise en correspondance, basée sur des données fiables et exploitables, est indispensable à terme pour automatiser la procédure.

La Figure III.7 est un exemple de mise en correspondance d'une R3D de référence de vertèbre avec des données de contrôle obtenues par échographie. Les images montrent de gauche à droite :

a) les positions initiales des données de référence en vert et de contrôle en rouge ;
b) une itération intermédiaire ;
c) la dernière itération du premier passage ;
d) Le résultat final du deuxième passage, après élimination des points les plus éloignés. Sur un total de 824 points de contrôle, 53 sont éliminés après le premier passage, pour un seuil fixé à 2mm. L'erreur moyenne est de 0.42 mm.

La mise en correspondance fournit la transformation entre Rd et Ri, sous la forme d'une translation et d'une rotation.
Dans le cas d'une table de traitement munie des trois translations et des trois rotations nécessaires, entièrement robotisée, les corrections s'appliquent directement.
Dans le cas de figure le plus courant, la table ne dispose, en plus des trois translations de base, que d'une rotation isocentrique. Les rotations correctives doivent être adaptées aux trois rotations disponibles : du bras, du collimateur et de la table

III.5 Calcul des corrections en rotation

Pour chaque champ d'irradiation, les rotations isocentriques de l'appareil, de son collimateur et de la table sont utilisées pour reproduire la configuration balistique/patient déterminée par la dosimétrie.

Le problème consiste donc, à partir des corrections angulaires phi, teta et psi, données par la mise en correspondance, à déterminer les nouvelles orientations de la table, de la source et du collimateur, pour reproduire la balistique de traitement en fonction de la position réelle du volume tumoral.
Quatre référentiels Ri, Rt, Rd et Rb ont été définis en début de chapitre. Les deux premiers sont liés à l'appareil de traitement, les deux autres au patient.
La transformation de Ri à Rd est déterminée par la mise en correspondance. La transformation de Rd à Rb est donnée par la balistique d'irradiation. Il est facile d'en déduire la transformation entre Ri et Rb. Cette transformation donne la position de Rb par rapport à Ri.

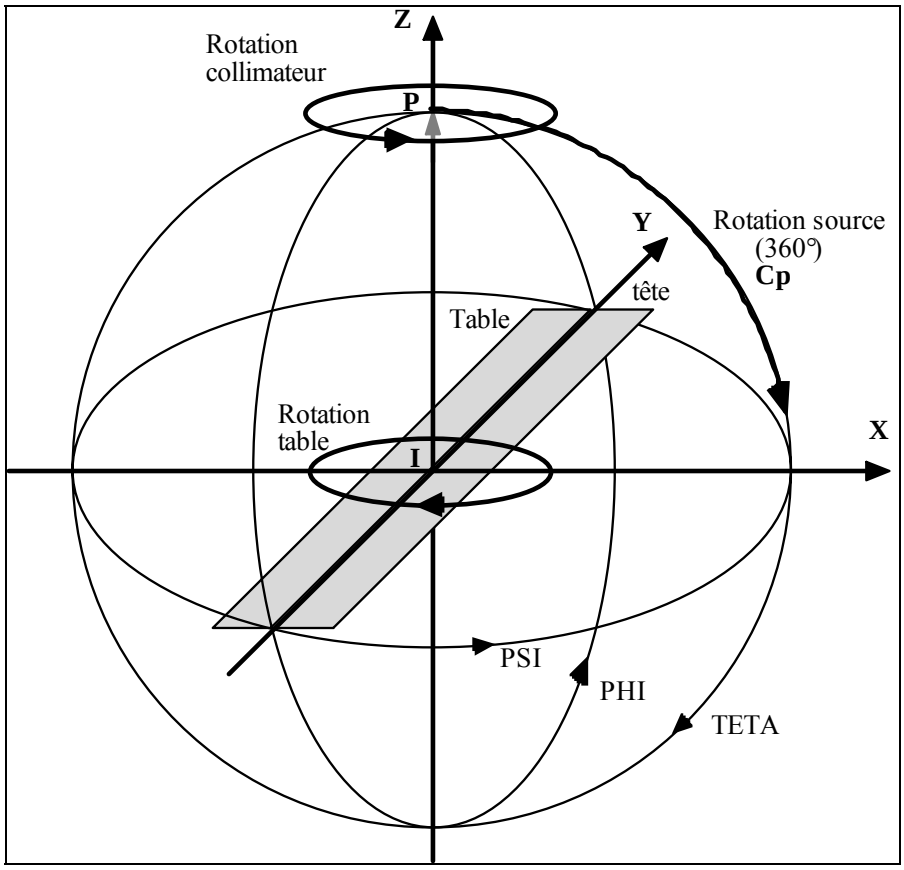


Figure III.8: Rotations utilisées pour le repositionnement

Le volume cible n'étant pas positionné exactement de la même manière qu'à l'examen pré-dosimétrique, Rd ne donne plus directement la position de Rt, correspondant pour un champ donné aux orientations de la table, de la source et du collimateur déterminé par la dosimétrie. Il faut donc déterminer la nouvelle orientation de Rt dans Ri.

III.5.1 Transformation de Ri à Rd

La mise en correspondance permet de déterminer la transformation entre Ri et Rd. L'orientation du repère Rd par rapport à Ri est réalisée par :

- Une rotation d'un angle phi autour de l'axe X du repère XYZ (Ri).
- Une rotation d'un angle teta autour de l'axe Y' du repère X'Y'Z'.
- Une rotation d'un angle psi autour de l'axe Z" du repère X"X"Z".

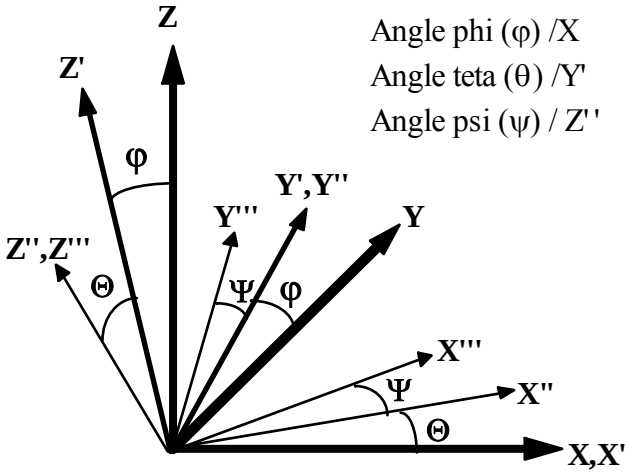


Figure III.9 Rotations phi, teta et psi

La matrice de transformation Md entre Ri et Rd est égale à:

$$Md = Mpsi * Mteta * Mphi = \begin{pmatrix} *C_\psi & *S_\psi & 0 \\ -S_\psi & C_\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} C_\theta & 0 & -S_\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ S_\theta & 0 & C_\theta \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C_\varphi & S_\varphi \\ 0 & -S_\varphi & C_\varphi \end{pmatrix}$$

(* : C = Cosinus,S = Sinus)

Et le passage de Rd à Ri est donné par :

$$Ri \xrightarrow{Md} Rd \quad \Leftrightarrow \quad Rd = Md * Ri$$

III.5.2 Transformation de Rd à Rb

Les trois rotations données par la balistique, par rapport à Z, Y et Z, donne directement la matrice de transformation Mb, entre Rd et Rb. Bien que les orientations données par la balistique ne soient plus directement applicables au système de traitement, nommons les colli (c), source (s) et table (t). La matrice de transformation s'obtient par :

$$Mb = Mcolli * Msource * Mtable = \begin{pmatrix} C_c & S_c & 0 \\ -S_c & C_c & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} C_s & 0 & -S_s \\ 0 & 1 & 0 \\ S_s & 0 & C_s \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} C_t & S_t & 0 \\ -S_t & C_t & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Et le passage de Rb à Rd est donné par :

$$Rd \xrightarrow{Mb} Rb \quad \Leftrightarrow \quad Rb = Mb * Rd$$

III.5.3 Transformation de Ri à Rb

La matrice de transformation MP entre Ri et Rb est finalement donnée par :

$$Ri \xrightarrow{Md} Rd \xrightarrow{Mb} Rb \quad \text{avec} \quad Mp = Md * Mb$$

$$Ri \xrightarrow{Mp} Rb \quad \Leftrightarrow \quad Rb = Mp * Ri$$

$$\text{avec} \quad Mp = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix}$$

III.5.4 Extraction des trois rotations

Le déplacement de la source est limité à un cercle fixe. Lorsque le volume cible n'est pas idéalement positionné, l'orientation de Rd, appliquée directement à Rt par rapport à Ri, donne une position de la source qui ne tient plus compte de cette contrainte. Il faut recalculer l'orientation de Rt par rapport à Ri, en fonction de Rd.

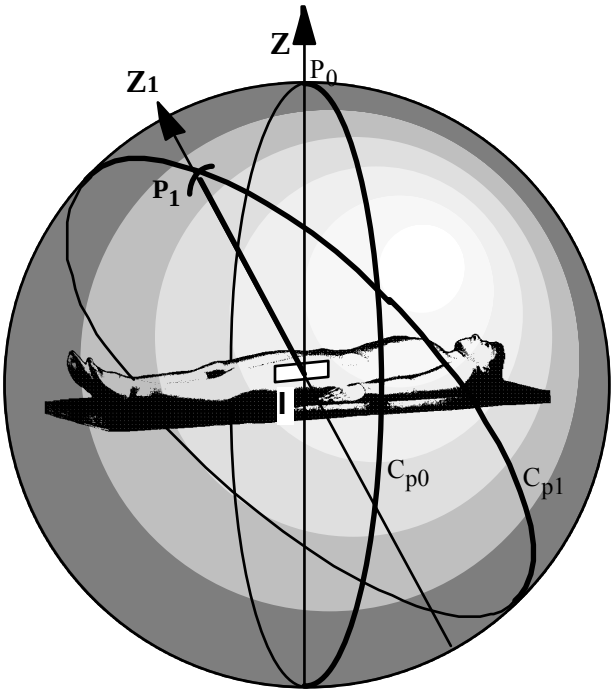


Figure III.10 Position fictive de la source

Soit P le point représentant la source, initialement positionné en P_0 , sur l'axe des Z de Ri.
La matrice de transformation Mp, appliquée à Ri, déplace le point P de P_0 à P_1 (Figure III.10), sur l'axe Z_1 de Rb.
Le patient et la source virtuelle se trouvent alors correctement alignés l'un par rapport à l'autre. La configuration de la balistique est reproduite, mais n'est pas directement réalisable par le système de traitement.

Une rotation par rapport à l'axe Z de Ri, appliquée au patient par l'intermédiaire de la table, et à Rb, déplace P de P_1 à P_2 (Figure III.11).
Cette rotation, d'un angle T_1IT_2 (= P_1OP_2), donne à la source une position acceptable, sans modifier la position du patient dans Rb.

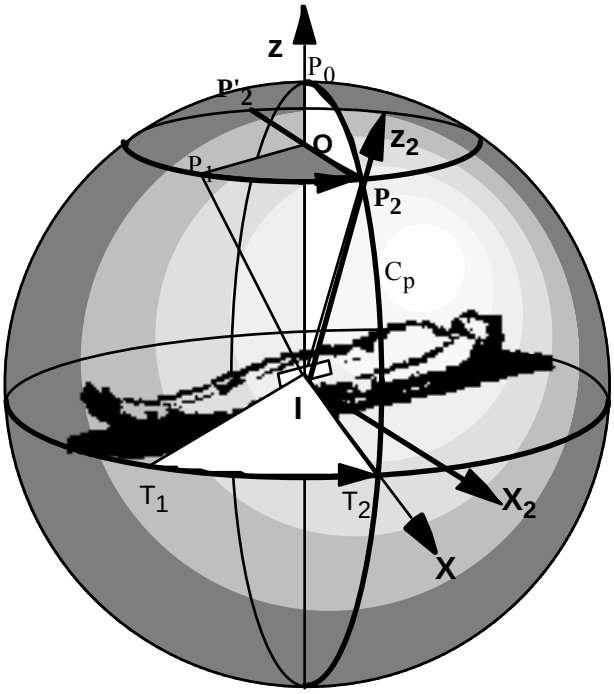


Figure III.11 Position réelle de la source

Pour reproduire physiquement cette configuration, il faut :
1. Appliquer une rotation T_1IT_2 à la table.
2. Appliquer une rotation P_0IP_2 à la source
3. Appliquer une rotation L_0IL_2 au collimateur, pour reproduire l'orientation du plan X_2IZ_2 de Rd par rapport au plan défini par P_0IP_2 (Figure III.12).

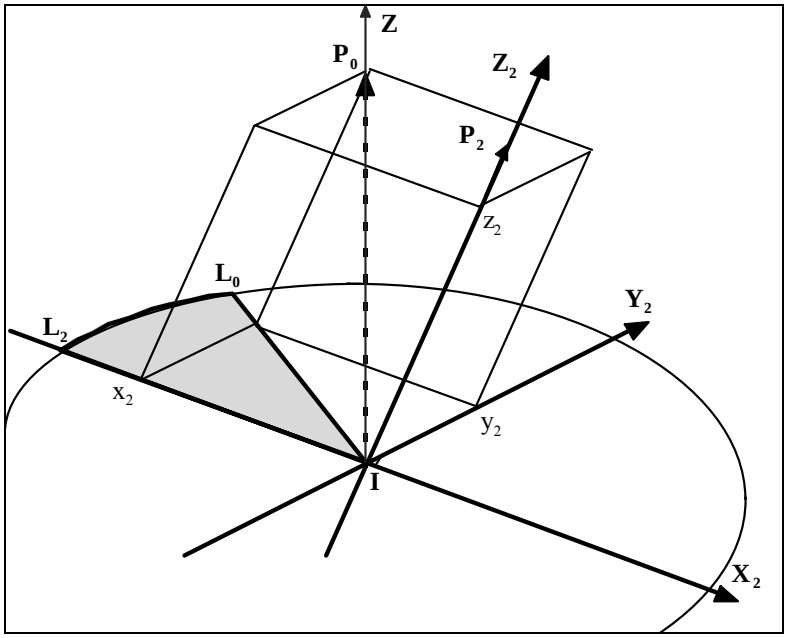


Figure III.12 Correction appliquée au collimateur

Comme pour la transformation de Rd à Rb, ces trois rotations sont équivalentes aux trois rotations par rapport à Z, Y, et Z :

1. Rotation autour de l'axe des Z (= table) $= T_1IT_2$
2. Rotation autour de l'axe des Y (source) $= P_0IP_1 = P_0IP_2$.
3. Rotation autour de l'axe des Z (collimateur) $= L_0IL_2$, (identique que P soit en P_1 ou P_2).

Le passage de Rt à Ri est donné par :

$$Ri \xrightarrow{Ms} Rt \quad \Leftrightarrow \quad Rt = Ms * Ri$$

La matrice de transformation Ms, est identique à Mb, aux valeurs des angles près, soit :

$$Mp = Ms \Leftrightarrow \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_1C_2C_3 - S_1S_3 & S_1C_2C_3 - C_1S_3 & -S_2C_3 \\ -C_1C_2S_3 - S_1C_3 & S_1C_2S_3 - C_1C_3 & S_2S_3 \\ C_1S_2 & S_1S_2 & C_2 \end{bmatrix}$$

Les valeurs des coefficients Md et Mb étant connus, les valeurs des coefficients de Mp (A11, A12,...) le sont aussi. Les équations permettant le calcul des trois rotations de repositionnement se déduisent immédiatement de l'égalité précédente:

1. table : sin1sin2 = A32
   cos1sin2 = A31
   ==> Angle table = arctangente(A32/A31)

2. source : cos2 = A33
   ==> Angle source = arccosinus(A33)

3. collimateur : sin3sin2 = A23
   cos3sin2 = -A13
   ==> Angle collimateur = arctangente(A23/(-A13))

III.6 Repositionnement

Dans un premier temps, les déplacements en translation de la table placent le centre dosimétrique du volume cible sur l'isocentre de l'appareil de traitement. Il faut ensuite appliquer les orientations corrigées à la table, au bras et au collimateur. Le mouvement en rotation de la table est plus ou moins limité en fonction de l'orientation du bras. Cette contrainte doit être prise en compte dans l'application.

III.6.1 Translations

Les corrections en translation sont directement appliquées à la table. Les déplacements vertical, longitudinal et latéral vont permettre de superposer l'isocentre machine I et l'isocentre dosimétrique Id. Le mécanisme de déplacement de la table doit être précis et peut être automatisé.

III.6.2 Rotations

Le sens des rotations doit être précisé et optimisé.
Si les équations 1 et 3 donnent pour la table et le collimateur un résultat allant de 0° à 360°, sans ambiguïté sur son orientation, l'équation 2 introduit une indétermination sur le sens de rotation de la source. Le résultat est toujours compris entre 0° et 180°.

D'une manière générale, indépendamment du repositionnement, il y a toujours deux configurations théoriquement réalisables pour une balistique de traitement donnée, à l'exception du cas particulier où le bras est à 0°, qui donne une infinité de solution. La table peut être placée selon deux orientations symétriques, opposées de 180° par rapport à l'isocentre (idem pour le collimateur). Les deux positions correspondantes du bras sont symétriques par rapport au plan médian YIZ.
Par exemple, des orientations de 0° pour la table et le collimateur, et de 45° pour le bras sont équivalentes à des orientations de 180° pour la table et le collimateur, et de 315° pour le bras.
En pratique, il n'y a souvent qu'une seule configuration possible, en raison de l'encombrement de la table et du bras.

Pour le repositionnement, le sens de rotation du bras peut être simplement déduit de la position donnée par la dosimétrie. Si le bras est initialement orienté à 45°, la correction doit le replacer à proximité de cette position, et non à l'opposé. Sur la Figure III.11, le point P'_2 représente la deuxième position possible de la source. Il faut ensuite prendre en compte les configurations irréalisables du fait de l'encombrement de l'environnement de travail.
Pour résoudre le problème d'un point de vue informatique, une démarche séquentielle peut être implémentée sous forme de tests logiques (Figure III.13).

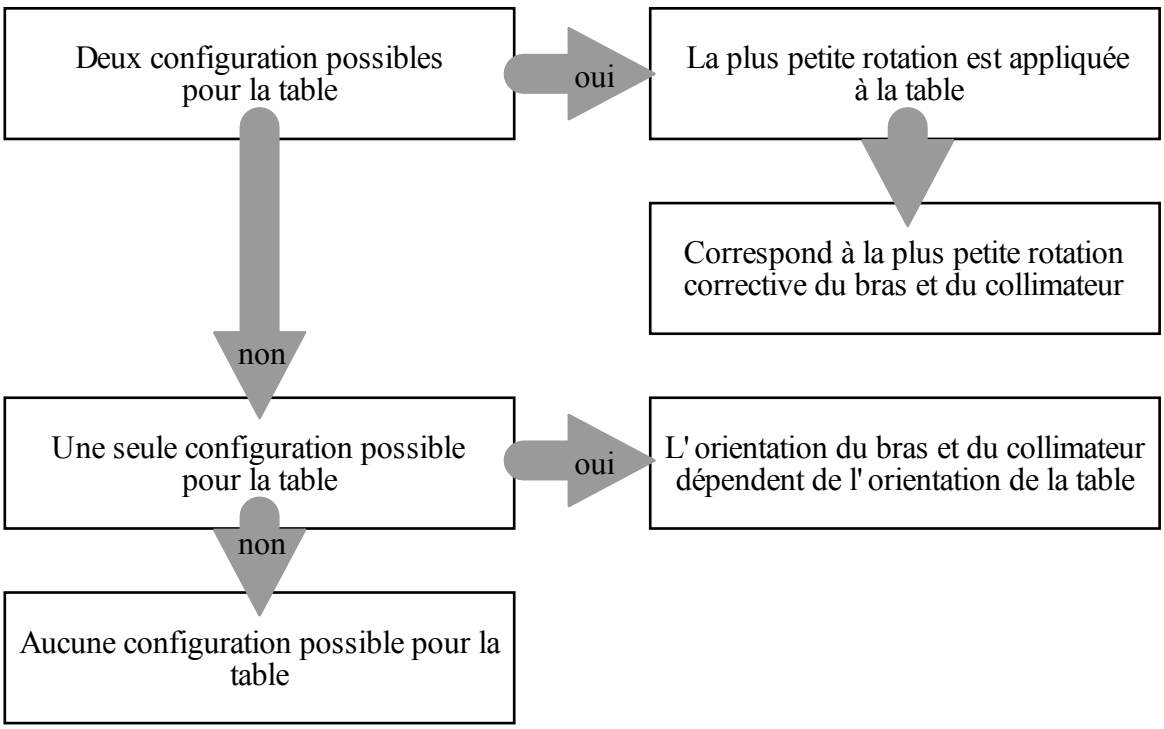
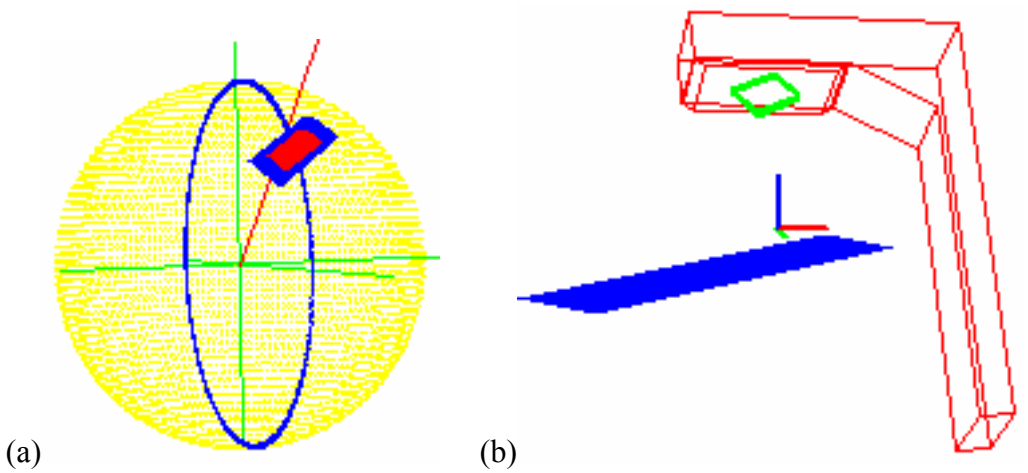


Figure III.13 Algorithme de décision du sens des rotations

Des outils de visualisation doivent permettre à l'utilisateur de valider le repositionnement

(Figure III.14).
La position du champ donnée par la balistique est visualisée en même temps que celle du champ corrigé par la configuration de repositionnement (Figure III.14 -a). L'axe rouge est l'axe de la balistique avant correction. Le champ bleu est associé à la position du patient (balistique) et le champ rouge à la projection du champ après repositionnement. Un coin du champ est tronqué pour vérifier une éventuelle erreur de rotation du collimateur.



(a) (b)

Figure III.14 Contrôle du repositionnement : a) champ, b) table, bras et collimateur

La visualisation de la table et du bras dans la configuration finale sont une aide à la décision surtout lorsque les déplacements doivent être pilotés de l'extérieur (Figure III.14 - b). La modélisation des dimensions respectives de la table, du bras et d'éventuels accessoires (collimateur additionnel, etc.) permet de détecter une configuration impossible.
Si les mouvements doivent être automatisés, il faut aussi prévenir des collisions pouvant survenir pendant le déplacement des appareils vers une position réalisable. Par exemple, certaines configurations peuvent nécessiter un dégagement du bras pour positionner la table, avant que le bras ne soit déplacé vers sa position de traitement.

III.7 Conclusion

La procédure de repositionnement 3D se décompose en étapes bien différenciées, dépendantes ou indépendantes du système de contrôle. Les différents référentiels mis en jeu ne sont pas nouveaux. Ils sont identiques à ceux utilisés pour la dosimétrie, la simulation et le traitement, à l'orientation près. La procédure est applicable dans une salle de traitement traditionnel, moyennant quelques précautions au niveau de la configuration de repositionnement de la table, du bras et du collimateur.
Pour mettre en œuvre cette procédure, il faut choisir un système de contrôle, et en définir précisément les étapes spécifiques d'acquisition et de modélisation.
Plutôt que de se limiter au PID, encore difficile d'utilisation en repositionnement 3D, il est possible d'envisager des appareils complémentaires de contrôle de l'installation du patient.
L'ensemble des systèmes doit permettre de couvrir la localisation de la plupart des tumeurs, et si possible, d'optimiser le temps de réalisation des étapes d'acquisition et de modélisation 3D.

IV. SYSTÈMES DE CONTRÔLE

Le mode d'acquisition des données de contrôle peut être choisi en fonction de la nature du volume cible. Un examen d'échographie est pertinent pour localiser un organe (prostate, foie, rein), mais inutilisable pour une localisation encéphalique. La position de la tête peut être par contre déterminée avec précision à partir de la position de la boite crânienne (PID) ou du visage (capteur de surface).

Le type et la localisation de la tumeur deviennent alors les critères de sélection du système de contrôle. Trois cas sont envisageables :

1. La tumeur est située dans un organe qui peut se déplacer sensiblement par rapport à son environnement anatomique. Elle est difficilement visualisable par un système d'imagerie à rayons X. Elle concerne par exemple un organe comme la prostate, qui peut être déplacé par des mouvements organiques dus aux réplétions vésicale et rectale. L'échographie est utilisée en diagnostic pour visualiser ce type d'organe, et peut être appliquée au contrôle de la position du volume tumoral.
2. La tumeur est fixe par rapport à une structure anatomique externe (surface corporelle). Le système est un capteur de surface. La surface corporelle la plus représentative de ce cas est le visage, pour des localisations tumorales du cerveau ou de la face.
3. La tumeur est fixe par rapport à une structure anatomique interne. Elle est directement ou indirectement visible par l'intermédiaire d'un système d'imagerie à rayons X. Il s'agit essentiellement de structures osseuses. Le système de contrôle est un PID ou un tube à rayons X.

IV.1 Système de contrôle par échographie

L'échographie est un système d'imagerie médicale léger et mobile. La sonde servant à l'examen est manipulée directement par l'observateur. Elle est rarement immobilisée plus de quelques secondes.
L'échographie est utilisée pour le diagnostic ou comme moyen d'imagerie interventionnelle. Nous nous proposons d'en faire ici un moyen de localisation per-radiothérapique. La qualité médiocre des images est compensée par l'information a priori issue de l'imagerie pré-dosimétrique.

Dans le cadre d'un examen de contrôle de positionnement, les données sont localisées par rapport à Ri. Un système de localisation en temps réel est associé à la sonde. L'acquisition des images est synchronisée avec l'acquisition des coordonnées de la sonde dans l'espace de traitement. L'ensemble est calibré pour que les contours segmentés sur les images d'échographie puissent être localisés avec précision dans Ri.

IV.1.1 Notions d'échographie

L'échographie est un système d'imagerie utilisant les propriétés acoustiques des ondes ultrasonores (US). Les US sont des vibrations mécaniques. Elles se propagent par l'intermédiaire d'un support matériel (milieu gazeux, liquide, etc.). En médecine, les images d'échographie donnent des informations sur les tissus mous et les organes.

IV.1.1.1 Le principe

Les US ont une fréquence > 20 000 Hz, inaudible pour l'oreille humaine. Ils se propagent en faisceaux rectilignes, avec peu de diffraction et un parcours fini. Leur vitesse de propagation dépend de la densité et de l'élasticité du milieu traversé. Les molécules du milieu traversé ne sont pas déplacées, mais vibrent autour de leur position d'équilibre.
Lorsque le milieu de transmission des US se modifie (autre matière et/ou autre densité), une partie des ondes est réfléchie. C'est cette réflexion sur l'interface entre deux milieux qui est exploitée sous la forme d'une information visuelle. Connaissant entre autre l'instant d'émission et la vitesse de propagation des US dans le milieu considéré, l'instant de réception permet de calculer la profondeur de l'interface rencontrée.
L'échographie nécessite donc un émetteur, capable de générer des US, et un récepteur, capable de les détecter.

IV.1.1.2 L'émetteur/récepteur

L'élément émetteur/récepteur est un matériau piézo-électrique. Ce matériau a la capacité de se déformer sous l'effet d'une tension électrique, et inversement de générer une tension électrique sous l'effet d'une déformation (contrainte mécanique).
Sous l'application d'une tension électrique cadencée à une certaine fréquence (> 20KHz), l'élément va produire des US. Inversement, soumis à une onde US, il va produire une tension électrique mesurable.

Plus la fréquence augmente, plus le faisceau est atténué. La fréquence est choisie en fonction de la profondeur des tissus à examiner.
La divergence du faisceau UV dépend entre autre de la surface de l'émetteur et de la longueur d'onde. Plus le diamètre de l'émetteur est petit, plus le faisceau diverge.

IV.1.2 Le matériel

Les trois composants de base d'un appareil d'échographie sont :
1. la sonde ;
2. l'unité de traitement du signal réceptionné, pour mettre en forme les données ;
3. le système d'affichage des données pour l'interprétation de l'examen.

La sonde est un boîtier étanche contenant les éléments émetteurs/récepteurs (barrette). Son ergonomie est étudiée pour qu'elle soit manipulée facilement au contact du corps. Elle est reliée au système de traitement et d'affichage par un câble d'alimentation.
L'unité de traitement et le système d'affichage sont regroupés en un seul bloc, comportant un clavier de commande.

Deux types de sondes sont utilisés pour le repositionnement :
1. Une sonde linéaire de 7,5 MHz, pour les examens superficiels. Le faisceau US est très peu divergent, et l'image correspond à la région anatomique située dans le prolongement de la barrette d'émetteurs (Figure IV.1-a).
2. Une sonde convexe de 3,5 MHz pour les examens plus profonds. Le faisceau US est divergent et couvre une région qui augmente avec la profondeur (Figure IV.1-b).

a b 

Figure IV.1 Images échographiques

a) image de bassin avec un sonde linéaire, b) image de vessie avec une sonde convexe

IV.1.2.1 L'utilisation

La sonde servant à l'examen est tenue à la main. La région corporelle correspondant à l'examen est préalablement enduite d'un gel pour améliorer le contact. La sonde est appuyée sur la peau et manipulée directement par l'utilisateur. Après traitement du signal, les données sont affichées sous la forme d'une image à deux dimensions représentant le plan de propagation des US. L'opérateur voit en temps réel sur un écran l'image correspondant au plan d'observation de la sonde. Chaque changement d'homogénéité est plus ou moins visible sur l'image en fonction de l'importance de la différence de densité rencontrée.

L'image contient des informations sur les facteurs d'aggrandissement, la profondeur sélectionnée et la fréquence utilisée. L'appareil d'échographie est équipé d'une sortie vidéo qui permet de transmettre l'image à un autre système de visualisation (écran, ordinateur, etc).

IV.1.3 Localisation de la sonde dans l'espace

Pour que les images de contrôle produites par l'examen échographique soient exploitables, il faut les localiser avec précision dans le référentiel isocentrique Ri de l'appareil de traitement. Cette localisation nécessite la détection en temps réel de la position de la sonde durant l'examen. A chaque image sélectionnée par l'opérateur doit être associée une information sur la position de la sonde permettant de localiser l'image dans Ri.
Le choix du système de localisation 3D en temps réel de la sonde échographique s'est d'abord porté sur un appareil mécanique (bras articulé). Cet appareil a été remplacé par un système optique à InfraRouges (IR), plus ergonomique.

IV.1.3.1 Système mécanique

Le premier outil évalué pour la localisation 3D de la sonde a été un bras articulé passif (non motorisé) à six degrés de liberté (Figure IV.2-a).
Le bras est fixé sur un socle qui peut être placé à proximité ou sur le bord de la table de traitement. La sonde échographique est fixée en bout de bras. Elle peut être déplacée librement dans l'espace accessible au bras, et permet à l'opérateur de réaliser l'examen échographique dans des conditions habituelles (Figure IV.2-b).

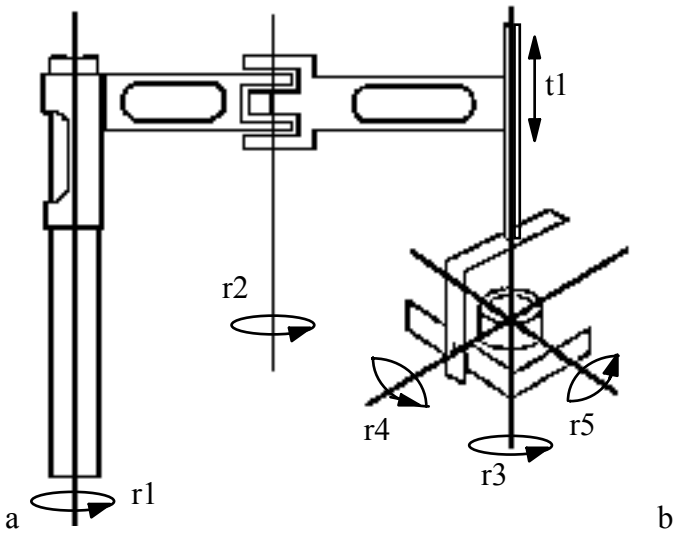


Figure IV.2 Bras passif : a) schéma, b) utilisation sur un fantôme

Les valeurs angulaires et/ou de translation des articulations sont codées et transmises en temps réel à un calculateur.
Une fois calibré intrinséquement et extrinséquement, le système donne en continu la position et l'orientation de la sonde dans Ri. L'acquisition d'une image est synchronisée avec la sauvegarde de ces deux paramètres.

Un prototype a été réalisé par la société ARMSTRONG, et a été utilisé pour les tests de faisabilité de la procédure.
L'encombrement de l'appareil dans l'environnement de traitement a été ensuite jugé trop contraignant. Un système optique à IR, plus souple d'emploi, l'a remplacé.

IV.1.3.2 Système optique

Le choix s'est porté sur un système de localisation actif par émission de lumière infrarouge (IR). Deux appareils ont été testés. Ils ont montré des écarts en précision et en rapidité de mesures qui ont orienté le choix définitif sur le localisateur IR Optotrak®.
Le deuxième localisateur (PIXSYS®) a un temps de réponse trop long qui fausse les mesures réalisées avec une sonde échographique en mouvement. De plus, sa précision dérive rapidement en dehors d'une fenêtre de quelques dizaines de cm^2. Moyennant quelques améliorations, il peut néanmoins permettre une installation à moindre coût.

Le système sélectionné est rapide, précis et fiable. L'appareil est robuste, donc lourd, donc encombrant, mais contrairement au bras passif, il n'a pas besoin d'être situé à proximité immédiate du patient. Il suffit qu'il s'en trouve à une distance de 1,5 à 3 mètres. Il peut être fixé au plafond ou sur un mur de la salle de traitement. La partie du système qui se trouve à proximité immédiate du patient se compose essentiellement de diodes IR reliées au reste du système par des fils souples.

IV.1.3.3 Système magnétique

Un localisateur électromagnétique de marque Polhemus a aussi été testé. L'appareillage présente l'avantage d'être beaucoup moins encombrant que le localisateur optique.
Le système s'est avéré trop sensible à l'environnement métallique de la salle de traitement, et ne peut être utilisé compte tenu de la précision attendue.

IV.1.4 Localisateur IR

Le localisateur IR se compose (Figure IV.5) :
- d'une unité d'observation composé de 3 caméras CCD linéaires, munies d'un filtre IR ;
- de diodes IR ;
- d'une unité centrale ;
- d'une interface informatique.

Les caméras sont rigidement fixées sur un socle qui peut se placer sur une armoire, contre un mur ou au plafond de la salle d'examen. Si son installation doit être définitive, elle doit être judicieusement calculée en fonction des positions respectives du patient et de la personne qui réalise l'examen.



a b

Figure IV.3 SIL : a) polyvalent, b) dédié (pointeur)

Les diodes IR sont regroupées en lots de quelques unités à quelques dizaines d'unités, sur des supports rigides et monoblocs qu'elles vont permettre de localiser dans l'espace d'observation des caméras. L'utilisateur dispose ainsi d'un ensemble de SIL (Solides Indéformables de Localisation) qui sont soit polyvalents, soit dédiés à un accessoire particulier. Un SIL polyvalent (Figure IV.3-a) peut être utilisé de nombreuses manières. Placé sur le patient, il peut par exemple servir à détecter ses mouvements durant l'examen. Le pointeur (Figure IV.3-b) est un SIL dédié à la localisation de points et sert essentiellement au calibrage du système de contrôle.

Toutes les diodes utilisées sont reliées à l'unité centrale, qui gère l'émission et la réception des IR. Les diodes en activité sont allumées (flash) et détectées les unes après les autres, en boucle, sur un temps très bref. Les localisations de chaque diode sont ainsi mises à jour en temps réel.
Les informations sont envoyées en continu à l'interface informatique, qui les met en forme et permet de visualiser le déplacement des diodes. Les informations sont regroupées pour donner la position et l'orientation des SILs utilisés.
Un SIL doit être calibré pour être utilisable. La procédure de calibrage associe à l'ensemble des diodes concernées un référentiel unique, propre au SIL.

IV.1.4.1 Localisation de la sonde

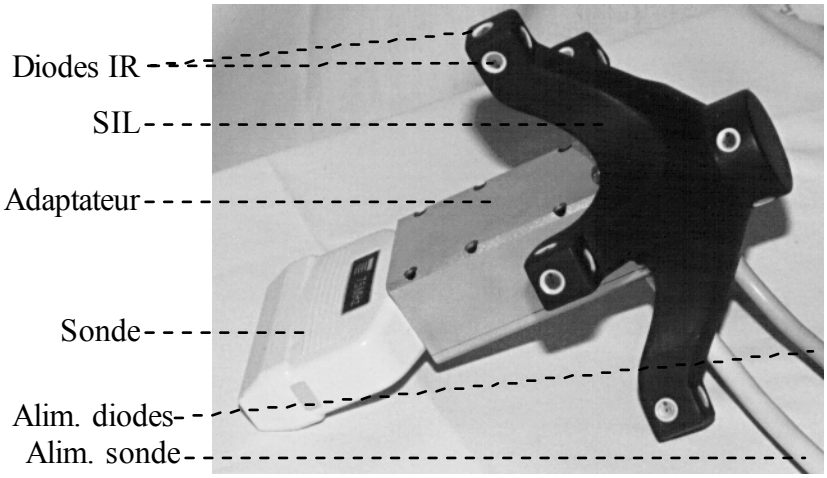


Figure IV.4 SIL monté sur la sonde d'échographie

Pour replacer avec précision dans le référentiel isocentrique les données de contrôle fournies par les images échographiques, il faut localiser dans l'espace, en temps réel, la position de la sonde échographique. Un SIL est conçu spécialement pour cette fonction. Il se fixe rigidement et d'une manière unique sur une sonde.
L'environnement matériel du laboratoire est commun à plusieurs travaux, et pour la radiothérapie, sur la durée de l'étude, plusieurs systèmes échographiques ont été utilisés. Un adaptateur est réalisé pour chaque sonde. L'adaptateur est fixé sur sa sonde, et le SIL unique est placé sur l'adaptateur pour la durée de l'examen (Figure IV.4).
La première version du SIL échographique limitait les possibilités d'orientation de la sonde, réduisant d'autant la marge de manœuvre de l'examinateur. La deuxième version [PERI96] donne une plus grande souplesse d'utilisation à l'opérateur. La répartition des diodes augmente la précision de la mesure.

IV.1.4.2 Organisation du système

La Figure IV.5 montre la connectique reliant les différents éléments du système de contrôle par échographie.

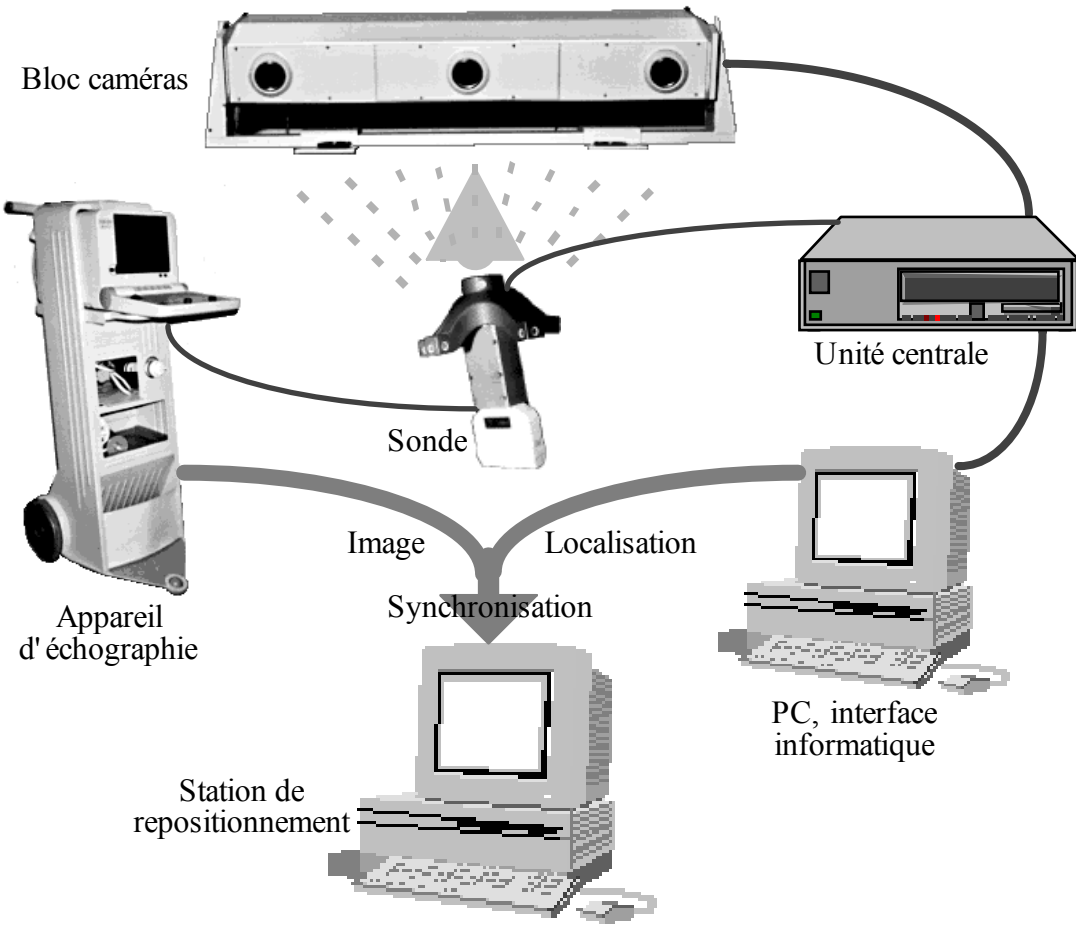


Figure IV.5 Localisation des images échographiques

En pratique, pour la répartition du matériel, il existe deux manières de procéder :

1. Placer un SIL de référence à proximité de la zone d'examen, dans le champ de vision des caméras. Ce SIL est fixé rigidement, ne doit pas être déplacé de toute la durée de l'examen, et ne doit pas être occulté à l'instant d'une acquisition. Le bloc des caméras peut être déplacé durant l'examen.
2. Ne pas utiliser de SIL de référence. Dans ce cas, la position du bloc des caméras sert de référence. Le bloc est positionné en début d'examen, et ne doit pas être déplacé pendant l'examen.

Dans le contexte de cette application, le SIL de référence doit être localisé par rapport à Ri, ce qui nécessite de le fixer sur un support indépendant du système de traitement. Il doit d'autre part être constamment visible durant l'examen de contrôle, ce qui impose de la placer à proximité de la table de traitement. L'utilisation d'un SIL fixe de référence réduit ainsi les déplacements de la table et de l'accélérateur, et les mouvements des opérateurs.
Le repère associé aux caméras est donc utilisé comme référentiel absolu. Le matériel est pour l'instant monté sur un chariot mobile. Sa position est judicieusement choisie au moment de l'installation, puis les roues sont bloquées, et le chariot est immobilisé. Tous les accessoires informatiques sont installés sur le chariot.

L'interface informatique (PC) du localisateur dispose en temps réel des coordonnées des diodes en activité dans le champ de vision des caméras. Le système échographique traite et affiche en continu sur son écran les informations fournies par la sonde.
La station de travail sur laquelle est implémenté le logiciel de repositionnement est reliée à l'interface informatique de localisation. Cette liaison permet de synchroniser la saisie d'une image échographique et de transférer des données qui localisent la sonde dans le référentiel du localisateur au moment de la prise d'image.
La station de travail est équipée d'une carte vidéo, qui permet de dupliquer en continu l'affichage de l'appareil d'échographie sur l'écran de la station. Lorsqu'une vue est bonne, l'opérateur appuie sur un bouton de commande, ce qui déclenche :

- un arrêt du défilement de l'image sur l'écran de la station de travail ;
- une requête à l'interface informatique du localisateur pour obtenir les coordonnées de la sonde échographique ;
- une sauvegarde de l'image et des coordonnées qui lui sont rattachées.

Pour que le système soit opérationnel, il ne manque que la matrice de passage entre l'échographie et le localisateur. Ce problème est résolu par le calibrage.

IV.1.5 Calibrage du système

Le système de contrôle se compose finalement d'un ensemble composé d'un imageur et d'un localisateur. La notion de calibrage intrinsèque peut être étendue à l'ensemble. Ce calibrage doit permettre de localiser les images échographiques dans un référentiel propre au système, correspondant au référentiel du localisateur, Rl. Le calibrage extrinsèque donne la transformation entre Rl et Ri.

IV.1.5.1 Calibrage intrinsèque

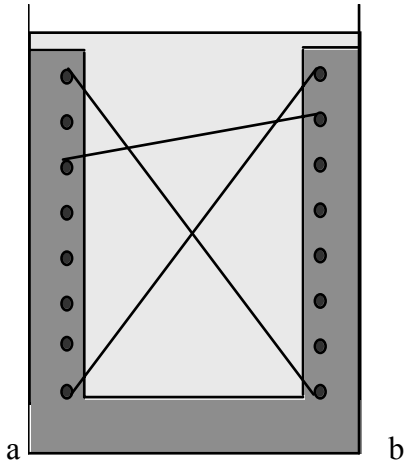


Figure IV.6 Triangle de calibrage : a) réalisation, b) image échographique

Le calibrage intrinsèque doit permettre de reunir les images d'un même examen échographique, en les localisant dans un référentiel unique Rl propre au système de contrôle (cf Figure IV.7).

Le SIL échographique est calibré par rapport au localisateur. Il a son propre référentiel Rs qui est localisé par rapport à Rl, lorsqu'il se déplace dans le champ de vision des caméras.
Le SIL est fixé rigidement sur la sonde. Un référentiel 2D Re est associé à l'image échographique. L'origine est placée arbitraitement au niveau du coin supérieur gauche de l'image.
Il faut déterminer la transformation entre Re et Rs, de manière à pouvoir localiser directement Re, à tout moment, dans Rl.

La méthode utilisée pour le calcul de la matrice de passage entre Re et Rs a été présentée dans le chapitre précédent. Il s'agit de la mise en correspondance de deux ensembles de points identiques, mais localisés dans des référentiels différents, par la méthode d'arun [ARUN87].

L'eau sert de milieu de référence pour le calibrage. Un support permet de construire un triangle en tendant des fils fins de nylon entre des plots. Une fois le triangle réalisé à la dimension souhaitée, le support est immergé dans un cuve pleine d'eau. Les points de calibrage sont matérialisés par les intersections des côtés du triangle (Figure IV.6-a). Ce montage donne une image échographique montrant nettement le triangle, et donc les points d'intersection qui peuvent être facilement segmentés (Figure IV.6-b).
Il faut dans un premier temps faire le calibrage intrinsèque du système échographique lui-même. Dans la mesure ou le milieu de calibrage est homogène, les images échographiques sont considérées comme ne présentent pas de distorsions sensibles. Une ligne droite reste une ligne droite, et le calibrage se résoud par un modèle simple, donné par les facteurs d'échelle de l'image. Pour tout point d'une image échographique, la correction d'échelle transforme ses coordonnées en pixel (u,v) dans Re(pixel), en coordonnées millimétriques (x,y) dans Re(mm).
Les échelles centimétriques visibles sur l'image ne sont pas assez précises, et la méthode la plus fiable consiste à utiliser les informations issues du calibrage.

Les trois points vont être acquis indépendamment par échographie et par le localisateur, avec différentes orientations de la sonde.
Pour une même position de cuve :

1. Une acquisition directe de la position des points dans Rl est faite, soit en pointant successivement les trois sommets du triangle à l'aide du SIL pointeur, soit en déterminant leurs coordonnées par rapport à la construction de la mire et la position des plots utilisés.
2. Une image échographique du triangle est réalisée. Les sommets du triangle sont segmentés et localisés dans Re. La localisation de Rs (position et orientation de la sonde) dans Rl est sauvegardée au moment de l'acquisition de l'image échographique.

Pour pouvoir par la suite apparier sans difficulté les points sélectionnés dans le localisateur IR (Rl) et ceux associés à l'échographie (Re), il faut les pointer et les segmenter dans le même ordre, la forme du triangle aidant.
La manipulation peut être répétée n fois, en modifiant les conditions d'acquisition des images.

L'acquisition directe (1) donne la position de trois points dans Rl et permet de calculer la taille réelle du triangle. Cette information est utilisée pour calculer les facteurs d'échelle Fi de l'image échographique (2).
Connaissant la position de Rs dans RL (2) pour cette acquisition, les coordonnées des points acquis en (1) sont recalculées dans Rs.
Les facteurs d'échelle sont utilisés pour calculer en mm les coordonnées des points segmentés, localisés en pixels sur l'image échographique.

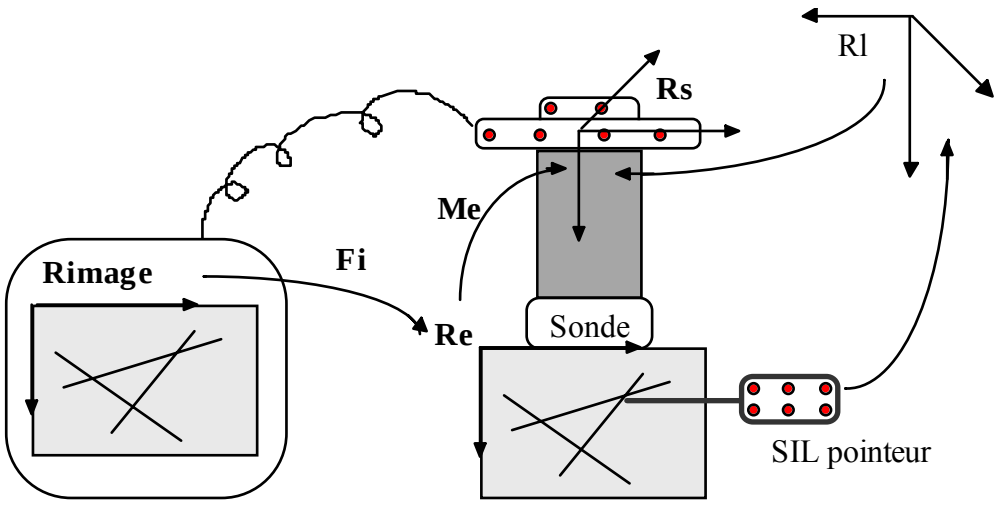


Figure IV.7 Calibrage de la sonde, détermination de Me

On obtient n points localisés dans Rs et n points localisés dans Re.
La procédure de minimisation est appliquée entre les deux ensembles de points et fournit la matrice de passage Me entre Re et Rs (Figure IV.7).

Par la suite, pour exploiter ces résultats, il faut appliquer à tout point P segmenté sur une image échographique :

1. Une correction d'échelle Fi, correspondant au changement de repère entre Rimage et Re;

2. Une transformation Me pour le localiser dans le repère associé à la sonde ;
3. Une transformation Ml pour le localiser dans le repère associé aux caméras.

Un point P localisé dans l'image échographique est transformé en un point Pl localisé dans Rl ainsi :

$$Pl = Ml * Me * Fi * P$$

Cette transformation permet de localiser l'ensemble des données de contrôle, segmentées sur les images 2D de l'examen échographique, dans un référentiel 3D unique, associé au système de contrôle.

IV.1.5.2 Calibrage extrinsèque

Le calibrage extrinsèque permet de calculer la transformation entre le référentiel du système de contrôle Rl, et le référentiel de l'appareil de traitement Ri.
Cette transformation reste valable tant que la position du bloc caméra est maintenue. Le mode opératoire choisi, qui associe Rl au bloc des caméras, impose une immobilisation de ce dernier, du début du calibrage extrinsèque jusqu'à la fin de l'examen.

L'accessoire de calibrage réalisé pour la circonstance se compose d'un support plan rigide sur lequel sont gravés deux axes orthogonaux. Un SIL est collé sur le support. L'ensemble donne un nouveau SIL, le SILC, qui est calibré par rapport au référentiel gravé (Figure IV.8). Le référentiel est orienté comme Ri (z vers le haut). Le SILC a été conçu pour être utilisable avec les autres systèmes de contrôle étudiés.

Figure IV.8 SIL du calibrage extrinsèque (SILC)

Le SILC est positionné sur la table de traitement, et mis de niveau. La table est déplacée pour faire coïncider le référentiel gravé avec les axes X et Y de Ri, à l'aide des lasers de repérage et de la simulation lumineuse.
La position du SILC est détectée par le localisateur, et transmise à la station de travail. La transformation Mt entre Rl et Ri est calculée.

Un point P localisé dans l'image échographique est transformé en un point Pi localisé dans Ri ainsi :

$$Pi = Mt * Ml * Me * Fi * P$$

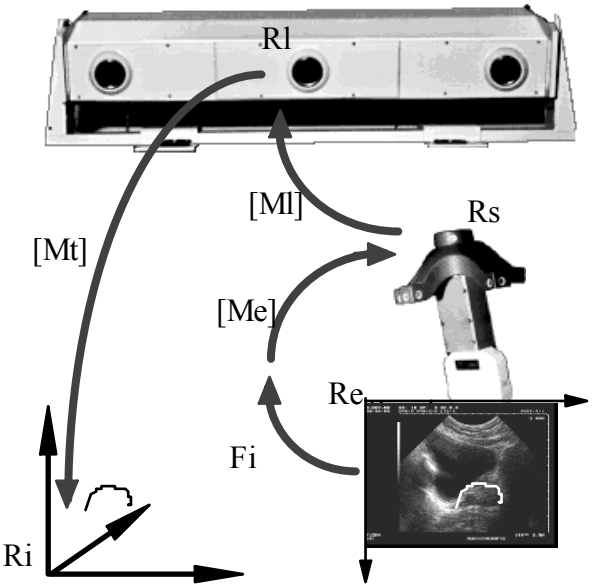


Figure IV.9 Transformation de Re à Ri

Cette transformation permet de localiser l'ensemble des données de contrôle, segmentées sur les images 2D de l'examen échographique, dans Ri (Figure IV.9). Le résultat est une R3D de contrôle directement exploitable pour le repositionnement.

IV.1.5.3 Précision

De nombreux facteurs interviennent sur la précision du calibrage, à toutes les étapes de l'opération. Une fois la matrice de transformation calculée, elle est testée.
Le triangle de calibrage intrinsèque peut être utilisé pour une première estimation de la précision. Plusieurs images échographiques du triangle sont acquises avec une différence d'orientation de la sonde de 180°, et des orientations différentes de la sonde par rapport au triangle. Après segmentation et transformation des données, la R3D est visualisée. Les deux triangles doivent se superposer exactement.
Une évaluation plus complète de la qualité du calibrage consiste à appliquer la procédure de repositionnement à une structure artificielle. Les examens ont pour l'instant toujours été réalisés en salle de simulation. Il est donc facile de contrôler la précision du repositionnement à partir de radiographies, en utilisant comme centre de référence un repère métallique.
Une vertèbre en plastique, contenant une bille métallique, a été modélisée en R3D de référence à partir d'un examen scanneur, avec une distance inter-coupes et une épaisseur de 1mm. La bille métallique sert d'isocentre dosimétrique. Cette vertèbre est immergée dans un récipient plein d'eau, et une dizaine d'images échographiques sont réalisées sous toutes les incidences. Les contours de la vertèbre sont segmentés sur toutes les coupes et une R3D de contrôle est réalisée. La procédure de repositionnement est appliquée et des clichés de face et de profil sont réalisés. Pour que le calibrage soit accepté, la précision ainsi appréciée du repositionnement doit être de l'ordre du mm. Cette précision en translation correspond à une précision en rotation $\leq 2°$, les structures utilisées comme données de référence se trouvant à plus de 40 mm de la bille servant d'isocentre. Le contrôle est refait plusieurs fois en modifiant la position et l'orientation de la vertèbre (Figure III.6).

Ce contrôle est fait avant chaque examen pour vérifier si le calibrage intrinsèque est toujours valable ou doit être refait.

IV.1.6 Correction de densité

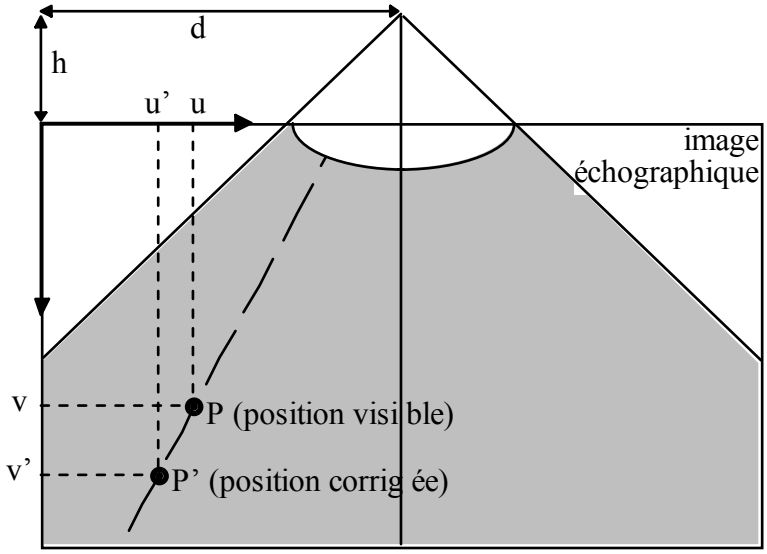


Figure IV.10 Correction de profondeur

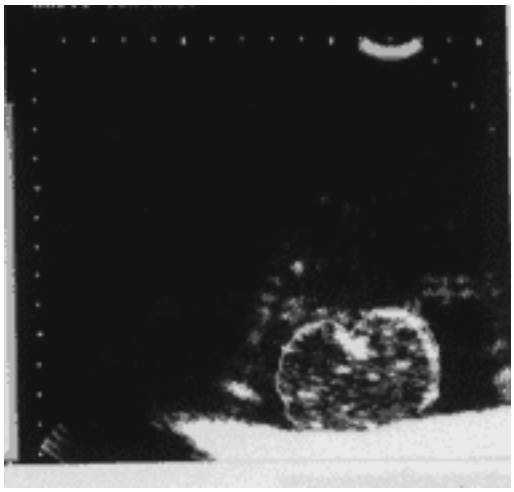
Le calibrage est réalisé dans de l'eau, à une température d'environ 20°. La littérature donne une vitesse de propagation des US dans l'eau à 20° d'environ 1480 m/s. Le corps humain est composé en majorité d'eau, mais en proportion variable suivant les tissus. En échographie médicale, les appareils sont en général réglés pour une vitesse de 1540 m/s, considérée comme la vitesse moyenne des US dans les tissus.

Ces informations doivent être prises en considération, et une correction est appliquée, soit aux données de calibrage, soit aux données de contrôle.
Si la correction est appliquée aux données de contrôle, la vitesse des US dans les tissus étant supérieure à celle de l'eau rapprochent les données. Dans le cas d'une sonde convexe (Figure IV.10), le calcul de la position du point dans le milieu de calibrage (eau) nécessite la détermination des valeurs d et h, donnant la position du point focal de la sonde utilisée.
Dans le cas d'une sonde linéaire, la coordonnée v du point est directement corrigée par le rapport de vitesse entre les deux milieux.

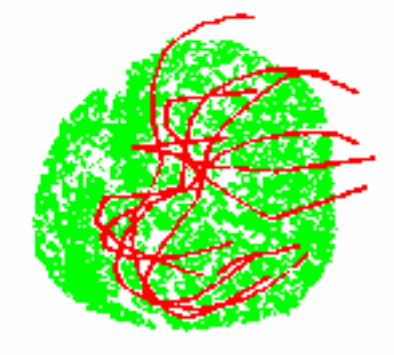
IV.1.7 Conclusion

L'ensemble de la procédure a été appliquée sur une vertèbre en plastique et a montré la faisabilité et la précision de la procédure.
Dans le cadre d'une application clinique, l'échographie s'applique essentiellement à la localisation d'organes comme la prostate.
La procédure a donc été évaluée sur un prostate artificielle, composée d'un mélange d'Agar-Agar, de carbone et de propanol et contenant des billes métalliques. Le mélange est

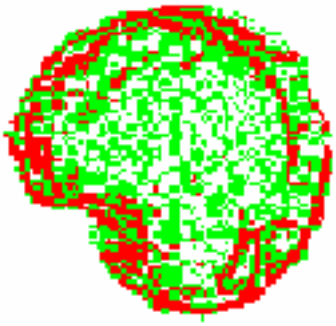
étudié pour reproduire la consistance des tissus, et donner une image échographique comparable.
Immergé dans un récipient plein d'eau, il permet de simuler un examen complet (Figure IV.2-b). Toutes les étapes préparatoires ont été ainsi appliquées, et l'une des billes a été sélectionnée comme isocentre (Figure IV.11-c).



a) Coupe échographique b) Cuve et support utilisés pour l'échographie



c) Image scanner (deux modèles) d) Avant mise en correspondance



e) Mise en correspondance

Figure IV.11 Prostate en agar-agar

La procédure de contrôle a été réalisée en salle de simulation et la précision du repositionnement en translation mesurée sur des radiographies (face/profil).
La Figure IV.11 montre en (a) une image échographique du modèle de prostate et en (b) l'environnement utilisé pour réaliser l'acquisition des coupes échographiques. Les figures (d) et (e) montre les R3D avant et après la mise enorrespondance. Une précision de 1 mm a été obtenue. Les résultats obtenus avec cet ersatz de prostate ont permis de passer au stade de la recherche clinique.

IV.2 Capteur de surface

Nous nous intéressons ici aux tumeurs fixes par rapport à la peau, pour lesquelles la digitalisation de la surface cutanée peut constituer une alternative de repositionnement aux techniques plus invasives de stéréotaxie.
Le principal intérêt d'un système de contrôle de ce type est de pouvoir numériser rapidement en 3D une surface anatomique. Il faut ensuite adapter cette R3D à l'étape de mise en correspondance de la procédure de repositionnement.
Le capteur de surface utilisé est le GRF (Gray code Range Finder) commercialisé par la société K2T. Ce système n'a pas été sélectionné parmis d'autres, il a été prêté avec un logiciel d'acquisition et un système de calibrage intrinsèque. Le but ici n'est pas de présenter les avantages d'un capteur de surface sur un autre, mais de montrer ce qu'un tel système peut apporter dans une procédure de repositionnement. La procédure de calibrage extrinsèque est utilisable avec d'autres types de capteur de surface fonctionnant par projection d'un plan laser ou d'une lumière structurée. Le même système a été évalué en neuroradiothérapie [CUCH96].

IV.2.1 Le principe général

En théorie, le principe du capteur de surface se résume à la localisation, par triangularisation, d'un point lumineux, émis par un projecteur (émetteur), réfléchi par une surface (région d'intérêt), et filmé par une caméra (récepteur). Il est nécessaire de connaître avec précision les positions réciproques de l'émetteur et du recepteur pour pouvoir calculer la position exacte du point lumineux dans l'espace de vision de la caméra, et donc du point correspondant de l'objet éclairé (Figure IV.12).

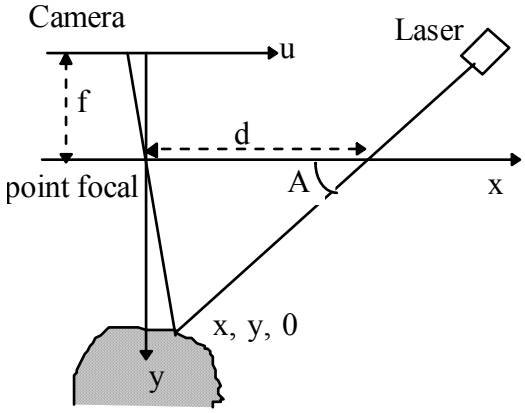


Figure IV.12 Calcul des coordonnées d'un point

En pratique, les paramètres du système ne sont pas connues, et il est nécessaire de réaliser un calibrage intrinsèque du système. Ce calibrage peut être plus ou moins sophistiqué, et prendre en compte des phénomènes de distorsions optique ou électronique [CHAM91].
L'acquisition d'une ligne ou d'un motif est plus rapide qu'une acquisition point par point. La projection d'un plan laser produit une ligne sur la surface d'intérêt. Déplacé pas à pas, il permet ainsi de balayer un objet et d'en numériser le relief.
La lumière blanche peut être utilisée pour projeter non plus une ligne, mais une grille, fournissant un nombre de points plus important et couvrant la totalité de la surface à

numériser. L'option K2T consiste à projeter un motif binaire grâce à une succession de trames composées de bandes alternées opaques et transparentes. Le nombre de bandes est doublé d'une image à l'autre. L'analyse de l'ensemble des images associées à chaque trame donne un ensemble de lignes (256) permettant la numérisation de l'image.

IV.2.2 Le matériel

Le GRF se compose d'une caméra et d'un projecteur de lumière blanche structurée. Les deux éléments peuvent être fixés au plafond d'une salle de simulation ou de traitement. L'encombrement est ainsi réduit et le matériel se trouve protégé de chocs pouvant modifier son installation. Les axes de visualisation et de projection doivent converger à environ 1 m à 1,5 m et former un angle d'au moins 20° (Figure IV.13).

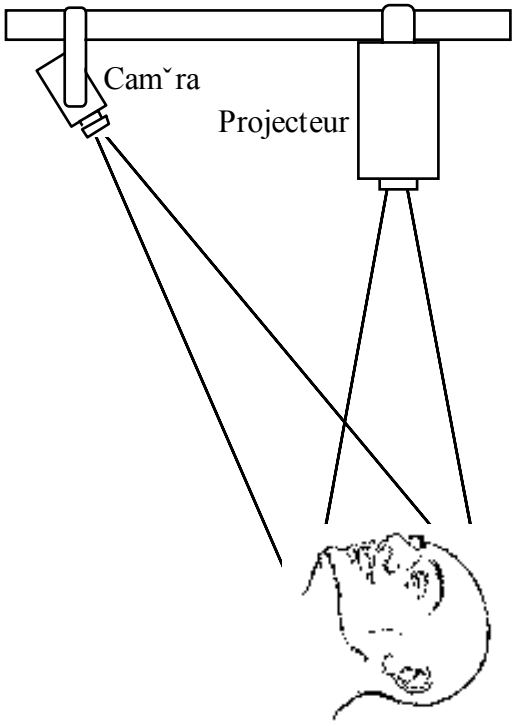


Figure IV.13 Caméra et projecteur du GRF

IV.2.3 Fonctionnement

Les lignes sont produites par 8 images composées de bandes alternées opaques et transparentes. La première image contient 2 bandes, la seconde le double, et ainsi de suite jusqu'à la huitième qui en contient 256.
L'image est ainsi découpée en 256 bandes, chacune d'elles est identifiée par la succession de bandes opaques et lumineuses. Un exemple de codage à partir des trois premières images est présenté Figure IV.14.
La lisibilité des bandes est améliorée pas une double projection. Chaque trame est projetée en positif et en négatif pour faciliter la détection des frontières entre les bandes.

Chaque pixel de l'image est ainsi associé à un code binaire qui permet de calculer les coordonnées du point réel correspondant au pixel, dans le référentiel propre au capteur de surface.

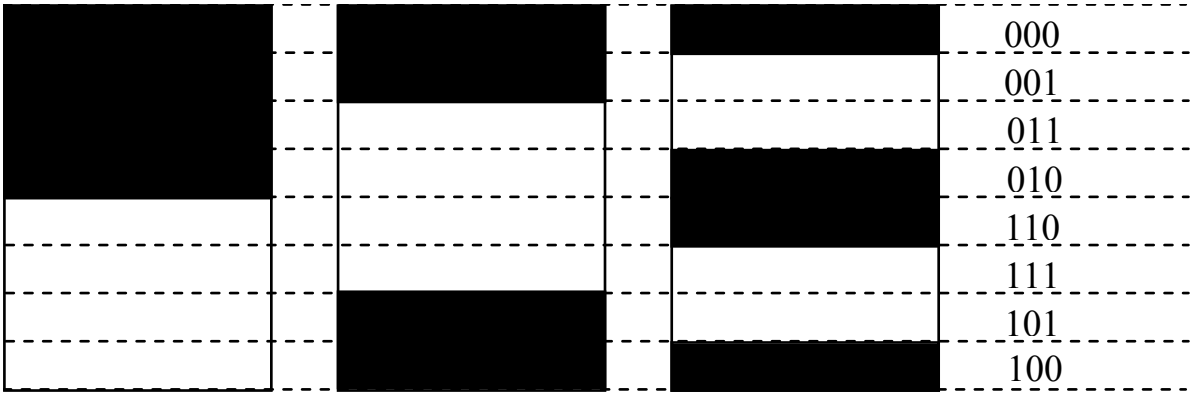


Figure IV.14 Principe de codage du GRF

IV.2.4 Calibrage

Le calibrage intrinsèque permet de localiser les données dans un référentiel propre au GRF. Le calibrage extrinsèque donne la transformation permettant de passer du repère GRF à Ri.

IV.2.4.1 Calibrage intrinsèque

Le calibrage intrinsèque utilise un cube de couleur grise dont chaque face comporte 24 cercles blancs disposés en carré (Figure IV.15-a). Le cube est orienté de manière à présenter 3 faces de taille à peu près homogène au projecteur et à la caméra. Avant le calibrage, il faut faire la mise au point de la caméra, pour régler la netteté de l'image sur les surfaces visibles du cube. Lors de la première installation du système, cette étape de calibrage permet d'optimiser le placement de la caméra et du projecteur. Leurs champs optiques convergent sur l'isocentre de l'appareil (Figure IV.13). Le référentiel du système est déterminé par trois arêtes du cube de calibrage (Figure IV.15-a).

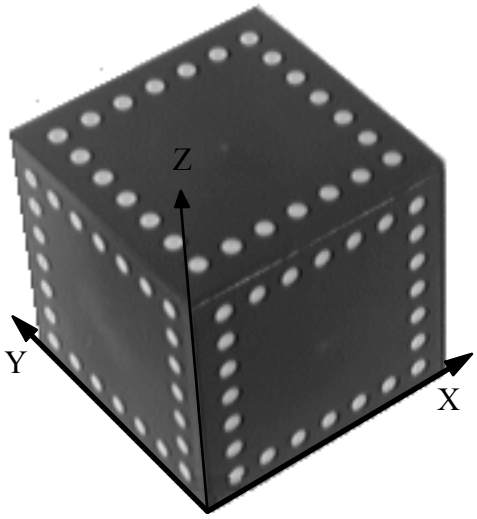


Figure IV.15 Blocs de calibrage : (a) intrinsèque, (b) extrinsèque

IV.2.4.2 Calibrage extrinsèque

Le problème à résoudre est identique à celui de l'échographie. Le même support est utilisé, sur lequel vient se positionner d'une manière unique un bloc de forme parallélépipédique, en PVC (Figure IV.15-b). Cet outil de calibrage est indépendant du capteur de surface utilisé.
La position du bloc dans le référentiel du support doit être connue avec précision. La solution idéale est de réaliser un usinage très précis de la pièce, du support, et du système d'emboîtement. L'ensemble peut alors être modélisé géométriquement, à partir des cotes qui ont servies à l'usinage. Cette accessoire peut être réalisé ultérieurement, mais il faut d'abord réaliser un prototype pour vérifier la faisabilité du calibrage.

Le prototype est réalisé en PVC (Figure IV.15-b). Ses dimensions et sa position sur le support n'étant pas directement mesurable avec précision, une autre méthode employant le localisateur 3D a été utilisée pour le modéliser.
Le support est posé sur un plan fixe, dans le champ de vision des caméras, sans le bloc. Le SIL pointeur est utilisé pour localiser le centre et les axes du référentiel gravé sur le support. Le bloc est positionné et le SIL est utilisé pour numériser la face avant, les deux côtés et le dessus. La pointe est déplacée lentement sur les surfaces. L'acquisition des points se fait en continu. Plusieurs milliers de points sont ainsi localisés sur la totalité de la surface intéressant le calibrage.
Les coordonnées des points, localisés dans Rl, sont recalculés dans le référentiel support. Cette opération fournie directement une R3D de référence du bloc, localisée dans un référentiel support qui est assimilé à Ri.
Le support est positionné sur la table de traitement, et mis de niveau. La table est déplacée pour faire coïncider le référentiel gravé avec les axes X et Y de Ri, à l'aide des lasers de repérage et de la simulation lumineuse. Le bloc est encastré sur le support, et une acquisition de surface est réalisée. L'acquisition fournit directement une R3D de contrôle, localisée dans le référentiel Rs du capteur de surface. Un traitement est appliqué à la R3D pour éliminer les points aberrants.

Les deux R3D de calibrage sont mises en correspondance [LAVAL91] et le résultat donne la transformation entr Rs et Ri. Les étapes qui viennent d'être décrites sont représentées Figure IV.16.

IV.2.5 Segmentation de l'image

L'intérêt du capteur de surface est de fournir rapidement une R3D. Mais cette R3D n'est pas toujours directement exploitable. Des reflets peuvent fausser la lecture de l'image et créer des distorsions donnant des points très éloignés ou très rapprochés (Figure IV.18-b-c). De plus, une grande partie de l'information est inutile à la mise en correspondance. La zone d'intérêt occupe le centre de l'image et ne dépasse pas le quart de la surface totale. Il est donc nécessaire de traiter la R3D avant son utilisation.
Pour ne pas perdre la rapidité d'éxécution offert par ce système, il faut optimiser ce traitement en fonction du but recherché et des outils disponibles. La R3D est une reconstruction de surface, à partir de plusieurs images filmées du même point de vue. Chaque point de la R3D correspond donc à un point et un seul d'une image. Les données de la R3D tiennent dans un tableau à deux dimensions de la taille d'une image. L'information associée à un élément du tableau (point) n'est plus son niveau de gris, mais ses coordonnées dans Rs.

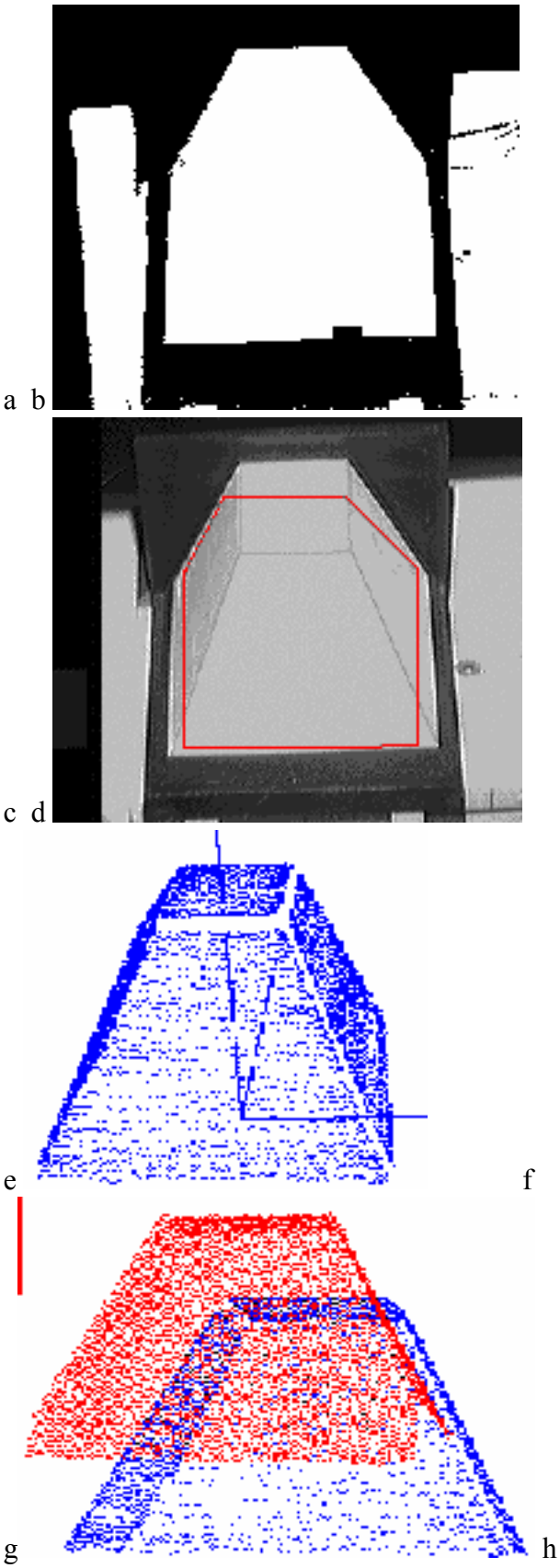


Figure IV.16 Bloc et étapes du calibrage extrinsèque

(a) bloc positionné dans Ri, (b) masque noir et blanc, (c)segmentation automatique,
(d) segmentation appliquée au bloc, (e) R3D de référence dans Ri,
(f) R3D de calibrage dans Rs, (g) mise en correspondance des 2 R3D, (h) fusion des R3D.

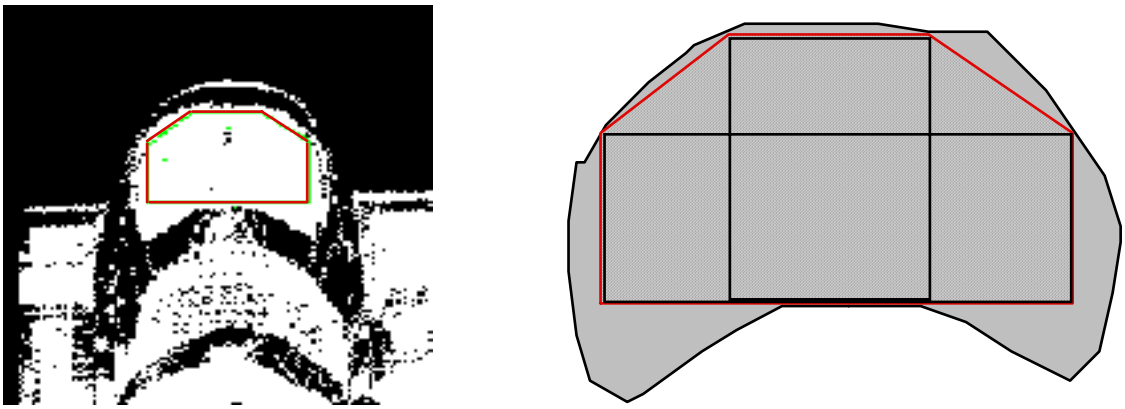


Figure IV.17 Segmentation automatique de surface

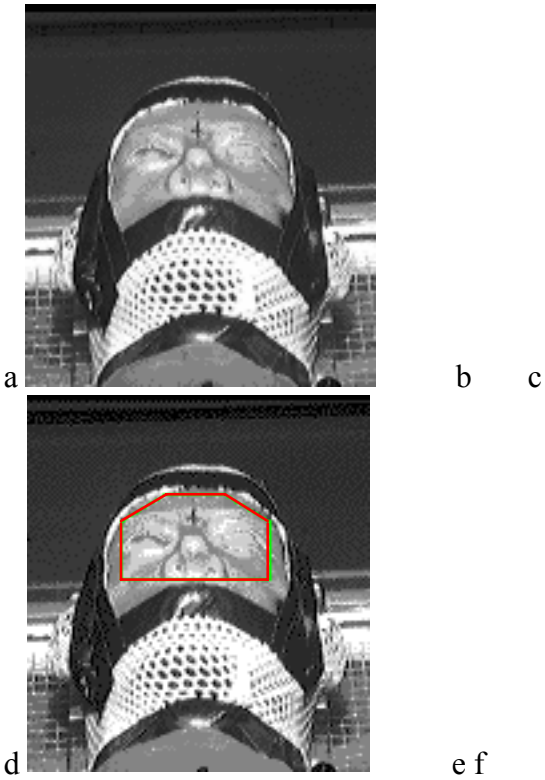


Figure IV.18 Elimination des artefacts par segmentation automatique

a,b,c) prise en compte de la totalité de l'image. d,e,f) uniquement la région sélectionnée

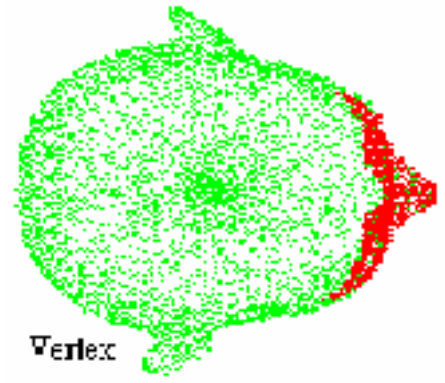


Figure IV.19 Mise en correspondance du visage du mannequin rando

La sélection d'une zone d'intérêt sur une image est donc facilement appliquée à la R3D. Si cette sélection peut se faire automatiquement, les étapes allant de l'acquisition des données de contrôle jusqu'à leur mise en correspondance avec les données de référence se déroulent rapidement, sans intervention de l'opérateur.

Il n'est pas utile de circonscrire exactement la surface d'intérêt. Le système d'acquisition ne voit bien que les couleurs claires. Au dessus d'un certain seuil, il interprète les couleurs sombres comme du noir (vide). Dans un premier temps, il est possible de faciliter la localisation de la zone d'intérêt, en la cernant d'un bande de couleur noire mate, de 1 à 2 cm de large (Figure IV.18-a). Un masque en noir et blanc est construit à partir de l'image traitée. La région d'intérêt, blanche, se détache au centre, cernée par la bordure noire. La bordure de la région d'intérêt n'est jamais franche, ni toujours fermée, et la région d'intérêt contient des régions noires (Figure IV.17-a). Le but de la segmentation n'est pas ici d'obtenir un contour très précis de la région d'intérêt, mais d'en définir grossièrement les limites, de manière à en sélectionner systématiquement au moins 80%. La procédure met en œuvre deux croissances de rectangle partant du centre de l'image. La croissance est deux fois plus rapide dans le sens horizontal pour le premier rectangle et dans le sens vertical pour le second. La croissance d'un côté de rectangle s'arrête lorsqu'il bute sur une région d' une taille minimum prédéfinie. Finalement, les huit sommets des deux rectangles sont réunis et délimitent la région d'intérêt (Figure IV.17-b).

IV.2.6 Méthode d'évaluation

La tête d'un mannequin RANDO est utilisée pour évaluer la précision de la procédure (Figure IV.20-a). Le mannequin est composé d'un squelette enrobé de plastique de différentes densités, qui reproduisent les différences d'homogénéité radiologiques du corps humain. Il est découpé en plaques de 2cm d'épaisseur, dans le plan axial. Les plaques s'emboitent les unes sur les autres. La tête est ainsi composée d'une dizaine de plaques.



bc

Figure IV.20 Mannequin Rando (a), et repères radio-opaques (b,c)

Trois trous cylindriques de 4 mm de diamètre ont été percés sur une plaque intermédiaire, au niveau des arcades sourcilières. Les trous traversent de part en part la plaque et sont remplis de cerrobend. Trois cylindres de 20 mm de long et de 4mm de diamètre sont ainsi disponibles pour l'évaluation de la précision de la procédure (Figure IV.20-b).

Une scannographie de la tête a été réalisée, du sommet du crâne jusqu'au niveau de la bouche, avec une distance inter-coupes de 2 mm. Les cylindres créent des artefacts, mais restent facilement localisables. L'un d'eux est sélectionné comme isocentre Id (Figure IV.20-c). Le visage est segmenté sur toutes les coupes représentatives de la région d'intérêt et la R3D de référence est localisée dans le référentiel Rd centré sur Id.

Les tests onts été réalisés dans une salle de simulation. Le visage du mannequin, noir à l'origine, a été décoloré pour s'adapter aux contraintes de luminosité du GRF. La procédure de contrôle est réalisée et les corrections de repositionnement en translation sont appliquées à la table. Deux clichés radiographiques face/profil de vérification permettent de visualiser la position du cylindre de référence dans le repère isocentrique de l'appareil.

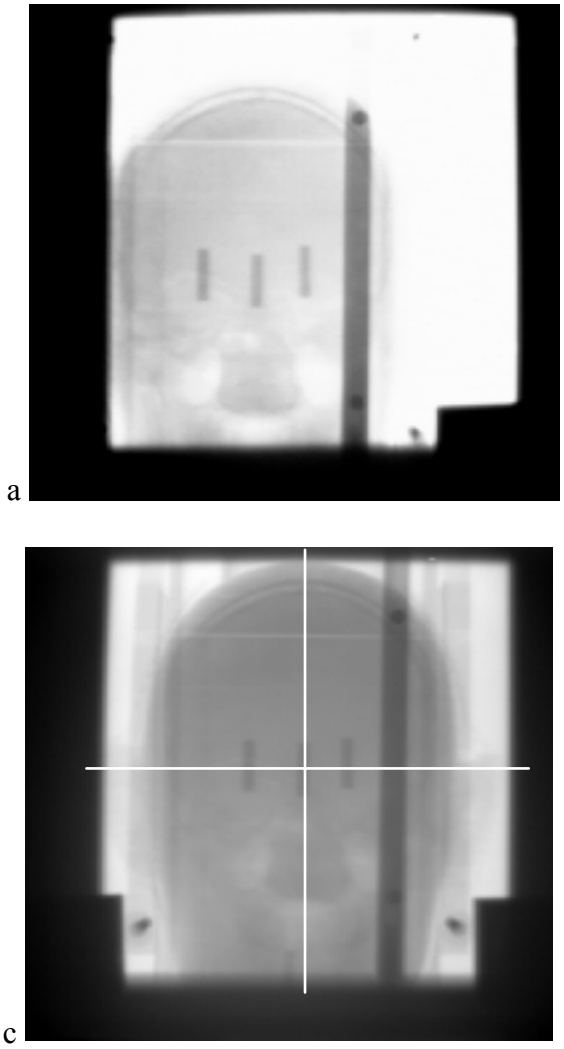


Figure IV.21 Images PID de vérification du repositionnement avec le GRF

a) face b) profil avant correction, c) face d) profil après correction

IV.2.7 Précision

La précision du GRF dépend de l'angle A fait par les axes optiques du projecteur et de la caméra, et de la distance D à laquelle ils se recoupent.

[CUCH96] donne une estimation de la précision du grf en fonction de la configuration de ses éléments. Pour A = 20° et D = 1,2 m, en reportant la précision sur les axes de Ri, cela donne 0,5 mm en x, 1,2 mm en y et 1,8 mm en z.
Cette précision peut être améliorée en augmentant A et/ou en diminuant D. A est limité par la perspective d'observation des trames et ne doit pas dépasser environ 35°. D est limité à environ 1 m par la proximité du patient pour l'encombrement, et par les systèmes optiques pour la focalisation.

[PERI96] estime la précision globale du repositionnement avec le GRF à partir du calibrage. Elle est donnée par la distance moyenne entre les points de référence et de contrôle recalés et vaut 0,4mm.

Le prototype de calibrage utilisé en radiothérapie est moins précis que celui utilisé par [PERI96], et le résidu moyen après recalage est de l'ordre de 0,7mm. Cette précision doit être améliorée par l'usinage du bloc, la connaissance des dimensions exactes du bloc permettant une modélisation plus fine et plus complète des faces intéressant le calibrage.

La précision du repositionnement évaluée sur le mannequin Rando à partir de radiographies de vérification est de l'ordre du mm en X et Z, et de 2mm sur l'axe des Y.
La position du point de référence par rapport à la surface numérisée est supérieure à 100 mm, ce qui donne une précision de l'ordre du degré en rotation. Cette valeur ne prend pas en compte la précision de la numérisation du visage.

Le Tableau IV.1 montre une série d'essais réalisés en salle de traitement. La première ligne donne les corrections à appliquer à la tête du mannequin pour le repositionner correctement. Le repositionnement en translation est appliqué et le résultat est montré par les images PID (Figure IV.21). Visuellement, la précision est ≤ 1 mm par rapport au cylindre de référence. Les cinq essais suivants sont réalisés avec une rotation de la table, correspondant à psi, puis une remise à zéro. Les rotations non concernées ne doivent pas changer (±0,6), ainsi que les translations, ±0,6 dans les sens longitudinal et vertical. L'écart important en translation transverse (±1,2) peut s'expliquer par le fait que la rotation de la table s'applique manuellement, en forcant sur ce déplacement. La précision des résultats donnés pour les rotations de -10°, +10° et +5° est de 0,2° maximum.

	Transv.	Longit.	Vertic.	Phi	Teta	Psi	Ps	Pt	E
1	26,3	24,8	16,2	3	2,8	-1,3	215	5118	0,57
-10°	0,6	0,1	-0,5	3,2	2,3	-11,2	202	5068	0,57
0°	0,9	0,6	-0,3	2,5	2,8	-1,4	200	5167	0,57
+10°	0,8	-0,4	-0,4	2,2	3,4	8,5	181	5094	0,57
0°	1,2	0,3	-0,4	2,7	2,8	-1,5	178	5012	0,57
+5°	1,0	0,3	-0,4	3,0	2,6	-6,4	214	5013	0,57
M	±1,2	±0,6	±0,5	2,8±0,6	2,8±0,6				

Tableau IV.1 Mesures de corrections

IV.2.8 Perspectives

Le capteur de surface est précis et rapide. Du point de vue de la précision, les essais réalisés en salle de simulation sur des modèles artificiels sont cohérents avec ceux de [CUCH96] et [PERI96].
Il ne peut toutefois pas s'appliquer à n'importe quelle surface corporelle. Il est nécessaire de disposer d'une suface et d'un relief suffisant, pour optimiser la mise en correspondance. Le visage présente ces caractéristiques et une procédure de recherche clinique à permis d'en tester la faisabilité sur des patients.
Le GRF est actuellement installé dans une salle de traitement. Il a présenté un certain nombre d'inconvénients en utilisation journalière (lampe fragile, blocage du logiciel) et un autre appareil doit être utilisé pour la suite des tests.
Il est nécessaire de pouvoir piloter l'acquisition des surfaces directement de la station sur laquelle est installé le logiciel de repositionnement. Le nouveau système sera soit une version plus récente du GRF, soit un prototype en cours de réalisation au sein du laboratoire.

IV.3 Système d'imagerie à rayons X

Le système de contrôle par rayons X s'applique aux tumeurs fixes par rapport à une structure interne, essentiellement d'un structure osseuse. Cette structure permet de localiser directement ou indirectement la tumeur.
La procédure de repositionnement par imagerie à rayons X n'a pas été appliquée en recherche clinique. Les tests ont été réalisés dans une salle de simulation.
Comme pour le capteur optique, la localisation d'un point sur une image de type radiologique est à la base une simple affaire de triangularisation. L'émetteur (la source de rayons X) et le récepteur, correspondant au plan image (scopie, film, etc) étant alignés, il suffit de deux images réalisées sous des incidences différentes pour localiser un même point dans l'espace. Les coordonnées du point sont facilement déductibles de la connaissance de toutes les données géométriques reliant l'émetteur et le plan récepteur sous les deux incidences d'acquisition d'images.

En pratique, deux constatations contredisent cette apparente simplicité :
1. Il n'est pas toujours possible de connaître avec précision tous les paramètres relatifs soit à la position de la source et du plan image, soit aux déformations éventuelles rajoutées par un système optique additionnel (PID couplé avec une caméra par exemple). Un calibrage intrinsèque du système, plus ou moins complexe suivant le système de contrôle utilisé et la précision attendue, permet de prendre en compte ces paramètres.
2. La segmentation du même point sous deux incidences différentes n'est facile que lorsqu'il s'agit d'un marqueur clairement identifiable sur les deux images. Elle devient beaucoup plus aléatoire pour un repère anatomique. Dans ces deux cas, le nombre de points est réduit. Pour utiliser un grand nombre de points, qui ne sont pas nécessairement les mêmes sur les deux images, il faut appliquer une stratégie de mise en correspondance 3D/2D des données de référence et de contrôle [BRUN92] [HAMA97].

IV.3.1 Droite de projection

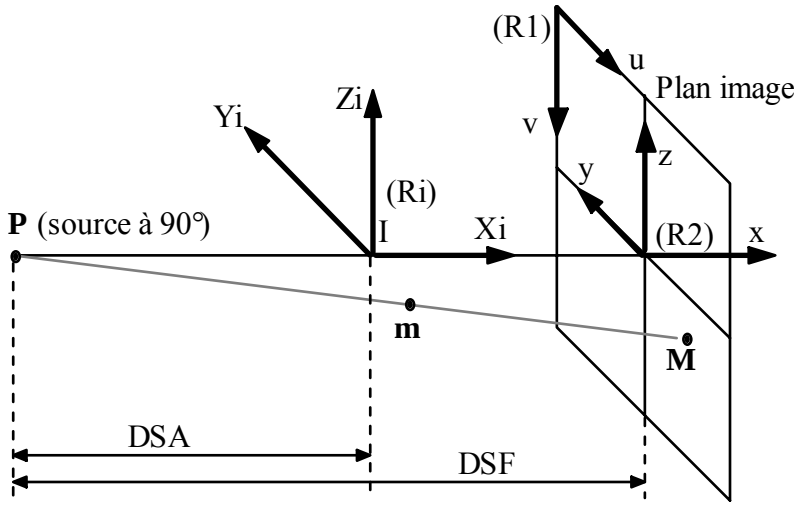


Figure IV.22 Droite de projection ou de correspondance

Lorsqu'un point de contrôle est projeté sur une image, il n'est pas possible de le localiser dans l'espace. Il peut se trouver n'importe où sur la droite qui relie le point focal (source) au point le représentant sur l'image (plan image).
La Figure IV.22 montre la droite de correspondance PM, M étant la projection du point de contrôle m sur l'image.
Cette droite de correspondance ou de projection est utilisée par la procédure de mise en correspondance [LAVA91] [BRUN93]. Ainsi, les droites de projections tangentes à la surface d'intérêt sont déterminées à partir d'au moins deux images de contrôle d'un même objet, acquises sous des orientations différentes. Ces droites sont ensuites placées tangentiellement à la surface de référence de l'objet, par l'algorithme de mise en correspondance, pour déterminer la transformation entre la position attendue (référence) et la position actuel (contrôlé) de l'objet.
La R3D est un nuage de points correspondant aux contours réalisés sur les images de contrôle. Dans ce mode de mise en correspondance, les points ne sont plus caractérisés dans Ri par leurs coordonnées, mais par leur droite de projection..
Au début de chaque itération de l'algorithme de minimisation, il faut calculer une distance entre chaque droite de projection et la surface de la R3D de référence. Deux cas de figure sont à prendre en considération :

1. Pour une droite ne traversant pas la R3D, la distance est la plus petite distance entre les points de la droite et la surface de la R3D.
2. Pour une droite traversant la R3D, la distance est la plus grande distance entre les points de la droite situés à l'intérieur de la R3D et la surface de la R3D (Figure IV.23).

En donnant une valeur négative aux distances associées aux points situés à l'intérieur de la R3D, le problème revient dans les deux cas à calculer les distances minimales entre les droites de projection et la surface de la R3D de référence.

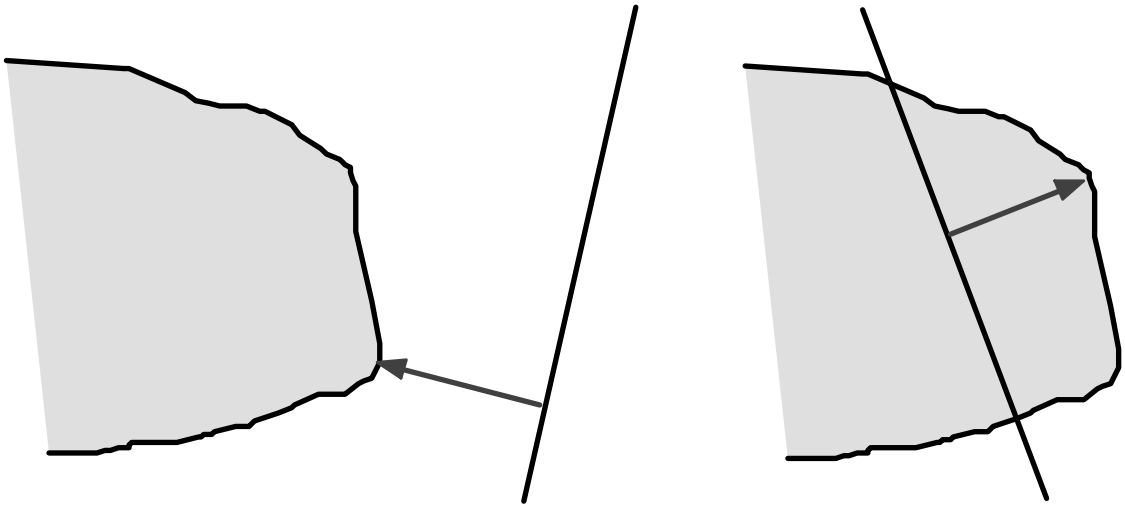


Figure IV.23 Distance entre une droite de projection et le volume de référence

Quelque soit le système d'imagerie à rayons X utilisé, il faut pouvoir déterminer au moins deux points, localisés dans Ri et définissant une droite de projection pour chaque point de contrôle.
Lorsque la DSA (Distance Source Axe) et la DSF (Distance Source Film/plan image) sont connues avec précision, et que l'axe PI est localisable sur l'image, la détermination de la

droite de projection est directement calculable dans Ri. Dans ce cas, il est fait abstraction de toutes les distorsions générées par les différents éléments de la chaine optique du système de contrôle.

En radiothérapie, seule la DSA est connue avec une bonne précision, de l'ordre de 1 à 2 mm. Pour les systèmes de contrôle à rayons X, la radioscopie ou le PID, la DSF peut aussi être connue avec une bonne précision, mais la chaine optique d'acquisition peut introduire des distorsions significatives (Figure IV.24).

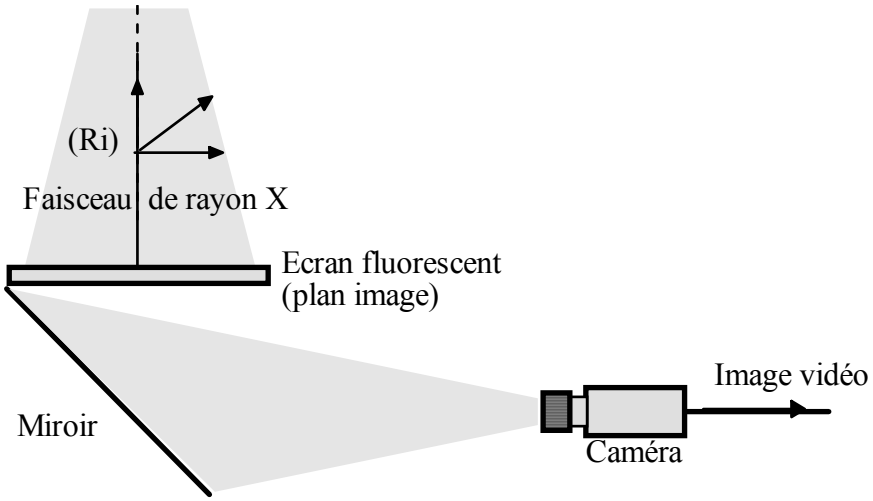


Figure IV.24 Chaine optique du PID ou d'un appareil de scopie

Il est donc nécessaire de calibrer le système si il existe :

- une indétermination sur la localisation de P et de I ;
- une indétermination sur la position du plan image ;
- Une déformation de l'image provoquée par des éléments du système d'acquisition d'images de contrôle.

IV.3.2 Calibrage

Le but du calibrage est de fournir des données utilisables pour une mise en correspondance 3D/2D, sous la forme de droites de projection issues d'au moins deux incidences différentes. Le calibrage se décompose en deux étapes :
Le calibrage intrinsèque, qui permet de définir les droites associées aux points de contrôle d'une image dans le référentiel du système d'imagerie.
Le calibrage extrinsèque, qui permet de localiser les droites de toutes les images dans un référentiel unique Ri.
Une mire [CHAM91] est utilisée pour la numérisation d'images radiographiques. Elle est en cours d'évaluation pour le calibrage 3D d'un PID.

IV.3.2.1 Calibrage intrinsèque

L'information initiale est un ensemble de points 2D (pixels) issus d'une ou plusieurs images, qui doivent être transformés en une information 3D sur les points réels

correspondant. Le calibrage permet de déterminer cette transformation, ou rétroprojection qui, à tout pixel (u,v) associe la demi-droite composée de tous les points de l'espace se projetant en (u,v). Une mire, composée de motifs géométriques (points, droites, etc) qui sont localisés avec précision dans son propre référentiel, est utilisée pour déterminer les paramètres de la transformation.
[CHAMP91] décrit différentes méthodes de calibrage. Le dessin de sa mire se compose d'un réseau de points réguliérement répartis sur un carré (Figure IV.25). Un triangle formé de trois droites permet d'initialiser la localisation des points de la mire à partir de la position de ses trois sommets.

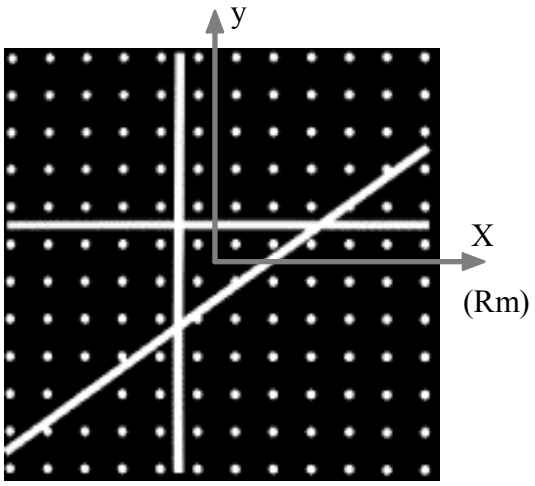


Figure IV.25 Mire de calibrage numérisée

IV.3.2.2 Calibrage extrinsèque

Le calibrage extrinsèque donne la transformation entre le référentiel mire Rm et Ri.
La solution envisagée pour l'instant, et non appliquée, consiste à utiliser la position de la mire de calibrage. La mire est une plaque d'Altuglas dans laquelle sont incluses des billes d'acier, régulièrement réparties et Rm est positionné par rapport à cette architecture (Figure IV.25). Il faut donc placer la mire de manière à superposer Rm et Ri, en tenant compte de l'orientation du bras.
Une deuxième approche fait appel au localisateur 3D par IR utilisé avec l'échographie. Un SIL est associé à la mire, et donne la position et l'orientation de son référentiel. Le SILC est positionné sur Ri. La localisation des deux référentiels permet de déterminer la transformation qui les relie, pour les deux orientations nécessaires à la mise en correspondance. Cette deuxième méthode s'applique plus à un système d'imagerie non intégré à l'accélérateur (appareil radiographique).

IV.3.2.3 Numérisation d'une radiographie

La numérisation des radiographies est classiquement réalisée à l'aide d'un négatoscope et d'une caméra. Un calibrage intrinsèque est réalisé avec le dessin de la mire de calibrage pour déterminer les corrections à appliquer aux points segmentés (facteurs d'échelles, déformation optique).

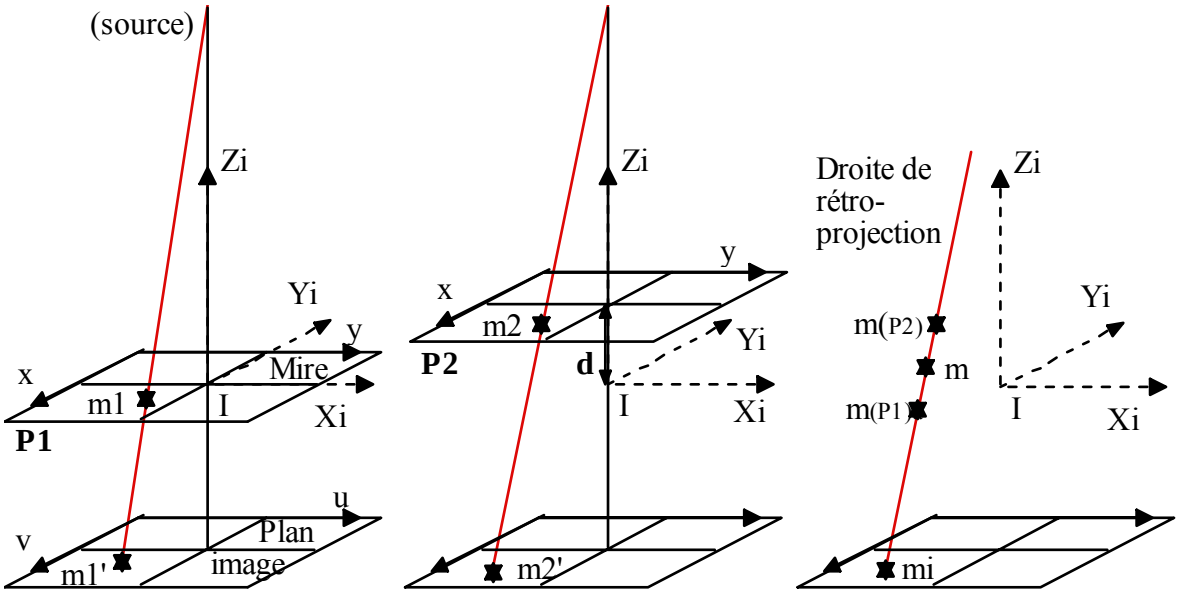


Figure IV.26 utilisation de la mire de calibrage

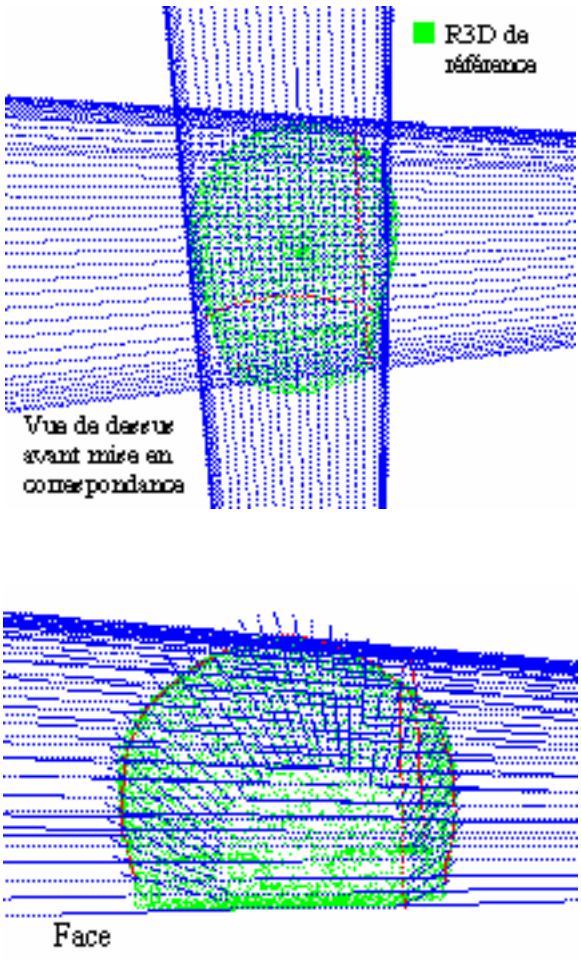


Figure IV.27 mise en correspondance 3D/2D du crâne du mannequin rando

IV.3.2.4 Calibrage 3D d'un PID

La méthode la plus simple de calibrage utilise un seul plan de calibrage placé à une distance connue de la source. Une méthode plus précise, basée sur l'utilisation de plusieurs plans de calibrage, est en cours d'implémentation pour corriger les images PID. Les avantages de cette méthode sont décrits par [CHAM91] : facilité d'utilisation et de calibrage, et prise en compte de la plupart des phénomènes de distorsion.
La méthode est limitée à deux plans. La mire est placée en P1 (Figure IV.26). Elle est centrée sur Ri de manière à ce que l'axe de toutes les billes soit sur le plan XIY. L'image de la mire est traitée et le calcul des données permet d'associer à chaque pixel (u,v) de l'image les coordonnées (xi, yi, 0) du point correspondant mi dans le plan P1. Les coordonnées sont exprimées dans Rm, identifié à Ri.
La mire est ensuite déplacée sur l'axe des Z de Ri, jusqu'en P2. La distance d entre P1 et P2 est connue exactement. Comme pour P1, à chaque pixel (u,v) de l'image sont associés les coordonnées (xi, yi, d) du point correspondant m_i dans le plan P2. Les coordonnées sont exprimées dans Rm, identifié à Ri.

Les paramètres de passage entre les pixels d'une image et les deux plans de calibrage étant ainsi déterminés, l'opération inverse, consistant ici à déterminer les droites de rétroprojection des points de contrôle, est réalisable.
A tout pixel m_i d'une image de contrôle, m_i projection d'un point m quelconque situé entre la source et le plan image, correspondent deux points $m_{(p1)}$ et $m_{(p2)}$. $m_{(p1)}$ et $m_{(p2)}$ définissent la droite de rétroprojection sur laquelle se trouve le point m (Figure IV.26). La fonction permettant de passer du point m au point $m(p_n)$ peut être de différents types, liéaire, polynomiale ou spline, selon le degré de déformation des images.

IV.3.3 Mise en correspondance

Les données 2D sont représentées par les droites de projection. Ces lignes relient dans l'espace la source ponctuelle d'émission des photons au contour délimitant la région d'intérêt sur chaque plan image. Toutes les droites de projections sont tangentes au volume d'intérêt (R3D de contrôle) et localisées dans Ri. Si l'installation n'est pas parfaite, les droites ne sont pas tangentes à la R3D de référence. Elles sont déplacées et réorientées jusqu'à ce qu'elles soient toutes tangentes à la surface de référence. La transformation résultante permet de repositionner le patient.

IV.3.4 Méthode d'évaluation

La tête du mannequin RANDO a été utilisée pour évaluer la précision de la procédure.
A partir de ces images, la surface externe de la boite crânienne a été segmentée semi automatiquement. La R3D de référence est localisée dans le référentiel centré sur le repère utilisé pour le capteur de surface (Figure IV.20 -c) . L'acquisition des données de contrôle a été faite dans une salle de simulation. Aucun calibrage n'a été réalisé sur le système d'acquisition.

La procédure se déroule ainsi :
- Deux radiographies de contrôle, face profil, à 0° et 90°, sont réalisées (DSF = 1,5 m).
- Les deux clichés sont numérisés par la méthode présentée précédemment.

- Le contour du crâne est segmenté sur les deux images.
- L'isocentre et les deux axes correspondant au plan de Ri projeté sur l'image définissent le référentiel 2D associé à l'image. Les points sont localisés dans ce référentiel.
- Les coordonnées des points dans le plan image et les paramètres de calcul des droites de projection (DSA, DSF) sont passés à la procédure de mise en corrrespondance.
- Le résultat de la mise en correspondance est appliqué au simulateur.
- Deux radiographies de vérification, face profil, à 0° et 90°, sont réalisées.

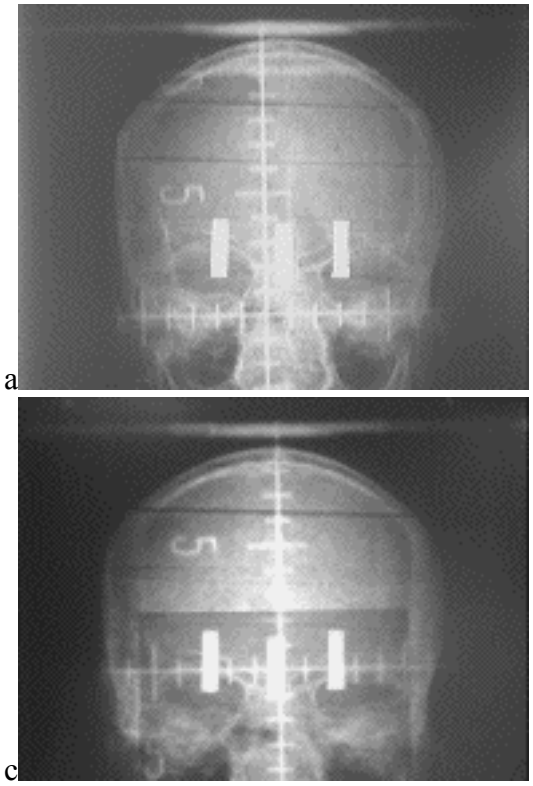


Figure IV.28 Images de vérification face/profil : a,b) avant, cd) après correction

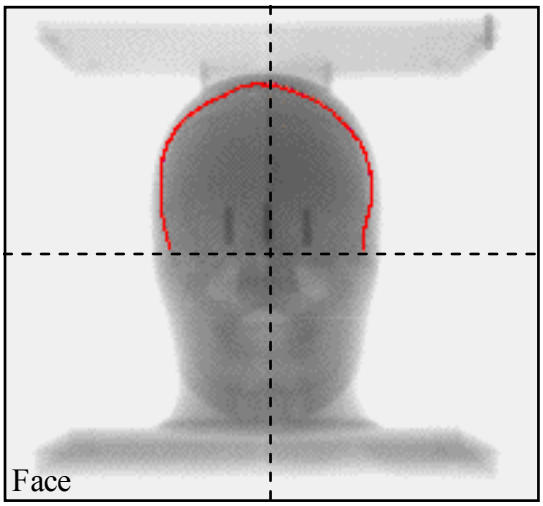
La précision de l'exemple Figure IV.28 est de ± 1mm en translation, avec une bonne initialisation (de l'ordre de 5mm). En partant d'une position initiale plus lointaine (entre 15 et 25 mm en translation), l'erreur peut être supérieure à 5mm en translation et 5° en rotation. Cette écart s'expliquer par le manque de relief et la géométrie spérique de la boite crânienne.
Ce procédé est appliqué avec succés sur le repositionnement de vertèbres, ou le relief est beaucoup plus important [HAMA97].

IV.3.5 Essai sur PID

La procédure a été testée sur un PID expérimental de la société varian, ne possédant pas de rotation. La tête du mannequin est placé dans un cadre en bois qui permet de simuler cette rotation. Une fois bloqué, le cadre est rigide, et l'ensemble permet de positionner la tête de face ou de profil avec un angle de 90° (Figure IV.29). Des répères permettent d'ajuster le référentiel isocentrique de l'appareil sur le centre du cadre. Il est ainsi possible de simuler une rotation de l'appareil en tournant le cadre et en ajustant sa position.



Figure IV.29 Cadre de repositionnement



-

Figure IV.30 Images PID Varian

L'ensemble de la procédure prédosimétrique a été appliquée. Les images PID obtenues sont centrées sur l'axe de l'appareil. L'isocentre est dessiné sur les images (Figure IV.30) et donne l'écart de positonnement à corriger en translation. Le cadre étant utilisé pour les données de référence et de contrôle, les rotations doivent être nulles. La précision du repositionnement par rapport à la position initiale du centre du cylindre de référence mesurée sur les images PID (Figure IV.30) est :

- en translation de :

  Latéral + 1 mm
  Longitudinal + 2 mm
  Vertical - 0,2 mm

- et en rotation de :

  phi = 0°
  teta = 0°
  psi = 2°.

Ces bons résultats sont obtenus en partant d'une position proche de celle attendue (20 mm en logitudinal, 10 mm en vertical, 2mm en transverse, 0° en rotation), ce qui correspond à la réalité des installations classiques. Ils sont cohérents avec ceux de [BRUN93] qui a réalisé un repositionnement de crâne en utilisant des cathéters comme objets de référence, et qui initialise la mise en correspondance en rapprochant des deux ensembles de données.

IV.3.6 Conclusion

Pour évaluer correctement les écarts en translation et en rotation, la qualité des données de référence doit être optimisée :

- les cylindres placés dans le mannequin doivent être remplacés par des billes.
- Un examen prédosimétrique avec une distance inter-coupes de 1mm doit être fait.

Les billes doivent être métalliques pour donner un bon contraste, notamment avec le PID. Pour l'examen scannographique, les artefacts provoqués par le métal induisent une imprécision sur leur localisation. La procédures permettant de remplacer avec précision les billes de métal par un autre composé, voir du vide, reste à déterminer.
Les centres des billes sont ensuite localisés avec précision dans le référentiel Rd. Sur les clichés de vérification du repositionnement, les billes sont localisées et repositionnées par triangularisation dans Ri. La transformation entre les deux ensembles de données donne la précision du repositionnement.

Pour améliorer la précision du repositionnement du crâne, il faut envisager une segmentation plus complète de la boite crânienne. La procédure peut être évaluée sur d'autres structures osseuses plus « constrastées », comme les vertèbres ou le bassin.

Compte tenu du système d'acquisition visé, le PID, il faut continuer l'étude de faisabilité en salle de traitement. Compte tenu de la différence de qualité des images, il n'est pas utile de continuer les essais à l'aide de radiographies. Il faut directement s'intéresser aux structures osseuses segmentables sur des images PID.
La procédure est en cours d'implémentation pour le PID d'un accélérateur SIEMENS. Elle en est au stade du calibrage, étape indispensable à l'exploitation optimale des données de contrôle.

V. RECHERCHE CLINIQUE

Après l'étude de faisabilité de la procédure au niveau de l'environnement matériel et de la précision, l'étape de recherche clinique évalue la faisabilité de la procédure en conditions réelles, avec la participation de patients volontaires, dans le cadre d'un protocole relatif à la loi Huriet. A ce stade, il peut s'avérer nécessaire d'implanter des marqueurs radio-opaques (clips) à proximité ou à l'intérieur du volume tumoral, ou d'exploiter la fiabilité d'un système de contention invasif, pour valider la précision du contrôle.

Sur les trois systèmes de contrôle étudiés, deux ont été utilisés avec des patients. L'échographie est appliqué à la localisation directe de la prostate, et le capteur de surface à la localisation indirecte de métastases cérébrales. L'application de la procédure en salle de traitement, avec un système d'imagerie par rayons X, est en cours de développement sur un PID Siemens.

La première partie de ce chapitre présente le logiciel développé dans le cadre de ce projet. Elle est suivie de l'étude de repositionnement par échographie, qui à donné lieu à une recherche clinique étalée sur plusieurs années. Le chapitre se termine par l'étude de repositionnement par capteur de surface, en cours d'évaluation dans une salle de traitement.

V.1 Logiciel de repositionnement

Les bases du logiciel développé pour le projet de recherche sur le repositionnement ont été définies au début de cette étude, en 1993, dans le cadre d'un mémoire CNAM (Conservatoire National des Arts et Métiers) [VASS93].
Le but était de réaliser un logiciel évolutif et ergonomique, de manière à simplifier l'implémentation des procédures informatiques développées dans la phase de recherche, et faciliter la transition vers le domaine médical.

V.1.1 Composition du logiciel

Le logiciel se compose d'un noyau fonctionnel et d'une interface graphique (Figure V.1) :

- Le noyau fonctionnel est la face cachée du logiciel, gérant l'enchaînement des procédures du programme, les calculs, le fonctionnement de la carte vidéo, l'échange de données avec d'autres systèmes, etc. Il gère aussi l'interprétation des commandes et l'échange d'informations avec l'interface utilisateur. L'aspect évolutif du logiciel est en grande partie dépendant de la conception du noyau fonctionnel
- l'interface utilisateur est ce qui s'affiche à l'écran et permet à l'opérateur d'interagir avec l'ordinateur, par l'intermédiaire du programme composant le noyau fonctionnel. Les échanges d'informations par l'intermédiaire d'un clavier, d'une souris ou issus du noyau, sont immédiatement reproduits sur le terminal visuel. L'aspect ergonomique du logiciel est directement lié à l'interface utilisateur.

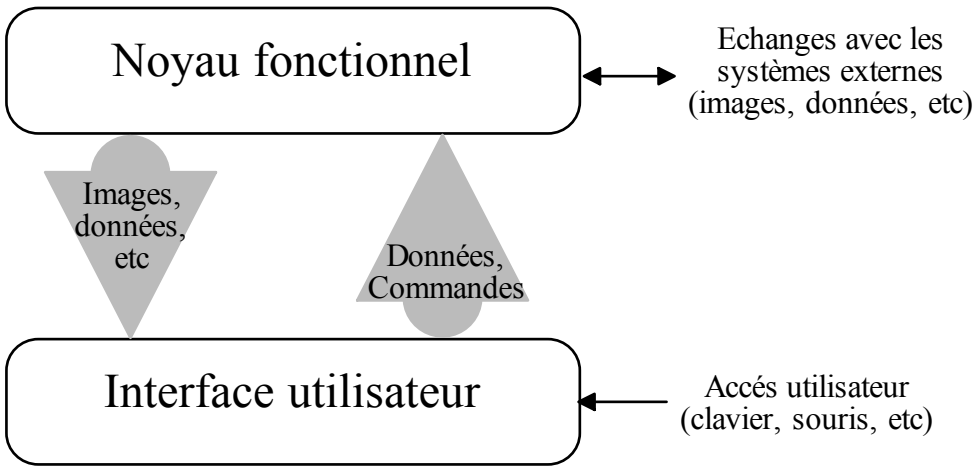


Figure V.1 Les entrées/sorties du noyau fonctionnel et de l'interface utilisateur

V.1.2 Noyau fonctionnel

Le noyau fonctionnel est développé sous forme de modules. Chaque module correspond à une partie du programme ayant une tâche précise, plus ou moins complexe (affichage d'une image, liaison vidéo, segmentation, etc). Un module principal centralise la communication avec l'interface utilisateur, et gère l'exécution des modules secondaires en fonction des directives de l'opérateur. Il existe plusieurs niveaux de modules, organisés hiérarchiquement. Cette organisation permet de développer le logiciel par une succession

de prototypes. Un prototype est une version incomplète, mais fonctionnel, du logiciel, qui permet de tester l'application aux différents stades de sa réalisation.
Cette méthodologie a permis dans un premier temps de réaliser un prototype pour réaliser l'étude de faisabilité de la procédure de contrôle par échographie. Le logiciel a été ensuite enrichi avec de nouveaux modules, améliorant la procédure de repositionnement par échographie ou permettant d'utiliser d'autres systèmes de contrôle (capteur de surface, PID).

V.1.3 Interface utilisateur

La fenêtre principale de l'interface, affichée au lancement du programme, demande d'abord à l'opérateur de faire un choix dans une liste comportant les noms des patients à traiter, ou du système à calibrer.
Ce choix donne accés aux quatre fonctionnalités principales, directement inspirées de la méthodologie des applications de GMCAO, et qui permettent de traiter :

1. les données préopératoires correspondant à l'examen pré-dosimétriques et au traitement des données de référence ;
2. les données per-opératoires, correspondant à l'acquisition et au traitement des données de contrôle ;
3. le repositionnement, comprenant la mise en correspondance des informations pré et per-opératoires et le calcul des corrections ;
4. les procédures de calibrages intrinsèques et extrinsèques.

Du point de vue de l'opérateur, le logiciel se présente ensuite comme un boite à outils, lui permettant de réaliser des traitements sur des image, de lancer un calcul, une acquisition, etc.
Ces outils ou fonctionnalités sont organisées hiérarchiquement sur 3 niveaux :

1. **Les fonctions principales**. Ce sont les quatre fonctions présentées ci dessus. L'ordre d'utilisation de ces fonctions est indifférent dans la mesure ou les informations dont elles ont besoin sont disponibles.
2. **Les fonctions secondaires**. Ce sont essentiellement des outils adaptés à une tache spécifique simple (zoom, choix d'une image...). L'implémentation dynamique permet une intégration progressive de ces outils, qui enrichissent ainsi l'application au gré de ses besoins. Leur accessibilité est gérée par le choix du premier niveau. Ils peuvent aussi activer les fonctions plus complexes du dernier niveau. Leur position est fixe par rapport à la fenêtre principale.
3. **Les fenêtres secondaires**. Les outils de ce niveau se présentent sous forme de fenêtres indépendantes adaptées à des taches plus complexes comme la segmentation ou l'acquisition per-opératoire. Du fait de cette présentation, il peut tout aussi bien s'agir de modules internes que d'autres logiciels (programmes de mise en correspondance, de calibrage...). Plusieurs de ces fenêtres peuvent être activées simultanément. Leur position n'est pas fixe par rapport à la fenêtre principale. Elles peuvent être déplacées par l'utilisateur.

Les accés aux fenêtres secondaires et aux commandes associées à des fonctions secondaires dépendent du contexte défini par le choix de la fonction principale.
Dans la phase de recherche, l'utilisation des fonctionnalités n'est pas contrainte par une logique séquentielle de travail. Cette souplesse de fonctionnement peut être par la suite réduite, en fonction de l'automatisation des procédures et de la nécessité d'orienter le choix de l'utilisateur en phase clinique.

Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3
Patient		|--Sélection d'un patient
	|-- ...	
	|-- Sélection d'une image	
	|-- Histogramme	
Pré-opératoire	|-- ...	|
	|-- Segmentation	-- options de segmentation
	|-- Modélisation	|-- Visualisation
	|-- ...	|-- Listing des images
	|-- Recherche d'images	|-- Lecture d'une image
Per-opératoire	|-- ...	
	|-- Examen per-radiothérapique	|-- Visualisation temps réel
	|-- ...	|-- Acquisition image
	|-- Segmentation	
	|-- Modélisation	|-- Visualisation
Repositionnement	|-- Prépositionnement	
	|-- Mise en correspondance	|-- Visualisation
	|-- Résultats (Trans./rot.)	|-- Repositionnement
	|-- ...	
	|-- Calibrage intrinsèque	|-- GRF...
Initialisation	|-- Calibrage extrinsèque	|--Echographie...
	|-- Choix du matériel	|-- Contexte de contrôle.

Figure V.2 Organisation hiérarchique des fonctionnalités du logiciel

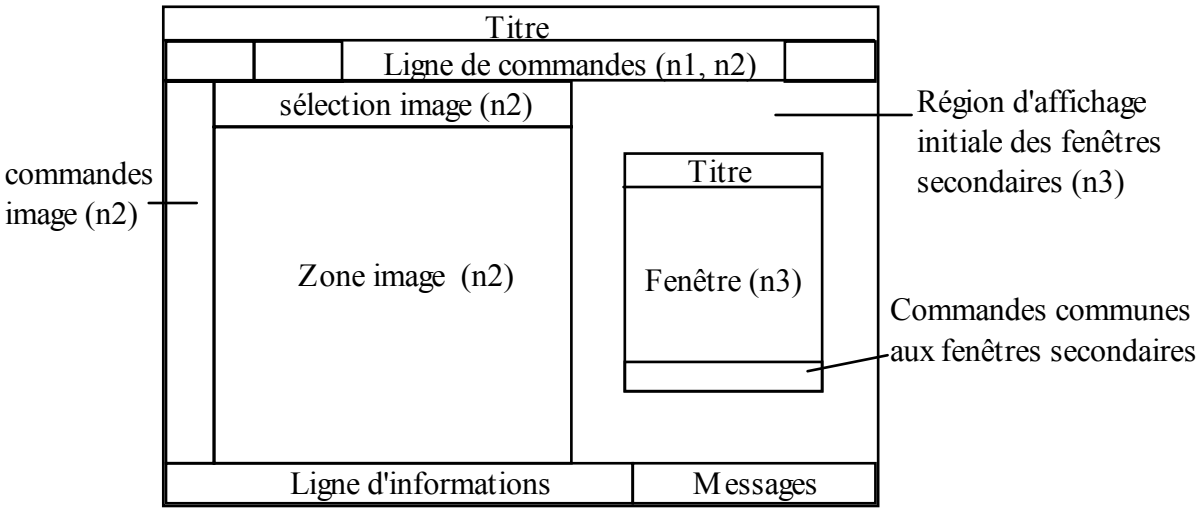


Figure V.3 Répartition des niveaux de fonctionnalité de l'interface utilisateur

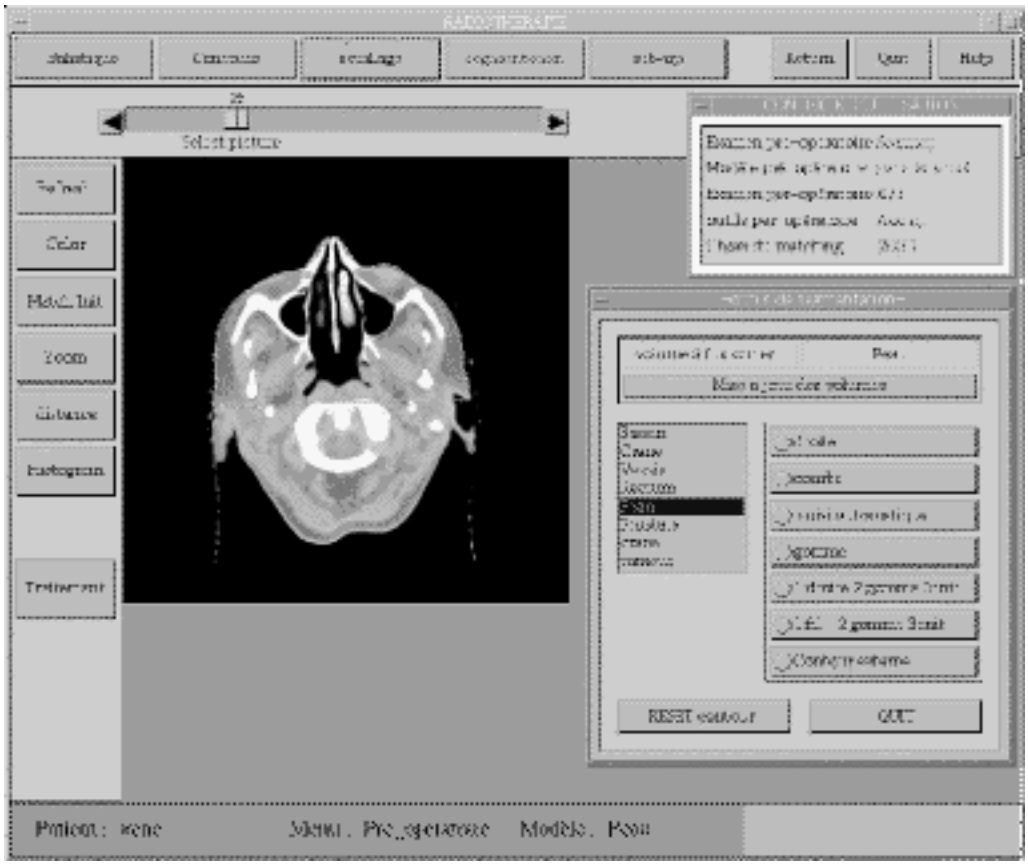


Figure V.4 Présentation de l'interface en mode pré-opératoire

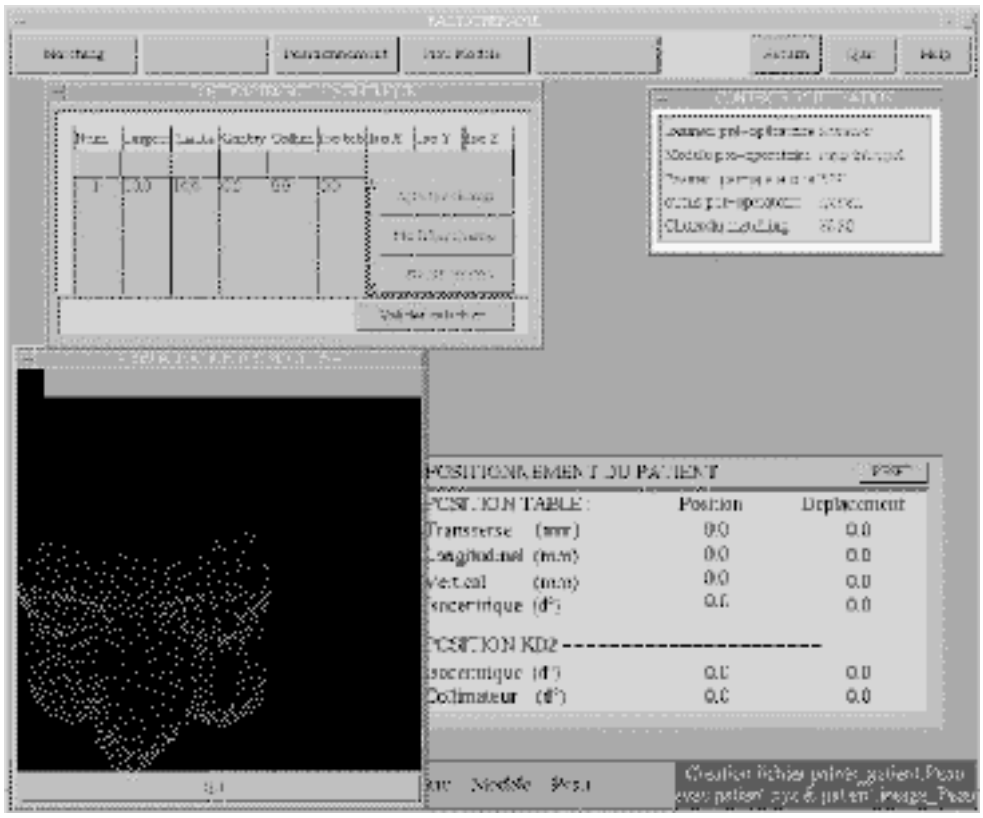


Figure V.5 Présentation de l'interface en mode repositionnement

La Figure V.2 montre l'organisation hiérarchique des fonctions du logiciel. Les fonctions et fenêtres secondaires ne sont pas toutes citées dans cette figure.
Au niveau de la présentation, la fenêtre de base se compose d'une ligne de commandes dans sa partie supérieure, et d'une ligne d'informations et de messages dans sa partie inférieure. La ligne des commandes est adaptée au niveau de travail (n1 ou n2). La moitié gauche de la partie centrale de la fenêtre est réservée à l'affichage des images (en pré et per-opératoire) et aux fonctions n2 associées. Les fenêtres du troisième niveau s'affichent à droite et en avant plan de la fenêtre principale, mais peuvent être ensuite déplacées au grès de l'utilisateur. La Figure V.3 présente un exemple de cet arrangement à un instant quelconque de l'utilisation du programme. La Figure V.4 représente l'interface en mode préopératoire, avec l'image et les commandes associées à gauche. Les deux fenêtres secondaires de droite correspondent à la fenêtre de contexte (type d'imageur, type de système de contrôle, etc.), et à la fenêtre de segmentation.
La Figure V.5 représente l'interface en mode repositionnement, avec à gauche la fenêtre donnant les paramètres des champs d'irradiation, en dessous la fenêtre de visualisation de la R3D de contrôle, et à droite la zone d'affichage des corrections à appliquer au système de traitement.
Cette organisation laisse une grande souplesse d'implémentation et favorise le prototypage. En effet, le premier niveau correspond aux fonctionnalités primaires du protocole. Il ne change pas d'un prototype à l'autre et fournit un repère stable aux utilisateurs. Au niveau n2, de nouvelles commandes se rajoutent aux anciennes, sans modifier l'apparence de la fenêtre de base. La sophistication de ces commandes entraîne leur transfert ou leur implémentation directe au niveau n3. A ce niveau, une nouvelle fenêtre est créée, originale de par son contexte d'utilisation, mais respectant certaines règles de présentation (ligne de commandes identique).

V.1.4 Connexions

La Figure V.6 présente les liaisons et les échanges entre les différents systèmes associés au repositionnement du patient [VASS95-a].

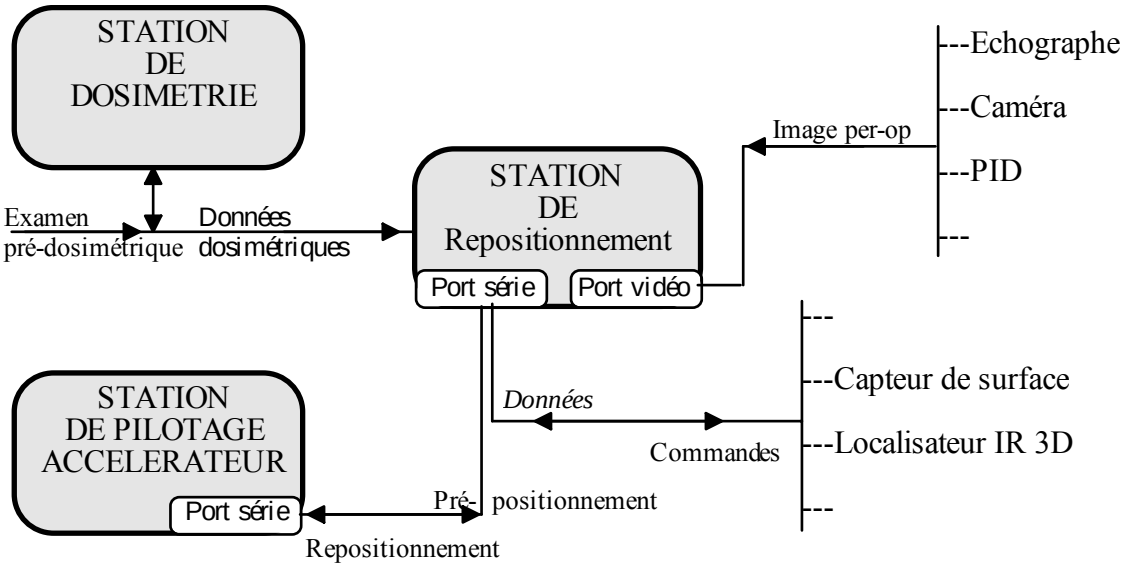


Figure V.6 : Repositionnement : connectique des systèmes en interaction

Le schéma précise le sens et le type des informations transmises par les liaisons, et montre une évolution à laquelle se trouvent confrontées la plupart des services de radiothérapie : la communication entre les différents systèmes participant au protocole de radiothérapie.
Dans ce contexte, un système de repositionnement peut se placer au cœur de cet environnement en coordonnant :
- l'entrée de données dosimétriques ou pré-dosimétriques ;
- la prise en charge du système d'acquisition des informations per-radiothérapiques ;
- la communication avec la station de pilotage de l'appareil de traitement.

L'importation des données de prépositionnement, fournies par la station de pilotage de l'appareil de traitement, garantit la validité des informations nécessaires au calcul du repositionnement. L'exportation des données de repositionnement simplifiera, à terme, les manœuvres de correction de l'installation du patient, en offrant la possibilité d'automatiser les mouvements de la table et/ou les rotations de l'accélérateur.

V.2 Contrôle échographique de la position de la prostate

Le carcinome de la prostate est une localisation tumorale particulièrement indiquée pour le repositionnement direct. En traitement traditionnel, le PTV (cf. chapitre I) doit prendre en compte le fait que la prostate peut se déplacer de plus d'un cm sous l'effet du remplissage de la vessie et du rectum. Cet organe n'est pas visible directement par rayons X, et des produits de contraste sont utilisés pour la localiser. Injectés dans la vessie et le rectum, ils permettent de les voir sur une radiographie et d'en déduire la position de la prostate. L'échographie permet de voir directement la prostate, compte tenu de sa différence de densité avec les tissus environnants. L'examen par échographie de la prostate à l'aide d'une sonde intra-rectale est couramment pratiqué à des fins de diagnostic.

V.2.1 Données médicales

La prostate fait partie des organes génitaux masculins. Elle à la taille et la forme d'une châtaigne, soit un diamètre d'environ 40 mm. La Figure V.7 la situe dans son environnement anatomique. Elle est placée en dessous de la vessie, en avant du rectum et à environ 10 à 15 mm de la symphyse pubienne, partie du bassin qui relie les deux os iliaques. Les vésicules séminales se situent en arrière de la prostate, entre la vessie et le rectum.

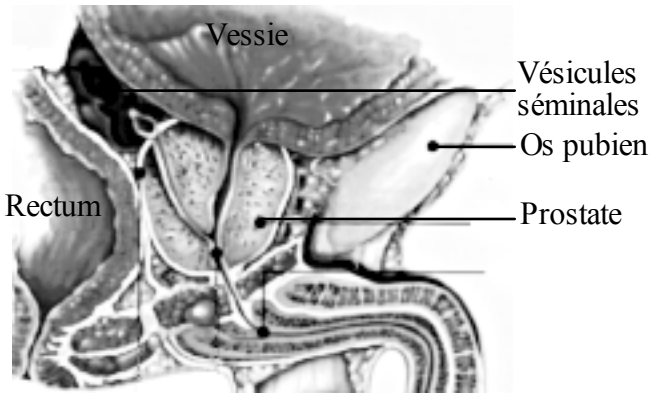


Figure V.7 Anatomie de la région prostatique

Le cancer de la prostate est l'un des cancers de l'homme les plus fréquents, avec ceux du poumon et du colon-rectum. La taille et la forme de la prostate peuvent être modifiée par la maladie.

V.2.2 Objectifs

Les objectifs de la RTC concernant les cancers non métastatiques de la prostate sont :

- de diminuer très sensiblement la dimension des champs d'irradiation actuellement utilisés et de réduire la dose délivrée aux tissus sains voisins, la vessie au dessus et le rectum en arrière. La conséquence attendue est une augmentation de la tolérance, par réduction de la toxicité aiguë (rectite et cystite) et tardive ;

- d'augmenter la dose délivrée sur un très petit volume, pour obtenir un meilleur contrôle local et accroître la survie.

Le traitement traditionnel se déroule en deux étapes.

1. Une dose de 50 Gy est délivrée aux photons (15 à 25 MV) sur le volume tumoral et l'ensemble des chaînes ganglionnaires pelviennes. Le traitement se déroule en cinq semaines, à raison de 5 jours par semaine et d'une séance par jour. La balistique d'irradiation la plus courante comprend quatre champs à 0°, 90°, 180° et 270°. Une variante oriente les champs à 45°, 135°, 225° et 315°, pour mieux éviter la vessie et la prostate.
2. Une dose complémentaire de 10 à 20 Gy, localisée sur la prostate et éventuellement les vésicules séminales, est délivrée selon les mêmes modalités d'étalement et de balistique.

C'est à la deuxième partie du traitement que peut s'appliquer un traitement de RTC nécessitant une procédure de repositionnement précise.

V.2.3 Problème spécifique de localisation

La Figure V.7 montre la position de la prostate par rapport à la vessie et au rectum. Leur degré de remplissage modifie la position et l'orientation de la prostate, et des vésicules séminales. De nombreux auteurs ont cherché à quantifier ce déplacement [HAKE91] [HERK95] [BEAR96]. Le déplacement en translation peut dépasser 20 mm, avec une moyenne de 0,5 mm. Il est plus important dans les sens pieds-tête et antéro-postérieur que latéralement. La rotation la plus importante se situe dans le plan sagittal et peut atteindre plusieurs degrés.
La méthode d'évaluation de la position de la prostate varie suivant les auteurs. [HERK95] quantifie le déplacement de la prostate à l'aide d'examens tomographiques. Quatre examens sont réalisés sur la durée du traitement. Les organes concernés (prostate, vessie, rectum) sont délimités par logiciel interactif sur les coupes. La mise en correspondance à partir d'une carte de distance de chanfrein est appliquée pour déterminer le décalage de la prostate entre les trois examens de contrôle et le premier examen, servant de référence.

En radiothérapie traditionnelle, le PTV compense à la fois la marge d'erreur due à l'installation du patient et celle due à la position de la prostate. Une première solution pour remédier au déplacement de la prostate consiste à veiller à ce que la vessie et le rectum du patient soient systématiquement vides (ou pleins) avant chaque installation. Cette solution n'est pas facile à réaliser et des procédures de localisations directes sont actuellement évaluées.
Pour réduire le PTV, il faut prendre en compte les deux erreurs citées ci-dessus, et localiser directement la prostate en début de traitement. Trois procédures sont applicables pour déterminer directement la position de la prostate :

1. Des clips radio-opaques sont implantés dans la prostate [BALT95]. La localisation des clips sur l'image peut se faire interactivement ou automatiquement (corrélation). Ils sont ensuite localisés dans Ri par triangularisation. La mise en correspondance de points appariés permet de déterminer l'erreur de position.
2. Une sonde échographique intra-rectale est utilisée pour localiser la prostate [HOLU96]. La méthodologie proposée nécessite deux images, à 0° et 90° (radiographie ou PID). L'image échographique prise dans le plan sagittal est fusionnée avec l'image numérisée correspondant au cliché de profil, en utilisant deux points localisés sur la sonde.

3. Un examen d'échographie externe permet de reconstruire en 3D une partie suffisante de la prostate pour une mise en correspondance avec une R3D de référence [TROC 93-94].

C'est la troisième solution qui est évaluée dans ce chapitre. L'objectif est de valider une procédure non-invasive, bien que la phase de recherche clinique nécessite l'implantation de clips, afin de vérifier la précision du contrôle.
Pour la phase de validation clinique, le bassin a d'abord été utilisé comme volume de repositionnement. La partie du bassin fournissant les données de contrôle les plus intéressantes sont la crête, l'aile, la fosse et les épines iliaques (Figure V.8). Ces parties osseuses présentent un relief suffisamment important pour donner une bonne mise en correspondance.

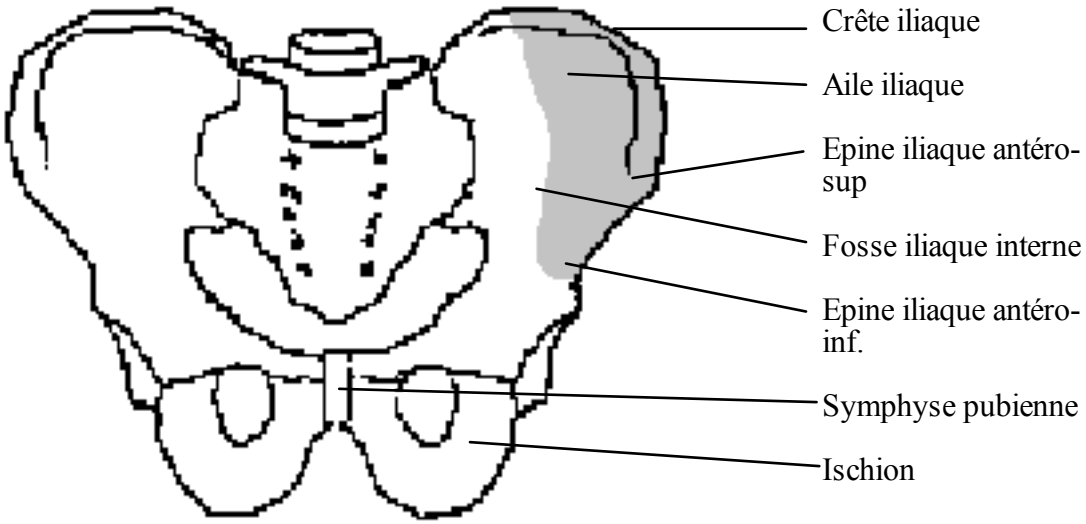
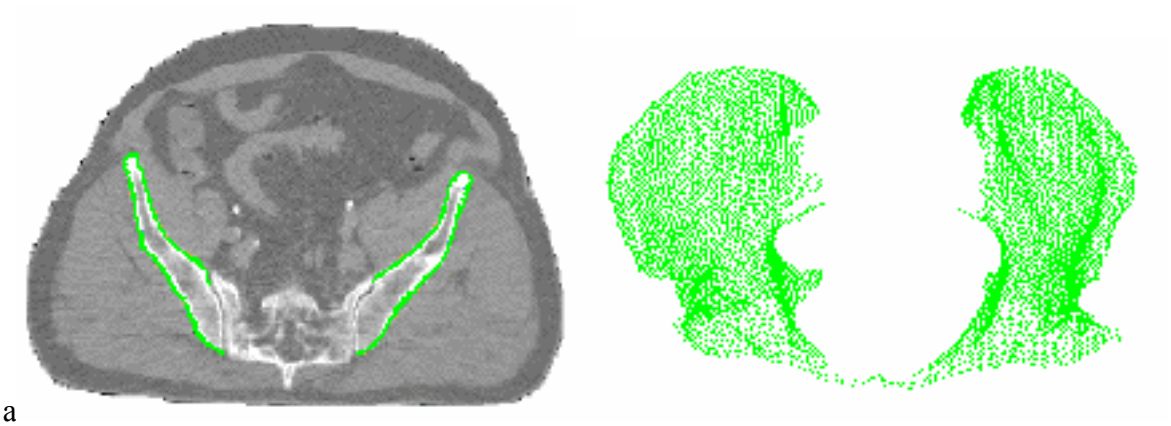


Figure V.8 Anatomie du bassin

Par la suite, le déplacement de la prostate a été mis en évidence et des coupes échographiques sont réalisées pour faire une R3D de contrôle de cet organe. Le bassin est utilisé comme premier volume de contrôle. La matrice résultant de cette première mise en correspondance est utilisée pour initialiser une deuxième mise en correspondance, concernant directement les R3D de référence et de contrôle de la prostate.

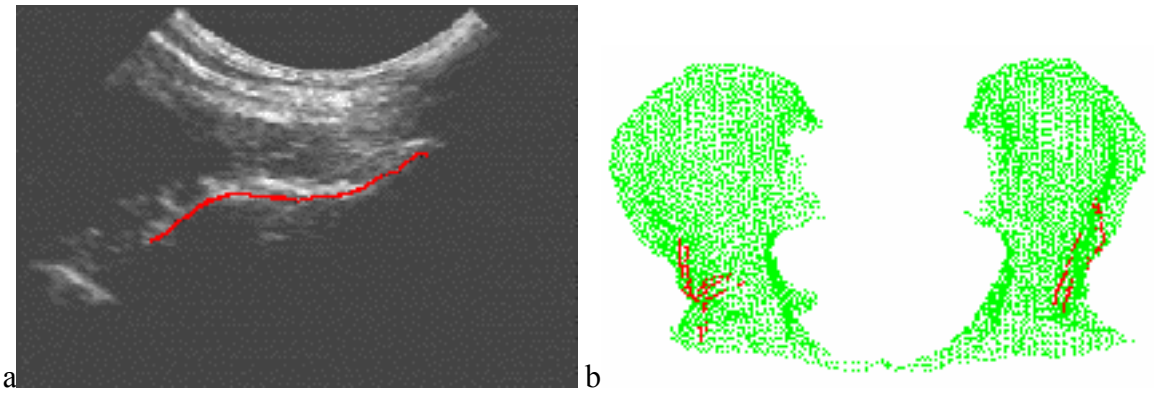


Figure V.9 Coupes de la prostate : a) frontale, b) axiale, c) sagittale



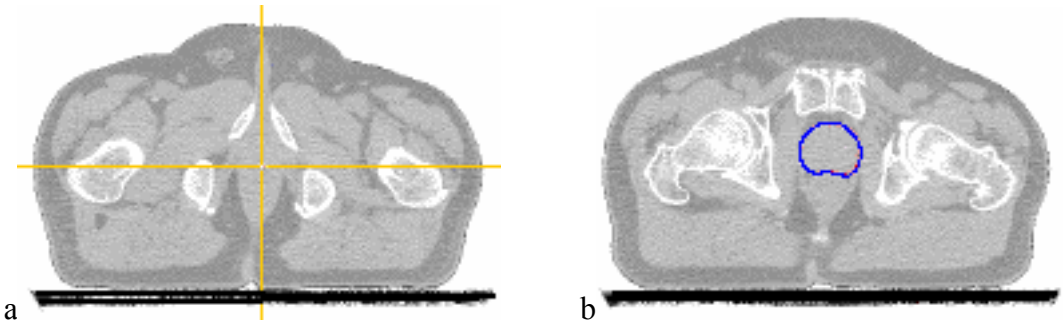
a

Figure V.10 Bassin de référence : a) segmentation, b) R3D



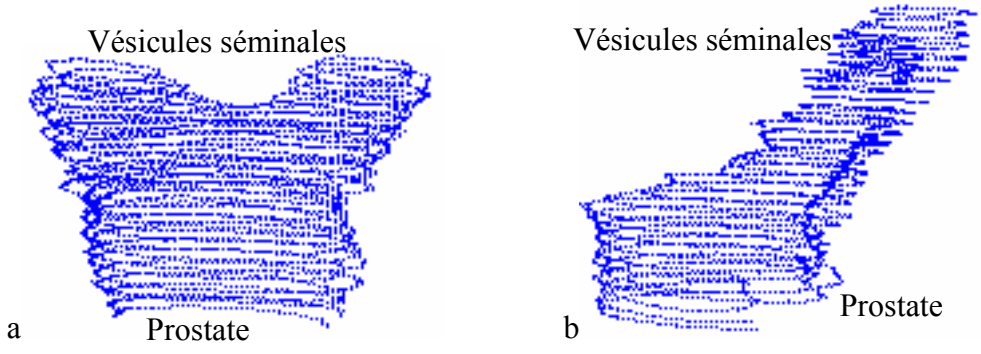
a b

Figure V.11 Contrôle du bassin : a) segmentation, b) mise en correspondance



a b

Figure V.12 Examen prédosimétrique : a) isocentre sur clip, b) segmentation



a b

Figure V.13 R3D de la prostate : a) face, b) profil

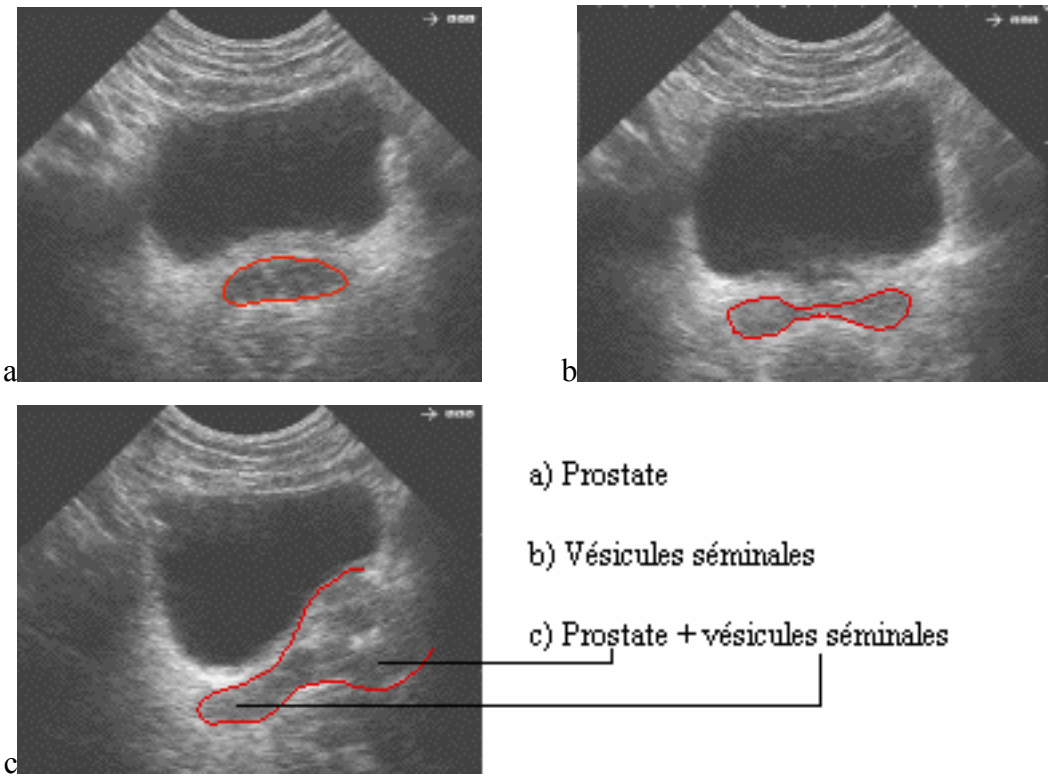


Figure V.14 Echographies segmentées de la prostate et des vésicules séminales

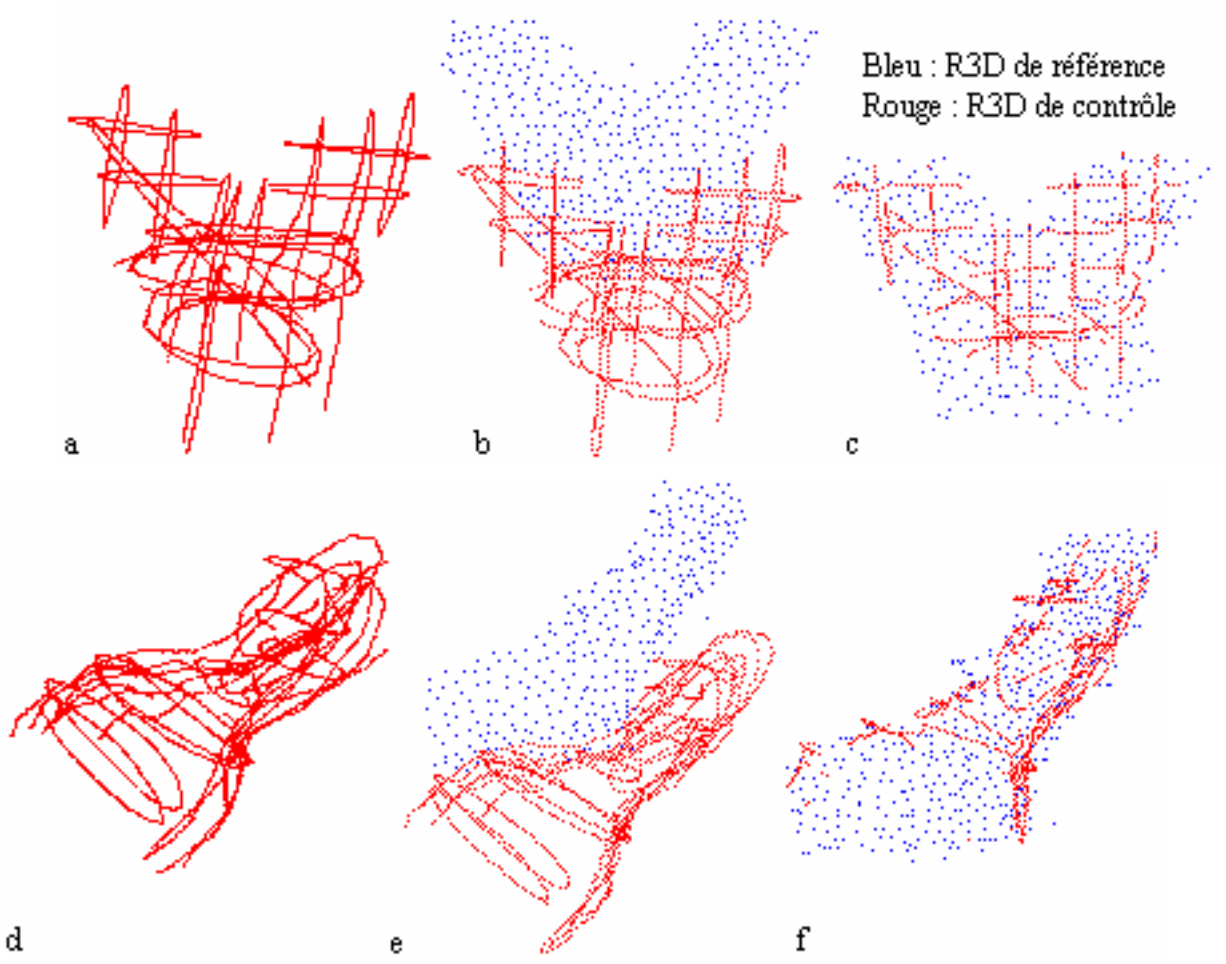


Figure V.15 Mise en correspondance de la prostate et des vésicules séminales

Dans un troisième étape, les vésicules séminales ont été rajoutées au volume prostatique. pour compenser la géométrie trop régulière de la prostate (Figure V.9) et améliorer ainsi la mise en correspondance des R3D de référence et de contrôle. L'examen du bassin a été dans un premier temps conservé, toujours pour initialiser l'étape de mise en correspondance finale. L'étape suivante consistera à se limiter à l'acquisition des coupes de la prostate et des vésicules séminales.

V.2.4 Immobilisation du patient

La reproductibilité de la position du bassin d'un jour à l'autre ne garantit pas la reproductibilité de la position de la prostate et n'est donc pas prioritaire. Le but de la contention est ici d'immobiliser le mieux possible le bassin du patient, le contrôle final portant directement sur la position de la prostate.
Il n'existe pas de système de contention idéal pour l'immobilisation du bassin, en dehors d'un système invasif de type stéréotaxique et différents systèmes présentés au chapitre II ont été évalués. Le système d'immobilisation des pieds et des jambes a été conçu et réalisé dans le cadre de cette étude, mais n'a pas franchi la barrière de l'évaluation en routine. Le système finalement retenu est le matelas thermoformé sous le patient. Le moulage ainsi obtenu présente l'avantage d'épouser la forme du bassin, évitant ainsi son basculement lors de l'examen échographique. Il peut être localement découpé pour dégager par exemple les hanches.

V.2.5 Etapes pré-radiothérapiques

Les étapes précédant le traitement ont évolué durant la période de recherche clinique. La procédure complète est présentée dans sa dernière version, actuellement utilisée.

Mise en place des clips : Un à trois clips en argent de moins d'un mm de diamètre et de 2 à 3 mm de longueur sont implantés dans la prostate par un urologue, par voie intra-rectale et vérification échographique. Une prise d'antibiotiques est prescrite la veille de l'intervention. Certains patients ont un traitement anti-coagulant qui doit être interrompu avant l'intervention.

Simulation pré-dosimétrique : la simulation pré-dosimétrique est effectuée quelques jours avant l'examen pour dessiner sur la peau du patient les marques de repérage nécessaires à son installation. Dans le même temps, deux radiographies du bassin à 0° et 90° permettent de vérifier la présence et la position des clips. Le moulage de contention est réalisé en début de simulation, et immédiatement utilisé.

Examen pré-dosimétrique : L'examen scanographique comprend tout le bassin, du bord inférieur des ischions à la partie supérieure des crêtes iliaques. L'espace inter-coupes est de 2 mm, ce qui fait un total d'environ 110 coupes. Une opacification de la vessie à l'iode peut être demandée pour faciliter par la suite l'étape de segmentation de la prostate. Le système de contention n'est pas utilisé.

R3D de référence : Le bassin est segmenté sur toutes les coupes. La R3D de référence correspond à la partie du bassin intéressant l'examen d'échographie, majorée de quelques

cm, pour réduire la taille de l'octree. Elle est ainsi limitée aux parties avant et supérieure du bassin (Figure V.10).
La prostate (Figure V.12-b) et les vésicules séminales sont segmentées en totalité et intégrées dans une seule R3D (Figure V.13).
Durant l'étape d'étude de la faisabilité, il est nécessaire de contrôler la précision du contrôle.
Les deux R3D sont localisées dans un référentiel dosimétrique Rd, centré non pas sur l'isocentre déterminé par la balistique d'irradiation, mais sur un clip choisi en fonction de sa visibilité et de sa position (Figure V.12-a).

V.2.6 Examen échographique

L'étape d'acquisition des données de contrôle comprend un examen du bassin et un examen de la prostate. La procédure nécessite un changement de sonde entre les deux examens, pour tenir compte de la différence de profondeur entre les deux régions d'intérêt. Le patient est centré par rapport aux marques utilisées pour la première partie du traitement. L'évolution de cette procédure est discutée par la suite

V.2.6.1 Echographie du bassin

Le bassin est utilisé uniquement dans la phase de recherche clinique. La mise en correspondance du bassin donne une première indication sur l'erreur de positionnement du patient. Elle est utilisée pour initialiser la mise en correspondance de la prostate, en corrigeant l'erreur due à l'installation.

L'examen comprend une douzaine de coupes d'incidences variées, sur chacun des deux côtés du bassin (Figure V.11-a). Il est limité à la moitié supérieure de l'os iliaque. La sonde utilisée est une sonde linéaire de 7,5 MH prévue pour des examens superficiels. Elle est réglée sur une profondeur de 8,5 cm. La mise en correspondance élimine en moyenne 40% des points (Figure V.11-b).

V.2.6.2 Echographie de la prostate

Une douzaine de coupes sont actuellement jugées nécessaires pour une bonne reconstruction en 3D de la prostate et des vésicules séminales. La sonde utilisée est une sonde linéaire de 3,5 MHz, réglée sur une profondeur de 14 cm.
Les conseils d'un spécialiste ont conduit à réaliser l'examen échographique de la prostate avec la vessie pleine. La qualité des images est nettement améliorée (Figure V.14). Le patient boit deux à trois verres d'eau, environ trente minutes avant le début de l'examen.
La position de l'os pubien en avant de la prostate nécessite un placement incliné de la sonde. Il est nécessaire d'exercer une pression plus ou moins forte sur le ventre pour réaliser des acquisitions sous plusieurs incidences (Figure V.16). Des tests ont confirmés que la prostate ne se déplace pas sous l'effet de la pression exercée sur le ventre du patient.

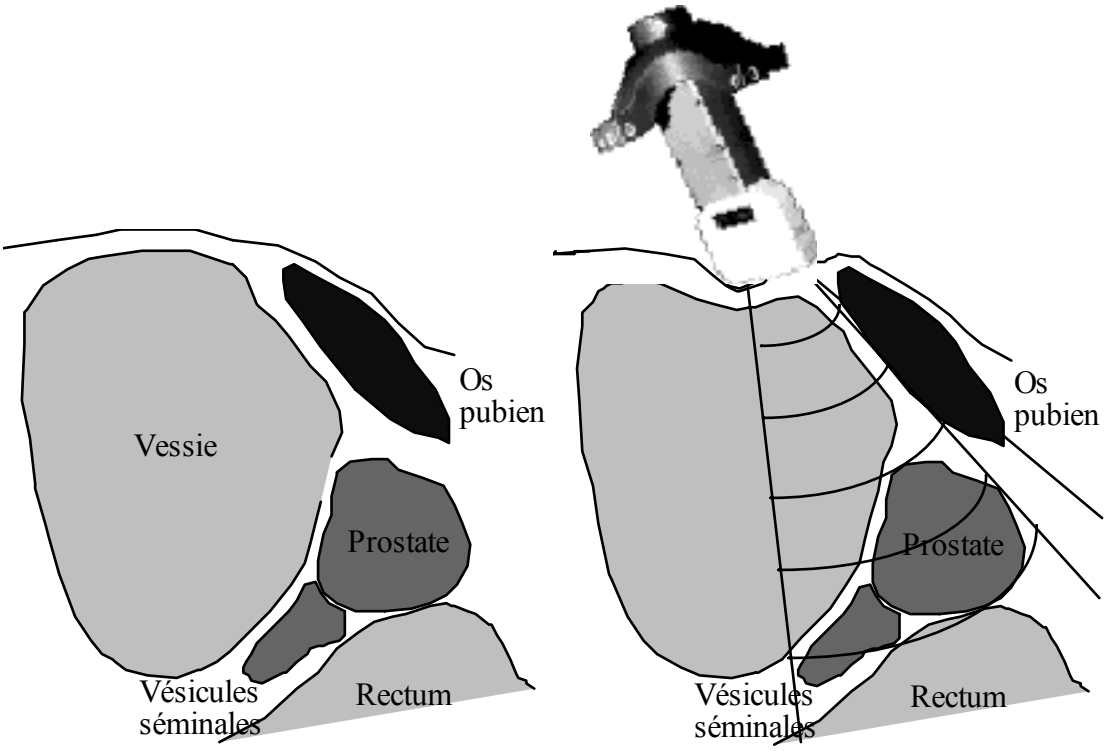


Figure V.16 Echographie de la prostate

V.2.7 Procédure de contrôle

Le matériel a été installé la veille et toutes les opérations de calibrage et de vérification ont été effectuées. Le patient est installé dans son moule de contention et prépositionné sur les marques dosimétriques.

Radiographies de contrôle : Deux radiographies du bassin, à 0° et 90°, permettent de vérifier la présence et la position des clips. Elles sont comparées aux deux radiographies pré-dosimétriques, ce qui donne une idée de la différence de position de la prostate entre les deux examens. Les radiographies permettent de déterminer la position de l'isocentre (clip de référence) avant le repositionnement isocentrique.

Echographie du bassin : L'acquisition des coupes échographiques du bassin nécessite deux personnes. Un médecin réalise l'examen et choisit les coupes utilisables. La sonde est immobilisée sur une région anatomique intéressante et le deuxième opérateur valide l'acquisition de l'image et des données. Une douzaine d'images sont saisies d'un côté, puis de l'autre.

Echographie de la prostate : La sonde est changée. L'acquisition des coupes de la prostate est identique à celle du bassin. Suivant la qualité des images, le nombre de coupes varie entre 10 et 20. L'orientation des coupes est matérialisée sur la console de travail et permet à l'opérateur de mieux répartir les acquisitions sur toute la région d'intérêt (bassin ou prostate).
Modélisation du bassin : Les coupes échographiques du bassin sont affichées une à une sur l'écran et le radiothérapeute segmente toutes les parties osseuses identifiables pour la R3D de contrôle du bassin.

Position du bassin : La R3D de contrôle du bassin est mis en correspondance avec la R3D de référence, et le résultat est mémorisé.

Modélisation de la prostate : Les coupes échographiques de la prostate sont affichées une à une sur l'écran et le radiothérapeute segmente les parties de prostate et de vésicules séminales qu'il peut identifier. Une R3D de contrôle unique est finalement réalisée pour la détermination de la position de la prostate (Figure V.15 a & d).

Position de la prostate : La R3D de contrôle comprenant la prostate et les vésicules séminales est mise en correspondance avec son équivalent de référence (Figure V.15). Le programme est initialisé avec le résultat de la mise en correspondance du bassin. Les corrections à appliquer au système de simulation sont calculées.

Repositionnement : Les corrections en translation sont appliquées à la table. Deux radiographies du bassin, à 0° et 90°, permettent de vérifier la position du clip de référence. Pour l'instant, le repositionnement n'a été appliqué que sur les corrections en translation. La précision du repositionnement est calculée en mesurant l'écart entre l'isocentre et le clip de référence (Figure V.17). Lorsque trois clips sont clairement visibles sur les deux radiographies de vérification, il est possible d'évaluer la rotation, en déterminant les positions respectives des clips sur l'examen pré-dosimétrique et sur les radiographies.

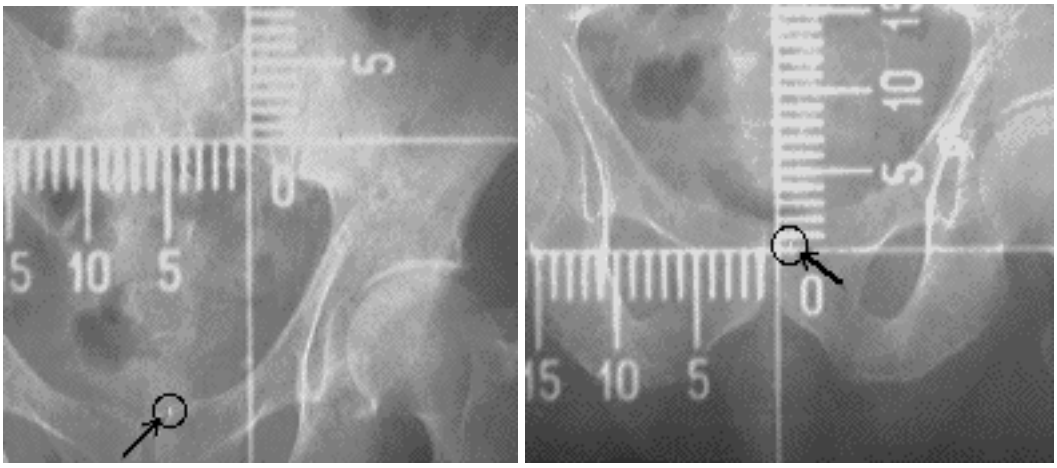


Figure V.17 Vérification de la position du clip de référence

V.2.8 Déroulement de l'étude

A ce jour, l'étude a concerné 18 patients. La procédure n'a pas toujours pu être appliquée en totalité ou les résultats exploités, essentiellement pour des raisons liées à la durée de l'examen ou au traitement des données. La procédure est réalisée dans une salle de simulation (Figure V.18). Un médecin pratiquant des examens d'échographie a été sollicité dans la plupart des cas.
Pour les 4 premiers patients, le repositionnement n'a porté que sur le bassin. La précision moyenne du repositionnement est de 5 mm et la durée de la procédure de 60 à 90 mn.
Aucun système de contention n'étant disponible, le patient est immobilisé par des sangles.
Cette première étape a permis de régler les problèmes liés à l'installation du matériel et du patient. Sur un même patient ayant participé deux fois à la procédure, elle a aussi permis de confirmer le déplacement de la prostate, seule explication à l'imprécision du

repositionnement. Les os du bassin sont faciles à localiser sur une image échographique, et leur faible profondeur n'induit pas d'erreur significative en rapport avec la différence de vitesse des US dans l'eau et dans les tissus organiques.



Figure V.18 Acquisition des images d'échographie

Une deuxième série de 4 patients a permis d'évaluer les problèmes spécifiques à l'acquisition d'images échographiques sus-pubienne de la prostate.

strucure anat -->		Bassin (translation en mm)			Prostate (translation en mm)		
Patients	Nb clips	Transv.	Longit.	Vertic.	Transv.	Longit.	Vertic.
P1	2	3	-10	10			
P2	2	0	1	1	2	6	0
P3	2 collés	0	2	0	8	14	26
P4	2	0	2	1	0	1	8
P5	1	3	1	1	5	4	12
P6	2 collés	1	6	1	8	1	4
P7	3				5	20	25
P8	1				1	3	7
P9	2 collés	12	3	5	1	9	2
P10	3	-	-	-	-	-	-

Tableau V.1 Résultat de la mise en correspondance pour les 10 derniers patients

Sur les 10 derniers patients (Tableau V.1), 7 résultats ont pu être exploités. Les chiffres de ce tableau représente l'erreur de repositionnement en translation, mesurée sur les radiographies de vérification.
Le fait de remplir la vessie avant l'examen augmente nettement la lisibilité des images d'échographie de la prostate. Sur les trois derniers patients, l'examen a été réalisé vessie pleine. L'examen de P8 a donné des images d'échographie de très bonne qualité de la

prostate confirmé par la mise en correspondance (Figure V.15). Le changement du radiologue, spécialisé en échographie et réalisant l'examen d'échographie de la prostate, n'a pas permis de retrouver cette qualité des images avec les deux derniers patients.

Pour le patient P8, 2707 des 4852 points de contrôle initiaux sont conservés après la première série d'itérations, ce qui correspond à 45% des points de contrôle situés à moins de 2 mm du volume de référence et pris en compte lors de la deuxième série d'itérations. L'erreur résiduelle de la mise en correspondance (rms) est de 0,69 mm.

Le résultat le plus mauvais, 7 mm dans le sens vertical, n'a pas été corrigé par la différence de vitesse des US entre l'eau et les tissus organiques.
[PERI96] évalue à 4% la correction à appliquer aux données d'échographie pour passer de la densité des tissus à celle de l'eau. Des tests réalisés au laboratoire ont montré que la densité de l'urine est proche de cette évaluation, avec une correction moyenne de 3%.
En tout, pour ce patient, 17 échographies de la prostate et des vésicules séminales ont été réalisées, sous des incidences variées. Il est possible de regrouper ces images en deux séries (Figure V.14):

1. La première série contient les images d'incidence axiale, où la prostate et les vésicules séminales ne sont jamais visibles en même temps sur la même image.
2. La deuxième série contient les coupes sagittales, où la prostate et les vésicules séminales sont visibles ensembles (Figure V.14).

Sur les deux séries, l'épaisseur des tissus situés avant la vessie est de 30 ± 5 mm
Sur les coupes axiales, l'épaisseur de vessie est de 40 ± 20 mm, mais reste uniforme pour une image donnée.
Sur les coupes sagittales, l'épaisseur de vessie avant la prostate est de 30 ± 10 mm, et avant les vésicules séminales de 60 ± 5 mm.
Une correction de densité sur les coupes axiales va simplement remonter le volume d'intérêt et modifiant très légèrement sa taille.
Une correction de densité sur les coupes sagittales va non seulement remonter le volume d'intérêt, mais le faire basculer, pour ce patient, d'environ 1° (Figure V.14).
Dans les deux cas, il faut prendre aussi en compte la divergence du faisceau pour une sonde convexe, ce qui tend à réduire légèrement la distance entre les points (cf. chapitre IV).
En se limitant à la correction en translation, l'erreur dans le sens vertical passe de 7 mm à environ 4 mm.

V.2.9 Evolution

Pour les prochains patients, la vitesse des US dans les tissus sera prise en compte directement dans les calculs, pour corriger la localisation des données de contrôle.
L'intégration de la correction peut se faire à deux niveaux :

- La correction est appliquée au calibrage. Les facteurs d'échelle sont calculés en fonction de la position corrigée des données (position dans l'eau --> position dans les tissus). La matrice de transformation intègre cette correction.
- La correction est appliquée au contrôle. Les positions des points segmentés sur les échographies sont corrigées (position dans les tissus --> position dans l'eau) avant d'appliquer la transformation.

La deuxième solution est un peu plus souple. Elle peut permettre de prendre en compte une différence de densité entre les régions traversées par les US (tissus musculaires et vessie).
Une vérification des résultats en rotation est envisagée pour compléter le contrôle radiographique des corrections en translation. Lorsque trois clips sont visibles, le calcul de la rotation peut être vérifié par une mise en correspondance points/points des centres des clips. Les clips seront localisés comme données de référence sur l'examen pré-dosimétrique, dans Rd, et comme données de contrôle dans Ri, sur les radiographies réalisées avant le contrôle.

En dehors de la correction de vitesse des US, de nombreux facteurs peuvent intervenir sur la précision du contrôle :

1. Le déplacement du clip entre l'examen pré-dosimétrique et le contrôle. Ce phénomène n'a été observé avec certitude que sur un seul patient, puisque le clip a tout simplement disparu entre l'examen pré-dosimétrique et le contrôle.
2. Le déplacement du patient durant l'examen. Ce problème se pose différemment suivant l'état général des patients. Il est aussi lié à la durée de l'examen, qui devrait sensiblement diminuer pour les prochains patients.
3. Le déplacement de la prostate durant l'examen. Il a fallu vérifier si la pression de la sonde sur la vessie ne se répercutait pas sur la position de la prostate. Les tests, ne nécessitant pas d'examen scanner, ont été réalisés avec la collaboration d'une personne du service. Des coupes d'échographie faites sous une même incidence, mais avec des pressions différentes, n'ont pas montré un déplacement significatif de la prostate. La durée de l'examen (> 1/2 heure) peut aussi influer sur le remplissage de la vessie ou du rectum.

Enfin, compte tenu de la qualité des échographies de la prostate obtenues avec le patient P8, il est possible d'envisager pour les prochains patients un contrôle plus rapide, en éliminant l'examen du bassin. La durée de la procédure devrait diminuer de moitié, en gagnant non seulement sur le temps d'acquisition des images d'échographie, mais aussi sur le changement de sonde, la segmentation et la mise en correspondance du bassin.
La procédure réduit aussi considérablement le volume de coupes de scanographie, et permet d'envisager un examen plus précis, avec une distance inter-coupes de 1 mm.

V.3 Métastases cérébrales non opérables

Six patients, présentant des métastases non opérables, ont participé aux tests de repositionnement par numérisation du visage. Pour les cinq premiers, il s'agissait de vérifier la faisabilité et la précision de l'acquisition. Une seule acquisition a été réalisée pour chacun d'eux, dans une salle de simulation.
La salle de simulation ne permettant pas d'évaluer avec précision le repositionnement, le capteur a été installé dans une salle de traitement. L'installation d'un patient a été contrôlée durant quatre jours consécutifs avec ce système, de façon passive, sans repositionnement.

V.3.1 Données médicales

Les métastases sont des tumeurs issues de la dissémination dans l'organisme du cancer primitif. En ce qui concerne les métastases du cerveau, le traitement consiste généralement en une irradiation de l'ensemble de l'encéphale, sur 10 séances. Un complément de 5 séances peut ensuite être fait directement sur la métastase. Le repositionnement par capteur de surface est évalué sur ce traitement complémentaire. La balistique d'irradiation dépend de la localisation de la tumeur. La répartition la plus classique comprend quatre champs à 0°, 90°, 180° et 270°, complété éventuellement par un cinquième champ entrant par le sommet du crâne (vertex). La tête du patient est placée en hypo-flexion et immobilisé par un masque en Orphit. Le patient a un examen scanner, et une étude dosimétrique 3D est réalisée pour déterminer l'isocentre et la balistique de traitement.

V.3.2 En salle de simulation

La partie de la procédure précédant le traitement comprend les étapes décrites dans le premier chapitre. Le masque de contention, en Orphit, est découpé pour dégager le visage. Une bande sombre de quelques centimètres entoure la découpe (Figure V.20). La réalisation du masque doit prendre en compte cette découpe et mouler à la fois le haut de la tête et le menton, pour garder une surface d'immobilisation suffisante.
Les trois premiers patients ont été repositionnés à l'aide du capteur de surface. Le patient n'est pas positionné par rapport aux marques de la simulation pré-dosimétriques. Il est installé dans le champ optique du système et une acquisition du visage est réalisée. Les corrections en translation fournies par la mise en correspondance sont appliquées à la table. Les radiographies correspondant aux champs déterminés par la dosimétrie sont réalisées et comparées avec les données de la dosimétrie. Les deux derniers repositionnements ont été estimés correctes par rapport aux radiographies.
Les deux patients suivants ont eu un examen scanner allant de la base du nez au sommet du crâne. Un contrôle réalisé à la fois en 3D3D et3D2D a été testé.
Des R3D de référence ont été réalisées pour le visage, l'extérieur et l'intérieur de la boite crânienne. Le patient est repositionné toujours de la même manière. La mise en correspondance est réalisée sur le visage (3D/3D) et sur les modèles externe et interne de crâne (3D/2D). Les résultats sont difficilement évaluables. Les différences entre les deux repositonnement sont de plusieurs mm et de plusieurs degrés.
Le repositionnement 3D/2D n'a pas donné de résultats satisfaisants, du fait de l'écart important entre la position réelle et la position attendue.

V.3.2.1 Bilan des essais en salle de simulation

Si ces essais ont peu apporté du point de vue de l'évaluation de la précision du repositionnement du patient. Ils ont permis de mettre en évidence les problèmes liés à l'installation du capteur et à la position du patient, et au temps de traitement des données.

Il est important de placer le visage à la bonne distance focale du projecteur et de la caméra (Figure V.19). La distance de focalisation du projecteur (netteté de la trame) est réglé par rapport au bloc de calibrage extrinsèque, placé d'une manière unique par rapport à l'isocentre. La distance de focalisation de la caméra est réglée par rapport au bloc de calibrage intrinsèque, avec un grossissement maximum, pour obtenir la plus grande précision possible. Lors des essais en salle de simulation, la position du visage du patient est centré par rapport au champ de vision de la caméra. La table est réglée pour placer la surface à numériser à la bonne hauteur, sans tenir compte de l'isocentre.

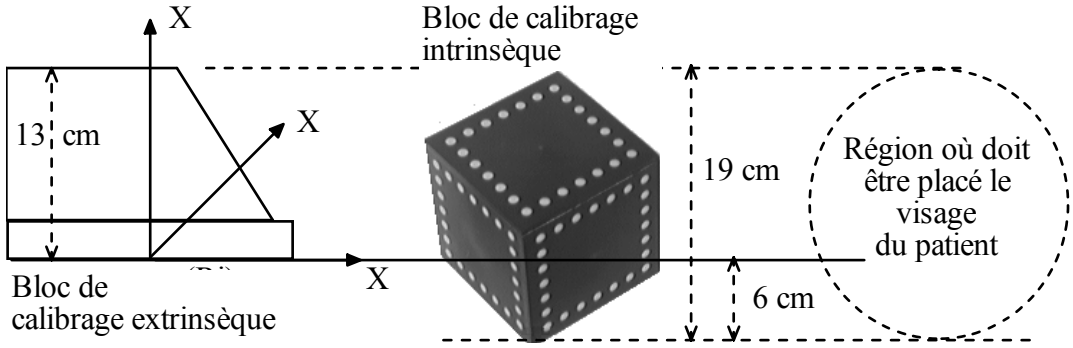


Figure V.19 Placement optimisé de la surface à numériser

En traitement de routine, si le patient est positionné à peu près sur l'isocentre avant le contrôle, le visage peut se retrouver au dessus de la zone de focalisation, dans le cas de tumeurs très postérieures. Ce problème doit être pris en compte pour chaque patient, et la table ramenée à une hauteur adéquate. Si ce décalage est important (plusieurs cm), il faut initialiser la procédure de mise en correspondance avec cette correction de hauteur.

La salle de simulation utilisée ne permet pas des déplacement précis de la table, ni sa rotation isocentrique complète. Une évaluation dans de bonnes conditions nécessite une salle plus adaptée, et une fixation plus fiable du système. Le système a pu être installé au plafond d'une salle de traitement.
De plus, compte tenu des bons résultats obtenus sur mannequin, une alternative pour une évaluation précise de cette procédure de repositionnement consiste à l'appliquer à des patient immobilisés par un système fiable de contention, comme le cadre stéréotaxique.

V.3.3 Essai en salle de traitement

A ce stade, il est nécessaire de se poser le problème du contrôle du repositionnement lui-même. Il n'a pas été envisagé d'imposer aux patients des implants crâniens, et la précision du repositionnement ne peut être évaluée que de trois façons :

1. Se fier aux tests sur mannequin, et contrôler la fiabilité des résultats à partir des informations de la mise en correspondance (erreur moyenne, nombre de points éliminés, estimation visuelle).

2. Utiliser un système de contrôle redondant et dont la précision a été confirmée (PID).
3. Utiliser un système de contention de type stéréotaxique. L'installation des patients nécessitant ce type de contention peut être contrôlée avec le capteur de surface. Le résultat du repositionnement devant être alors nul en translation et en rotation.

Il nous semble important de ne pas se contenter des résultats sur mannequin, et de les conforter par des résultats sur des patients, avec une estimation correcte de la précision.
La deuxième solution a montré pour l'instant ses limites avec une structure osseuse comme la boite crânienne.
Il reste la troisième solution. Des traitements stéréotaxiques sont réalisés depuis quelques années dans la salle de traitement qui accueille le système de contrôle. En attendant le prochain patient ayant ce type de traitement, des tests sont réalisés pour évaluer la faisabilité de la procédure en routine et la corrélation entre les résultats de la mise en correspondance et les différences d'installation du patient.

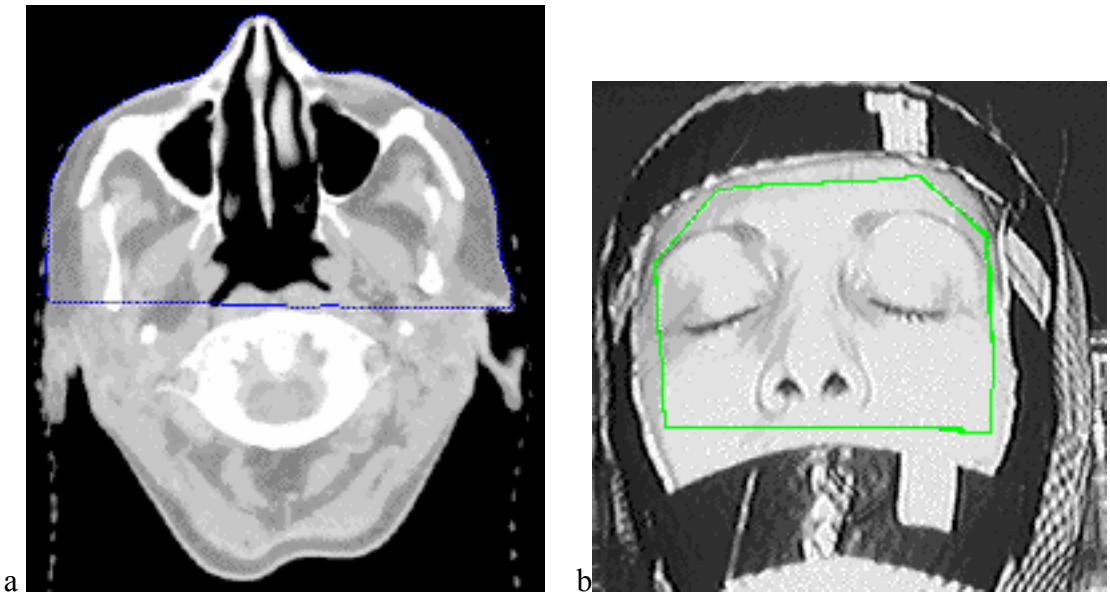
Pour l'instant, un seul patient, sans cadre stéréotaxique, a été sollicité pour participer à un essai de contrôle journalier, sur une durée de quatre jours. Il a été ainsi possible d'évaluer la faisabilité et la rapidité de la procédure.
Le contour segmenté du visage (Figure V.20-b) inclut le maximum du surface, comprenant obligatoirement le nez, les yeux et les parties du front et des joues non masquées par la contention.
La robustesse de la mise en correspondance est d'abord évaluée par rapport aux mêmes données de contrôle (premier jour), en faisant varier la surface segmenté et la distance initiale séparant les deux volumes à mettre en correspondance. Les résultats varient sur une fourchette de ± 0,3 mm et ± 0,3°.

Les quatre acquisitions montrent des variations de plusieurs mm et de plusieurs degrés (Tableau V.2). Ces variations correspondent à de légères différences d'installation mises en évidence Figure V.22.

résult. / Jour	Transv. mm	Longit. mm	Vertic. mm	Phi degrés	Teta degrés	Psi degrés	Ps points	Pt points	rms mm
1	-2,4	-1,6	0,5	-2,2	-0,7	2,1	424	7710	0,58
2	1,3	-4,6	0,3	-0,7	3,0	1,1	388	7716	0,55
3	-2,3	3,3	-0,3	-3,8	1,9	1	520	7709	0,58
4	0	-4,1	1,4	-1,1	0,8	1,6	451	7710	0,58
Moy	-0,9	-1,8	+0,5	-1,8	+1,3	+1,5	446	7711	0,57
min	-2,4	-4,6	-0,3	-3,8	-0,7	+1	388	7709	0,55
max	+1,3	+3,3	+1,4	-0,7	+3	+2,1	520	7716	0,58

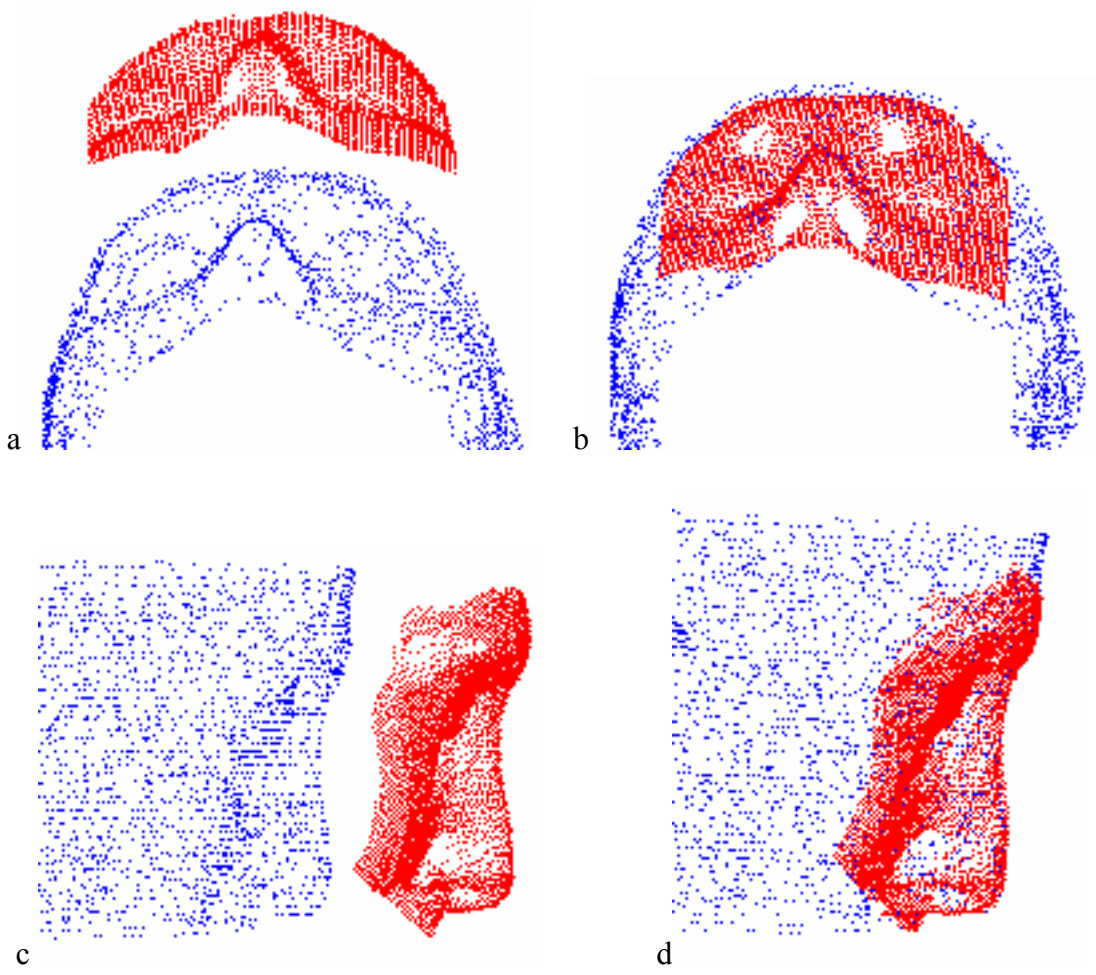
Tableau V.2 Résultats de la mise en correspondance

Pour cette étude, la même segmentation a été appliquée aux quatre acquisitions. Les valeurs résiduelles (rms) sont faibles, < 0,6 mm. Les points éloignés de plus de 2 mm après la première série d'itérations sont supprimés. Les résultats montrent que moins de 6% des points de contrôle se trouve à plus de 2 mm du volume de référence après la première boucle d'itérations (Tableau V.2: Ps = points éliminés, par rapport à Pt = points initiaux).



a b

Figure V.20 Segmentation images de référence et de contrôle



a b c d

Figure V.21 Mise en correspondance du visage

Ce résultat montre que la mise en correspondance de données acquises et segmentées différemment (scanneur, capteur de surface) est bonne, avec 94% des points de la surface de contrôle à moins de 2 mm de la surface de référence, lorsque les deux surfaces sont fusionnées.
En mettant la limite à 1 mm, 60% des points sont éliminés, les résultats en translation et en rotation restant dans la fourchette de 0,3 mm et 0,3°.

result. / jour	Transv. mm	Longit. mm	Vertic. mm	Phi degrés	Teta degrés	Psi degrés	Ps points	Pt points	rms mm
1-1	0	0	0	-0	0	0	5	7530	0,33
1-2	3,4	-3,8	0,2	1,7	3,3	-0,9	87	7536	0,46
1-3	0,4	3,6	-0,6	-1,3	2,6	-0,8	155	7529	0,44
1-4	2,6	-3,5	0,8	1,6	1,7	-0,7	51	7528	0,44

Tableau V.3 Mise en correspondance par rapport au premier jour

Pour vérifier la fiabilité de la mise en correspondance, les données de contrôle du premier jour ont été utilisées comme données de référence et mises en correspondance avec les données de contrôle des 3 autres jours, soit Jn - J1 avec n = 2, 3 ou 4 (Tableau V.3). Moins de 1% des points à plus de 2 mm sont éliminés après la première série d'itérations, et moins de 30% pour 1 mm. Ce résultat montre que le visage est peu déformé d'un jour à l'autre, avec 99% des points de la surface de contrôle à moins de 2 mm de la surface de référence lorsque les deux surfaces sont fusionnées. Ce facteur n'est pas négligeable, car une déformation importante du visage, sous l'effet du flash du projecteur ou de la pression du système de contention, peut fausser le résultat de la mise en correspondance.

résultats / jour	Transv. mm	Longit. mm	Vertic. mm	Phi degrés	Teta degrés	Psi degrés
J2 (*)	+0,3	+0,8	-0,4	-0,2	+0,4	-0,1
J3 (*)	-0,3	+1,3	-0,2	-0,3	0	-0,3
J4 (*)	-0,2	+1,0	+0,1	-0,5	0,2	+0,2

Tableau V.4 Différence entre les résultats des tableaux 2 et 3

Le Tableau V.4 donne les résultats de la différence pour toutes les translations et rotations entre les résultats des tableaux 3 et 4, soit :

$$(*)\ Jn = (jn - j1)_{T2} - (jn - j1)_{T3},\ \text{avec } n = 2, 3 \text{ ou } 4$$

La cohérence des résultats doit être confirmée par des valeurs nulles, si les R3D de contrôle et de référence sont toutes les deux réalisées avec la même précision. Une différence non nulle montre une imprécision (distorsion, correction d'échelle, etc.) dans leur réalisation.
Les résultats sont corrects, $\leq$ 0,5° en rotation et $\leq$ 0,4 mm en translation, à l'exception de la translation longitudinale qui montre une différence qui peut dépasser le mm dans le sens positif. Ce décalage recoupe la précision déterminée sur le mannequin, et peut s'expliquer par la précision des R3D de référence et de contrôle dans l'axe des Y :

- Coupes tout les deux mm pour l'examen pré-dosimétrique.
- 256 trames pour une images de 480 pixels de hauteur pour le capteur de surface.

L'axe des Y est aussi le plus sensible à une installation non-optimisée du matériel (écartement caméra/projecteur et distance/patient).
Sur l'axe des x, correspondant à la précision transversale sur l'image, la précision est égale au pixel. Sur l'axe des z, correspondant à la précision dans le sens vertical, la précision dépend de la position du visage par rapport à la distance de focalisation de la caméra. La distance entre l'isocentre et le visage est compris entre 100 et 130 mm, ce qui le place dans la zone de focalisation du calibrage (Figure V.19).
Enfin, il est encourageant de voir le nombre de points peu important éliminés entre deux itérations. Le visage est une région corporelles très « musclée », et une lumière blanche de forte intensite projetée sur les yeux, même fermés, entraîne nécessairement un réflexe de contraction involontaire des muscles.

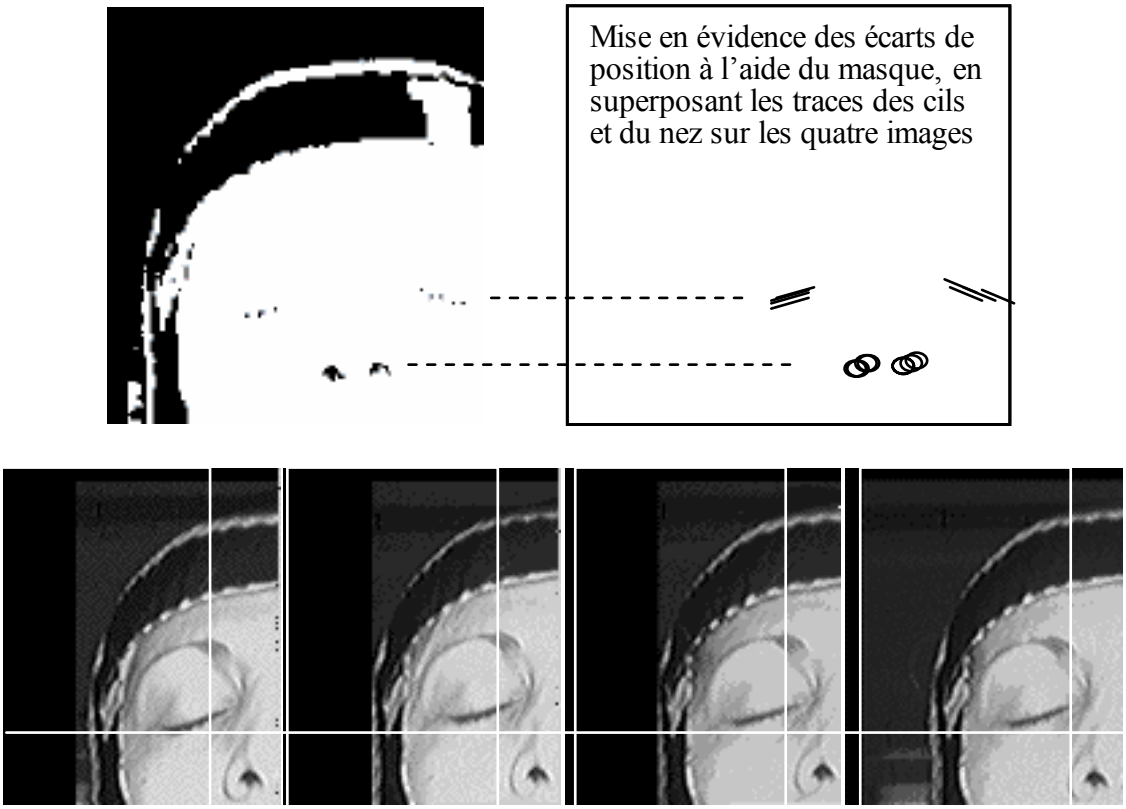


Figure V.22 Décalage du visage entre deux installations

V.3.4 Conclusion

Les tests réalisés en salle de simulation ont permis de mettre au point l'installation du matériel, les accessoires de calibrage et la procédure de repositionnement (position du patient, découpe du masque, etc.). Au niveau de l'évaluation clinique, l'environnement de simulation a montré ses limites et le matériel a été déplacé.
L'installation réalisée au plafond d'une salle de traitement montre que le système peut être facilement intégré dans un tel environnement, sans gêner les mouvements des appareils, du personnel, ni l'installation du patient.

L’essai réalisé sur une durée de quatre jours montre de façon évidente le changement de position de la tête du patient d’un jour à l’autre, malgré le masque Orphit. Il confirme la nécessité de contrôle de ce type pour des traitements de RTC.

La dernière étape de validation clinique du contrôle par capteur de surface consiste à l’appliquer à des patients ayant un cadre stéréotaxique.
Le service où se déroule cette étude a mis en place un protocole de traitement en condition stéréotaxique depuis 1996. Le protocole est appliqué aux métastases cérébrales et aux cancers de l'hypophyse. Pour le seul patient sur lequel la procédure de contrôle a été envisagée, le cadre stéréotaxique a volontairement été placé très bas pour dégager la région irradiée (hypophyse). La partie visible du visage n’a pas été jugée suffisante pour permettre une acquisition exploitable.

-

CONCLUSION

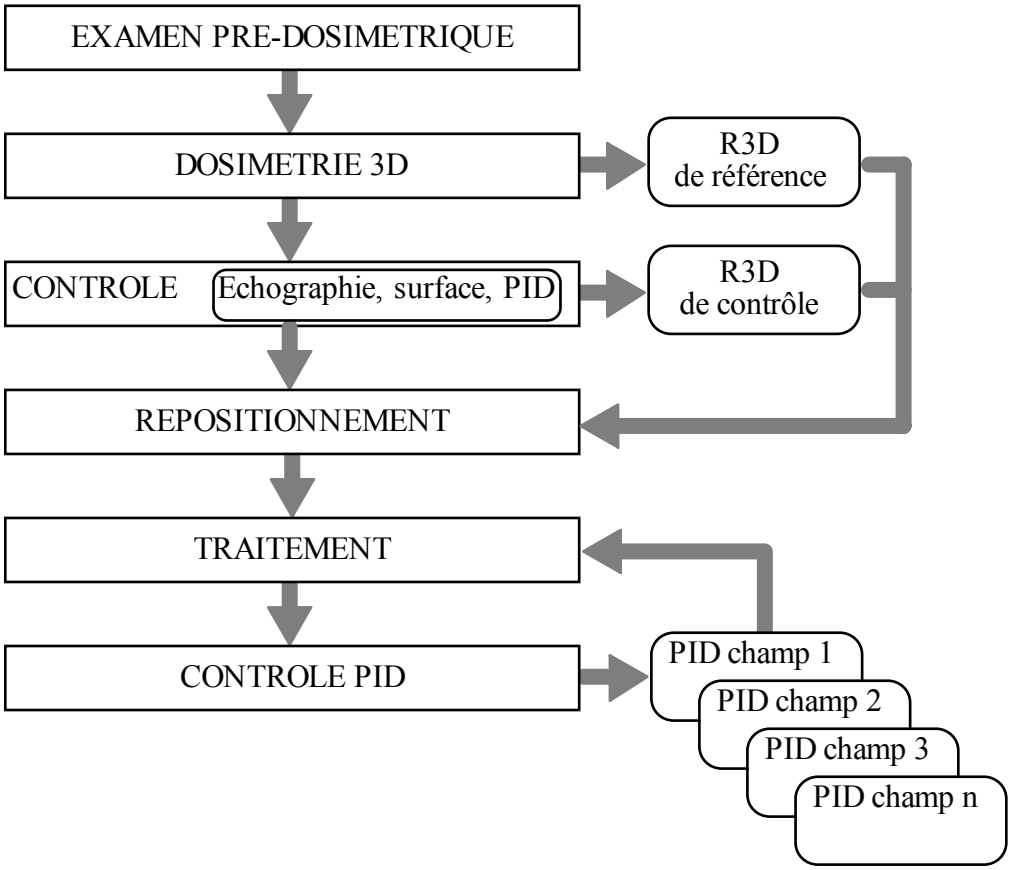
La précision des traitements de radiothérapie est améliorée par l'évolution des appareils de traitement, des accessoires de collimation et des imageurs de contrôle de l'installation. En contrepartie, la préparation nécessite plus de données et prend plus de temps. Des examens de scanographie ou IRM fournissent une information précise de l'anatomie de la région corporelle à traiter. Le radiothérapeute peut localiser et délimiter avec précision la forme de la tumeur à l'aide de logiciels de dosimétrie en 3D. Ces mêmes logiciels permettent de déterminer une balistique d'irradiation adaptée à la forme de la tumeur et optimisée pour délivrer la dose maximale au volume tumoral, et la dose minimale aux tissus sains et organes environnants. Cette radiothérapie conformationnelle nécessite :

1. soit une reproductibilité parfaite de la position du patient à chaque installation, des étapes pré-dosimétriques jusqu'à la dernière séance de son traitement, par l'intermédiaire d'un système de contention stéréotaxique ;
2. soit une détermination précise du décalage entre l'installation du jour et une installation de référence, complétée par une correction de ce décalage.

La première solution nécessite un système de contention invasif et un temps de préparation qui limite souvent le traitement à une seule séance.
La deuxième solution utilise des systèmes de contention non invasifs. Les méthodes de détermination de l'erreur d'installation, détaillées au deuxième chapitre, sont nombreuses et variées. Elles sont souvent dédiées à une localisation particulière et utilisent en général des

marqueurs radio-opaques, fixés sur le patient ou la contention (peu fiable) ou des implants fixés sur une structure osseuse ou directement dans la tumeur (invasif).
En matière de précision de traitement pour la radiothérapie conformationnelle, le radiothérapeute se trouve donc confronté à des choix au niveau de la préparation du traitement, de la contention et des systèmes de contrôle, en fonction du type et de la localisation de la tumeur.

Cette étude a tenté de démontrer qu'il est possible d'optimiser ce choix en proposant une procédure pour un repositionnement précis du patient, tout en réduisant le nombre des étapes de préparation au traitement. Cette procédure peut être complétée par une vérification champ par champ en 2D, avec le PID, de la stabilité de la position du patient pendant le traitement, et se présente ainsi :



Etapes de la procédure de repositionnement

La procédure ne nécessite pas de système de contention invasif, ni l'implantation de marqueurs radio-opaques en dehors de l'étape de validation clinique. Le repositonnement s'applique aux mouvements des appareils de traitement traditionnels. L'information utilisée pour le repositionnement est uniquement de nature anatomique (organes, surfaces corporelles ou structures osseuses). Le système de contrôle est sélectionné en fonction de trois critères dépendant du type et de la localisation de la tumeur, de manière à réaliser le repositionnement dans les meilleurs conditions de précision et de rapidité.

Le programme de mise en correspondance développé au laboratoire TIMC a permis d'évaluer la faisabilité du repositionnement par fusion d'images multi-modales en radiothérapie. Deux modes de mise en correspondance, par points et par droites de

projection ou de rétroprojection, ont été évalués, et ont montré la faisabilité d'une procédure de repositionnement en 3D mettant en jeu trois systèmes de contrôle complémentaires : l'échographie, le capteur de surface et l'imagerie par rayons X.
Le calibrage et l'exprérimentation sur des modèles artificiels ont montré qu'il était raisonnable de viser dans un premier temps une précision de l'ordre de 2 mm en translation, et de 2° en rotation.

Sur les trois systèmes de contrôle évalués, même s'ils ne l'ont pas tous été au même degré, il est possible d'estimer la fourchette de temps nécessaire au déroulement de la procédure. De l'instant ou commence l'acquisition des données de contrôle jusqu'à la fin du calcul des corrections, cela donne :

1. Capteur de surface < 5 mn
2. Système à rayons X entre 5 et 15 mn
3. Echographie entre 15mn et 30 mn.

Le capteur de surface est rapide et précis. Sa vitesse de numérisation automatique du visage peut permettre de répéter la procédure plusieurs fois sur la durée d'un traitement. Il est possible d'utiliser en association le PID, comme système de validation du repositionnement, par une acquisition classique en 2D, en début d'irradiation de chacun des champs. La caméra peut ensuite servir à surveiller un éventuel bougé du patient durant le traitement.
Le système testé peut être remplacé par un autre modèle (faisceau laser ou projection d'une grille), sans modifier la procédure de calibrage extrinsèque.

Le système de contrôle par échographie est le plus contraignant des trois systèmes présentés. Il nécessite un environnement technologique complexe, mais représente pour l'instant la seule alternative non invasive pour localiser avec précision la prostate au début de chaque séance de traitement.
Le temps nécessaire au déroulement complet de la procédure peut être réduit :

- au niveau de l'acquisition des images de contrôle, avec l'aide d'un radiologue spécialisé en échographie et un examen limité à l'acquisition des coupes de la prostate et des vésicules séminales ;
- au niveau de la segmentation qui, contrairement au capteur de surface, est pour l'instant réalisée manuellement. En exploitant les informations pré-dosimétriques, donnant la structure exacte du volume d'intérêt, et le fait qu'au traitement, la position de ce volume est proche de la position attendue, une automatisation progressive de la segmentation est envisageable, en utilisant les nouvelles approches hybrides en cours d'évaluation au laboratoire [HAMA97].

BIBLIOGRAPHIE

[ABCH93] A.B. Abche, G.S. Tsanakos, E. Micheli-Tzanakou, M. Skiadas. Determination of the number of external markers needed for multimodal 3-D image registration. Proceedings of the 15th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. San Diego, 1993.

[ADLE94] J.R. Adler, A. Schweikard, R. Tombropoulos, J.C. Latombe. Image-guided robotic radiosurgery. First Int. Symposium. of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. Pittsburg, 1994.

[ARUN87] K.S. Arun, T.S. Huang, S.D. Blostein. Least-squares fitting of two 3-D point set. IEEE Transactions PAMI. 9 (5) : 698-700 ; 1987.

[BAIN95] E. Bainville, G. Champleboux, P. Cinquin et al. Anatomical surfaces based 3D/3D and 3D/2D registration for computer assisted medical interventions. IOS Press, Medical imaging : analysis of multimodality 2D/3D images; L Beolchi & M.H. Kuhn. 1995.

[BALT92] J.M. Balter, C.A. Pelizzari, G.T.Y. Chen. Correlation of projection radiographs in radiation therapy using open curve segments and points. Med Phys, 19 (2) : 329-334 ; 1992.

[BALT93] J.M. Balter, G.T.Y. Chen, C.A. Pelizzari, et al. Online repositioning during treatment of the prostate : a study of potentials limits and gains. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 27 : 137-143 ; 1993.

[BALT95] J.M. Balter, K.L. Lam, H.M. Sandler, et al. Automated localization of the prostate at the time of treatment using implanted radiopaque markers: technical feasibility. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 33 (5) : 1281-1286 ; 1995.

[BARB93] C. Barbe, J. Troccaz, B. Mazier, S. Lavallée. Using 2.5D echography in computer assisted spine surgery. Proceedings of the 15th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. San Diego, 1993.

[BARO96] G. Baroni, G. Ferrigno, A. Pedotti. Optoelectronic techniques for patient repositioning in radiotherapy. Technology and Health Care, 3 : 251-262 ; 1996.

[BEAR96] C.J. Beard, P. Kijewski, M. Bussière et al. Analysis of prostate and seminal vesicle motion : implications for treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 34 (2) : 451-458 ; 1996.

[BENT95] G.C. Bentel, L.B. Marks, G.W. Sherouse, D.P. Spencer M.S. Anscher. The effectiveness of immobilization during prostate irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 31 : 143-148 ; 1995.

[BERR91] J. A. Berry, J. E. Aldrich. Surface topography for patient repositioning. Med Dosim, 16 : 71-77 ; 1991.

[BIJH91] J. Bijhold, K.G.A. Gilhuijs, M. Van Herk, H. Meertens. Radiation field edge detection in portal images. Phys Med Biol, 12 : 1705-1710 ; 1991.

[BIJH92] J. Bijhold, J.V. Lebesque, A.A.M. Hart , R.E. Vijlbrief. Maximizing setup accuracy using portal images as applied to a conformal boost technique for prostatic cancer. Radiother Oncol, 24 : 261-271; 1992.

[BOLL95a] M. Bolla, E. Berland, A. Dusserre, JY. Giraud, P. Vassal, P. Cinquin, J. Troccaz. Radiothérapie conformative tridimensionnelle. Définition et procédure. Bull Cancer, 82 : 586-591 ; 1995.

[BOLL95b] M. Bolla, P. Cinquin, J. Troccaz, P. Vassal et al. Procédure de la radiothérapie conformative tridimensionnelle et mise en correspondance des données pré- et per-radiothérapiques. Bul Cancer, 82 (5) : 586-591; 1995.

[BRID96] A. Bridier, A. Beaudré. La dosimétrie en trois dimensions : réalités et perpectives. Bull Cancer/Radiother, 83 : 345-354 ; 1996.

[BRUN92] L. Brunie. Fusion d'images médicales multimodales : application à l'étude tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Thèse de l'Université Joseph Fourier, Grenoble, 1992.

[BRUN93] L. Brunie, S. Lavallée, J. Troccaz, P. Cinquin, M. Bolla. Pre- and intra-irradiation multimodal image registration : principles and first experiments.
Radiother Oncol, 29 : 244-252 ; 1993.

[CARR95] C. Carrie, C. Ginestet, P. Bey, P. Aletti, C. Haie-Meder, E. Briot et al. Radiothérapie conformationnelle. Bull Cancer, 82 : 325-330 ; 1995.

[CHAM91] G. Champleboux. Utilisation de fonctions splines pour la mise au point d'un capteur tridimensionnel sans contact. Thèse de l'Université Joseph Fourier, Grenoble, 1991.

[CHAM92] G. Champleboux, S. Lavallée, R. Szeliski, L. Brunie. From accurate range imaging sensor calibration to accurate model-based 3-D object localization. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Champaign, 1992.

[CUCH95] E. Cuchet, J. Knoplioch, D. Dormont, C. Marsault. Registration in neurosurgery and neuroradiotherapy applications. International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. Baltimore, 16-23 ; 1995.

[CUCH96] E. Cuchet. Stéréotaxie sans cadre, application à la chirurgie et à la radiothérapie. Thèse de l'Université Paris 6, 1996.

[DONG95] L. Dong, A.L. Boyer. An image correlation procedure for digitally reconstructed radiographs and electronic portal images. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 33 : 1053-1060 ; 1995.

[DUNS93] P.B. Dunscombe, K. Fox, S. Loose, K. Leszczynski. The investigation and rectification of field placement errors in the delivery of complex head and neck fields. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 26 : 155-161; 1993.

[EZZ91] A. Ezz, P. Munro, A.T. Porter et al. Daily monitoring and correction of radiation field placement using a video-based portal imaging system : a pilot study. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 22 : 159-165 ; 1991.

[EHAR95] K. Ehara, N. Tamaki, T. Sakaguchi et al. Development of a new 3-dimensional dose planing software and C-arm multi-axis stereotactic lineac radiosurgery system. 2nd International Symposium on Computer Aided Surgery, 60-61, 1995.

[FERR95] R. Ferrand, S. Delacroix, C. Nauraye et al. Positionnement de précision en protonthérapie. XXXIV^{ème} Congrès de la Société Française des Physiciens d'Hopital. Strasbourg, 1995.

[FLET73] G.H. Fletcher. Textbook of radiotherapy. Philadelphia : Lea & Febiger, 1963.

[GALL93] K. P. Gall and L.J. Verhey. Computer-assisted positioning of radiotherapy patients using implanted diopaque fiducials. Med Phys, 20 (4) : 1153-1159 ; 1993.

[GAYE93] A. A. H. Ben Gayed, A. Bel, R. Vijlbrief et al. Time trend of patient setup deviations during pelvic irradiation using electronic portal imaging. Radiother Oncol, 26 : 162-171; 1993.

[GILH93a] K.G.A. Gilhuijs, M. Van Herk. Automatic on-line inspection of patient setup in radiation therapy using digital portal images. Med Phys, 20 : 657-677 ; 1993.

[GILH93b] K.G.A. Gilhuijs, A.A.H. El-Gayed, M. Van Herk, R.E. Vijlbrief. An algorithm for automatic analysis of portal images : clinical evaluation for prostate treatments. Radiother Oncol, 29 : 261-268 ; 1993.

[GILH95] K. G.A. Gilhuijs. Automated verification of radiation treatment geometry : reconstruction of patient setup in two and three dimensions using portal images. Thesis of Netherlands Cancer Institute. Amsterdam, 1995.

[GILH96a] K.G.H. Gilhuijs, K. Drukker, A. Touw, P.J.H. Van De Ven, M. Van Herk. Interactive three-dimensional inspection of patient setup in radiation therapy using digital portal images and computed tomography data. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 34 : 873-885 ; 1996.

[GILH96b] K.G.H. Gilhuijs, K. Drukker, A. Touw, P.J.H. Van De Ven, M. Van Herk. Automatic three-dimensional inspection of patient setup in radiation therapy using portal images, simulator images, and computed tomography data. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 34 : 873-885 ; 1996.

[GIRA96] JY. Giraud, A. Dusserre, E. Berland, H. Kolodié, F. Vincent, C. Vrousos. Enquête sur l'utilisation des moules de contention dans la région Centre-Rhône-Alpes. Bull. Cancer/Radiother, 83 : 164-167 ; 1996.

[GRAH91] M.L. Graham., A.Y. Cheng, L.Y. Geer, W.R. Binns, M.W. Vannier, J.W. Wong. A method to analyze 2-dimensional daily radiotherapy portal images from an on-line fiber-optic imaging system. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 20 : 613-619 ; 1991.

[GRIF91] S.E. Griffiths, G.G.Khoury, A. Eddy. Quality control of radiotherapy during pelvic irradiation. Radiother Oncol, 20 : 203-206 ; 1991.

[GRUS94] E. Grusell, A. Montelius, K.R. Russell et al. Patient positioning for fractionated precision radiation treatment of targets in the head using fiducial markers. Radiother Oncol, 33 : 67-72 ; 1994.

[HAKE91] R.K. Ten Haken, J.D. Forman, D.K. Heimburger et al. Treatment planning issues related to prostate movement in response to differential filling of the rectum and bladder. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 20 : 1317-1324 ; 1991.

[HAMA97] M. A. Hamadeh. Une approche unifiée pour la segmentation et mise en correspondance 3D/2D d'images multi-modales. Thèse de l'I.N.P.G. Grenoble, 1997.

[HAMI96] R.J. Hamilton, F.T. Kuchnir, C.A. Pelizzari, P.J. Sweeney. Repositioning accuracy of a noninvasive head fixation system for stereotactic radiotherapy. Med Phys, 23 (11) : 1909-1917 ; 1996.

[HANL95] J. Hanley, G.S. Mageras, J. Sun et al. The effects of out-of-plane rotations on two dimensional portal image registration in conformal radiotherapy of the prostate. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 33 (5) : 1331-1343 ; 1995.

[HERK94] M. Van Herk, HM Kooy. Optimisation of parameters of an automatic three-dimensional correlation method for CT, MRI and SPECT images. XIth Int Conf on the Use of Computers in Radiation Therapy. Manchester, 1994.

[HERK95] M. van Herk, A. Bruce, A.P. Guus Kroes et al. Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimensional image registration. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 33 (5) : 1311-1320 ; 1995.

[HOLU91] E.J. Holupka, H.M. Kooy. A geometric algorithm for medical image correlations. Med Phys, 19 (2) : 433-438 ; 1991.

[HOLU96] E.J. Holupka, I.D. Kaplan, E.C. Burdette, G.K. Svensson. Ultrasound image fusion for external beam radiotherapy for prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 35 : 975-984 ; 1996.

[HUNT93] M.A. Hunt, G.J. Kutcher, C. Burman, and al. The effect of setup uncertainties on the treatment of nasopharynx cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 27 : 437-447 ; 1993.

[HUIZ88] H. Huizenga, P.C. Levendag, P.M.Z.R. De Porre, A.G. Visser. Accurancy in radiation field alignement in head and neck cancer: A prospective study. Radiother Oncol, 11 : 181-187 ; 1988.

[ICRU93] Report 50 : prescribing, recording and reporting photon beam therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.

[JONE91] S.M. Jones and A.L. Boyer. Investigation of an FFT-based correlation technique for verification of radiation treatment setup. Med Phys, 18 (6) : 1116-1125 ; 1991.

[KESS91] M.L. Kessler, S. Pitluck, P. Petti, J.R. Castro. Integration of multimodality imaging data for radiotherapy treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 21 : 1653-1667 ; 1991.

[LAM93] K. L. Lam, R.K. Ten Haken, D.L. McShan, A.F. Thornton. Automated determination of patient setup errors in radiation therapy using spherical radio-opaque markers. Med Phys, 20 : 1145-1152 ; 1993

[LAPP97] C. Lappe, M. Braun, S. Helfert et al. Computer-controlled noninvasive patient positioning in fractionated radiotherapy -A videogrammetric system for automatic patient setup, fast detection of patient motion and online correction of target point misalignment during therapy. CVRMed and MRCAS. Grenoble, 1997.

[LAVA91] S. Lavallée, R. Szliski, L. Brunie. Matching 3-D smooth surfaces with their 2-D projections using 3-D distance maps. SPIE, Geometric Methods in Computer Vision. San Diego, 1570 : 322-336 ; 1991.

[LEE80] D.J. Lee, S. Leibel, R. Shiels et al. The value of ultrasonic imaging and CT sanning in planning the radiotherapy for prostatic carcinoma. Cancer, 45 (4) : 724-727 ; 1980.

[LEIB91] S.A. Leibel, C. Clifton Ling, G.J. Kutcher, R. Mohan, C. Cordon-Cordo, Z. Fuks. The biological basis for conformal three-dimensional radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 21 : 805-811 ; 1991.

[LESC94] J. Lescrainier. Imagerie de contrôle en temps réel en radiothérapie. Bull Cancer/Radiother, 81 : 292-298 ; 1994.

[MARI93] G. Marinello, J. P. Le Bourgeois. Collimateurs asymétriques et multilames : bases physiques et applications cliniques. Bull Cancer/Radiother, 80 : 307-316 ; 1993.

[MAZA96] A. Mazal, S. Delacroix, J. Arianer et al. La protonthérapie : bases physiques et technologiques. Bull Cancer/Radiother, 83 : 230-246 ; 1996.

[MAZI92] B. Mazier. Mise en correspondance d'images médicales multimodales appliquée à la visée pédiculaire assistée par ordinateur. Thèse de l'Université Joseph Fourier. Grenoble, 1992.

[MAZE92] J. J. Mazeron, T. Locoche, A. Maugis Techniques d'irradiation des cancers. Paris : Vigot, 1992.

[MILL91] R.W. Miller, A.A. Raubitschek, F.S. Harrington et al. Isocentric chair for the simulation and treatment of radiation therapy patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 21 : 469-473 ; 1991.

[MENG94] Y. Menguy, Ph. Cinquin, N. Laieb, J. Troccaz, M. Bolla, P. Vassal et al. Optimisation in conformal therapy for prostatic cancer. XIth Int. Conf. on the use of Computer in Radiation Therapy. Manchester, 1994.

[MENG96] Y. Menguy. Optimisation quadratique et géométrique de problèmes de dosimétrie inverse. Thèse de l'Université Joseph Fourier. Grenoble, 1996.

[MENK94] M. Menke, F. Hirschfeld, T. Mack et al. Photogrammetric accuracy measurements of head holder systems used for fractionated radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 29 (5) : 1147-1155 ; 1994.

[MOSE94] J. Moseley, P. Munro. A semiautomatic method for registration of portal images. Med Phys, 21(4) : 551-558 ; 1994.

[NARA97] V. Narayana, P.L. Roberson, R.J. Winfield, P.W. McLaughlin. Impact of ultrasound and computed tomography prostate volume registration on evaluation of permanent prostate implants. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 39 (2) : 341-346 ; 1997.

[NFEN97] Comité Européen de Normalisation Electrotechnique. Appareils utilisés en radiothérapie : coordonnées, mouvements et échelles. Norme Française, Norme Européenne 61217. CENELEC. Bruxelles, 1997.

[NEVE92] W. De Neve, F. Van den Heuvel, M. De Beukeleer et al. Routine clinical on-line portal imaging followed by immediate field adjustment using a telecontrolled patient couch. Radiother Oncol, 24 : 45-54 ; 1992.

[NIEL95] C. Niël, J. Van Santvoort, J. Van Sörnsen-de Koste et al. Simulation accuracy in radiotherapy for maxillary sinus tumors. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 32 : 3 : 815-821 ; 1995.

[NIEW88] M. Niewald, W. Lehmann, U. Uhlmann, K. Schnabel, H.K. Leetz. Plastic material used to optimize radiotherapy of head and neck tumors and the mammary carcinoma. Radiother Oncol, 11 : 55-63 ; 1988.

[NOEL94] A. Noel, P. Aletti, P. Bey, et al. Détection d'erreur par dosimétrie in vivo. Bull Cancer/Radiother, 81: 463-464 ; 1994.

[NOEL97] G. Noel, T. Sarrazin, X. Mirabel, B. Prevost. Utilisation d'un système d'imagerie en temps réel dans le contrôle quotidien de patients traités par irradiation pour un cancer thoracique. Cancer/Radiother, 1 : 249-257 ; 1997.

[PERI93] O. Péria, S. Lavallée, G. Champleboux, A.F. Joubert, J.F. Lebas, P. Cinquin. Millimetric registration of SPECT and MR images of the brain without headholders. IEEE : Engineering Medecine Biology Society. San Diego, 1993

[PERI96] O. Péria. Fusion d'images morphologiques et fonctionnelles par l'utilisation d'un capteur intermédiaire. Thèse de l'Université Joseph Fourier. Grenoble, 1996

[PIOM95] C. Piombo, J.L. Petit, J.L. Lagrange, A. Costa. Application de la vision artificielle au contrôle d'immobilité des patients en radiothérapie externe. XXXIV Congrès de la Société des Physiciens d'Hopital. Strasbourg, 1995.

[PRES92] W.H. Press, S.A. Teukolsky, W.T. Vetterling, B.P. Falannery. Numerical recipies in C : the art of scientific computing. Second edition. London : Cambridge University Press, 1992.

[RABI85] I. Rabinowitz, J. Broomberg, M. Goitein, K. McCarthy, J. Leong. Accuracy of radiation field alignment in clinical practice. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 11 : 1857-1867 ; 1985.

[RADC94] T. Radcliffe, R. Rajapakshe, S. Shalev. Pseudocorrelation : a fast robust, absolute, grey-level image alignment algorithm. Med Phys, 21 (6) : 761-769 ; 1994.

[ROSE92] S.J. Rosenthal, J.M. Galvin, J.W. Goldwein et al. Improved methods for determination of variability in patient positioning for radiation therapy using simulation and serial portal film measurements. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 23 : 621-625 ; 1992.

[ROSE93] S.J. Rosenthal, M. Roach III, B. J. Goldsmith et al. Immobilization improves the reproducibility of patient positioning during six-field conformal radiation therapy for prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 27 : 921-926 ; 1993.

[ROSE95] S.J. Rosenthal, K.P. Gall, M. Jackson, A.F. Thornton. A precision cranial immobilization system for conformal stereotactic fractionated radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 33 : 1239-1245 ; 1995.

[RUDA94] V. Rudat, M. Flentje, D. Oetzel et al. Influence of the positioning error on 3D conformal dose distributions during fractionated radiotherapy. Radiother Oncol, 33 : 56-63 ; 1994.

[SAND93] H.M. Sandler, R.L. Bree, P.W. McLaughlin et al. Localization of the prostatic apex for radiation therapy using implanted markers. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 27 : 919-919 ; 1993.

[SATO87] K. Sato, S. Inokuchi. Range-imaging system utilizing nematic liquid crystal mask. Proc. International Conference on Computer Vision. London, 657-667 : 1987.

[SCHE96] J.E. Schewe, J.M. Balter, K. L. Lam, R.K.Ten Haken. Measurement of patient setup errors using port films and a computer-aided graphical alignment tool. Med Dosim, 21 : 97-104 ; 1996.

[SCHL97] M. Schlienger, D. Lefkopoulos, O. Missir. Radiothérapie en conditions stéréotaxiques par accélérateur linéaire. Compte rendu du second Linac Radiosurgery Meeting. Cancer/Radiother, 1 : 354-360 ; 1997.

[SCHW97] A. Schweikard, J.R. Adler. Robotic radiosurgery with noncylindrical colimators. Computer Aided Surg, 2 : 124-134 ; 1997.

[SFPH96] Société Française des Physiciens d'Hôpital. Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle. Rapport S.F.P.H. n° 13. Institut Curie, Paris, 1996.

[SHER90] G.W. Sherouse, K. Novins, E.L.Chaney. Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 18 : 651-658 ; 1990.

[SOFF91] E.M. Soffen, G. E. Hanks, C.C. Hwang, J.C.H. Chu. Conformal static field therapy for low volume low grade prostate cancer with rigid immobilization. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 20 : 141-146 ; 1991.

[SONG96] P.Y. Song, M. Washington, F. Vaida et al. A comparison of four patient immobilization devices in the treatment of prostate cancer patients with three dimensional conformal radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 34 : 213-219 ; 1996.

[SUN94] Y.N. Sun, J.S. Lee, J.C. Chang, W.J. Yao. Three-dimensional reconstruction of kidney from ultrasonic images. IEEE Workshop on Biomedical and Image Analysis. Seattle, 1994.

[THOR91] A.F. Thornton, R.K.Ten Haken, A.Gerhardsson, M. Correl. Three-dimensional motion analysis of an improved head immobilization system for simulation, CT, MRI, and PET imaging. Radiother Oncol, 20 : 224-228 ; 1991.

[TING96] A. Tinger, J. M. Michalsky, W. R Bosch et al. An analysis of intratreatment and intertreatment displacements in pelvic radiotherapy using electronic portal imaging. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 34 (3) : 683-690 ; 1996.

[TOUB94] E. Touboul, D. Lefkopoulos. Radiothérapie de conformation tridimensionnelle. Bull Cancer/Radiother, 81 : 7-21 ; 1994.

[TROC93] J. Troccaz, Y. Menguy, M. Bolla, P. Cinquin, P. Vassal et al. Conformal external radiotherapy of prostatic carcinoma : requirements and experimental results. Radiother Oncol, 29 : 176-183 ; 1993.

[TROC94] J. Troccaz, N. Laieb, P. Vassal, Y. Menguy, P. Cinquin, M. Bolla, J.Y. Giraud. Patient set-up optimization for external conformal radiotherapy. First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. Pittsburgh, 1994.

[TROC95] J. Troccaz, N. Laieb, G. Champleboux, P. Cinquin, M. Bolla, P. Vassal. Mise en correspondance de données pré et per-radiothérapiques. Bull Cancer/Radiother, 82 : 242-249 ; 1995.

[TROU95] R. Trouette, L. Récaldini, G. Beaumont et al. Utilisation en routine du Portal Imaging électronique. Vérification de mise en place de 2 champs pelviens successifs. Bull Cancer/Radiother, 82 : 20-27 ; 1995.

[TUBI63] M. Tubiana, J. Dutreix, A. dutreix, P. jockey. Bases physiques de la radiothérapie et de la radiobiologie. Paris : Masson, 1973.

[UMEY91] S. Umeyama. Least-squares estimation of transformation parameters between two points patterns. IEEE Transactions PAMI, 13 (4) : 376-380 ; 1991.

[VASS93] P. Vassal. Fusion d'images multi-modales pour la radiothérapie. Mémoire d'ingénieur en Informatique du Conservatoire National des Arts et Métiers. Grenoble, 1993.

[VASS95-a] P. Vassal, M. Bolla, A. Dusserre, J.Y. Giraud, J. Troccaz, P. Cinquin et al. Logiciel de repositionnement du patient avant traitement. XXXIV^{e} Congrès de la Société Française des Physiciens d'Hôpital. Strasbourg, 1995.

[VASS95-b] P. Vassal, N. Laieb, J. Troccaz, Y. Menguy, P. Cinquin, M. Bolla. Image guided accurate set-up of patients in radiotherapy. Proceedings of the International Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnostic and Therapy. Berlin, 1077-1088 ; 1995.

P. Vassal, J. Troccaz, N. Laieb, P. Cinquin, M. Bolla, E. Berland. Introducing computer vision sensors in radiotherapy for accurate dose delivery. International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. Baltimore, 16-23 ; 1995.

[VERH82] L.J. Verhey, M. Goitein, P. Mcnulty, J.E. Munzenrider, H.D. Suit. Precise positioning of patients for radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 8 : 289-294 ; 1982.

[WASS93] R. Wasserman, J.C. Rajapakse, R. Acharya. Multimodality medical imaging for radiotherapy treatment planning. IEEE - Workshop on Biomedical Image Analysis. Seattle, 1994.

[WEBB93] S. Webb. The physics of three-dimensional radiation therapy : conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning. Bristol : IOP Publishing, 1993.