

Evaluation d'un système de détection surfacique 'Kinect V2' dans différentes applications médicales

Souha Nazir

► To cite this version:

Souha Nazir. Evaluation d'un système de détection surfacique 'Kinect V2' dans différentes applications médicales. Imagerie. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2018. Français. NNT: 2018BRES0101 . tel-03510314

HAL Id: tel-03510314 https://theses.hal.science/tel-03510314

Submitted on 4 Jan 2022

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.

UNIVERSITE BIOLOGIE BRETAGNE SANTE LOIRE



THESE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE Comue Universite Bretagne Loire

ECOLE DOCTORALE N° 605 Biologie Santé Spécialité : « Analyse et Traitement de l'Information et des Images »

Par Souha NAZIR

« Evaluation d'un système de détection surfacique 'Kinect V2' dans différentes applications médicales »

Thèse présentée et soutenue à Brest le 18 décembre 2018 Unité de recherche : LaTIM U1101

Rapporteurs avant soutenance :

Frédéric LAMARE Ingénieur de recherche, CHU de Bordeaux

George KONTAXAKIS Professeur université polytechnique de Madrid

Composition du Jury :

Président :	Dimitris VISVIKIS	Directeur de recherche, INSERM Brest
	Frédéric LAMARE	Ingénieur de recherche, CHU de Bordeaux
	George KONTAXAKIS	Professeur université polytechnique de Madric
	Erwan L'HER	Professeur, CHRU Brest
	Ulrike SCHICK	Docteur cancérologue, CHRU Morvan
Directeur de the	èse : Hadi FAYAD	Physicien HDR. HMC Qatar

Remerciements

Tout d'abord, je voudrais remercier le LaTIM de m'avoir accueillie pendant ces trois ans et je remercie Brest métropole qui ont cofinancé cette thèse.

Je voudrais exprimer ma reconnaissance à M. Dimitris Visvikis pour m'avoir donné l'opportunité de rejoindre son équipe de recherche. Merci pour tous les conseils judicieux et avisés.

Merci à mon directeur de thèse Hadi Fayad pour la confiance qu'il m'a accordée. Je suis reconnaissante de son aide, ses encouragements et ses idées qui ont grandement contribué à la réalisation de la thèse.

Je souhaite exprimer ma gratitude aux membres de mon jury de thèse, d'avoir accepté d'évaluer ce travail, particulièrement M. George Kontaxakis et M. Fréderic Lamare qui ont examiné mon travail de thèse.

Je remercie infiniment Julien Bert et Dounia Bouzid pour leur aide et leur information précieuses. Je tiens à remercier particulièrement Marlène Gilles pour sa grande disponibilité et ses nombreux conseils surtout durant la rédaction de ma thèse.

Je voudrais aussi remercier le service de la radiothérapie pour son accueil et son aide, que ce soit pour comprendre le contexte de mon sujet de thèse, ou pour leur aide à acquérir les données nécessaires à mes études.

Merci également au service de la réanimation médicale, notamment M. Erwan l'Her et sa stagiaire Victoire Pateau de m'avoir accueillie et de m'avoir fourni les informations et les documents qui pouvaient me servir dans cette thèse.

J'ai le grand plaisir de remercier mes collègues et mes amis de m'avoir soutenue tout au long des trois années.

Finalement, je souhaiterai rendre hommage à ma famille et spécialement mon père et ma mère, tout le soutien que vous m'avez apporté m'a permis d'être là où je suis aujourd'hui. Je n'aurais jamais pu y arriver sans vous.

Table de matières

Table	des figures8
Liste d	les tableaux13
Introduc	tion14
Chapitre	Etat de l'art sur les principales caméras de profondeur17
1.	Caméras de profondeur18
1.1	Technologie de mesure de profondeur19
1.2	Systèmes commerciaux de détection surfacique22
1.3	Comparaison des caméras de profondeur28
2.	Propriétés de la caméra Kinect V229
2.1	Précision, stabilité et résolution29
2.2	Mesure du mouvement30
2.3	Nuage de points
2.4	Calibrage géométrique31
2.5	Limites liées à la technologie32
3.	Conclusion
Chapitre	2 Contexte médical
1.	La radiothérapie externe
1.1	Cancer
1.2	Traitement par radiothérapie39
1.3	Accélérateur linéaire42
1.4	Déroulement du Traitement45
1.5	Problématiques de la radiothérapie externe49
2.	La réanimation médicale60
2.1	Respiration60
2.2	Ventilation mécanique62
2.3	Réanimation

2.4	Problématique en réanimation69
3.	Conclusion71
Chapitre	2 3 Suivi du patient en radiothérapie73
1.	Description du système74
2.	Calibrage spatial75
3.	Prétraitement des données77
3.1	Données
3.2	Méthodologie de filtrage 81
3.3	Résultats
3.4	Discussion
4.	Repositionnement du patient90
4.1	Méthodologie91
4.2	Résultats96
4.3	Discussion101
5.	Conclusion104
Chapitre	24 Détection de collisions en radiothérapie105
1.	Détection de collisions106
1.1	Type du volume englobant108
1.2	Construction de l'arbre109
1.3	Mise à jour de l'arbre 110
1.4	Test d'intersection au niveau des primitives 110
2.	Méthodologie111
2.1	Système développé111
2.2	Données115
2.3	Evaluation du système116
3.	Résultats117
4.	Discussion126
5.	Conclusion128
Chapitre	2 5 Calcul des mesures ventilatoires en réanimation médicale
1.	Système d'acquisition et données131
2.	Méthodologie134

2.1	Calcul des mesures respiratoires	134
2.2	Evaluation du système	138
3.	Résultats	139
4.	Discussion	148
5.	Conclusion	151
Conclusi	on et perspectives	153
Communications		158
Références1		159

Table des figures

Figure 1.1: Principe de la lumière structurée. Image issue de (Sarbolandi et al. 2015)19
Figure 1.2: Principe des caméras ToF : Calcul du déphasage entre le signal émis et celui réfléchi
par l'objet21
Figure 1.3: La caméra CamCube de PMD [Vision]23
Figure 1.4: La caméra SR4000 composée d'une couverture d'éclairage qui permet de protéger les
LEDs et d'un filtre optique qui sélectionne les rayons ayant des longueurs d'onde proches de
celles des LEDs
Figure 1.5: Composition de la caméra Kinect V1: une caméra RGB, un émetteur et un récepteur
IR (capteur de profondeur)25
Figure 1.6: La caméra Kinect V2 composée d'une caméra RGB, d'un émetteur et d'un récepteur
IR formant le capteur de profondeur 3D26
Figure 1.7: Le repère du capteur Kinect V227
Figure 2.1: Comparaison entre la radiothérapie conformationnelle 3D et la radiothérapie à
modulation d'intensité. Image issue du site web40
Figure 2.2: Comparaison entre la radiothérapie à modulation d'intensité et l'irradiation avec
modulation d'intensité volumétrique par arc thérapie. Image issue du site web41
Figure 2.3: Volume pulmonaire tumoral traité en stéréotaxie. Image issue du site web41
Figure 2.4: Accélérateur délivrant le traitement par tomothérapie en mode hélicoïdal. Image
issue du site web42
Figure 2.5: Les différentes parties d'un accélérateur linéaire43
Figure 2.6: Représentation physique de la section accélératrice d'un accélérateur linéaire de
particules LINAC. Image issue de site web44
Figure 2.7: Représentation d'un collimateur mutilâmes de chez Varian, le MilleniumTM MLC
composé de 120 lames. Image issue du site web44
Figure 2.8: Définition des différents volumes tumoraux46
Figure 2.9: Simulation d'un patient et de l'ensemble des faisceaux durant la planification de son
traitement. Image issue du site web48
Figure 2.10: une courbe HDV avec en abscisse, la dose (en Gy) et en ordonnée, le volume de la
structure (généralement en %). La courbe en violet représente le HDV (cumulé) d'une tumeur
cible (grande partie du volume irradiée à forte dose), alors que les autres courbes présentent le

HDV des organes à risque (dose maximale faible, grande partie du volume irradiée à faible dose)
Figure 2.11. Les étapes du traitement du cancer par radiotnerapie
Figure 2.12: L'Impact des erreurs de positionnement sur la distribution de doses
Figure 2.13: Repositionnement à l'aide de lasers et des points de tatouage sur le masque
d'immobilisation du patient
Figure 2.14: Système respiratoire. Image issue du site web61
Figure 2.15: Echange gazeux alvéolo-pulmonaire62
Figure 2.16: Ventilation mécanique par sonde endotrachéale62
Figure 2.17: Modes et modalités de la ventilation
Figure 3.1: Le système stéréo Kinect installé dans la salle de radiothérapie75
Figure 3.2: Etapes de calibrage du système stéréo de caméras ToF. Première étape : estimatior
des translations et rotations pour superposer les repères des deux caméras. Deuxième étape
estimation des translations et rotations pour superposer le repère commun au repère fixe de la
salle. Image issue de (Gilles 2016)76
Figure 3.3: (a) Mannequin utilisé pour l'extraction des mesures de distance à partir de la zone
d'intérêt (boîte bleue). (b) nuage de points obtenu après calibrage et fusion des données de deux
cameras79
Figure 3.4: Mesure de distance de la surface du mannequin pendant la rotation du bras de
l'accélérateur
Figure 3.5: Mesure relative de profondeur extrait de différentes zones d'intérêt sur ur
mannequin pendant la rotation de l'accélérateur. (a) Balayage vertical et (b) Balayage horizonta
80
Figure 3.6: Signal respiratoire de référence extrait à partir des surfaces du mannequin avant
mouvement de l'accélérateur80
Figure 3.7: Signal respiratoire extrait de la surface abdominale du mannequin pendant le
mouvement de l'accélérateur81
Figure 3.8: Signal respiratoire extrait de la surface abdominale d'un volontaire pendant le
mouvement de l'accélérateur
Figure 3.9: Estimation du polynôme (en vert) qui ajuste le signal bruité (en bleu), (a) polynôme
d'ordre inferieur (n=3) (b) polynôme de degré supérieur (n=25).
Figure 3.10: Ajustement polynomial de degré 11.
Figure 3.11: Signal respiratoire de référence extrait à partir des surfaces abdominales du
manneguin (bleu), signal respiratoire bruité en vert, et signal respiratoire filtré en bleu
Figure 3.12: Filtrage des signaux respiratoires de différents volontaires
Figure 3.13: Zoom sur la surface d'un volontaire (a) décalage de la surface en fonction de la
position de l'accélérateur (en bleu) par rapport à la surface de référence en rouge (b) restitution
de la surface (en bleu) après filtrage qui corrèle avec la surface de référence (en rouge)

Figure 3.14: Signal respiratoire extrait à partir des surfaces abdominales du mannequin, en bleu le signal de référence, en vert le signal bruité, et en bleu le signal respiratoire extrait après filtrage
des surfaces
Figure 3.15: Procédure du recalage ICP permettant de mesurer le décalage de la table pendant le traitement
Figure 3.16: Représentation de la table de traitement 6DOF. En bleu, la base qui tourne autour
de l'axe Z et la plaque qui assure les translations ; en rouge, le plateau et son support pour
effectuer le tangage et le roulis. Le centre de rotation de la plaque supérieure est d'abord
combiné avec le point de coordonnées (0,0,0). Image issue de (Gilles 2016)
Figure 4.1: Différents types de volumes englobants. Image issue de (Ericson 2004)
Figure 4.2: Stratégies de construction de l'arbre hiérarchique des volume englobants. Image issue de (Fricson 2004)
Figure 4.3: Représentation du modèle 3D en nuages de points de l'accélérateur linéaire Varian
TrueBeam exprimé par rapport au repère fixe (en vert) de la salle de radiothéranie
Figure 4.4: Exemple d'intersection de deux AABBs le long de l'ave x 114
Figure 4.5: Mise à jour d'un volume AABB $\langle A \rangle$ en rotation $\langle A' \rangle$ par approximation à l'aide d'un
nouveru volume AABB « B »
Figure 4.6: Patient en position de traitement « noumon ». Image issue de 116
Figure 4.7: Zone de protection du LaserGuard inclinée de 3°. Cette zone est définie par la région
contournée par le laser IP cituée entre la face du collimateur et le patient. Image issue de ⁴³ 117
Eigure 4.8: Test de collicion sur mannequin en se basant sur des volumes anglebants de ture
AARR
Figure 4.9: Corrélation entre la valeur absolue des angles calculés par notre système de détection
de collision et colle des angles détectés en clinique obtenus sur une série de tests sur fantôme
110
Eigure 4.10: Exemple d'une collicien détectée par le LacorGuard au piveau du drap 120
Figure 4.10. Exemple d'une consion detectée par le Laser Guard au Inveau du drap
l'accélérateur, le therev du patient avec les outrémités de le table et les bres du patient
Figure 4.12. Comfletion entre la vieleur checkus des engles colouités non notre surtème de
Figure 4.12: Correlation entre la valeur absolue des angles calcules par notre système de
detection de collisions et celle des angles detectes en clinique pour une serie de tests sur
volontaires
Figure 4.13: Configuration des volumes englobants pour un patient traite pour un cancer du
poumons
Figure 4.14: Correlation entre la valeur absolue des angles calculés par notre système de
detection de collision et celle des angles detectes en clinique pour une série de tests sur patients.
Figure 4.15: Exemple d'un tests de collisions sur patient traité en pelvis. Les volumes AABBs en
vert designent que les objets encadrés par ces volumes ne sont pas en collision

Figure 4.16: Exemple d'un test de collision sur patient traité en « poumon ». Les volumes AABBs
en rouge désignent une collision entre les objets qui l'englobent. Ici, la collision est observée au
niveau du bras du patient126
Figure 5.1: Surface du mannequin sous ventilation acquise par la Kinect V2
Figure 5.2: Installation d'une caméra Kinect V2 au-dessus du lit dans une chambre de réanimation
médicale
Figure 5.3: Surface d'un patient intubé acquise par la Kinect V2
Figure 5.4: Variation des surfaces suite au mécanisme de respiration. Image issue de (Harte et al.
2016)
Figure 5.5: Signal respiratoire d'un patient intubé en réanimation. En bleu le signal brut, en rouge
le signal filtré et en vert la courbe polynomiale139
Figure 5.6: Zoom sur le signal ventilatoire du mannequin et les pics inspiratoires détectés sur un
intervalle de temps d'une minute140
Figure 5.7: Corrélation entre les moyennes des fréquences calculées sur fantôme pendant 5
minutes d'acquisition et les fréquences appliquées par le respirateur140
Figure 5.8: Comparaison entre les volumes calculés et les volumes du respirateur appliqués pour
des fréquences de 25 cpm et 50 cpm141
Figure 5.9: Courbes ventilatoires régionales: volume courant dans le poumon droit (en vert) et
volume courant dans le poumon gauche (en rouge)142
Figure 5.10: Détection de pics inspiratoires pour un patient ventilé en réanimation à 18 cpm.
Figure 5.11: Détection de pics inspiratoires pour un patient ventilé en réanimation à 32 cpm.
$\mathbf{F}_{\mathbf{r}} = \mathbf{F}_{\mathbf{r}} $
Figure 5.12: Detection de pics inspiratoires pour des signaux ventilatoires irreguliers extraits a
partir des données de différents patients intubes
Figure 5.13: Exemple d'une fausse detection de pics inspiratoires d'un patient intube
Figure 5.14: Representation graphique de la moyenne des erreurs ± ecart type du calcul de la
frèquence ventilatoire pour les séries de chaque patient
Figure 5.15: Mesure de la fréquence ventilatoire par rapport à la vérité terrain pour les différents
patients
Figure 5.16: Représentation graphique de la moyenne des erreurs ± écart type du calcul du
volume courant pour les séries de chaque patient
Figure 5.17: Mesures de volume courant (en orange) en fonction de la fréquence ventilatoire par
rapport à la vérité terrain (en bleu) pour les différents patients148
Figure 6.1: Acquisition surfacique sur volontaire simultanément avec une acquisition IRM157

Liste des tableaux

Tableau 1.1: Tableau comparatif des spécificités de quatre caméras de profondeur : CamCube,
SR4000, Kinect V1 et Kinect V228
Tableau 1.2: Comparaison des mesures de profondeur obtenues par différentes caméras de
profondeur à une distance de 0.8 m29
Tableau 2.1: Comparaison entre mode volumétrique et mode barométrique. 64
Tableau 3.1: Estimation de translations et rotations obtenues par recalage ICP des surfaces avant
et après filtrage
Tableau 3.2: Répartitions des fractions par patients et par type de traitement.
Tableau 3.3: Norme moyenne de l'erreur ± écart type en mm entre l'image recalée par ICP et
l'image finale créée98
Tableau 3.4: Erreur de mesure de déplacements mesurées avec ceux appliquées à la table pour
les deux systèmes d'acquisition98
Tableau 3.5: Norme moyenne ± écart type en mm pour différents traitement en 6DDL99
Tableau 3.6: Différence absolue entre les déplacements prédis et ceux appliqués à la table sur les
trois axes100
Tableau 3.7: Comparaison des erreurs normes sur les trois axes entre trois systèmes de mesures.
Tableau 4.1: Différence absolue entre les angles de collisions détectés en clinique et ceux
détectés par notre système sur une série de tests sur fantôme119
Tableau 4.2: Différence absolue entre les angles de collisions détectés en clinique et ceux
détectés par notre système sur une série de tests sur volontaires
Tableau 4.3: Différence absolue entre les angles de collisions détectés en cliniques et ceux
détectés par notre système obtenues sur une série de tests sur patients traités en poumons et
pelvis124
Tableau 5.1: Données cliniques pour le patients étudiés.132
Tableau 5.2: Différences absolues en mL entre les volumes calculés et ceux appliqués par le
respirateur pour différentes fréquences de ventilation142
Tableau 5.3: Calcul du volume régional dans les poumons droit et gauche pour une fréquence
ventilatoire de 50 cpm143

Introduction

L'évolution des techniques médicales dépend essentiellement du progrès scientifique et informatique. Au cours de la dernière décennie, de nouvelles tendances sont apparues dans le domaine médical imposant de plus en plus d'exigences en termes d'efficacité thérapeutique, de précision de diagnostic et de qualité des soins. Un défi majeur dans ce domaine est de remplacer les techniques invasives par des techniques peu voire non invasives pour optimiser les soins tout en réduisant les risques et les conséquences associées.

Les caméras de profondeur, une des innovations technologiques fondamentales de ces dernières années, offrent de potentielles solutions. Ces capteurs se caractérisent par une fréquence d'acquisition élevée permettant une analyse 3D en temps réel ce qui les rend intéressants pour des utilisations dans un large spectre d'applications, notamment pour des applications de suivi de mouvements. Dans cette thèse, nous nous intéressons principalement à l'apport qu'offre l'utilisation d'un capteur de profondeur comme solution non invasive à deux domaines médicaux que sont la radiothérapie externe et la réanimation médicale.

L'enjeu principal de la radiothérapie externe est la gestion des mouvements du patient. Etant administré sur plusieurs séances, un des objectifs clés de ce traitement est le positionnement quotidien du patient dont la précision est impactée par les mouvements respiratoires. Etant donné que la plupart des outils utilisés actuellement en clinique sont invasifs, des techniques non invasives reposant sur l'analyse de la surface sont mises en place dans le but de limiter l'exposition aux outils actuels. Ces techniques ont un coût élevé et certaines sont limitées par leur fréquence d'acquisition ne permettant pas des traitements en temps réel. Nous proposons alors d'utiliser d'un système non invasif basé sur l'analyse des surfaces acquises par des caméras de profondeurs « Kinect V2 », pour estimer la position du patient en se basant sur un recalage rigide des surfaces. Ce système est capable, grâce à sa fréquence d'acquisition, de suivre en plus

Introduction

des mouvements du patient inter-fractions, ses mouvements respiratoires qui altèrent la précision de positionnement de sa tumeur.

Un deuxième défi en radiothérapie externe est d'assurer la sécurité du patient ainsi que le bon fonctionnement de la machine pendant le traitement. En effet, les mouvements dynamiques de la machine et les mouvements éventuels du patient pendant la séance de traitement peuvent entraîner des collisions machine/machine ou machine/patient. Les systèmes de détection et de prédiction de collisions cliniques sont assez sensibles. Cela introduit une perte de temps et réduit ainsi l'efficacité clinique quand de fausses collisions sont détectées. La plupart des techniques existantes dans la littérature sont dédiées à une utilisation « offline » pendant la phase de planification et ne prend donc pas en compte les informations en temps réel. Dans cette thèse, nous proposons une solution technique développant un système de détection de collisions en temps réel basé sur l'algorithme de la hiérarchie des volumes englobants qui prend en compte l'anatomie complète du patient ainsi que ses mouvements éventuels pendant la séance de traitement. Ce système est d'autant plus important que les nouveaux traitements en « radiothérapie 4π » permettent le déplacement de la table en même temps que celui du bras de l'accélérateur pour compenser les mouvements du patient.

Côté réanimation médicale, la recherche de nouveaux dispositifs non invasifs et sans contact tend à optimiser la prise en charge des patients. La surveillance de la respiration des patients est capitale pour améliorer leur pronostic, diminuer le temps de ventilation invasive et diminuer ainsi les risques associés. L'intubation des patients instables rend le processus de ventilation mécanique à haut risque pouvant augmenter la morbidité et la mortalité. Les techniques non invasives existantes nécessitent un contact avec le patient et ne sont pas adaptées à l'environnement clinique. Aucun système de suivi à distance n'existe à ce jour. Dans ce contexte, nous proposons un système de mesure sans contact à l'aide du capteur Kinect V2 capable de calculer, avec une précision et une fiabilité cliniquement acceptables, les paramètres ventilatoires en observant les changements morphologiques de la zone thoracique des patients.

Ce manuscrit comprend 5 chapitres dont les deux premiers font un état de l'art des contextes scientifique et médical qui ont justifié la tenue de ces travaux. Les chapitres suivants expliquent

Introduction

nos contributions dans des applications de suivi des mouvements en radiothérapie ainsi qu'en réanimation.

Au cours de ce travail, nous présentons tout d'abord les technologies récentes et les dispositifs commerciaux de capteurs de profondeur les plus répandus. Un focus particulier est fait sur le capteur Kinect V2 en décrivant ses propriétés et les facteurs d'erreur de mesures liés à ce type de caméras. Ensuite une description du contexte médical et des problématiques liées à la radiothérapie externe et à la réanimation sont présentées ainsi que les outils disponibles pour y répondre.

Nous détaillons en troisième chapitre de ce manuscrit une méthodologie de prétraitement des données. Nous évaluons par la suite notre système surfacique pour le repositionnement quotidien du patient sur la table de traitement.

Puis, nous introduisons dans le quatrième chapitre un système de détection de collisions en temps réel qui prend en compte l'intégralité des mouvements du patient pendant sa séance de traitement.

Le dernier chapitre porte sur l'évaluation de notre système d'acquisition, pour la surveillance et le calcul des mesures ventilatoires des patients en réanimation médicale.

Nous concluons finalement par un résumé des études menées dans cette thèse ainsi que de leurs apports par rapport aux systèmes existants. Nous proposerons des perspectives de recherche et les futurs travaux envisagés pour une industrialisation de ces développements en vue d'un transfert en clinique.

Chapitre 1 Etat de l'art sur les principales caméras de profondeur

Table de matières

1.	Can	néras de profondeur	
1.	1	Technologie de mesure de profondeur	19
	1.1.1	Lumière structurée	19
	1.1.2	Stéréovision	20
	1.1.3	Temps de vol	20
1.	2	Systèmes commerciaux de détection surfacique	22
	1.2.1	CamCube PMD	22
	1.2.2	SR4000	23
	1.2.3	Kinect V1	24
	1.2.4	Kinect V2	25
1.	3	Comparaison des caméras de profondeur	
2.	Pro	priétés de la caméra Kinect V2	29
2.	1	Précision, stabilité et résolution	29
2.	2	Mesure du mouvement	
2.	3	Nuage de points	

2	.4	Calibrage géométrique	31
2	.5	Limites liées à la technologie	32
	2.5.1	Préchauffage du capteur	32
	2.5.2	Erreurs oscillatoires	32
	2.5.3	Erreurs liées à l'intensité	33
	2.5.4	Effet multi-trajets	33
	2.5.5	Influence des matériaux et de la radiométrie	34
3.	Conclusion		35

Une des innovations technologiques majeures de ces dernières années a été le lancement des caméras de profondeur qui peuvent être utilisées dans un large spectre d'application, notamment en robotique, en vision par ordinateur, en automatisation, etc. Ces capteurs représentent actuellement des outils qui intéressent le domaine médical offrant de nouvelles opportunités à la recherche pour la surveillance des patients et du matériel. Ce chapitre présente un état de l'art sur les technologies de mesure de profondeur ainsi que sur différents capteurs modernes disponibles sur le marché et utilisés dans la pratique médicale. Les technologies de mesure de profondeur sont souvent associées à différentes sources d'erreurs, nous présenterons ainsi les distorsions liées à ces mesures.

1. Caméras de profondeur

Les caméras ou capteurs de profondeur sont des caméras tridimensionnelles (3D) qui constituent des systèmes de détection surfacique décrivant l'ensemble d'une scène et caractérisant la surface des objets. L'image de profondeur obtenue associe pour chaque pixel de l'image une valeur représentative de la distance physique entre la caméra et la surface de tous les objets présents dans la scène. L'information surfacique fournie par ces capteurs rend avantageuse l'utilisation de ces derniers dans divers domaines. Les principales applications des caméras de profondeur tournent autour de la modélisation 3D (Jaiswal et al. 2014), de la détection et de la reconnaissance d'objets (Southwell and Fang 2013), ainsi que du suivi de mouvements (Issac et al. 2016). Récemment, les progrès portant sur la technologie de mesure de profondeur ont entrainé une large intégration de ces capteurs dans le domaine médical.

Les capteurs de profondeur se caractérisent par une fréquence d'acquisition relativement élevée leur permettant d'effectuer des acquisitions en temps réel. Leur principe de fonctionnement repose sur l'émission d'une lumière ou d'un signal infra-rouge (IR) qui sera réfléchi par l'objet et capté par le détecteur. Il existe différentes technologies pour la mesure de profondeur détaillées dans le paragraphe suivant.

1.1 Technologies de mesure de profondeur

Différentes technologies sont utilisées par les capteurs de profondeur pour le calcul des distances.

1.1.1 Lumière structurée

La lumière structurée est une technique de vision stéréoscopique active (Khoshelham 2011) utilisant une caméra et un projecteur IR. Une séquence de motifs connus est projetée séquentiellement sur un objet et est déformée par la forme géométrique de cet objet comme le montre la **Figure 1.1**. La déformation du motif est ensuite détectée par le capteur IR. Des techniques de triangulation sont alors utilisées pour calculer l'information de profondeur de la scène. On obtient ainsi une carte de profondeur 3D correspondante aux mesures de distances entre la caméra et chaque pixel de l'image.



Figure 1.1: Principe de la lumière structurée. Image issue de (Sarbolandi et al. 2015). La mesure de la distance peut être traduite par l'équation suivante (Sarbolandi et al. 2015) :

Etat de l'art sur les principales caméras de profondeur

$$d = \frac{b.f}{D} \tag{1.1}$$

Où d est la distance à la caméra, b est la longueur de la base entre le projecteur et le détecteur IR, f est la distance focale de la caméra infrarouge et D est la disparité observée dans l'espace image.

1.1.2 Stéréovision

L'approche stéréovision est similaire à celle de la lumière structurée, mais celle-ci utilise deux caméras au lieu d'une seule couplée à un projecteur IR. Les caméras observent la même scène de points de vue différents (Borangiu and Dumitrache 2010). Le calcul de distance repose sur le principe de triangulation qui calcule les coordonnées 3D pour chaque pixel en comparant les disparités entre les deux images. La vision stéréoscopique fait correspondre les images utilisées pour estimer la disparité. Cette dernière est inversement corrélée avec la distance des caméras.

1.1.3 Temps de vol

Au cours de la dernière décennie, de nouveaux détecteurs de distance ont été mis à disposition pour le développement d'applications à des coûts abordables. La technologie temps de vol ou « Time of flight » (ToF) est une méthode de mesure active et optique où la distance est évaluée par l'émission et la réception d'un signal lumineux IR. Ceci permet d'associer à chaque pixel une mesure de distance et de reconstruire la scène capturée à partir des informations 3D de l'ensemble des pixels. L'approche ToF, présentée dans la **Figure 1.2**, repose sur l'éclairage actif de la scène observée par une lumière périodique modulée en intensité IR. Il existe deux principes de modulation (la modulation pulsée ou continue) (Li 2014). La plus utilisée est la modulation continue (CWM) (Grzegorzek et al. 2013) basée sur la corrélation du signal optique incident r(t), provenant de la lumière réfléchie par la scène, et de son signal de référence g, selon l'équation suivante :

$$C(t) = g(t) * r(t) = \lim_{T \to \infty} \int_{-T/2}^{T/2} g(t) \cdot r(t) dt$$
 (1.2)

La lumière sinusoïdale réfléchie est démodulée au moyen de quatre points d'échantillonnage.

Etat de l'art sur les principales caméras de profondeur

$$C\left(\boldsymbol{i}.\frac{\boldsymbol{\pi}}{2}\right), \quad i=0,\dots,3$$

Le décalage peut être ainsi calculé comme suit :

$$\varphi = \arctan(\frac{\zeta(\tau_0) - \zeta(\tau_2)}{\zeta(\tau_1) - \zeta(\tau_3)})$$
(1.3)

Après corrélation, la distance est calculée entre la cible (les objets observés) et la source de l'éclairage actif (la caméra) par la formule suivante :

$$\boldsymbol{d} = \frac{c}{2} \, \frac{\Delta \varphi}{2\pi f} \tag{1.4}$$

Où d est la distance à la caméra, c est la vitesse de propagation de la lumière, $\Delta \phi$ est le déphasage entre le signal émis et réfléchi, et f est la fréquence de modulation.



Figure 1.2: Principe des caméras ToF : Calcul du déphasage entre le signal émis et celui réfléchi par l'objet. Les caméras ToF utilisent généralement une plage de fréquences de modulation élevée.

En raison du principe opérationnel, les différentes technologies de mesure de profondeur sont soumises à une grande variété de sources d'erreur qui affectent la précision des mesures (Langmann et al. 2012).

1.2 Systèmes commerciaux de détection surfacique

Différents dispositifs sont apparus ces dernières années permettant d'observer une surface en temps réel. Citons par exemple l'Intel RealSense™ F200¹, l'Intel RealSense™ R200², la Structure Sensor³ qui a été remarquablement utilisée en orthopédie⁴, et l'Asus Xtion⁵, comme des exemples de caméras de profondeur basées sur le principe de la lumière structurée. Très récemment (en 2018), Intel RealSense™ a lancé la série de caméra D400⁶ basée sur la technologie stéréovision. Cette caméra présente des capacités avancées et se caractérise par la saisie de données à des distances allant jusqu'à plus de 10 m.

Nous détaillerons dans les paragraphes suivants les trois modèles de caméras de profondeur les plus répandus et largement utilisés dans la littérature pour des études liées à plusieurs domaines d'application, en particulier pour des études ayant trait au domaine médical. Le premier est le modèle CamCube^{™7} de la société allemande « PMD [Vision] » qui est sorti en 2005. Le second est la caméra SwissRanger 4000[§] (SR4000) du fabricant suisse « MESA Imaging » lancée en 2008. Le dernier modèle est le capteur de mouvement Kinect (versions 1 et 2) lancé par Microsoft^{9/10}.

1.2.1 CamCube PMD

La caméra CamCube (**Figure 1.3**) est une caméra de profondeur développée par « Photonic Mixer Devices (PMD) Technologies ». Elle a une structure semi-conductrice basée sur la technologie CMOS (Rapp et al. 2008) et est principalement constituée d'une puce PMD, d'une source de lumière modulée active pour éclairer la scène, et d'un capteur PMD ayant une résolution de 200×200 pixels. La lumière modulée envoyée par la source d'éclairage, est réfléchie

¹ https://ark.intel.com/products/92255/Intel-RealSense-Camera-F200

² https://www.intel.fr/content/www/fr/fr/support/articles/000023534/emerging-technologies/intel-realsense-technology.html

³ https://structure.io/

⁴ http://rodin4d.com/fr/produits/acquisition/structure-sensor

⁵ https://www.asus.com/fr/3D-Sensor/Xtion_PRO/

⁶ https://www.intel.fr/content/www/fr/fr/architecture-and-technology/realsense-overview.html

⁷ https://www.pmdtec.com/

⁸ http://www.adept.net.au/cameras/Mesa/SR4000.shtml

⁹ https://support.xbox.com/fr-FR/xbox-one/accessories/kinect-sensor-info

¹⁰ https://www.lesnumeriques.com/console-de-jeu/s-en-est-termine-kinect-microsoft-scelle-sort-son-capteur-n67673.html

par les points de la scène 3D et reçue par le capteur d'image PMD. Une carte de profondeur est ainsi calculée, se basant sur la technologie ToF. Cette caméra se caractérise, comparée à d'autres caméras ToF, par un intervalle de mesures très étendue (0.3 m-7.5 m). La précision du calcul de distance varie en fonction des spécificités d'utilisation et de la gamme d'observation. La technologie PMD offre des performances stables même dans des conditions environnementales difficiles. Grâce à la technologie SBI (suppression de l'éclairage de fond) intégrée, la caméra peut être utilisée dans des environnements intérieurs et extérieurs.



Figure 1.3: La caméra CamCube de PMD [Vision].

Malgré son prix élevé et sa fréquence d'acquisition limitée (25Hz), ce capteur a fait ses preuves et a débouché sur de nombreuses recherches dans divers domaines. Par exemple, dans le domaine de la navigation en robotique, la camera PMD a été exploitée pour la conduite automatique d'une plateforme de véhicules. En médecine, ce capteur a été évalué pour plusieurs applications biomédicales, particulièrement pour le suivi du mouvement respiratoire et le positionnement du patient en radiothérapie (Höller et al. 2008).

1.2.2 SR4000

La SwissRanger 4000¹¹ (SR4000, Suisse) est une caméra ToF qui représente un système d'imagerie optique fournissant des données de distance en temps réel à des fréquences allant

¹¹ https://acroname.com/sites/default/files/assets/sr4000_sr4500_manual.pdf

jusqu'à 30Hz¹². Elle envoie une lumière sous forme de rayons infra-rouge (IR) via des LEDs qui sont protégées par une couverture d'éclairage (comme présentée dans la **Figure 1.4**). Ce dispositif est formé également d'un filtre optique qui ne laisse passer que la lumière à des longueurs d'onde proches de celles des LED d'illumination.





Malgré son coût relativement élevé, la SR4000 a montré des performances remarquables, ce qui a permis son utilisation dans de multiples applications (Ye and Bruch 2010), (Viejo et al. 2011). Dans le domaine médical, cette caméra a été évaluée pour le recalage d'images multimodales dans le but d'améliorer le diagnostic et la thérapie assistée par ordinateur (Pycinski et al. 2016). Par ailleurs, des études menées dans notre laboratoire ont porté sur l'utilisation de la SR4000 pour des applications liées au traitement par radiothérapie externe dans le but de prendre en compte les mouvements du patient inter- et intra-fractions (Wentz 2013),(Gilles 2016). L'objectif était d'estimer la position du patient et de caractériser son mouvement respiratoire externe. Plus de détails seront présentés dans le chapitre 3.

1.2.3 Kinect V1

La première version du capteur Kinect de Microsoft a été introduite sur le marché en novembre 2010 en tant qu'appareil de saisie et de suivi de mouvements pour la console de jeux Xbox 360. Du fait de son coût beaucoup moins cher que d'autres caméras 3D traditionnelles, cette caméra a suscité un intérêt accru qui a motivé Microsoft à développer et publier en juin

¹² http://www.realtechsupport.org/UB/SR/range_finding/SR4000_SR4500_Manual.pdf

2011 un kit de développement logiciel (SDK) pour la Kinect. Ce dernier permet la connexion de la caméra à un ordinateur ce qui a rendu son utilisation plus répandue et populaire. L'approche utilisée pour le calcul de profondeur est celui de la lumière structurée. Comme le montre la **Figure 1.5**, la Kinect V1 dispose, en plus de son capteur de profondeur, d'une caméra couleur (RGB), permettant l'association de l'image RGB avec l'image de profondeur. La Kinect V1 est capable de suivre le mouvement des individus par la technique de détection de la silhouette du corps humain.



Figure 1.5: Composition de la caméra Kinect V1: une caméra RGB, un émetteur et un récepteur IR (capteur de profondeur).

La Kinect V1 a été largement utilisée dans la recherche pour diverses applications de suivi et de reconnaissance d'objets (Nakamura 2011), (Saponara 2011), de suivi du corps humain (Jia et al. 2012), (Min et al. 2015), (Baptista et al. 2016), et de reconnaissance de visages (Goswami et al. 2013), (Li et al. 2013). En médecine, la Kinect V1 a constitué un outil précieux pour les soins de santé. En surveillant les mouvements et en extrayant les données de profondeur 3D, la Kinect V1 est utilisée pour aider à l'indépendance des personnes âgées ou handicapées (Stone and Skubic 2015). Par ailleurs, Yeung (Yeung et al. 2014) a évalué ce capteur pour la réhabilitation et la prédiction du risque de chutes. Heb et al (Heß et al. 2015) a également utilisé la Kinect V1 pour la correction du mouvement en imagerie médicale tomographie par émission de positons (TEP).

1.2.4 Kinect V2

La deuxième génération de la Kinect est sortie en 2014¹³. Elle est arrivée sur le marché comme étant le périphérique de capteur de mouvements le moins coûteux et le plus polyvalent.

¹³ https://www.cnet.com/news/timeline-a-look-back-at-kinects-history/

Contrairement à son antécédent, le fonctionnement de la Kinect V2 repose sur le principe ToF pour le calcul des distances. Ce capteur, similaire dans sa composition à la Kinect V1, est formé de deux lentilles : une lentille RGB qui permet l'acquisition de la couleur de la scène et un projecteur infrarouge qui permet l'acquisition d'informations relatives à la profondeur et à l'intensité (**Figure 1.6**).



Figure 1.6: La caméra Kinect V2 composée d'une caméra RGB, d'un émetteur et d'un récepteur IR formant le capteur de profondeur 3D.

Grâce à ces deux lentilles, il est donc possible d'obtenir trois types de données :

- une image infrarouge ou image d'intensité de la scène, qui est une image en niveau de gris fournissant une information sur l'intensité du faisceau retourné par l'objet observé,
- une carte de profondeur, ou image de profondeur, provenant de la même lentille que l'image d'intensité, qui se présente également sous forme d'une image en niveaux de gris ayant la même résolution que celle de l'image infrarouge (512×424 pixels). Celle-ci est codée sur 16 bits dans lesquelles des informations de mesure pour chaque pixel (u, v) correspondent directement à la distance entre le capteur et un pixel de la scène. Ces informations sont stockées dans une matrice 2D,
- une image en couleur, provenant de la deuxième lentille, ayant une résolution plus grande qui associe à chaque pixel (u, v) de l'image une information de couleur.

Ce capteur utilise un système de coordonnées cartésiennes centré sur le capteur IR. L'axe Y positif pointe vers le haut, les points d'axe Z positif s'étend dans la direction dans laquelle la Kinect est orientée et l'axe X positif vers la gauche. L'information de profondeur est mesurée par rapport à l'axe Z de la caméra (voir **Figure 1.7**). Etat de l'art sur les principales caméras de profondeur



Figure 1.7: Le repère du capteur Kinect V2.

La Kinect V2 utilise plusieurs fréquences de modulation (120 MHz, 80 MHz et 16 MHz) et a le potentiel de suivre la silhouette de six personnes. La mise à disposition de ce capteur sur le marché à des coûts faibles, a rendu ce dispositif ouvert au grand public qui a utilisé ce capteur dans les domaines de détection et de suivi d'objets (Zhao et al. 2017), la reconnaissance de gestes (Camada et al. 2017), la navigation en robotique (Fankhauser et al. 2015), et l'interaction hommemachine (Barbagallo et al. 2016). Ce dispositif de capteur de mouvement « low-cost », a marqué spécifiquement une évolution dans le domaine médical. En effet, durant les dernières années, le nombre d'études faisant usage de cet appareil pour des buts médicaux a fortement augmenté. Il a été mis à disposition pour des applications de surveillance de la santé, de réadaptation, d'assistance et de soutien à l'intervention chirurgicale. Par exemple, Rocha et al (Rocha et al. 2015), ont exploité la Kinect V2 pour l'évaluation des troubles du mouvement dans le cas de la maladie de Parkinson. Une autre étude (Latorre et al. 2018) a utilisé ce capteur, pour estimer les paramètres de la démarche spatio-temporelle chez les adultes en bonne santé et après accident vasculaire cérébral. Capecci et al (Capecci et al. 2018) ont proposé cet outil pour la surveillance en temps réel visant à aider les cliniciens à évaluer à distance les performances des exercices lors de la réadaptation à domicile.

1.3 Comparaison des caméras de profondeur

Les capteurs cités précédemment ont des spécificités techniques différentes. Le Tableau

1.1 résume les principales caractéristiques de ces caméras.

Tableau 1.1: Tableau comparatif des spécificités de quatre caméras de profondeur : CamCube, SR4000
Kinect V1 et Kinect V2.

Spécificités	CamCube	SR4000	Kinect V1	Kinect V2
Résolution en couleur (en pixels)	-	-	640*480	1920*1080
Résolution en profondeur (en pixels)	200*200	176*144	320*240	512*424
Fréquence d'acquisition (en Hz)	25	30	30	30
Champ de vision (en degré)	40*40	43,5*34,6	57*43	70*60
Type de connexion	-	Ethernet	USB 2	USB 3
Distance minimale (en m)	0,3	0,5	0,8	0,5
Distance maximale (en m)	7,5	4,5	4,0	4,5
Prix (en \$)	~1000	~1000	~100	~100

Les capteurs Kinect (versions 1 et 2) fournissent quatre informations (RGB-D : information en couleur et en profondeur) pour chaque pixel de l'image. Leur résolution en profondeur est notablement supérieure à celle de la CamCube (200*200 pixels) et de la SR4000 (176*144 pixels) et leur coût est beaucoup moins élevé que les autres.

Dès sa sortie, la Kinect V2 a montré des performances supérieures à celles de la Kinect V1 et des autres caméras 3D. Bien que le dispositif Kinect V1 soit une amélioration considérable par rapport aux caméras classiques, elle reste limitée par une résolution relativement faible. Les données de la Kinect V2 sont plus stables en terme de fiabilité et de précision (Gonzalez-Jorge et al. 2015). Les plus grandes différences, entre la Kinect V1 et la Kinect V2, hormis le type de fonctionnement, sont la résolution en couleur et en profondeur qui permettent de reconnaître des objets et de résoudre certains problèmes d'ambiguïté et de sensibilité de la Kinect V1 à la lumière ambiante. En effet, la carte de couleurs calculée à partir des images acquises avec le capteur de deuxième génération est nettement plus stable et moins floue que celle de la

première version de la Kinect. Par ailleurs, le champ de vision de la Kinect V2 est beaucoup plus large en horizontal ainsi qu'en vertical que celui de la Kinect V1 et des autres caméras.

Plusieurs études ont été menées pour comparer les caractéristiques et les spécificités des deux générations de la Kinect (Sarbolandi et al. 2015). Pagliari et al (Pagliari and Pinto 2015) ont démontré que l'erreur de mesure de profondeur de la Kinect V2 reste inférieuren à 2 cm alors que celle de la Kinect V1 peut atteindre 10 cm. Une autre étude (Fürsattel et al. 2016) a comparé les performances de la Kinect V2 avec d'autres caméras ToF pour un objet situé à une distance de 0,8 m. Les résultats sont illustrés dans le **Tableau 1.2**.

Caméra	Mesure de profondeur en m		
CamCube3	0,8 ± 0,007		
SR3000	0,8±0,008		
SR4000	0,8 ± 0,002		
Senz3D	0,797±0,004		
Kinect V2	0,799 ± 0,001		
E70	0,798 ± 0,001		
Argos P100	0,8 ± 0,002		
CamBoard nano	0,794 ± 0,002		

 Tableau 1.2: Comparaison des mesures de profondeur obtenues par différentes caméras de profondeur à une distance de 0.8 m.

La comparaison des différentes spécificités et caractéristiques des caméras citées précédemment nous a conduit à choisir la Kinect V2 pour répondre aux problématiques de cette thèse. Un focus particulier sur les propriétés de ce capteur est présenté dans le paragraphe suivant.

2. Propriétés de la caméra Kinect V2

2.1 Précision, stabilité et résolution

En se basant sur l'étude menée par (DiFilippo and Jouaneh 2015), l'exactitude est définie comme la différence ou le décalage d'une valeur de profondeur par rapport à la distance de vérité terrain. La précision est définie comme la répétabilité des mesures de profondeur dans des conditions inchangées et la résolution comme le plus petit mouvement détectable. L'évaluation de la précision et de la stabilité des mesures de la Kinect V2 a été réalisée dans plusieurs études (Fankhauser et al. 2015), (Wasenmüller and Stricker 2016). Yang et al (Yang et al. 2015a) ont démontré que la distance de la caméra influe sur la précision des données Kinect, et que l'écart type entre les mesures de profondeur calculées par la Kinect V2 augmente linéairement avec la distance de la caméra. Une autre étude (Yang et al. 2015b) a évalué la performance de la Kinect V2 entre 1 et 4 m, avec une distance de fonctionnement variant de 0,5 m. Pour un écran placé au centre du champ de vision du capteur à des distances de mesure allant jusqu'à 3 m, l'erreur de précision moyenne était inférieure à 2 mm. La précision a diminué pour des positions plus éloignées (3-4 m), avec des erreurs supérieures à 4 mm. La stabilité est en moyenne de 2mm et la résolution à des angles de mesure de 45° et 60° est restée inférieure à 4 et 6mm respectivement pour des distances inférieures à 4 m. D'autre part, il a été démontré dans (Pöhlmann et al. 2016) que la précision et la stabilité des mesures de la Kinect V2 dépendent de l'angle et de la couleur de la surface cible observée par la caméra. L'erreur de mesure calculée par Pöhlmann et al, est de 0,3 mm et 1,44 mm pour des angles d'inclinaison de 0° et 75° respectivement. Par ailleurs, Zennaro et Lachat et al (Zennaro 2014), (Lachat et al. 2015) ont montré que les performances de la Kinect V2, contrairement aux autres capteurs, ne sont quasiment pas affectées par la lumière ambiante.

2.2 Mesure du mouvement

Une hypothèse clé pour tout système basé sur une caméra ToF est que chaque pixel correspond à un même point objet pendant tout le processus d'acquisition. Cette hypothèse est invalidée dans le cas d'objets ou de caméras en mouvement ce qui entraîne des artefacts de mouvement et perturbe la mesure de distance. La précision de l'estimation du mouvement se calcule par la variabilité de mesure de la distance entre deux positions d'un même point qui est affectée par la distance et l'angle d'observation de la caméra. Des études (Müller et al. 2010), (Geerse et al. 2015) ont montré que les mesures de mouvements observés par la Kinect V2 corrèlent bien avec leur vérité terrain.

2.3 Nuage de points

La Kinect V2 fournit trois flux de données provenant des deux lentilles du dispositif. Les données de profondeur peuvent être converties sous forme de nuage de points dont la distance physique est estimée en utilisant une matrice d'étalonnage. La transformation de cette matrice bidimensionnelle fournie par la carte de profondeur est calculée par une fonction de passage appliquée entre la profondeur et l'espace de la caméra. Cette fonction dépend des paramètres intrinsèques de la caméra (distance focale et centre optique). Les coordonnées du « monde réel » (X, Y, Z) et les coordonnées des pixels (u, v, 1) sont liées par l'équation **1.7**.

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = Z \times K^{-1} \times \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix}$$
(1.5)

$$K = \begin{vmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$
(1.6)

Avec cx, cy les coordonnées du centre optique (en pixels), fx, et fy les coordonnées de la longueur focale (en pixels). Un point 3D dans le système de coordonnées de la caméra peut être ainsi calculé à partir des coordonnées d'un pixel [u, v, 1]^T, selon l'équation suivante :

$$\begin{cases} X = \frac{u - c_x}{fx} \cdot Z \\ Y = \frac{v - c_y}{fy} \cdot Z \end{cases}$$
(1.7)

Le résultat est une liste de coordonnées (X, Y, Z) qui représente des points réels pouvant être affichés sous forme de nuage de points. Comme chaque pixel de la carte de profondeur représente une valeur pour le nuage de points correspondant, les nuages calculés contiennent 217088 points.

2.4 Calibrage géométrique

Les lentilles IR et couleur de la Kinect V2 forment des capteurs optiques qui peuvent être affectés par des distorsions géométriques introduisant des erreurs dans la mesure de profondeur. Afin de corriger ces distorsions et d'obtenir des mesures plus fiables, il est important de déterminer les paramètres d'étalonnage de la caméra. L'étalonnage consiste à acquérir sous différents angles plusieurs images d'un objet de calibrage spécifique (comme un échiquier) qui fournit des points 3D de coordonnées connues. Celui-ci permet de déterminer les paramètres de distorsions radiale et tangentielle, ainsi que les paramètres internes tels que la distance focale et les coordonnées du centre optique de la caméra. L'intégration directe des coefficients de distorsion dans l'algorithme de calcul des nuages de points permet l'obtention d'un ensemble de données 3D calibré qui n'est plus affecté par les distorsions géométriques présentes dans la carte de profondeur initiale.

2.5 Limites liées à la technologie

Les données acquises par une caméra de profondeur 3D sont généralement sujettes à plusieurs sources d'erreurs, que ce soit des erreurs systématiques ou aléatoires. Il s'agit des erreurs qui sont propres à la technologie de mesure de distance, ou propres au capteur lui-même.

2.5.1 Préchauffage du capteur

La plupart des capteurs de profondeur sont fortement dépendants de la température de fonctionnement de leurs composants (Gonzalez-Jorge et al. 2015). En effet, lorsque la caméra acquiert des images, son unité d'éclairage et son capteur chauffent. Avec l'augmentation de la température interne, les caractéristiques des composants changent, entraînant des erreurs dans les mesures de profondeur. Toute mesure acquise avant la stabilité de la température n'est donc pas fiable. Pour atteindre la stabilité et assurer le bon fonctionnement du capteur, il faut respecter un temps de chauffe. Des expériences (Chiabrando et al. 2009) ont montré que les mesures de distances du capteur Kinect V2 peuvent être déviées d'environ 6 à 7 mm et que ce capteur a besoin de 20 à 30 minutes pour se stabiliser.

2.5.2 Erreurs oscillatoires

Les erreurs oscillatoires ou de réglage « wiggling error » sont dues à des irrégularités qui peuvent arriver lors de la modulation de la lumière IR émise (Kolb et al. 2010). En effet, le calcul de phase suppose un signal de référence parfaitement sinusoïdal mais cette approche n'est pas idéale et induit des différences entre le calcul des fonctions de modulation simplifiées et la corrélation des différents signaux optiques avec le signal de référence. Ces écarts sont traduits

par un déphasage, entraînant ainsi un décalage en termes de distance mesurée, oscillant autour de la valeur recherchée. Fankhauser et al. (Fankhauser et al. 2015) ont trouvé que l'erreur de réglage des caméras Kinect V2 oscillait de ± 6 mm. Cette erreur peut être réduite par l'étalonnage de la caméra. Il existe plusieurs approches qui consistent à estimer l'erreur entre la « vraie » profondeur et celle calculée par des méthodes d'étalonnage afin de retrouver les paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra (Lindner and Kolb 2007), (Schiller et al. 2008).

2.5.3 Erreurs liées à l'intensité

La mesure de distance d'un pixel statique peut varier considérablement dans le temps, en raison du bruit de mesure (Foix et al. 2011). Cette source d'erreur devient plus perceptible si la surface observée a une faible réflectivité. Par conséquent, seule une faible lumière va être réfléchie vers la caméra entraînant un faible rapport signal sur bruit. Si on considère un objet très réfléchissant et un second qui l'est beaucoup moins, ces deux objets étant situés à une même distance de la caméra, une forte influence des zones hautement réflectives sur les autres est alors observée. Cet effet est lié à la réponse non linéaire des pixels pour de faibles intensités. Fankhauser et al. (Fankhauser et al. 2015) montrent que les mesures de l'erreur due à l'incohérence de la lumière IR réfléchie par les objets dépendent de la distance à l'obstacle et de la région de l'image. L'erreur au centre de l'image est de ± 6 mm et augmente jusqu'à 30 mm sur ses bords pour un objet situé à 2,0 m de la caméra. Lindner et al (Lindner and Kolb 2007) ont proposé une nouvelle technique d'étalonnage, qui prend en compte l'intensité de la lumière réfléchie par l'objet, basée sur une fonction de corrélation bi-variée (B-spline) pour la correction des mesures de distance.

2.5.4 Effet multi-trajets

Le problème d'interférences par trajets multiples est souvent observé dans les systèmes de mesure actifs. Idéalement, le retour de la lumière au capteur provient d'une seule position dans la scène pour un même pixel. Cependant, la lumière active ne suit souvent pas le trajet direct entre l'unité d'éclairage et le détecteur, elle peut voyager indirectement et parcourir des trajets multiples. Lorsque plusieurs retours de lumière arrivent à un pixel, la superposition de ces signaux conduit généralement à une mesure de profondeur erronée. En effet, le signal résultant

est altéré et ne ressemble pas au signal directement réfléchi. Une solution a été proposée par Falie et al (Falie and Buzuloiu 2008) qui supposent que les effets indirects de la lumière ont une fréquence spatiale plutôt faible et analysent le voisinage du pixel pour détecter la composante indirecte de basse fréquence. Cette méthode permet de corriger les mesures de profondeur et de réduire l'amplitude de l'erreur d'un facteur de 2.

2.5.5 Influence des matériaux et de la radiométrie

Comme pour la plupart des appareils de mesure actifs, la réflectivité de la scène et l'illumination environnante peuvent provoquer des erreurs dans les mesures de distance (Sarbolandi et al. 2015). C'est le cas des milieux semi-transparents ou des milieux à forte réflectivité. Les trajets indirects de la lumière dont nous avons parlé précédemment découlent de ce problème. En effet, lorsqu'un point d'observation est éclairé indirectement par des inter-réflexions des translucides ou des diffusions sur les sous surfaces, la reconstruction de la phase au niveau du détecteur est erronée.

Dans le cas d'un milieu translucide, la lumière provenant de plusieurs réflecteurs se disperse en entraînant généralement un retard de phase supplémentaire (Lee and Shim 2015). Etant donné que chaque trajet a un déphasage différent, la mesure de distance d'un point résultant de la somme des composantes du signal réfléchi est alors incorrecte.

D'autre part, un objet à fort éclairage renvoit, en plus de la lumière qui lui a été initialement transmise, une intensité qui lui est propre. Plusieurs rayons interfèrent ainsi au point de détection. Bhandari et al (Bhandari et al. 2014) décrivent une méthode permettant d'acquérir et de reconstruire de manière robuste les mesures de distance dans des milieux ayant des propriétés spécifiques. Kadambi et al (Kadambi et al. 2013) montrent que leur méthode de codage, initialement conçue pour résoudre les erreurs multi-trajets pour les caméras ToF, est capable de récupérer la profondeur des objets semi-transparents. Cette méthode consiste à utiliser la lumière modulée à une fréquence unique en introduisant des codes binaires pour chaque signal émis ce qui permettra de récupérer les séquences de Dirac puis le signal réfléchi par déconvolution de ces séquences.

3. Conclusion

Au cours des dernières années, de nombreuses caméras de profondeur ont été mises à disposition du marché industriel et du grand public. Récemment, ces caméras ont été particulièrement utilisées dans le domaine médical. Ces caméras fournissent une image 3D de profondeur à une fréquence d'acquisition élevée. Leurs caractéristiques distinctives font de ces capteurs une solution ou une alternative appropriée dans de nombreuses applications. Nous avons présenté dans ce chapitre différentes caméras de profondeur en comparant leurs spécificités. Un intérêt particulier est porté sur les propriétés de la Kinect V2 ainsi que les limites associées à sa technologie de mesure. Nous décrirons dans le chapitre suivant les applications médicales qui s'inscrivent dans le cadre de cette thèse et dans lesquelles nous introduisons l'utilisation de la Kinect V2.
Chapitre 2

Contexte médical

Table de matières

1. La	radiothérapie externe	37
1.1	Cancer	37
1.2	Traitement par radiothérapie	
1.2.1	La radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D)	
1.2.2	La radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT)	40
1.2.3	La stéréotaxie	41
1.2.4	La tomothérapie	41
1.3	Accélérateur linéaire	42
1.4	Déroulement du Traitement	45
1.4.1	La planification du traitement	45
1.4.2	Séances de traitement	48
1.5	Problématiques de la radiothérapie externe	49
1.5.1	Repositionnement inter-fractions	49
1.5.2	Suivi du mouvement respiratoire	55
1.5.3	Collisions	56
2. La	réanimation médicale	60
2.1	Respiration	60
2.2	Ventilation mécanique	62
2.2.1	Définition	62
2.2.2	Les paramètres de la ventilation	63

2.2.3	Modes de ventilation	64	
2.3	Réanimation	66	
2.3.1	Ventilation non invasive	66	
2.3.2	Ventilation invasive	67	
2.4	Problématique en réanimation	69	
3. Conclusion71			

Les caractéristiques des caméras ToF se sont avérées très avantageuses dans plusieurs domaines. Nous pouvons distinguer récemment la large gamme d'applications de ces capteurs dans le domaine médical. Dans le cadre de cette thèse, nous évaluerons l'apport potentiel de l'utilisation de la Kinect V2 dans deux domaines médicaux. Ce chapitre explique le contexte médical en introduisant les problématiques inhérentes à la radiothérapie externe que sont la gestion des mouvements et la prévention de collisions, ainsi que les problèmes de surveillance de la ventilation des patients en réanimation médicale.

1. La radiothérapie externe

La recherche pour l'amélioration des traitements en radiothérapie est fondamentale. L'évolution de la technologie a permis d'optimiser la prise en charge des patients. Nous expliquons dans cette partie le mécanisme biologique fondamental du cancer, ses différents modes de traitement et les problématiques associées.

1.1 Cancer

Le cancer représente la première cause de mortalité en France¹⁴. En 2017, le nombre estimé de nouveaux cas de cancer en France métropolitaine était de 214 000 pour les hommes et 185 500 pour les femmes¹⁵. Un cancer est défini comme une pathologie caractérisée par la présence de cellules anormales formées suite à un dysfonctionnement des cellules. Une cellule initialement normale peut se transformer en cellule cancéreuse par mutation ou instabilité génétique (anomalies cytogénétiques) (Cho and Vogelstein 1992). Ces altérations

¹⁴ https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/medecine-cancer-108/

¹⁵ http://www.e-cancer.fr/Professionnels-de-sante/Les-chiffres-du-cancer-en-France/Epidemiologie-des-cancers

affectent le mécanisme de mort cellulaire (ou apoptose) (Dean, et al. 2005). Une première cellule maligne se divise et se reproduit de façon infinie suite à une perte de contrôle de la croissance des cellules. On obtient ainsi une croissance anormale de cellules formant la tumeur primaire qui peut progresser sans contrôle et envahir les tissus voisins. Les cellules cancéreuses peuvent se détacher de la tumeur primaire et migrer dans une autre partie du corps par dissémination des cellules cancéreuses via la voie sanguine ou lymphatique (Martin et al. 2013). Cela donne lieu à une localisation secondaire de la tumeur, c'est la métastase¹⁶.

Le dépistage d'une tumeur passe soit par l'examen physique, soit par l'observation par imagerie ou par dosage biologique. Son traitement vise à détruire les cellules cancéreuses et à protéger les cellules saines. Il existe plusieurs types de traitements contre le cancer. Un traitement peut être administré seul ou combiné avec d'autres types et doit être adapté en fonction de chaque type de cancer, son degré d'extension et son stade d'évolution. Les principaux traitements se regroupent en 3 catégories (Price and Sikora 2014) :

- la chirurgie¹⁷ qui est un traitement consistant en l'ablation de la tumeur et des tissus voisins par un chirurgien lors d'une opération. Elle est utilisée pour les tumeurs localisées dans le but d'éviter toute propagation du cancer. Dans le cas où la totalité des cellules tumorales ne peut pas être enlevée, l'intervention chirurgicale est suivie d'une chimiothérapie ou d'une radiothérapie qui rend le traitement plus efficace,
- la radiothérapie ¹⁸ qui est un traitement impliquant l'utilisation de rayonnements ionisants ciblés vers la tumeur pour détruire les cellules cancéreuses tout en épargnant les tissus sains qui l'entourent et
- la chimiothérapie ¹⁹ qui est un type de traitement consistant à administrer des médicaments pour détruire les cellules cancéreuses ou limiter leur croissance.
 Contrairement à la radiothérapie ou à la chirurgie qui ciblent des zones spécifiques, la

¹⁶ https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/metastasis

¹⁷ http://www.cancer.ca/en/cancer-information/diagnosis-and-treatment/surgery/?region=on

¹⁸ https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types

¹⁹ https://www.cancer.org/treatment/understanding-your-diagnosis/after-diagnosis/common-cancer-treatments.html

chimiothérapie agit sur toutes les cellules de l'organisme. Elle est souvent appliquée dans le cas de métastases ou de tumeurs disséminées dans le corps (Eccles and Welch 2007).

Dans le cadre de cette thèse, seul le traitement par radiothérapie est considéré.

1.2 Traitement par radiothérapie

La radiothérapie est un traitement qui consiste à utiliser des radiations à haute énergie (Connell and Hellman 2009) dans le but de détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes voisins. Les radiations permettent la destruction des cellules cancéreuses et empêchent leur multiplication. Ce mode de traitement est administré dans plus de 50% des cas²⁰. On distingue deux modes de traitements par radiothérapie, la radiothérapie externe qui s'appuie sur l'utilisation des rayonnements en faisceau délivrés par un accélérateur linéaire de particules (LINAC), et la radiothérapie interne ou curiethérapie qui s'appuie sur l'utilisation de sources radioactives implantées directement à l'intérieur du patient²¹. Ce traitement offre une irradiation très ciblée et protège mieux les tissus sains avoisinants. Elle est notamment utilisée pour traiter les cancers gynécologiques et tout cancer lié à la prostate, au sein, à l'œsophage et à la peau. Les traitements par radiothérapie externe sont délivrés selon différentes techniques²². Celles-ci sont présentées dans les sections suivantes.

1.2.1 La radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D)

La radiothérapie conformationnelle 3D délivre le traitement se basant sur des données d'images tridimensionnelles (souvent des images tomodensitométriques (TDM)) avec une simulation des champs de traitement focalisés à la tumeur (Cardinale and Kavanagh 2000). Elle consiste en effet à conformer la dose délivrée au volume tumoral à traiter. Dans ce type de traitement, la dose envoyée à la tumeur est complètement homogène (voir **Figure 2.1**).

²⁰ https://www.ligue-cancer.net/shared/ brochures/traitements-cancers.pdf

²¹ https://www.cancer.be/le-cancer/traitements/radioth-rapie/radioth-rapie-interne-breachy-ou-curieth-rapie
²² https://www.texasoncology.com/cancer-treatment/radiation-therapy/techniques-for-delivering-radiation-therapy

1.2.2 La radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT)

Une technologie plus moderne, la radiothérapie avec modulation d'intensité, consiste à faire varier la taille, la forme et l'intensité du faisceau d'irradiation afin de cibler la tumeur avec une dose optimale tout en protégeant les tissus sains adjacents en ne les exposant qu'à des doses minimes de radiations (Ozyigit and Gultekin 2014). La modulation de la fluence des faisceaux est assurée par l'intermédiaire d'un collimateur multilames (MLC) dont les lames s'ouvrent et se referment au cours du traitement afin d'adapter parfaitement le faisceau de radiation à la forme de la tumeur. Il existe deux formes d'IMRT (voir **Figure 2.2**) :

- la radiothérapie Conformationnelle à Modulation d'Intensité (RCMI) pour laquelle les faisceaux sont envoyés à des angles fixes et
- l'irradiation avec Modulation d'intensité Volumétrique par Arc Thérapie (VMAT) pour laquelle l'irradiation est réalisée avec un ou deux arcs par la rotation du bras en continu au cours de l'irradiation.



Figure 2.1: Comparaison entre la radiothérapie conformationnelle 3D et la radiothérapie à modulation d'intensité. Image issue du site web²³.

²³ http://docplayer.fr/14563127-Nouvelles-techniques-en-radiotherapie-dr-sonia-roux-palobart-service-de-cancerologie-polyclinique-de-limoges-09-04-2015.html



Figure 2.2: Comparaison entre la radiothérapie à modulation d'intensité et l'irradiation avec modulation d'intensité volumétrique par arc thérapie. Image issue du site web²⁴.

1.2.3 La stéréotaxie

D'autres types de tumeurs, plus particulièrement les petits volumes tumoraux, nécessitent un traitement spécifique de haute précision, c'est le concept de la radiothérapie stéréotaxique. Il s'agit de la délivrance de rayonnement à l'aide de doses hautement concentrées²⁵. Elle utilise des microfaisceaux (faisceaux de très petits rayons) qui convergent avec une grande précision vers les zones définies. Cette technique permet d'irradier à forte dose de très petits volumes sur un nombre réduit de séances (Mayles et al. 2007).



Figure 2.3: Volume pulmonaire tumoral traité en stéréotaxie. Image issue du site web²⁶.

1.2.4 La tomothérapie

La tomothérapie est une radiothérapie guidée par l'image permettant de traiter avec une grande précision les tumeurs de formes complexes et les tumeurs situées près des organes sensibles. Cette technique consiste à coupler un scanner à un accélérateur linéaire qui délivre

²⁴ https://statenislandsradiation.com/rapidarc-volumetric-arc-therapy-vmat

²⁵ https://www.osl.uk.com/sbrt

²⁶ http://radiotherapie-tenon.aphp.fr/les-techniques-de-traitement/la-radiotherapie-stereotaxique/

une irradiation avec une modulation d'intensité sous forme hélicoïdale (voir **Figure 2.4**) (Lartigau 2009).



Figure 2.4: Accélérateur délivrant le traitement par tomothérapie en mode hélicoïdal. Image issue du site web²⁷.

Afin d'optimiser la délivrance des différentes techniques de traitement, la radiothérapie asservie à la respiration offre le potentiel d'améliorer la précision d'irradiation des volumes tumoraux affectés par les mouvements respiratoires tels que les tumeurs pulmonaires, mammaires et hépatique (Giraud and Houle 2013). La radiothérapie asservie à la respiration (ou « Gating ») permet de mieux adapter le faisceau de rayonnements aux mouvements des organes et de protéger les organes à risque (OAR) (poumons, cœur...). Ceci est assuré en délivrant le faisceau de rayonnements à un moment donné, choisi en fonction de la phase respiratoire du patient où les mouvements tumoraux sont les plus faibles (généralement en fin d'expiration).

Les différents types de traitement administrent une dose de rayonnements par l'intermédiaire d'un accélérateur linéaire. Dans le cadre de cette thèse, l'accélérateur utilisé est l'accélérateur LINAC de « Varian Medical system ²⁸» présenté dans la partie suivante.

1.3 Accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire est la machine utilisée en radiothérapie externe pour produire des faisceaux d'irradiation dirigés vers le volume cible afin de détruire les cellules tumorales. Celui-ci est formé de plusieurs parties (la structure, le bras, la tête, le collimateur, et l'imageur portal) présentées dans l'illustration **Figure 2.5**.

²⁷ http://www.oncoprof.net/Generale2000/g08_Radiotherapie/g08_rt26.php

²⁸ https://www.varian.com/fr/oncology/solutions/radiotherapy



Figure 2.5: Les différentes parties d'un accélérateur linéaire

La structure est composée d'un système qui permet d'accélérer les électrons jusqu'à des énergies très élevées et de générer des faisceaux « Megavoltage » (MV) en utilisant des ondes électromagnétiques de hautes fréquences. Son principe de fonctionnement repose sur l'expulsion d'un flux d'électrons par émission thermoïonique grâce à un échauffement du filament (cathode)²⁹. Les électrons arrachés, à la sortie du canon à électrons (dispositif d'émission des électrons composé de plaques métalliques), sont ensuite envoyés vers une section cylindrique en cuivre formée de cavités où règnent des champs magnétiques différents. Ces derniers sont créés grâce à un modulateur appelé Klystron. Le Klystron a pour rôle d'accélérer les électrons par changement de polarité du champ magnétique dans les cavités. Après leur traversée dans la section accélératrice, les électrons atteignent la tête de déviation dans laquelle le faisceau d'électrons de haute énergie frappe une cible métallique, généralement du tungstène, et émet les rayons X. La zone d'accélération est représentée dans la **Figure 2.6**.

²⁹http://immunotherapie-voiedavenir.e-monsite.com/pages/deroulement-et-fonctionnement-des-traitements/les-principes-physique-de-la-radiotherapie/



Figure 2.6: Représentation physique de la section accélératrice d'un accélérateur linéaire de particules LINAC. Image issue de site web³⁰.

Les rayons sont émis à travers la tête de l'accélérateur qui est équipée d'un collimateur mutilâmes (MLC). Celui-ci est constitué de fines lames mobiles (voir **Figure 2.7**) permettant de délimiter le champ d'irradiation et de moduler le flux de photons en jouant sur la position des lames en fonction du temps. Ceci permet d'obtenir une distribution de dose parfaitement uniforme dans l'ensemble du volume tumoral. La tête est rattachée au bras de l'accélérateur qui effectue des rotations autour du patient de 360°.



Figure 2.7: Représentation d'un collimateur mutilâmes de chez Varian, le MilleniumTM MLC composé de 120 lames. Image issue du site web³¹.

L'accélérateur linéaire est aussi équipé d'un système d'imagerie de contrôle embarqué à basse énergie (KV) composé d'une source de rayons X et d'un détecteur plan³², ainsi que d'un système

³⁰ http://www.technologies-biomedicales.com/index.php?mod=articles&ac=commentaires&id=17

³¹ http://www.24x7mag.com/2014/07/radiation-oncology-101/

³² http://radiotherapie-tenon.aphp.fr/tag/imagerie-embarquee/

d'imageur portal « Electronic Portal Imaging Device » EPID à haute énergie (MV). Les images qu'ils fournissent sont utilisées pour acquérir les informations anatomiques du patient, nécessaires au repositionnement ou à la localisation exacte de la tumeur pendant le traitement.

1.4 Déroulement du Traitement

Un traitement par radiothérapie nécessite plusieurs séances qui s'étalent sur plusieurs semaines. L'organisation du nombre de séances et leur répartition se fait en fonction de l'état général du patient, de la région à traiter et de la technique utilisée. La raison pour laquelle la radiothérapie est délivrée en fractions est spécifiquement liée à la radiobiologie. En effet, des doses de rayonnement supérieures à 5 Gy sont nécessaires pour endommager l'ADN des cellules tumorales, mais cela est toxique pour les cellules tissulaires saines. Le fractionnement est utilisé pour prévoir un temps nécessaire à ces dernières de se régénérer (Paleyrie 2014). Le traitement par radiothérapie s'effectue en deux étapes : la première consiste en la planification du traitement et la seconde en la délivrance de la dose.

1.4.1 La planification du traitement

La première étape, avant le traitement, est une étape essentielle de préparation. On parle de la phase de repérage ou de simulation au cours de laquelle le patient passe un scanner en position de traitement pour acquérir ses données anatomiques. Celles-ci vont servir à la mise en place du plan de traitement. La planification du traitement suit différentes étapes :

Segmentation des organes : définition du volume cible et des OARs

Une étape primordiale dans la configuration du plan de traitement est la segmentation des organes. Cette étape consiste à délimiter les différentes structures anatomiques, en se basant sur les données de différentes modalités d'imagerie³³, souvent la TDM, TEP et/ou IRM. La planification permet de segmenter précisément la zone à irradier (le volume cible), la zone à protéger (les OARs) et les contours externes, dans le but d'assurer que la dose maximale de radiations soit reçue par la tumeur tout en minimisant la dose envoyée aux organes sains

³³ http://www.irsn.fr/FR/connaissances/Sante/applications-medicales/radiotherapie/radiotherapie-generalites/Pages/4-deroulement_traitement.aspx#.Wzd_9Z6cGM8

avoisinants. Le volume cible ainsi que plusieurs volumes tumoraux, représentés dans la **Figure 2.8**, sont définis dans le rapport de l'ICRU16 (International Commission for Radiation Unit)³⁴.



GTV (Gross Tumor Volume): Volume tumoral macroscopique.

CTV (Clinical Target Volume): Volume tumoral clinique.

ITV (Internal Target Volume): Volume tumoral interne.

PTV (Planning Target Volume): Volume tumoral planifié.

Figure 2.8: Définition des différents volumes tumoraux

L'ICRU impose que la dose soit administrée au centre ou près du centre du PTV. Les volumes sont définis comme suit : le volume macroscopique (GTV) est celui qui est visible sur l'image (scanner, IRM). Il recevra logiquement la dose la plus forte. Une marge est ajoutée à ce volume pour prendre en compte les extensions microscopiques non visibles sur l'image, on parle du volume cible clinique (CTV). Le volume planifié (PTV) rajoute une marge de sécurité à ce dernier pour prendre en compte les imprécisions matérielles, les incertitudes de la mise en place du patient ainsi que les mouvements éventuels des organes. Dans le cas d'un volume mobile, le mouvement de la tumeur ajoute une incertitude sur la définition des volumes cibles, celle-ci est prise en compte dans l'ITV qui renferme les positions extrêmes de la tumeur en inspiration et expiration.

Les OARs, par définition, sont les tissus sains entourant la tumeur et recevant une dose de radiations. Le calcul de dose délivrée à ces organes est fondamental dans la planification du traitement, et leur tolérance à l'irradiation est le plus souvent le facteur limitant de la dose administrée à la tumeur (Ortholan et al. 2007). On peut distinguer deux groupes d'OARs : les organes en parallèle et les organes en série. Il existe également des organes qui présentent des caractéristiques appartenant à ces deux groupes. Les organes en parallèle (les poumons et le foie par exemple) sont les organes constitués de sous-unités qui fonctionnent indépendamment. Une dose relativement élevée ou moyenne sur un petit volume est tolérable. Dans le cas des organes

³⁴ Report 62: Prescribing and recording and reporting photon beam radiotherapy (supplement to icru report 50). Technical report, ICRU

en série (ex : moelle épinière, tube digestif, nerfs) qui sont les organes dont la fonctionnalité de ses sous unités est fortement dépendante, l'endommagement d'une petite zone peut altérer tout le fonctionnement de cet organe. Ce type d'OARs ne doit pas recevoir une dose qui dépasse un seuil défini par risque d'avoir des effets secondaires graves comme la stérilité, des troubles cardiaques ³⁵, des anomalies de vascularisation (Antoni and Noël 2015), ou un risque d'insuffisance hépatique aiguë (De et al. 2010).

Balistique et dosimétrie

Après avoir délimité le volume cible et les OARs, les dosimétristes et les physiciens font le choix de la balistique³⁶. Cette étape consiste à définir l'énergie, la position, le nombre, l'orientation, les dimensions et la forme de chaque faisceau de radiations pour cibler la dose vers la tumeur et épargner les organes sains voisins (voir Figure 2.9). Le nombre de faisceaux varie selon le traitement et leur orientation dépend de leur nombre, de la position du volume tumoral planifié et des OARs. L'orientation du bras et la rotation du collimateur sont tout de même définis pour certains traitements ce qui permet d'obtenir un plan de traitement optimal (Dillenseger and Moerschel 2009). Une fois que la balistique est établie, les dosimétristes calculent la distribution de doses afin de vérifier que les OARs sont dans la limite des doses acceptables et que la tumeur reçoit la dose maximale. Le calcul de dose est réalisé par des systèmes de planification de traitement ou TPS « Treatment Planning System » prenant en compte les caractéristiques anatomiques définies sur l'imagerie TDM des patients et les caractéristiques physiques et géométriques des faisceaux. Finalement, une évaluation du plan de traitement est indispensable pour vérifier la qualité du traitement et s'assurer que les contraintes de dose sont respectées. Ceci peut se faire grâce aux Histogrammes Dose-Volume (HDV) qui fournissent la distribution de dose dans un volume donné, ou grâce à des courbes isodoses qui relient tous les points recevant la même dose de rayonnement dans un milieu irradié (Figure 2.10). Si les résultats du premier plan de traitement ne sont pas satisfaisants, une nouvelle planification du traitement est nécessaire afin de mieux respecter la répartition des doses.

³⁵ http://www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/diagnosis-and-treatment/radiation-therapy/side-effects-of-radiation-therapy/?region=qc

³⁶ http://www.radiotherapie-hegp.fr/index.php/cancer-traitement/la-radiotherapie-externe?id=60



Figure 2.9: Simulation d'un patient et de l'ensemble des faisceaux durant la planification de son traitement. Image issue du site web³⁷.



Figure 2.10: une courbe HDV avec en abscisse, la dose (en Gy) et en ordonnée, le volume de la structure (généralement en %). La courbe en violet représente le HDV (cumulé) d'une tumeur cible (grande partie du volume irradiée à forte dose), alors que les autres courbes présentent le HDV des organes à risque (dose maximale faible, grande partie du volume irradiée à faible dose).

1.4.2 Séances de traitement

Après calcul du plan de traitement, et suite à la validation de ce plan par le médecin, la première séance de traitement (JO) peut commencer. Durant cette séance la position du patient sur la table de traitement est définie selon la position qu'il avait lors de sa TDM. Cette position est reproduite à chaque séance de traitement. Les séances de traitement peuvent s'étaler sur plusieurs semaines durant lesquelles la dose complète de rayonnement est divisée en fractions pour permettre aux cellules normales de se régénérer. La dose totale de radiation est exprimée

³⁷ http://radiotherapie-tpe.skyrock.com/3064863015-Le-deroulement-d-un-traitement.html

en Gray (Gy). Généralement, une dose de 45 à 80 Gy (soit 1.8 à 2 Gy par jour) est délivrée à la cible selon le type de traitement et la localisation de la tumeur³⁸. Dans le cas d'une stéréotaxie, le traitement est réduit approximativement à cinq séances avec une délivrance de dose plus concentrée. La **Figure 2.11** résume les différentes étapes du déroulement de la radiothérapie depuis le dépistage du cancer jusqu'à la fin du traitement.



Figure 2.11: Les étapes du traitement du cancer par radiothérapie.

1.5 Problématiques de la radiothérapie externe

Comme le traitement par radiothérapie est administré sur une série de fractions, l'un des objectifs clés du traitement par radiothérapie est le positionnement précis du patient, en prenant en compte les mouvements respiratoires ainsi que l'évolution du volume de la tumeur pendant les séances de traitement, pour une délivrance de dose optimale. La position planifiée doit assurer les conditions de sécurité du patient pendant le mouvement des différentes parties de l'accélérateur. Aucune collision ne doit survenir pendant la délivrance du traitement.

1.5.1 Repositionnement inter-fractions

Le repositionnement inter-fractions consiste à placer le patient sur la table de traitement à chaque séance dans la position qu'il avait lors de la TDM. Cette position a un impact direct sur l'efficacité du traitement qui dépend fortement de la dose envoyée aux cellules tumorales et de la dose reçue par les tissus sains (Noël et al. 2007). Pisani et al (Pisani et al. 2000) ont démontré que les erreurs de positionnement atteindre 6.6 ± 2.4 mm, les contraintes de doses ne sont alors plus respectées. D'autre part, l'étude de Hoskin (Hoskin et al. 2008) explique que les erreurs de configuration, incluant les erreurs de positionnement du patient, sont fortement dépendantes des marges géométriques CTV-PTV. Ces erreurs, conduisent à un déplacement de la zone CTV à

³⁸ https://www.news-medical.net/health/Radiation-Therapy-Dosage-(French).aspx

l'extérieur de la zone d'irradiation ainsi qu'à un cumul de dose sur une seule partie du CTV (voir **Figure 2.12**).



Figure 2.12: L'impact des erreurs de positionnement sur la distribution de doses.

Différentes techniques sont utilisées seules ou combinées, pour positionner le patient quotidiennement sur la table de traitement. Celles-ci sont détaillées dans le paragraphe qui suit.

Outils existants

La prise en compte des mouvements du patient inter-fractions est indispensable pour améliorer la précision du traitement. Après dépistage du cancer, le patient passe une imagerie TDM durant laquelle des marques sont tatouées sur sa peau ou, dans certains cas, sur les dispositifs d'immobilisation utilisés pour minimiser ses mouvements (tels que les masques pour des traitements ORL). Ces marques permettent aux radiothérapeutes d'assurer un premier positionnement du patient pendant le traitement (Rathod et al., 2012). Celui-ci est réalisé en se basant sur un système de lasers fixés au mur qui comprend 3 sources définissant le repère de la salle de radiothérapie. Comme le montre la **Figure 2.13**, le croisement des lasers se fait au point d'isocentre de la machine sur lequel le centre de la tumeur (autour duquel converge les faisceaux) est placé (Baussé 2010). Cette technique de positionnement 1D, est peu précise étant donné que l'anatomie du patient peut varier au cours du traitement et que les organes peuvent s'être déplacés par rapport à la surface du patient et donc aux points de tatouage (Fayad et al. 2011).



Figure 2.13: Repositionnement à l'aide de lasers et des points de tatouage sur le masque d'immobilisation du patient.

La technique de positionnement par laser est associée à des images radiographiques, c.à.d. à des images KV basées sur une correspondance anatomique osseuse ou des images MV ayant une meilleure visibilité des tissus mous mais plus irradiantes (Gupta and Narayan 2012). Ces images permettent de mettre en place et de localiser la tumeur de façon précise et vérifient que la position de la tumeur est conforme à la position de référence. Les images radiographiques acquises le jour du traitement sont superposées avec les images virtuelles, créées et reconstruites (DRR ou « Digitally Reconstructed Radiographs ») à partir de la TDM durant la planification du traitement. Un système de recalage 2D est utilisé pour aligner les images reconstruites avec l'image KV correspondante. Le recalage indique le déplacement à appliquer à la table de traitement afin de bien superposer les structures anatomiques du patient dans les deux images. Pour des localisations de tumeurs plus critiques une image tomodensitométrique « Cone Beam Computed Tomogaphy » (CBCT) de meilleure qualité peut être réalisée (Topolnjak et al. 2010). Celle-ci est basée sur une reconstruction volumique au moyen d'images portales qui consistent en de multiples projections KV prises par rotation de l'imageur autour du patient. Ce volume image sera ensuite recalé en 3D avec le scanner de référence. En principe, les méthodes d'imagerie 3D permettent de mieux visualiser les points de repère internes et conduisent à des configurations plus précises que l'imagerie 2D.

Bien que les images 2D et 3D soient capables de positionner correctement le patient, ces techniques sont irradiantes. Appliquées quotidiennement, celles-ci entraînent l'administration d'une dose supplémentaire au patient, ce qui justifie qu'une attention particulière soit accordée à cette dose. Alaei et al (Alaei and Spezi 2015) ont calculé la dose globale délivrée à partir des

51

images CBCT. Ce calcul montre que dans certains cas, 4,5 cGy sont délivrés aux organes internes, avec des valeurs allant jusqu'à 7 cGy pour la dose cutanée. Selon le groupe de travail 75 de l'Association Américaine des Physiciens en Médecine (AAPM), ces doses peuvent entraîner des risques stochastiques (Murphy et al. 2007).

Alternativement, des outils non invasifs, tels que des systèmes optiques, qui n'exigent aucune exposition supplémentaire sont mis en place. Selon un certain nombre d'études menées (Bert et al. 2005), (Schöffel et al. 2007) et (Pallotta et al. 2012), ces systèmes ont généralement montré un bon accord avec les modalités d'imagerie conventionnelle pour le positionnement du patient. Il existe quelques systèmes qui sont actuellement commercialisés. On parle en particulier du système AlignRT³⁹ qui est un des produits de la société VisionRT, le système Sentinel[™] et Catalyst[™] de la gamme Galaxy3D de la société C-RAD⁴⁰.

La technologie du système AlignRT est basée sur la lumière structurée et permet d'acquérir des surfaces à une fréquence de 7.5 Hz. En utilisant des caméras stéréo 3D, AlignRT reconstruit la surface du patient, se basant sur le principe de triangulation. La reconstruction d'un modèle de surface 3D du patient est réalisée à l'aide d'un projecteur et d'un flash « speckle ». La surface ainsi reconstruite est comparée à la position de référence avec une précision submillimétrique. Bert et al (Bert et al. 2005) ont mesuré la précision du système AlignRT afin de détecter et de quantifier le décalage du patient par rapport à une image de référence. Dans cette étude, validée sur fantôme, l'écart-type maximal obtenu en comparant le décalage détecté par le système d'imagerie de surface avec les déplacements de la table, était de 0,75 mm pour les trois degrés de liberté en translation et de moins de 0,1° pour chaque rotation. Schoffel et al (Schöffel et al. 2007) ont également évalué l'applicabilité et la performance technique du système d'imagerie de surface 3D commercial AlignRT pour le repositionnement de patientes atteintes d'un cancer du sein. Les mesures ont été effectuées sur un fantôme ainsi que sur des volontaires sains. La précision des mesures après recalage 4D (3 translations + 1 rotation) comparée à la référence donne une valeur de 0,4 ± 0,3 mm et 0,3° sur fantôme. Ceux sur patients atteignent 1,0 ± 0,5 mm en translation et un maximum de 0,8° en rotation.

³⁹ http://www.visionrt.com/product/alignrt/

⁴⁰ https://c-rad.se/products/

Les systèmes Sentinel[™] et Catalyst[™] sont introduits par C-RAD comme systèmes de positionnement précis du patient en radiothérapie. Alors que le Catalyst[™] utilise une lumière optique pour scanner toute la surface de la cible, le Sentinel[™] utilise un laser pour échantillonner la surface ligne par ligne. En observant toute la surface via une caméra, le Catalyst[™] est capable de calculer la surface en temps réel, tandis que Sentinel ™ reconstruit la surface des patients à partir de projections linéaires à différents moments. Pallotta et al (Pallotta et al. 2012) ont évalué la précision de système Sentinel[™] sur 33 patients (pelvis et poumons) et ont obtenu une erreur absolue moyenne de 2,9±2,0 mm, 3,4±2,4 mm, et 2,5±2,3 mm sur les axes vertical, longitudinal, et latéral respectivement pour les cancers pelviens. Pour les cancers pulmonaires, les mesures montrent des erreurs absolues moyennes de 1,3±1,2 mm, 2,7±1,8 mm, et 1,4±1,2 mm sur ces trois axes. Une autre étude (Stieler et al. 2012) a évalué la précision du scanner Sentinel[™] chez des patients ayant des cibles dans différentes zones de traitement. Le désaccord comparé aux images CBCT de 153 fractions est de -1,0 ± 3,6 mm en latéral, 1,0 ± 6,3 mm en longitudinal et -1,8 ± 5,9 mm en vertical. Stieler et al (Stieler et al. 2013) ont également calculé la précision du positionnement et la reproductibilité du système Catalyst™ sur fantômes, 224 fractions ont été analysées sur des patients ayant des cibles cervico-faciales, thoraciques et pelviennes. L'erreur calculée comparée aux décalages obtenus par les images CBCT était de 0,7 ± 2,8 mm en latéral, - $1,3 \pm 4$ mm en longitudinal et $1,5 \pm 3,6$ mm en direction verticale.

Les systèmes, tels que AlignRT et Sentinel[™], offrent un positionnement précis du patient mais la fréquence d'acquisition ne permet pas des acquisitions en temps réel. De plus, le scanner Galaxy Sentinel a une vitesse de balayage (pour une seule surface) allant jusqu'à 5 s ce qui peut être critique en termes de « gating » et suivi en temps réel. D'autres difficultés sont rencontrées dans la reconstruction de certaines surfaces comme les vêtements ou les cheveux (Willoughby et al. 2012). Bien que le système Catalyst[™] analyse les surfaces en temps réel, sa précision est limitée.

La plupart des solutions disponibles basées sur l'acquisition surfacique, sont généralement assez coûteuses, et requiert des matériaux spéciaux, comme des lasers ou des caméras de vision stéréo très précises (Schaller et al. 2009). De plus, ces systèmes commerciaux sont complexes et il n'est donc pas facile de les modifier pour des applications personnalisées.

53

De nouvelles technologies ont fait leur apparition dans le but de développer des systèmes moins coûteux assurant le repositionnement avec une précision cliniquement acceptable. Ces derniers sont des systèmes optiques non invasifs qui capturent l'ensemble de la surface du patient en temps réel. Ils présentent donc une solution intéressante pour le repositionnement du patient à chaque fraction du traitement. Nous parlons notamment des capteurs de profondeur utilisés récemment dans de multiples applications de santé. L'intérêt de tels systèmes en comparaison avec ceux cités précédemment est leur fréquence d'acquisition qui permet, non seulement le repositionnement quotidien du patient, mais aussi le suivi de ses mouvements altérant la bonne position de la cible comme le suivi des mouvements respiratoires.

Platch et al (Placht et al. 2012) ont évalué la précision de la caméra PMD pour calculer les translations et rotations appliquées à la table afin de repositionner quotidiennement le patient en utilisant un fantôme. La précision du système utilisé a montré une erreur de déplacement en 4D (3 translation et 1 rotation) égale à 1,62±1,08 mm en translation et 0,07°±0,05° en rotation. Höller et al (Höller et al. 2008) ont comparé les images obtenues par une caméra PMD avec l'image de référence acquise lors de l'imagerie scanner. Les résultats obtenus sur fantôme montrent une erreur de positionnement de ± 2mm. La kinect V1 a également été exploitée dans ce but (Bauer et al. 2011). L'erreur de mouvement estimée est de 13,4 mm en translation et de 1,5° en rotation. Dans notre laboratoire, différents systèmes de caméras ToF ont été évalués. Dans un premier temps, Wentz (Wentz 2013) a comparé la précision d'un système mono et stéréo de caméras SR4000 en appliquant des translations à la table de traitement et en mesurant la différence par rapport aux déplacements calculés. Les mesures sur fantôme ont montré de meilleurs résultats avec 2 caméras pour un déplacement supérieur à 1 cm seulement, alors que les mesures sur un volontaire étaient globalement meilleures en utilisant 2 caméras. L'erreur moyenne obtenue était de 1,4 mm en latéral, de 1,1 mm en vertical et de 8,9 mm en longitudinal pour une large zone d'observation. Cette erreur diminuait à 1,0 mm, 0,9 mm et 3,4 mm pour une région d'observation réduite. Dans un second temps, Gilles (Gilles 2016) a analysé la précision d'un système Stéréo SR4000 avec des déplacements à 3 degrés de liberté (3DDL) ainsi qu'à 6 degrés de liberté (6DDL) au travers de données cliniques. Dans cette étude, le repositionnement est fourni par le recalage de zones d'intérêt par l'algorithme ICP. Les expériences ont montré qu'afin d'obtenir une convergence vers la meilleure solution, deux ICP devaient être appliqués itérativement. Le premier pour des régions larges et le deuxième pour des zones plus restreintes. L'erreur absolue obtenue pour la détection de déplacement est de 0,8 \pm 0,7 mm en 3DDL sur des données cliniques et 3,9 \pm 1,2 mm en 6DDL sur des tests sur fantôme (4,5 \pm 0,9 mm pour des angles supérieurs ou égaux à 2° et 3,4 \pm 1,4 mm pour des rotations inferieures à 2°). Cette erreur inclut les imprécisions de la machine notamment lors des déplacements de la table en 6DDL principalement avec l'augmentation des rotations. Afin d'améliorer les résultats, Gilles a exploité une modélisation de surfaces par BSpline. L'erreur absolue obtenue en 6DDL sur des tests sur fantôme a ainsi été réduite à 0,8 \pm 0,5 mm.

1.5.2 Suivi du mouvement respiratoire

Les mouvements du patient pendant la séance d'irradiation représentent une problématique majeure en radiothérapie externe. Il s'agit particulièrement de la respiration qui induit le mouvement de nombreux organes tels que les poumons, l'œsophage, le foie, la prostate, et les reins. Ceci entraine le mouvement du volume cible si la tumeur est voisine ou dans l'un de ces organes (Keall et al. 2006), (Seppenwoolde et al. 2002), (Webb 2006). Le mouvement des organes dû à la respiration engendre une incertitude dans la position exacte de la tumeur et des OAR. Les risques potentiels sont un sous-dosage de la tumeur et un surdosage des tissus sains. Par conséquent, la prise en compte de ces mouvements augmente la qualité et l'efficacité du traitement, améliore l'administration de la dose sur les zones tumorales et préserve les tissus sains avoisinants (Bortfeld et al. 2002), (George et al. 2005).

Outils existants

Les mouvements intra-fractions peuvent être évités en utilisant des systèmes de blocage respiratoire ou de compression abdominale. Ces systèmes permettent de limiter l'amplitude des mouvements respiratoires du patient pendant la séance (Heinzerling et al. 2008). D'autres techniques permettent au patient de respirer librement. Sa respiration est ainsi suivie par des systèmes de contact tels que la ceinture de pression (Simon et al. 2007) qui donne un signal 1D localisé ou le RPM⁴¹ qui utilise un boîtier attaché sur l'abdomen du patient. Des systèmes sans

⁴¹ https://www.varian.com/fr/oncology/products/real-time-tracking-motion-management/real-time-positionmanagement-rpm?cat=resources

contact ont récemment été utilisés tels que les capteurs de profondeur et ont démontré un bon accord avec les systèmes cliniques (Wentz 2013).

1.5.3 Collisions

Pendant la séance de traitement, l'accélérateur tourne autour du patient. Selon le type et l'emplacement de la tumeur, le patient peut avoir différentes positions sur la table de traitement. Les mouvements de la machine ainsi que les éventuels mouvements du patient peuvent entrainer des collisions machine/machine ou machine/patient. La société Varian a signalé plusieurs cas où le bras de l'accélérateur en mouvement a heurté la table ou le patient⁴². Un des défis en radiothérapie est donc de garantir la sécurité des patients ainsi que le bon fonctionnement de la machine. La conception d'un système capable de détecter de telles collisions permet d'assurer la sécurité du patient, d'éviter les dommages matériels et d'augmenter l'efficacité clinique du traitement. Le risque de collisions augmente avec l'intégration des nouveaux protocoles de « radiothérapie 4π » qui utilisent un grand nombre d'angles de faisceaux non coplanaires délivrés simultanément avec le mouvement de la table de traitement pour optimiser les doses de rayonnement ciblées et épargner d'une manière plus efficace les tissus normaux (Sanchez Rodriguez 2017).

Systèmes existants

Plusieurs solutions ont été élaborées afin de détecter et de prédire les collisions en radiothérapie. Cliniquement, la machine Varian TrueBeam a intégré des systèmes pour assurer la sécurité du patient et le bon fonctionnement de l'équipement. Ces systèmes préviennent les collisions entre le matériel, dépendantes de la mécanique des différents composants de la machine, ainsi que les collisions avec le patient. Le LaserGuard II⁴³ est le système responsable de la sécurité du patient pendant le traitement. Ce système scanne la région entre la face du collimateur et les patients à l'aide d'un laser infrarouge. Il arrête le mouvement de la machine si n'importe quel objet entre dans sa zone de protection, même s'il n'y a pas vraiment de risque de collision. Lorsque de fausses collisions sont détectées, le traitement est arrêté ce qui entraîne

⁴²http://ansm.sante.fr/content/download/57469/738269/version/1/file/mes-140106-accelerateurslineaires-Varian 1.pdf

⁴³ Varian Medical Systems, LaserGuard Instructions for use, October 2008.

une perte de temps pendant le traitement. Le LaserGuard n'arrive pas à détecter les collisions entre le patient et les côtés ou le haut de l'accélérateur, et peut être trompé lors de l'utilisation de certains dispositifs d'immobilisation, comme décrit sur le site MyVarian⁴³.

Plusieurs méthodes développées dans la littérature s'occupent de la problématique de collisions en radiothérapie. Les premières méthodes développées par Humm et al (Humm et al. 1995), et Kessler et al (Kessler et al. 1995) ont simulé la machine de traitement et le patient afin de visualiser les collisions potentielles pendant l'exécution des traitements. Dans ces études, l'espace du patient n'est pas correctement simulé : il est modélisé comme un prisme elliptique.

D'autres méthodes (Beange and Nisbet 2000), (Hua et al. 2004) sont fondées sur des approches analytiques de détection de collisions pour vérifier la faisabilité d'un plan de traitement. Ceci permet d'éviter un temps de simulation parce qu'on connaît a priori les déplacements avec risque de collision. Stewart et al (Becker 2011), (Becker et al. 2013) se sont occupés de la détermination des zones d'espace libre du bras de l'accélérateur en créant une série de tableaux qui montrent les angles de collisions entre l'accélérateur et la table des machines Varian, Siemens et Elekta Linacs. Ces études permettent d'éviter les collisions mécaniques entre les composants en testant les différentes combinaisons de positions accélérateur/table qui conduisent à une potentielle collision. Cependant, ces méthodes ne prennent pas en compte l'espace occupé par le patient ce qui augmente le risque de collisions.

D'autres approches ont permis de développer des systèmes spécifiques au patient. Celles-ci consistent à effectuer un essai à vide « Dry run⁴⁴ » pendant la phase de simulation par TDM en exécutant le plan de traitement sans rayonnement (Hamza-Lup et al. 2007). Durant l'essai à vide le patient est placé sur la table dans sa position de traitement pour vérification de collision. Si une collision est prévue durant la planification du traitement, une nouvelle planification serait nécessaire, ce qui retarderait le traitement du patient.

⁴⁴https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/TrueBeamSafetyBrief_RAD10274_December 2012.pdf

Contexte médical

Par ailleurs Nioutsikou et al (Nioutsikou et al. 2003) et Hamza et al (Hamza-Lup et al. 2008) ont intégré des systèmes de détection et de prévention de collisions qui modélisent la machine et la surface du patient en se basant sur l'imagerie TDM. Padilla et al (Padilla et al. 2015) ont développé un système « offline » de prédiction de collisions utilisé pendant la planification du traitement en modélisant la surface du patient filmée par kinect dans la position du traitement. La précision de ce système est évaluée en comparant les angles de collision prédis avec ceux obtenus dans la salle de traitement. L'erreur calculée varie de 0,5° à 1,2°.

La modélisation de la surface du patient en se basant sur des formes géométriques simples ou sur le contour de l'image TDM n'est pas assez précise. En effet, l'anatomie du patient peut varier entre les séances et la TDM. De plus, la surface complète des patients et les dispositifs d'immobilisation utilisés dans certains traitements, conduirait à des collisions imprévues durant le traitement.

Dans une étude très récente, Cardan et al (Cardan et al. 2017a) ont développé un système de détection de collisions spécifique au patient et applicable durant la planification du traitement en basé sur l'acquisition des surfaces complètes du patient via la Kinect V2. Quatre patients ont été intégrés dans cette étude. La précision du système est de 97,3% \pm 2,4% entre les collisions physiques et les collisions virtuelles simulées. Cependant, pour la prédiction de collisions, la précision moyenne varie de 95,3% \pm 3,1% à 91,5% \pm 3,6% en fonction de la marge de sécurité. Bien que cette méthode soit spécifique au patient, elle n'est applicable qu'en mode offline et ne prend donc pas en compte les mouvements éventuels du patient pendant le traitement.

Aucune des solutions proposées à l'heure actuelle ne prend en compte l'information en temps réel, telle que la surface actuelle du patient et ses mouvements éventuels pendant le traitement. En effet, pour des traitements des poumons, les bras du patient constituent la principale cause de collisions avec la tête de l'accélérateur. Ceux-ci ne sont pas pris en compte dans le modèle construit du patient. D'autre part, les mouvements involontaires du patient qui peuvent survenir pendant l'administration du traitement entraînent des collisions qui ne sont pas détectées pendant le processus de planification du traitement.

58

Nous avons présenté des problématiques liées au traitement par radiothérapie externe, nous présenterons dans la section suivante une nouvelle application liée à la réanimation médicale dans le but de répondre à la problématique de la surveillance non invasive de la ventilation mécanique des patients.

2. La réanimation médicale

Les problématiques liées au traitement du cancer par radiothérapie sont largement abordées dans des études visant à rechercher des moyens non invasifs pour remplacer les outils cliniques. Or, d'autres domaines cliniques et médicaux sont actuellement à la recherche de nouveaux dispositifs sans contact qui améliorent la prise en charge des patients. Nous citons par exemple la réanimation médicale, un service primordial pour la survie des patients. La problématique de suivi de la ventilation est fortement observée dans les services de réanimation pour certains patients ayant un état critique de ventilation. Nous présenterons donc dans cette section le principe biologique et médical de la ventilation mécanique.

2.1 Respiration

La respiration correspond à l'ensemble des phénomènes physiologiques permettant les échanges gazeux nécessaires au fonctionnement de l'organisme. Son rôle principal est d'apporter de l'oxygène (02) aux cellules et d'évacuer le gaz carbonique (CO2) (Keall et al. 2006). Ce processus d'échange des gaz se déroule suivant 4 étapes fondamentales (Thews 1983) qui sont représentées dans la **Figure 2.14**:

La ventilation pulmonaire assure l'échange gazeux et le renouvellement des gaz à partir de l'air extérieur dans les alvéoles pulmonaires. Cet échange est géré par les muscles respiratoires parmi lesquels figure le diaphragme. L'expansion et la contraction de ces muscles permet ainsi la ventilation pulmonaire et s'effectue en deux phases distinctes (inspiration et expiration). Les échanges gazeux se font grâce à des différences de pression entre l'intérieur et l'extérieur du poumon (West and Seigneur 1975). Pendant la phase d'inspiration, les muscles inspiratoires produisent une augmentation du volume pulmonaire qui est accompagnée par une diminution de la pression alvéolaire (ou pression des poumons). Cette pression devient alors inférieure à la pression atmosphérique, ce qui induit le passage d'air de l'extérieur vers les poumons. D'autre part, durant la phase d'expiration le diaphragme se contracte ce qui provoque une diminution du volume à l'intérieur du poumon suivie d'une augmentation de la pression alvéolaire entraînant l'expulsion de l'air des poumons vers l'extérieur.

- La diffusion alvéolo-capillaire (Figure 2.15) est le passage de l'air à travers la membrane alvéolo-capillaire des alvéoles vers les capillaires pulmonaires et vice versa. Ces échanges sont assurés par le processus physique de diffusion qui permet le passage des molécules d'O2 d'un compartiment où elles sont hautement concentrées vers un compartiment de plus basse concentration.
- Le transport des gaz (O2 et CO2) des poumons vers les tissus ou des tissus vers les poumons est assuré par la circulation sanguine. Après la diffusion de l'oxygène de l'alvéole vers le capillaire pulmonaire, celui-ci est transporté par le sang vers les tissus périphériques et est combiné à l'hémoglobine pour former l'oxyhémoglobine. Une faible quantité est dissoute dans le plasma. Par ailleurs, le CO2 produit par les cellules est transporté essentiellement vers les poumons par combinaison de celui-ci après réaction chimique avec le plasma ou par liaison avec l'hémoglobine dans les Globules Rouges (GR).
- La respiration cellulaire (passage des gaz des capillaires vers les tissus) consiste à l'oxydation totale de la matière organique en matière minérale, en présence d'O2. Ce processus permet ainsi la libération de l'énergie nécessaire au fonctionnement de la cellule et produit du CO2 en tant que déchet métabolique.



Figure 2.14: Système respiratoire. Image issue du site web⁴⁵

⁴⁵ https://online.science.psu.edu/biol141_wc/node/7591



Figure 2.15: Echange gazeux alvéolo-pulmonaire.

2.2 Ventilation mécanique

2.2.1 Définition

En médecine, la ventilation mécanique (ou artificielle) est une technique d'assistance ventilatoire destinée à suppléer la respiration du patient, selon ses besoins. Elle permet au patient de respirer de façon partielle ou totale en cas de défaillance. Les objectifs cliniques de la ventilation mécanique sont de maintenir les échanges gazeux, de réduire ou de remplacer l'effort respiratoire, et de surveiller la consommation d'O2 systémique (Muñoz 2003). Ce mécanisme est assurée via un appareil appelé ventilateur ou respirateur. Celui-ci, constitue un organe artificiel délivrant de l'air au patient par l'intermédiaire d'un dispositif non invasif (via un masque ou une branche nasale) ou invasif (via l'insertion du tube comme présenté dans la **Figure 2.16**). Il génère des cycles respiratoires artificiels qui imitent la respiration naturelle du patient dans le but de remplacer les muscles ventilatoires défaillants tout en permettant le passage de l'air dans le sang en quantité suffisante. La ventilation se pratique le plus souvent dans un contexte de soins critiques (médecine d'urgence ou réanimation) et en cas d'anesthésie générale.



Figure 2.16: Ventilation mécanique par sonde endotrachéale.

2.2.2 Les paramètres de la ventilation

Les patients ventilés mécaniquement nécessitent une surveillance constante pour évaluer l'évolution de la dynamique des voies respiratoires. Les paramètres les plus importants à contrôler en ventilation mécanique sont les suivants (Carrillo and López-Herce 2003):

- le volume courant (Vt) : volume insufflé à chaque cycle, réglé en fonction du poids du patient,
- la fréquence respiratoire (Fr) : nombre de cycles respiratoires comprenant l'inspiration et l'expiration ; elle est exprimée en cycle par minute (cpm),
- la fraction inspirée en oxygène (FiO2) : concentration en oxygène du mélange inspiré par le patient,
- la pression d'insufflation (PI) : pression mesurée pendant l'inspiration,
- la pression de crête : pression maximale à l'intérieur des voies aériennes atteintes pendant l'insufflation active,
- la pression de plateau : pression qui règne au sein des alvéoles en fin d'inspiration,
- la pression moyenne : moyenne de la pression mesurée pendant un cycle complet,
- la pression expiratoire positive (PEP) : pression résiduelle maintenue dans les voies aériennes pendant l'expiration,
- le débit d'insufflation : vitesse d'insufflation du volume courant (V_t), c'est donc la vitesse à laquelle se remplissent les poumons,
- le rapport I/E (rapport temps inspiratoire / temps expiratoire) : durée du temps inspiratoire par rapport au temps total du cycle ventilatoire,
- l'aide inspiratoire (AI) : assistance en pression à la ventilation spontanée du patient,
- le trigger : mécanisme de reconnaissance de l'effort inspiratoire.

Ces paramètres sont fixés par le médecin en fonction de l'état de santé du patient et ses besoins. La surveillance des paramètres ventilatoires, assurée par le respirateur, permet de détecter toute hyper ou hypo ventilation et d'adapter ainsi le respirateur au patient afin de maintenir ses fonctions vitales.

2.2.3 Modes de ventilation

Le ventilateur de réanimation délivre une assistance respiratoire soit en pression (mode barométrique), soit en volume (mode volumétrique)⁴⁶. Durant la ventilation en pression, la pression inspiratoire est réglée en surveillant les changements de volumes engendrés par les variations de pression qui ne sont pas limitées par le respirateur. Une alarme sur la spirométrie et le volume courant est fixée afin d'éviter le risque de volo-traumatisme (Roch and Mercier-IDE 2011). La ventilation en volume nécessite quant à elle un réglage du volume courant ou de la spirométrie. La pression engendrée par le volume d'air, qui n'est pas limitée par la machine, doit alors être contrôlée (alarme de pression crête). Cela nous permet d'éliminer le risque de barotraumatisme (Thille et al. 2005).

Le tableau ci-dessous résume les différents modes de ventilation :

Paramètres ventilatoires	Mode volumétrique (en volume)	Mode barométrique (en pression)
Volume courant (V _t)	Fixe	Variable
Pression des voies aériennes	Variable	Fixe
Alarmes à surveiller	Pression maximale Pression moyenne Pression plateau	Volume courant Ventilation minute

Le choix des modes de ventilation doit être adapté à la pathologie et à la physiologie du patient. Le critère principal qui sert à définir les modes de ventilation est le mode ventilatoire du patient, défini par les caractéristiques de son cycle respiratoire (spontané ou via le ventilateur) et les pressions des voies aériennes du patient. Celui-ci détermine la méthode d'assistance inspiratoire délivrée par le ventilateur. Pour chaque mode de ventilation nous pouvons associer différentes modalités de ventilation: ventilation contrôlée, assistée et spontanée (Tobin 1994).

⁴⁶ https://www.openanesthesia.org/modes_of_mechanical_ventilation/

Ventilation contrôlée (VC) : (Cadi et al. 2008)

C'est un type de ventilation durant lequel un volume courant préréglé est insufflé dans les poumons du patient à une fréquence prédéterminée. C'est le mode de ventilation classique, choisi en cas de dépression des centres respiratoires ou lorsque la ventilation spontanée du patient n'est pas souhaitée, dans le but de limiter la consommation d'O2 du patient par exemple. Ce mode impose que la totalité du support ventilatoire soit fournie par le ventilateur ce qui rend toute activité respiratoire spontanée du patient impossible. La respiration du malade est ainsi assurée par la machine et le patient ventilé n'a aucune participation active.

Ventilation assistée contrôlée (VAC) : (Carpio and Mora 2017)

Durant la VAC, le respirateur insuffle un volume courant préréglé à chaque demande du patient (inspiration), tout en assurant une fréquence minimale au-delà de laquelle le ventilateur passe automatiquement en mode contrôlé. Il s'agit donc d'une ventilation contrôlée à laquelle a été rajouté un dispositif permettant la détection des appels inspiratoires spontanés du patient, appelé trigger. Ce mode fait intervenir l'activité inspiratoire du malade, lui permettant de déclencher, à son propre rythme, des cycles respiratoires. La ventilation VAC facilite l'adaptation du patient au ventilateur, permettant ainsi d'optimiser les échanges gazeux, de diminuer l'effort des muscles respiratoires et de suppléer à la perte de muscles respiratoires.

Ventilation spontanée avec aide inspiratoire: (Herndon 2007)

La ventilation spontanée permet au patient de respirer tout seul, la machine n'est là que pour lui apporter une aide en pression lors de ses inspirations. Cela implique que le patient déclenche tous les cycles et que le ventilateur l'assiste lors de l'inspiration en générant une pression fixée par le clinicien. Le niveau d'assistance est déterminé par le niveau d'aide inspiratoire (différence entre pression inspiratoire et PEP). Quand le débit inspiratoire diminue jusqu'à la valeur seuil (trigger expiratoire), cela indique la transition entre la phase d'inspiration et la phase d'expiration. Dans ce mode barométrique, le clinicien fixe le niveau de pression d'aide inspiratoire (AI), le niveau de PEP, la valeur du seuil de déclenchement (trigger inspiratoire) et la pente de montée en pression en fonction de la réponse du patient en termes de fréquence ventilatoire et de volume courant. Ce mode est souvent utilisé dans un contexte de sevrage ventilatoire étant donné qu'il est plus physiologique et très proche de la ventilation spontanée.



La Figure 2.17 résume les différents modes et modalités de la ventilation mécanique.

Figure 2.17: Modes et modalités de la ventilation

2.3 Réanimation

La réanimation⁴⁷ est un service qui regroupe les soins intensifs prenant en charge des patients dont les fonctions vitales sont grandement compromises. L'atteinte de ces fonctions peut provoquer rapidement le décès. Le but de la réanimation est de rétablir l'ensemble des fonctions des organes présentant une ou plusieurs défaillances viscérales. On parle notamment de la défaillance respiratoire qui représente la première défaillance suppléée. En réanimation, le patient est relié via une interface (sonde d'intubation ou trachéotomie) à des machines responsables d'assurer la ventilation mécanique et sa surveillance (l'activité du cœur et des poumons). Des paramètres ventilatoires considérés comme cruciaux pour pallier à la défaillance respiratoire sont également mesurés et contrôlés en permanence. Il existe deux procédés ventilatoires : la ventilation non invasive (VNI) ou la ventilation invasive (VI).

2.3.1 Ventilation non invasive

La VNI, est une technique d'assistance respiratoire n'ayant pas accès aux voies aériennes inférieures (Coisel et al. 2013). Le support ventilatoire est apporté par le ventilateur au patient, par l'intermédiaire de différentes interfaces telles que des masques nasals, narinaires, naso-

⁴⁷ https://www.britannica.com/science/intensive-care-unit

buccals facials ou des casques. Un débit généré par le ventilateur permet la délivrance de l'air respiré. Cette technique de ventilation peut être indiquée chez des patients atteints de pathologies respiratoires souvent chroniques, particulièrement chez des sujets présentant une aggravation de la respiration (décompensation aiguë) ou des patients ayant une Bronchopneumopathie Chronique Obstructive (BPCO).

Limites et contre-indications

La VNI représente une alternative qui permet d'éviter la morbidité (directe ou indirecte) liée à la ventilation invasive. Toutefois, la mise en place et le réglage de ces procédés d'assistance ventilatoire sont réputés difficiles (Schiavina and Fabiani 1993). De plus, cette méthode est inefficace en cas de perturbations importantes de la mécanique ventilatoire et dans le cas de certaines maladies neuromusculaires (Bach and Penek 1991), (Hill et al. 1992), la VNI présente de nombreuses contre-indications surtout chez les patients souffrant de troubles de la déglutition, de dilatation gastro-intestinale aiguë ou d'hémorragie digestive, et de vomissements incoercibles (Evans et al. 2001). D'autres complications mineures⁴⁸ (Georges et al. 2010) telles que l'inconfort, l'irritation, les lésions cutanées dues au point d'appui du masque, l'allergie au masque souvent liée à un désinfectant/savon utilisé pour son entretien, limitent également l'application de la VNI. Cette méthode n'est pas adaptée pour des patients non coopérants et agités. Notons que l'application de cette technique nécessite une surveillance particulière de l'adaptation du masque et de ses points d'appuis, du confort du patient et de sa tolérance à la VNI, et de l'absence de fuites autour du masque. Dans certains cas, la VNI n'est pas suffisante car le patient présente soit des signes d'épuisement, soit une mauvaise tolérance à ce type de ventilation, soit un état de conscience qui la contre indique. L'intubation endotrachéale de l'individu est ainsi la solution la plus adaptée⁴⁹.

2.3.2 Ventilation invasive

La ventilation mécanique invasive constitue une intervention vitale pour les patients ayant des difficultés respiratoires. L'application de cette technique implique un dispositif pénétrant par la bouche, le nez ou la peau pour créer une voie aérienne artificielle. Les tubes

⁴⁸ https://www.hug-ge.ch/procedures-de-soins/ventilation-non-invasive-vni-chez-adulte

⁴⁹ https://www.resmed.com/fr-fr/hospital/indications-for-ventilation/treatments/iv--invasive-ventilation--.html

utilisés pour la VI se divisent en deux types⁵⁰. Le tube endotrachéal standard, inséré par le nez ou la bouche, fournit une voie aérienne sécurisée et est principalement utilisé chez les patients adultes souffrant d'insuffisance respiratoire aiguë. Le deuxième tube est un tube de trachéotomie, inséré via une stomie, une ouverture créée chirurgicalement dans la trachée, qui est utilisé pour les patients ayant besoin d'une ventilation mécanique à long terme.

La ventilation invasive fournit de l'air selon un cycle temporisé à travers le tube, et assure que le patient prenne un nombre minimum de respirations par minute. Les ventilateurs doivent être ajustés pour répondre aux efforts du patient. Cette technique est souvent utilisée en cas d'insuffisance respiratoire aiguë, en cas de troubles neurologiques ou en cas de sevrage et d'insuffisance respiratoire chronique lorsque la ventilation non invasive est impossible à gérer correctement (Vazel et al. 2004).

Limites et contre-indications

Le recours à une VI permet de faciliter la ventilation tout en diminuant le risque d'obstruction dans les voies aériennes supérieures. Toutefois, la ventilation invasive est une procédure à haut risque. Sa réalisation et son maintien peuvent aboutir à des complications multiples (Pingleton 1988). L'intubation est associée à une incidence élevée de complications (20 à 50%) pouvant menacer le pronostic vital (collapsus, hypoxémie, troubles du rythme, intubation œsophagienne, régurgitation...). D'autres complications générales sont liées à des infections de stomie, des hémorragies stomacales, une pression excessive du brassard et un emphysème sous-cutanée ou une pneumonie, et plus fréquemment une sténose trachéale (Stauffer et al. 1981).

Par ailleurs, il existe aussi des contre-indications à l'intubation, citons notamment l'hypoxémie sévère⁵¹. L'hypoxémie est définie par un déficit du volume d'oxygène dans le sang, en dessous de 80%⁵². Elle est résultante d'une mauvaise connexion entre les capillaires sanguins et les alvéoles pulmonaires. Les conséquences d'une hypoxémie engendrent une diminution de l'oxygène distribué dans les tissus par le sang ou une accélération anormale du rythme cardiaque. Le

⁵⁰ https://reanesth.chu-bordeaux.fr/IDE-r%C3%A9a-IADE/L-%C3%A9cole-d-Infirmiers-Anesth%C3%A9sistes-%C3%A0-Bordeaux/PROMOTION-DARWIN-2012-2014/Les-cours-en-ligne-Promotion-Darwin-2012-2014/SEMESTRE-1/UE-22-Physio-int%C3%A9gr%C3%A9e,-Physiopath/INTUBATION/Intubation-texte.pdf/ ⁵¹ https://sofia.medicalistes.fr/spip/IMG/pdf/Intubation_en_urgence_du_patient_hypoxemique.pdf

⁵² http://www.respir.com/doc/public/pathologie/insuffisance-respiratoire-chronique.asp

patient présentant une hypoxémie sévère peut aggraver les complications de l'intubation. D'autres facteurs, tels que les troubles cardiovasculaires, l'hypotension artérielle et les troubles du rythme cardiaque présentent aussi des complications notables limitant l'application de la VI (Tobin 1994). Eviter ainsi le plus possible l'intubation de tels patients contribue à limiter les effets secondaires de cette procédure à haut risque.

2.4 Problématique en réanimation

Selon (Acute Respiratory Distress Syndrome 2000), le réglage des paramètres de la ventilation mécanique est cruciale particulièrement pour des patients ayant une respiration instable (Marjanovic et al. 2017). Ils ont montré que le volume de ventilation courant peut provoquer des dommages comme des lésions pulmonaires. L'intubation de ces patients est à haut risque et a des conséquences directes sur la morbidité et la mortalité (Jaber et al. 2006).

La surveillance non invasive de la respiration des patients sous ventilation spontanée est d'importance capitale pour le service de réanimation médicale. L'observation en continu du volume respiratoire permet aux cliniciens de suivre l'état du patient, et d'améliorer le pronostic de ces patients. Ceci permet de diminuer le temps de ventilation invasive, diminuer les risques de l'intubation (agents sédatifs et curares), et de réduire les lésions pulmonaires supplémentaires que peut provoquer la ventilation invasive. Cela est bénéfique également pour tout patient difficile à intuber suite à des troubles cardiaques ou tout patient immunodéprimé ou présentant une pneumopathie hypoxémiante.

Les méthodes d'évaluation du volume pulmonaire et du mouvement de la paroi thoracique sont essentielles pour un diagnostic précis ainsi que pour la surveillance du rythme cardiaque et respiratoire du patient.

Outils existants

Il existe différents appareils cliniques (respirateur, scope, etc.) utilisés pour la surveillance de la ventilation du patient. Le plus utilisé est le respirateur permettant à la fois de remplacer les muscles ventilatoires défaillants en délivrant de l'air au patient et de surveiller les paramètres de ventilation (Du Besset et al. 2011).

69

Le premier ventilateur, le « Spirophore d'Eugène Woillez » a été créé en 1876 en appliquant une variation de pression externe. L'évolution des respirateurs a permis l'amélioration des performances de ventilation, l'apparition de nouvelles fonctions et de nouveaux modes de ventilation (Richard et al. 2002), ainsi qu'une meilleure adaptation à la physiopathologie du patient. Les respirateurs permettent la suppléance en ventilation en insufflant un volume d'air au patient tout en surveillant les paramètres de ventilation (tels que la fréquence respiratoire, le rythme cardiaque, le taux d'oxygène dans le sang, le volume courant, etc.) dans le but de les adapter à ses besoins avec différents systèmes d'alarme de sécurité lorsqu'une hyper ou une hypo ventilation est détectée, ou en cas d'une fuite dans le circuit.

Le domaine clinique manque d'un moyen non invasif et sans contact capable de surveiller en permanence la ventilation spontanée des patients. Les techniques de mesure respiratoire précises, telles que la pléthysmographie inductrice respiratoire ⁵³, l'impédance thoracique (Houtveen et al. 2006), la pneumographie par impédance (Seppä et al. 2010), la photopléthysmographie (Corbishley and Rodríguez-Villegas 2008), les jauges de contrainte (De Groote et al. 2000) et les magnétomètres (Levine et al. 1991) sont encombrants et coûteux et ne sont pas tous adaptés à l'environnement clinique.

Les méthodes traditionnelles telles que la spirométrie⁵⁴ et la pneumotachographie⁵⁵ mesurent le débit d'air en respiration, ces techniques de contact ont une procédure dépendante de la coopération du patient. Elles permettent de mesurer le volume respiratoire complet, mais elles ne peuvent pas détecter les anomalies du mouvement de la paroi thoracique, telles que l'œdème pulmonaire et la fonction thoracique régionale. La ceinture de respiration (non invasive) permet de mesurer le rythme respiratoire. Toutefois, cette méthode est peu précise et fournit un signal 1D localisé sur un point de contact.

La détection conventionnelle de la respiration est couramment traitée avec des méthodes de contact qui semblent être défavorables aux patients et pas assez précises (Li et al. 2017). En effet,

⁵³ https://www.maxisciences.com/plethysmographie/plethysmographie-definition-comment-se-passe-l-examenquels-risques-et-contre-indications_art39440.html

⁵⁴ https://www.revmed.ch/RMS/2009/RMS-218/Pratique-et-interpretation-de-la-spirometrie-au-cabinet-du-medecin-de-premier-recours

⁵⁵ https://www.etudier.com/dissertations/Le-Pneumotachographe/238719.html

dans le domaine de l'analyse respiratoire dynamique, il est avantageux qu'aucun contact physique ne soit établi entre le système de mesure et le patient. Cela assure un minimum d'interférences avec la respiration du patient. Les études récentes tendent vers le développement de systèmes sans contact pour surveiller les fonctions respiratoires. Ces systèmes sont basés sur des techniques hyperfréquences (Singh et al. 2011), (Dei et al. 2009) ou des techniques optiques comme l'imagerie thermique (Chekmenev et al. 2005), la pléthysmographie à lumière structurée (Aoki et al. 2012) et la pléthysmographie optoélectronique (Aliverti et al. 2000), (Cala et al. 1996). Ces méthodes nécessitent des instruments de mesure spécifique et une procédure de configuration compliquée. Par conséquent, plusieurs systèmes de mesures abordables ont été développés. Poh et al. (Poh, et al. 2011) ont proposé une technologie de mesure respiratoire à faible coût à l'aide d'une caméra Web. D'autres techniques utilisent des caméras de profondeur dans l'optique de mesurer la ventilation d'un individu sain. Yu et al (Yu et al. 2012), Benetazzo et al (Benetazzo et al. 2014), et Harte et al (Harte et al. 2016) ont développé un système pour mesurer les changements morphologiques de la paroi thoracique en se basant sur l'acquisition d'images surfaciques à l'aide des caméras Kinect V1. Plus récemment, Sharp et al (Sharp et al. 2017) et Li et al (Li et al. 2017) se sont basés sur le même principe d'observation de la variation de la morphologie thoracique pour le calcul du volume respiratoire en utilisant la Kinect V2. Ces études nécessitent que l'utilisateur soit assis juste en face de la caméra afin de suivre les mouvements de profondeur et ne sont pas testées dans des conditions cliniques sur des patients allongés sur un lit médicalisé.

3. Conclusion

La radiothérapie est un traitement communément utilisé pour détruire les cellules cancéreuses tout en minimisant les dommages aux tissus sains. Les défis actuels en radiothérapie concernent la prise en charge des mouvements du patient afin d'optimiser le ciblage de la tumeur et l'assurance de sa sécurité en évitant toute collision possible avec la machine.

La deuxième application médicale qui nous a intéressés est la réanimation qui prend en charge les patients ayant des défaillances vitales. La surveillance continue non invasive et sans contact des patients sous ventilation spontanée permet de réduire les complications de l'intubation tout en diminuant le risque de la formation des lésions pulmonaires.

71
La caméra de profondeur Kinect V2 est capable de calculer les distances physiques en acquérant les surfaces en temps réel. Ceci présente un outil prometteur pour résoudre les problématiques de détection et de suivi de mouvements en radiothérapie ainsi qu'en réanimation.

Nous détaillerons dans ce qui suit les techniques développées pour la gestion de mouvements (chapitre 3) et la détection de collisions (chapitre 4) en radiothérapie externe. Dans un deuxième temps nous évaluerons l'utilisation potentielle de la Kinect pour la surveillance de la ventilation des patients en réanimation médicale (chapitre 5).

Chapitre 3

Suivi du patient en radiothérapie

Table de matières

1.	Description du système74				
2.	Cali	Calibrage spatial75			
3.	Pré	traitement des données	77		
3.1		Données	78		
3.2		Méthodologie de filtrage	81		
3	.2.1	Filtrage de signal 1D	82		
3	.2.2	Filtrage de surface 2D	82		
3	.2.3	Évaluation de la méthode	83		
3	.2.4	Recalage de surfaces : ICP	84		
3.3		Résultats	84		
3	.3.1	Signal 1D	84		
3	.3.2	Surface 2D	87		
3.4		Discussion	89		
4.	Rep	ositionnement du patient	90		
4.1		Méthodologie	91		
4	.1.1	Détection du mouvement	91		
4	.1.2	Evaluation de la précision du système	94		
4	.1.3	Prédiction du mouvement intra fraction	96		

4.2	Résultats	96
4.2.1	Détection des déplacements	96
4.2.2	Prédiction	
4.3	Discussion	
5. Cor	nclusion	

Ce chapitre, divisé en 2 parties, présente les différentes méthodologies développées en vue d'une utilisation de la Kinect V2 en radiothérapie. Dans la première partie nous présenterons une description et une méthode de calibrage du système d'acquisition. Nous décrirons ensuite les principaux algorithmes utilisés pour l'élimination des erreurs systématiques et non systématiques des caméras de profondeur. Nous développerons ainsi les méthodes de filtrage des données acquises en radiothérapie dans des conditions cliniques. Dans la deuxième section, nous nous concentrerons sur la problématique de gestion de mouvements et nous développerons la méthodologie utilisée pour le repositionnement quotidien du patient.

1. Description du système

Le système d'observation surfacique mis en place dans cette étude est constitué de deux caméras Kinect V2 fixées sur le plafond de la salle de traitement de radiothérapie. Ce système permet de visualiser les flancs et le torse du patient. La combinaison des données obtenues à partir des deux capteurs Kinect permet d'obtenir un suivi plus précis par rapport à l'utilisation d'une seule caméra. Par exemple, si une caméra n'arrive pas à observer une partie du corps, il est possible d'obtenir une vue de cette partie par l'autre caméra. Wentz (Wentz 2013) a démontré la supériorité du système de deux caméras et a comparé sa précision par rapport à un système mono-caméra. Cette précision passe de 3,2 mm à 1,0 mm, de 1,5 mm à 0,9 mm et de 5,4 mm à 3,4 mm en vertical, longitudinal et latéral avec un système composé de deux caméras.

Les caméras sont orientées vers l'isocentre et sont montées symétriquement au-dessus de la table de traitement, comme montré dans la **Figure 3.1**, à une distance de 1,32 mètre de l'isocentre.



Figure 3.1: Le système stéréo Kinect installé dans la salle de radiothérapie.

Notre système acquiert uniquement les images de profondeur avec une vitesse de 10 images par seconde. Les images issues de chaque caméra sont ainsi transformées en nuages de points en utilisant la matrice d'étalonnage et les paramètres intrinsèques du capteur comme décrit dans le chapitre 1. Finalement, les deux nuages de points sont fusionnés grâce à une matrice de transformation calculée par un calibrage spatial détaillé dans le paragraphe suivant.

Pour l'acquisition des données, un logiciel a été développé, en utilisant openCV⁵⁶ et la librairie open source libfreenect2 de openKinect ⁵⁷ pour connecter la Kinect V2 à notre système d'exploitation Linux.

2. Calibrage spatial

L'utilisation de deux caméras nécessite un calibrage spatial qui consiste à trouver la position relative entre les deux caméras fixes c.à.d. à déterminer la relation entre les deux repères des caméras pour combiner les deux champs de vue. Ceci est réalisé en observant simultanément un objet 3D vu sous différents angles. Cet objet est, dans notre cas, un cube de 30cm³ de côté. Le processus nécessite que trois faces du cube soient observées par chacune des

⁵⁶ www.opencv.org

⁵⁷ www.openkinect.org

caméras ce qui permet de détecter dans un premier temps trois plans de la scène. Les vecteurs normaux à ces plans constituent deux repères orthonormés. L'origine de chaque repère représenté par un coin du cube est calculée à partir de l'intersection entre les trois plans détectés. Une fois le repère de chaque caméra trouvé, nous estimons les translations et rotations afin de superposer les deux systèmes de coordonnées. La rotation est obtenue à partir de la détermination de l'orientation absolue par l'utilisation des guaternions unitaires décrit par (Horn 1987). Après alignement des deux systèmes de coordonnées nous obtenons ainsi un repère commun reliant les deux caméras. L'étape suivante consiste à aligner le repère commun des deux caméras avec le repère fixe de la salle défini par le système de lasers fixés aux murs de la salle et qui repèrent l'isocentre et les axes de traitement. Cela revient à faire correspondre respectivement les axes vertical, longitudinal et latéral de la table (en absence de rotations) avec les axes Z, Y et X de la caméra. Les déplacements de la table en trois degrés de liberté (3DDL) (translations) sont ainsi définis. Pour un déplacement de table en 6 DDL, il faut superposer l'origine du repère commun à l'isocentre de traitement. La Figure 3.2 résume les étapes de calibrage des deux caméras. Ce calibrage permet d'exprimer les deux nuages de points dans un même repère et donc de fusionner les données à partir des matrices de transformation obtenues.



Figure 3.2: Etapes de calibrage du système stéréo de caméras ToF. Première étape : estimation des translations et rotations pour superposer les repères des deux caméras. Deuxième étape : estimation des translations et rotations pour superposer le repère commun au repère fixe de la salle. Image issue de (Gilles 2016).

3. Prétraitement des données

Notre système d'acquisition repose sur l'observation surfacique pendant les séances de traitement. Les premiers tests réalisés sur fantôme ont mis en évidence les erreurs systématiques de la Kinect V2. Le principal problème observé lors de l'utilisation de ce type de caméras en radiothérapie est la distorsion des données acquises. Il s'agit notamment de la sensibilité des données de profondeur aux matériaux transparents et réfléchissants présents dans la salle de traitement. En effet, certains objets observés (comme l'accélérateur, la surface transparente du collimateur et les imageurs) ayant des caractéristiques spécifiques de réflectivité et de transparence induisent une réflexion partielle de la lumière impliquant un décalage de phase. Ce dernier est égal à la superposition des différents signaux IR ce qui entraîne un « shift » dans la distance mesurée. Il a été constaté que la distorsion des mesures dépend de la position du bras de l'accélérateur par rapport à l'objet observé. Cette problématique apparait plus nettement pendant la rotation du bras de l'accélérateur ce qui cause une déviation des points à proximité de la surface du collimateur ou des imageurs. La nature bruitée de l'information fournie par la Kinect rend donc nécessaire une étape de filtrage des données.

Les objets transparents et potentiellement dynamiques posent des problèmes pour les systèmes d'acquisition (Ihrke et al. 2010). La plupart des approches développées pour résoudre le problème des surfaces transparentes ou translucides porte sur la modélisation et la reconstruction de ces surfaces. Dans une étude récente (Tanaka et al. 2016), l'auteur a présenté une méthode pour récupérer la forme et la normale d'un objet transparent filmé par une Kinect V2 à partir d'un seul point de vue. Cette méthode est basée sur l'estimation des points de réfraction de la lumière étant donné que le chemin de la lumière réfractive peut être déterminé de manière unique en estimant la distance normale à la surface. Bien que cette méthode permette de reconstruire et de récupérer l'objet transparent, de telles approches ne corrigent pas la distorsion des surfaces voisines affectées par les réflexions multiples sur ces dernières.

D'autres études traitent le problème des trajets multiples de la lumière causés par les surfaces transparentes qui provoquent une interférence de la lumière dans un pixel donné. Ces approches sont basées sur la séparation des sources individuelles de lumière renvoyées à chaque pixel et sont appelées « restauration des pixels mixtes » (Godbaz et al. 2008), (Godbaz et al. 2009),

(Dorrington et al. 2011). Elles sont cependant limitées par la nature de la scène observée et nécessitent un grand nombre d'échantillons, utilisés pour le calcul du déphasage, pour chaque image. Cela les rend inutilisables avec la plupart des caméras, particulièrement les Kinects V2, qui sont généralement configurées pour acquérir quatre échantillons d'images par mesure.

Un traitement différent des données ou du nuage de points fourni par la Kinect V2 est alors nécessaire pour l'exploitation des mesures de profondeur. Dans ce qui suit, nous présenterons une méthode de filtrage visant à réduire l'effet de distorsion des mesures de profondeur dépendantes de quelques surfaces spécifiques présentes dans la salle de radiothérapie. Ceci se fait dans un premier temps en filtrant le signal respiratoire 1D extrait des surfaces de la Kinect V2, puis en filtrant les surfaces 2D. Les filtres utilisés sont l'ajustement polynomial et le filtre médian temporel.

3.1 Données

Notre système de caméras est installé dans la salle radiothérapie du CHU de Brest dans le cadre de la collaboration entre le LaTIM et le service de radiothérapie. A noter que dans tous les tests réalisés, un temps de chauffe de 20 à 30 minutes de la Kinect a été respecté avant l'acquisition des données. Les acquisitions ont tout d'abord été réalisées sur un fantôme (mannequin, voir Figure 3.3(a)). Une fois les données calibrées et fusionnées, un nuage de points couvrant toute la surface du mannequin est reconstruit comme illustré dans la Figure 3.3(b). En plaçant le mannequin à l'isocentre de traitement et en observant la variation de distance de la surface du mannequin par rapport à l'axe vertical de la table qui correspond à l'axe de profondeur (axe Z) du système de caméras, nous traçons la courbe de mesures relatives de profondeur obtenues par différence avec la première image du film. Etant donné que le mannequin est dans un premier temps immobile, la variation de distance devrait être nulle. Or, ce n'est pas le cas lorsqu'une rotation du bras de l'accélérateur est appliquée. Dans ce cas, nous observons une parabole, que nous définissons par un « trend », au lieu d'une droite constante à zéro. En effet, quand la surface du collimateur observé par la caméra est à proximité de la surface du mannequin ou de la table, une déviation des points est alors observée. Le tracé est illustré dans la Figure 3.4 qui représente la distance relative mesurée pour une région d'intérêt (ROI) définie sur un mannequin lors de la rotation du bras.



Figure 3.3: (a) Mannequin utilisé pour l'extraction des mesures de distance à partir de la zone d'intérêt (boîte bleue). (b) nuage de points obtenu après calibrage et fusion des données de deux cameras.



Figure 3.4: Mesure de distance de la surface du mannequin pendant la rotation du bras de l'accélérateur. En déplaçant la zone d'intérêt horizontalement, la parabole qui apparaît dans le tracé des mesures est décalée selon l'emplacement de cette zone (Figure 3.5 (a)). Cependant, un balayage en direction longitudinale de la table donne un emplacement de la parabole invariant. Ceci est figuré dans l'illustration ci-contre (Figure 3.5 (b)).



Figure 3.5: Mesure relative de profondeur extrait de différentes zones d'intérêt sur un mannequin pendant la rotation de l'accélérateur. (a) Balayage vertical et (b) Balayage horizontal

Nous en déduisons que la distorsion apparaît en fonction de la position de la tête de l'accélérateur par rapport à la zone d'intérêt observée. Pour tester l'effet de cette distorsion sur un signal respiratoire, nous avons appliqué à la table de traitement un signal simulé à partir de l'enregistrement de la respiration d'un patient. Ainsi, le déplacement vertical du mannequin simule les mouvements respiratoires et serviront de signal de référence (voir **Figure 3.6**).



Figure 3.6: Signal respiratoire de référence extrait à partir des surfaces du mannequin avant mouvement de l'accélérateur.

Lors de l'application d'une rotation au bras de l'accélérateur, ce signal se déforme et nous observons une déviation brutale (« trend ») qui entrave l'analyse des données. La **Figure 3.7** montre le tracé respiratoire extrait à partir des surfaces du mannequin en mouvement.



Figure 3.7: Signal respiratoire extrait de la surface abdominale du mannequin pendant le mouvement de l'accélérateur

Le problème a été observé sur plusieurs fantômes et sur quatre volontaires imposant donc une étape de filtrage de données. La **Figure 3.8** montre la respiration d'un volontaire acquise via notre système.



Figure 3.8: Signal respiratoire extrait de la surface abdominale d'un volontaire pendant le mouvement de l'accélérateur.

3.2 Méthodologie de filtrage

Le traitement de la distorsion des données due aux caractéristiques des surfaces des objets observés, est indispensable pour toute utilisation du capteur Kinect V2 dans des applications en radiothérapie. Nous proposons ainsi deux méthodes de filtrage pour réduire l'effet du bruit qui apparaît dans le signal respiratoire ainsi que dans les surfaces correspondantes.

3.2.1 Filtrage de signal 1D

Le signal respiratoire est corrompu par un bruit qui apparaît sous forme d'une déviation dans les mesures. Mathématiquement, on peut définir un « trend » dans une série de données par un changement lent et progressif de certaines propriétés de la série sur l'ensemble de l'intervalle étudié (Wu et al. 2007). La déviation peut être significative de manière à affecter l'analyse de la dynamique fondamentale du signal d'où la nécessité de l'éliminer par un processus qui s'apparente au débruitage d'un signal. Nous proposons une méthode de suppression du bruit basée sur le calcul du meilleur ajustement au sens des moindres carrés du signal (Pouzols and Lendasse 2010). Cela revient à ajuster une courbe sur la série temporelle, c'est-à-dire à ajuster un polynôme à différentes parties du signal. L'équation de l'ajustement de la courbe polynomiale peut être écrite comme suit :

$$p(x) = p_1 x^n + p_2 x^{n-1} + \dots + p_k x + p_{k+1}$$
(3.1)

où p₁, p₂ ... p_{k+1} sont les coefficients du polynôme p(x) de degré n qui correspondent le mieux (au sens des moindres carrés) au signal. Une fois ajusté, le polynôme est soustrait du signal original pour obtenir le signal filtré.

3.2.2 Filtrage de surface 2D

Le bruit observé dans le signal respiratoire provient d'un décalage dans les mesures de profondeur du nuage de points acquis. Certaines applications nécessitent le traitement des surfaces entières car l'utilisation du signal respiratoire seul est insuffisante. Nous souhaitons donc filtrer la surface acquise. Le filtre médian est l'un des filtres les plus utilisés dans le traitement de l'image et de la vidéo (Gonzalez 2016). Il peut être utilisé dans le domaine spatial pour lisser les données (Tukey 1977) ou dans le domaine temporel pour la soustraction de l'arrière-plan (Lo and Velastin 2001), (Piccardi 2004). Dans cette étude, le filtre médian temporel a été utilisé pour supprimer le bruit en remplaçant chaque pixel de l'image actuelle par la moyenne des mesures du même pixel dans les images précédentes. Ce calcul est fait en se basant sur l'équation **ci-dessous**.

$$F_{Med}(x, y, k) = Median[F(x, y, 0), F(x, y, 1), \dots, F(x, y, k)]$$
(3.2)

Où F (x, y, k) est la valeur du pixel en (x, y) de la k-ième trame, avec k > 0.

Notons que le filtrage des surfaces est réalisé en choisissant une zone d'intérêt (exemple : thorax), et en fixant un seuil qui permet la détection du déplacement indésirable ayant une amplitude supérieure à l'amplitude du mouvement respiratoire.

3.2.3 Évaluation de la méthode

Après filtrage du signal respiratoire 1D, celui-ci est comparé au signal de référence acquis sans aucun mouvement de l'accélérateur. Le coefficient de corrélation (CC), défini selon l'équation ci-dessus, a été calculé pour déterminer le degré de corrélation et de dépendance entre les signaux bruité et filtré avec la référence.

$$CC = \frac{\sum_{n}(A_n - \overline{A}) (B_n - \overline{B})}{\sqrt{(\sum_{n}(A_n - \overline{A})^2)(\sum_{n}(B_n - \overline{B})^2)}}$$
(3.3)

où \overline{A} et \overline{B} sont les moyennes des deux signaux A et B respectivement. D'autre part, afin d'évaluer la qualité de l'estimateur (polynomial), l'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été calculée. Celle-ci permet de mesurer l'erreur moyenne de l'écart entre le signal de référence et le signal bruité et filtré par la formule qui suit :

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^{n} (x_{1,t} - x_{2,t})^2}{n}}$$
(3.4)

Où x₁ est le signal de référence et x₂ le signal bruité ou filtré.

La méthode de filtrage de surface proposée est validée en deux étapes : la première consiste à comparer des surfaces bruitées et filtrées avec la surface de référence, et la deuxième consiste à extraire le signal respiratoire à partir des surfaces filtrées et de comparer ce signal avec le signal de référence.

La comparaison des surfaces repose sur l'estimation de l'écart entre celles-ci. Un recalage est ainsi réalisé entre la surface de référence et la surface bruitée puis filtrée en se basant sur l'algorithme de recalage rigide ICP (Iterative Closest Point) détaillé dans le paragraphe **3.2.4**. Cet algorithme permet de trouver la correspondance entre les groupes de points en calculant la transformation appliquée pour minimiser les distances entre elles. En effet, si cette transformation est proche de la matrice identité (les translations et les rotations sont proches de zéro), la distance entre les deux nuages de points (erreur) est minimale.

$$d = \sqrt{(x_r - x_t)^2 + (y_r - y_t)^2 + (z_r - z_t)^2}$$
(3.5)

Où d est la distance calculée, x_r, y_r et z_r sont les coordonnées du centre de gravité de la surface de référence et x_t, y_t, z_t sont les coordonnées du centre de gravité de la surface transformée. L'évaluation des signaux extraits à partir des surfaces filtrées est réalisée comme celle décrite précédemment pour l'évaluation du filtrage du signal 1D.

3.2.4 Recalage de surfaces : ICP

L'algorithme ICP (Besl and McKay 1992) est l'un des algorithmes les plus populaires pour le recalage de données 3D dont la fonction coût est basée sur les distances entre les différentes images transformées dans un repère commun. Ce dernier repose sur une méthode itérative de recalage 3D qui consiste à calculer la matrice de transformation en faisant correspondre aux mieux deux nuages de points ou surfaces. Ainsi, l'algorithme essaie de trouver, pour chaque point du nuage source Y, le point le plus proche du nuage de référence X. Ceci se fait en estimant la combinaison de rotations et de translations à l'aide d'une fonction de coût d'erreur quadratique moyenne, selon l'équation :

$$E(R,T) = \frac{1}{N_Y} \sum_{i=1}^{N_Y} ||X_i - RY_i - T||^2$$
(3.6)

Où X_i, Y_i sont les points des surfaces correspondantes, R est la matrice de rotations et T la matrice de translations.

3.3 Résultats

3.3.1 Signal 1D

Influence du degré du polynôme

Le degré du polynôme affecte la qualité du filtrage, celui-ci a été choisi empiriquement. En effet, si l'ordre est petit, le polynôme a tendance à être plus lisse entre les points du signal, ce qui n'est pas souhaitable dans notre cas. Au contraire, si on augmente le degré de l'ajustement polynomial, nous observons une oscillation du polynôme entre les points du signal. Ceci tend à éliminer la dynamique fondamentale du signal et donc la respiration. La **Figure 3.9(a)** montre l'estimation d'un polynôme de degré 3 dont l'ajustement n'est pas significatif et n'aboutit pas à l'élimination de la tendance dans le signal. La **Figure 3.9(b)** représente un ajustement du signal par un polynôme de dégrée 25 qui tend à fluctuer entre les points du signal. Ceci permet de lisser les données et d'éliminer la respiration plutôt que la tendance indésirable.



Figure 3.9: Estimation du polynôme (en vert) qui ajuste le signal bruité (en bleu), (a) polynôme d'ordre inferieur (n=3) (b) polynôme de degré supérieur (n=25).

Les expériences montrent qu'un polynôme de degré n = 11 est un bon compromis. Ce polynôme s'ajuste le mieux à la dynamique indésirable du signal comme illustré dans la **Figure 3.10**.



Figure 3.10: Ajustement polynomial de degré 11.

Analyse quantitative

Afin d'évaluer les performances de notre filtre et de calculer le degré de ressemblance du signal filtré avec la référence, nous avons calculé le CC entre les différents signaux. Le résultat donne une valeur de 0,13 et 0,76 avant et après filtrage respectivement (plus le CC est proche de 1 et plus les signaux sont corrélés). Cette corrélation est illustrée dans la **Figure 3.11** qui représente les tracés des signaux respiratoires bruité, filtré et de référence. Les résultats ont été confirmés par le RMSE indiquant une erreur d'écart de 6,5 mm entre le signal de référence et le

signal bruité et de 1,5 entre le signal de référence et le signal filtré. Idéalement, un RMSE qui tend vers 0 indique un filtrage optimal.



Figure 3.11: Signal respiratoire de référence extrait à partir des surfaces abdominales du mannequin (bleu), signal respiratoire bruité en vert, et signal respiratoire filtré en bleu.

Après validation sur fantôme, les signaux respiratoires de quatre volontaires ont été traités. Cependant, la comparaison quantitative avec une vérité terrain ne peut pas être réalisée par manque de référence. La **Figure 3.12** montre que pratiquement toute la déviation présente dans les signaux extraits à partir des surfaces abdominales de différents volontaires a été éliminée après application de l'ajustement polynomial.





Figure 3.12: Filtrage des signaux respiratoires de différents volontaires.

3.3.2 Surface 2D

Nous nous intéressons maintenant à la validation de l'efficacité du filtre médian temporel utilisé pour le traitement des surfaces. La **Figure 3.13(a)**, montre la déviation des points due aux décalages dans les mesures de profondeur à proximité de l'accélérateur. Après application du filtre médian temporel sur une zone d'intérêt (ici le thorax), les surfaces apparaissent qualitativement mieux corrélées comme le montre l'illustration **Figure 3.13(b)**.



Figure 3.13: Zoom sur la surface d'un volontaire (a) décalage de la surface en fonction de la position de l'accélérateur (en bleu) par rapport à la surface de référence en rouge, (b) restitution de la surface (en bleu) après filtrage qui corrèle avec la surface de référence (en rouge).

Ces résultats peuvent être confirmés de manière quantitative par le recalage rigide de surface au moyen de l'algorithme ICP. Le résultat, présenté dans le **Tableau 3.1**, donne une estimation des translations et rotations minimisant la distance entre les points de surfaces correspondants.

Avant filtrage	Après filtrage			
3,2	1,4			
3,9	1,6			
7,0	1,9			
0,2	0,02			
0,4	0,01			
0,3	0,01			
	Avant filtrage 3,2 3,9 7,0 0,2 0,4 0,3			

 Tableau 3.1: Estimation de translations et rotations obtenues par recalage ICP des surfaces avant et après filtrage.

Alors que l'amplitude du mouvement respiratoire varie entre -2 et 2 mm, le décalage des surfaces pour des positions de l'accélérateur proches de la zone étudiée indique un écart de 7 mm en direction vertical, 3,2 et 3,9 mm en longitudinal et latéral respectivement. Après filtrage, l'écart sur les 3 axes entre la surface filtrée et la référence est de 1,36, 1,59 et 1,9 mm en translation et les valeurs de rotations tendent vers 0. Une fois que les transformations trouvées sont appliquées, le calcul de distance entre la surface bruitée et celle de référence ainsi qu'entre la surface filtrée et celle de référence donne respectivement 8,6 et 2,6 mm. Après reconstruction des surfaces, nous avons extrait les traces respiratoires (**Figure 3.14**) en fixant une ROI abdominale. Le CC entre le signal de référence et le signal bruité est passé de 0,1 à 0,75 après filtrage. Ce résultat est conforme à celui obtenu pour le filtrage 1D.



Figure 3.14: Signal respiratoire extrait à partir des surfaces abdominales du mannequin, en bleu le signal de référence, en vert le signal bruité, et en rouge le signal respiratoire extrait après filtrage des surfaces.

3.4 Discussion

L'influence de la réflectivité et de la propriété des matériaux a été mise en évidence. Nous avons montré que les objets présents dans la salle de radiothérapie ayant des surfaces réfléchissantes ou transparentes affectent les mesures de profondeur acquises par la Kinect V2 selon l'angle d'observation. En considérant un objet transparent, le même signal IR est partiellement réfléchi par la surface de l'objet ainsi que par l'arrière-plan. Les tests sur fantômes confirment et complètent l'état de l'art existant sur l'influence des réflexions multiples par des surfaces transparentes sur la qualité des mesures. Par conséquent, l'image de profondeur ne correspondra pas à la scène réelle. Il est donc indispensable de filtrer les données pour rendre utilisable la Kinect V2 comme instrument de suivi en temps réel du patient en radiothérapie.

Nous avons proposé différentes techniques de filtrage afin d'éliminer l'effet du bruit dans le signal 1D ainsi que dans les surfaces 2D correspondantes en se basant sur un ajustement polynomial du signal et sur le filtre médian temporel. Bien que nos résultats montrent une amélioration significative du signal et une restitution satisfaisante de la surface, la comparaison qualitative avec la vérité terrain donne un résultat peu satisfaisant (CC=0.76 et 0.75 pour les deux méthodes de filtrage). Ceci n'est pas surprenant car la comparaison avec notre vérité terrain n'est pas parfaite. En effet, le signal obtenu en appliquant le signal respiratoire d'un patient à la table en même temps qu'une rotation du bras de l'accélérateur, ne peut pas être directement comparable à la référence obtenue sans rotation du bras. Le mouvement simultané des deux composants oblige la machine TrueBeam à imposer des contraintes pour optimiser les vitesses de déplacements. Cela rend le signal respiratoire initial légèrement différent de ce même signal obtenu après application de la rotation du bras de l'accélérateur. Etant donné que la machine a fait varier la vitesse de mouvement entre les points de contrôles (représentent les paramètres de délivrance du faisceau à certains angles de l'accélérateur) selon ses contraintes, le signal obtenu en déplaçant la table et l'accélérateur simultanément est légèrement dilaté. Ainsi l'évaluation de l'efficacité du filtrage est influencée par le fait que le signal de référence n'est pas parfait. Par ailleurs, la méthode de filtrage du signal respiratoire proposée ne peut pas être appliquée en temps réel étant donné que le calcul des coefficients du polynôme utilise des points sur tout l'intervalle de temps pour un ajustement plus précis. Ainsi, cette méthode peut être

utilisée a posteriori, pour le « binning » des images en 4D-CBCT par exemple (Gilles 2016), pour lequel les images CBCT sont corrélées à la respiration et regroupées rétrospectivement en fonction de la phase respiratoire pour une reconstruction plus précise des images CBCT. Cela réduit les artefacts de mouvement respiratoire et donne une image 3D à différentes positions de la tumeur dans le cycle respiratoire.

Le filtre médian temporel que nous avons proposé pour le traitement des surfaces 2D en temps réel ne traite pas la surface complète acquise, mais il a été suffisant ici de ne traiter que la zone thoracique du patient.

Cette étude a été évaluée sur mannequin et testée sur quatre volontaires. Cependant, dans le cas des volontaires ou de vrais patients, nous n'avons pas accès à la vérité terrain et nous ne pouvons donc pas quantifier nos résultats. Une solution potentielle serait d'utiliser un spiromètre ou une ceinture de pression comme une extension du travail effectué par Wentz (Wentz 2013) qui avait été réalisé en dehors de la salle de radiothérapie, c'est-à-dire sans tenir compte des conditions d'observation dégradées par le milieu clinique.

La caractérisation du bruit présent dans la salle de radiothérapie était nécessaire avant toute application. Dans ce qui suit nous évaluerons l'application de la Kinect V2 comme outil de repositionnement quotidien du patient.

4. Repositionnement du patient

Une étape routinière en radiothérapie externe est le repositionnement précis du patient à chaque séance de traitement. Le processus clinique mis en place à l'heure actuelle n'est pas complètement satisfaisant. Nous présenterons dans ce qui suit la méthodologie qui tend à développer des techniques non invasives assez fiables pour remplacer les techniques existantes. Celles-ci se basent sur des données externes, telles que la surface du patient, par l'utilisation d'un système d'acquisition formé de deux caméras Kinect V2. Nous évaluerons ainsi la précision des mesures pour la vérification du positionnement quotidien du patient en radiothérapie.

4.1 Méthodologie

Ce travail est l'extension de l'étude initiée par Gilles (Gilles 2016) qui a utilisé les SR4000 pour la détection des déplacements de la table de traitement. L'évaluation de la précision de notre système stéréo Kinect V2 pour le repositionnement quotidien du patient se fait en deux étapes. La première consiste à détecter le mouvement appliqué à la table de traitement (en 3 et 6 DDL) avant et après repositionnement pendant la même séance et la seconde consiste en la prédiction du mouvement pour estimer la position du patient à chaque séance de traitement par rapport à la position finale qu'il avait à la fin de sa séance J₀.

La méthode utilisée pour la détection ainsi que pour la prédiction du mouvement est basée sur le recalage des images surfaciques. L'algorithme utilisé est, comme nous l'avons vu précédemment, l'algorithme ICP qui a pour but de superposer deux nuages de points en estimant la transformation à appliquer afin de minimiser la distance entre eux. À la sortie de l'algorithme de recalage, nous obtenons une matrice de transformation à partir de laquelle nous extrayons 3 translations et 3 rotations indiquant les déplacements appliqués à la table de traitement.

En se basant sur l'étude précédente menée dans notre laboratoire qui utilise un système stéréo de caméras SR4000 pour le même objectif, et dans le but de comparer les performances de la Kinect V2 dans les mêmes conditions d'utilisation, nous avons réalisé des acquisitions par les deux systèmes de caméras (Kinect V2 et SR4000) afin de comparer leur précision. Le système de caméras SR4000 est installé exactement de la même manière que celui des Kinect sur le plafond au-dessus de la table de traitement à la même distance de l'isocentre.

4.1.1 Détection du mouvement

Les premières mesures ont été réalisées sur fantômes (cube et mannequin) puis sur des patients traités au CHU de Brest en 2018. Au début de chaque séance de traitement le patient est placé dans sa position de traitement définie lors de son J₀. Des images radiographiques KV ou CBCT sont acquises afin d'affiner son positionnement. Suite à un recalage d'images cliniques qui se fait normalement sur les structures osseuses et sur la tumeur, des déplacements sont appliqués à la table pour replacer le patient dans la même position. Ces déplacements sont filmés par notre système d'acquisition. Le recalage d'images surfaciques basé sur l'algorithme ICP est ainsi effectué entre l'image de référence acquise avant déplacement de la table et l'image finale

après déplacement de la table. Le résultat du recalage nous donne une matrice de transformation 6D qui sera comparée avec les déplacements réels appliqués à la table. Le recalage aux moindres carrés nous donne la meilleure matrice de transformation qui sera appliquée au nuage de points cible avec un nombre d'itérations fixé ici à 200 jusqu'à une erreur moyenne au carré inférieure à 0,1 mm.

Pour une précision optimale, la prise en compte des mouvements respiratoires est cruciale pour permettre une gestion de l'ensemble de la surface. Les mouvements respiratoires déforment la surface et affectent ainsi la qualité du recalage des surfaces. A ce titre, nous avons extrait le signal respiratoire qui nous permet de sélectionner les surfaces à recaler à la même phase respiratoire afin d'éviter les déplacements dus aux mouvements respiratoires. Ce signal a été filtré par la méthode de filtrage 1D expliquée précédemment.

Le travail précédent (Gilles 2016), réalisé avec des caméras SR4000, se faisait en appliquant successivement deux recalages ICP : le premier sur une zone d'intérêt large et le deuxième sur une zone plus réduite afin d'affiner le premier recalage. Dans notre étude un seul recalage suffisait pour converger vers la meilleure solution. Notons que le choix des zones d'intérêt et le bruit aléatoire affectent fortement la qualité du recalage, pour cela un contrôle visuel a été effectué après chaque recalage pour éviter des recalages aberrants. Le procédé de recalage est détaillé dans la **Figure 3.15**.



Figure 3.15: Procédure du recalage ICP permettant de mesurer le décalage de la table pendant le traitement. Données

Une série de 45 tests sur fantôme (cube et mannequin) a été réalisée en plaçant ceux-ci sur la table de traitement et en appliquant des déplacements en 3DDL ainsi qu'en 6DDL. Après validation sur fantômes, nous avons effectué des acquisitions sur 47 patients avec plusieurs fractions par patient, ce qui donne au total 160 mesures divisées en groupes selon les localités (thorax, pelvis/prostate, ORL) et le degré de liberté du déplacement (3DDL et 6DDL). A noter que pour les traitements ORL, un masque thermoformé a été utilisé pour l'immobilisation des patients. Le **Tableau 3.2** récapitule le nombre de fractions et de patients selon leur type de traitement.

Traitement	Nombre de fractions	Nombre de patients	3DDL	6DDL
Thorax	77	20	16	61
ORL	48	17	3	45
Pelvis	34	10	0	34

Tableau 3.2: Répartitions des fractions par patients et par type de traitement.

Pour les données cliniques et pour les traitements en 6DDL, deux systèmes d'acquisitions (Kinect V2 et SR4000) ont été utilisés alternativement afin de comparer les performances et la précision de ces systèmes dans les mêmes conditions cliniques.

4.1.2 Evaluation de la précision du système

Déplacements en 3DDL

L'évaluation de la précision des caméras ToF pour la détection du déplacement de la table, est réalisée par comparaison de la matrice de transformation obtenue par recalage ICP avec les déplacements réels appliqués à la table. Ceci est fait par l'application de cette matrice au barycentre de la surface à recaler afin de mesurer l'erreur résultante entre l'image initiale avant déplacement et l'image finale filmée après déplacement. La norme des erreurs ΔE sur chaque axe ainsi que la différence E entre la norme du déplacement mesuré et celui appliqué sont calculés comme suit :

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2}$$
(3.7)

$$E = \sqrt{(x_r)^2 + (y_r)^2 + (z_r)^2} - \sqrt{(x_m)^2 + (y_m)^2 + (z_m)^2}$$
(3.8)

Ou x_r , y_r , z_r sont les déplacements réels appliqués à la table de traitement et x_m , y_m , z_m sont les déplacements du barycentre de la surface mesurés par notre système. Cette erreur est indépendante des axes et ne tient donc pas compte des erreurs de calibrage.

Déplacements en 6DDL

Dans le cas d'un déplacement de table en 6DDL un traitement spécifique doit être complémentairement effectué. La matrice de transformation ne peut plus être appliquée au barycentre du nuage de points car nous avons besoin ici de récupérer les rotations. D'autre part, différentes combinaisons de rotations et de translations peuvent conduire à un bon résultat de repositionnement. La comparaison directe entre les déplacements calculés et ceux appliqués n'est donc pas pertinente. La transformation estimée est cette fois-ci appliquée au nuage de point entier et comparée avec l'image finale filmée après déplacement. Cette comparaison repose sur le calcul de la norme d'erreur entre les différents points de la surface. Or, le nuage de points acquis par un tel système d'acquisition surfacique n'est pas ordonné donc il est impossible d'associer les points de l'image transformée avec ceux de l'image finale filmée pour calculer l'erreur. Comme proposé dans (Gilles 2016) nous remplaçons l'image finale filmée par une image finale construite en appliquant les déplacements fournit par la machine au nuage de point initial.

Pour évaluer les résultats il faut que la transformation appliquée par la machine soit exprimée dans le même repère que celui de la transformation obtenue par recalage ICP (le repère fixe de la salle). Dans ce contexte, nous avons étudié plus profondément les mouvements de table. Cette dernière est composée de deux parties (**Figure 3.16**). La première partie inférieure permet les translations selon les axes x, y et z ainsi que les rotations autour de l'axe vertical Z fixe. La deuxième partie montée au-dessus de la première effectue les tangages et les roulis par rapport à un point mobile, le point zéro de la table. Celui-ci coïncide avec l'isocentre lorsque la table est à sa position de coordonnées initiale (0,0,0). Toutes les coordonnées du système sont définies selon la norme IEC 61217 (Fassi et al. 2014).



Figure 3.16: Représentation de la table de traitement 6DOF. En bleu, la base qui tourne autour de l'axe Z et la plaque qui assure les translations ; en rouge, le plateau et son support pour effectuer le tangage et le roulis. Le centre de rotation de la plaque supérieure est d'abord combiné avec le point de coordonnées (0,0,0). Image issue de (Gilles 2016)

Le mouvement de la table en 6 DDL effectue la rotation autour de l'axe Z fixe en premier, puis les translations. Ensuite, elle applique le tangage pour finir par le roulis. Les déplacements de la table ne se sont pas exprimés dans un même repère. Par ailleurs, la table de traitement inclus des

compensations du mouvement afin de cibler la tumeur qui peut bouger suite à des tangages ou des roulis. Le mouvement de la table en 6DDL est détaillé par Gilles (Gilles 2016) qui calcule la matrice de transformation de la table selon l'équation ci-dessous:

$$T = R_z * Tr * R_x * R_y \tag{3.9}$$

Où R_z, R_x et R_y sont la matrice de rotation autour des axes z, x et y respectivement, et T_r est la matrice de translation. Toutes les matrices sont exprimées dans le repère fixe de la salle.

Après calcul de la matrice de transformation de la machine TrueBeam, celle-ci est appliquée à l'image initiale, avant déplacement de la table, pour créer l'image finale. Cette dernière sera comparée avec l'image obtenue par recalage ICP.

4.1.3 Prédiction du mouvement intra fraction

Afin de prédire les déplacements à appliquer à la table au début de chaque séance de traitement, la position du patient au jour J_N est comparée à sa position de référence validée à la fin de son JO. La position estimée par notre système est comparée à celle donnée par recalage des images KV ou CBCT réalisées en clinique. Plusieurs tests ont été réalisés d'abord sur fantôme en plaçant celui-ci chaque jour à la même position définie par des marques tracées au croisement des lasers. Six patients, soit 12 mesures, traités en stéréotaxie intracrânienne ont été recrutés pour la prédiction du déplacement. La procédure du calcul est similaire à celle utilisée pour la détection du déplacement.

L'évaluation de la précision de notre système est calculée en comparant les images finales construites à partir des déplacements obtenus par recalage KV ou CBCT au début de chaque séance avec l'image obtenue par recalage ICP. Le calcul de l'erreur est le même que celui pour la détection du mouvement.

4.2 Résultats

4.2.1 Détection des déplacements

Tests sur fantômes

Une première étape de validation sur fantômes a été réalisée pour l'évaluation du système Kinect V2 avant d'étudier sa précision en condition clinique. Cette étape n'est pas faite

pour la SR4000 considérant que celle-ci a été validée dans l'étude citée précédemment (Gilles 2016). Cinquante et un déplacements, dont 21 en 3DDL et 30 en 6DDL, ont été analysés afin de comparer l'image recalée par l'ICP avec l'image finale.

Pour des déplacements en 3DDL, l'image initiale filmée avant déplacement de la table est recalée avec l'image finale obtenue après déplacement de la table. La matrice de transformation obtenue est appliquée à l'image initiale et comparée avec l'image finale filmée. La moyenne des différences en valeurs absolues est de 0,4 ± 0,3 mm (0,3 ± 0,2 mm en vertical, 0,4 ± 0,4 mm en longitudinal et 0,4 ± 0,4 mm en latéral). La moyenne des ΔE , quant à elle, est légèrement supérieure avec des valeurs de 0,7±0,5 mm.

Pour des déplacements en 6DDL, 30 déplacements ont été appliqués à la table en testant différentes combinaisons de translations et de rotations. Les translations variaient de 0,5 à 30 mm avec des rotations allant de 0,1 jusqu'à 3°. L'image initiale filmée a été recalée avec l'image finale filmée. Pour évaluer la qualité du recalage 6D et calculer sa précision, nous avons créé une image finale à la place de l'image finale filmée après déplacement de la table. L'idée était de pouvoir appareiller les deux nuages de points afin de calculer la distance entre eux. Ceci est fait par l'application de la matrice de transformation de la machine TrueBeam (équation **3.9**) sur l'image initiale afin de comparer celle-ci avec l'image recalée par ICP.

Il a été constaté dans (Gilles 2016) que la machine perd en précision lors des rotations et de leurs compensations pour des angles supérieurs à 2°, pour cela les résultats ont été séparés pour des angles de rotations supérieurs et inférieurs ou égale à 2°. Nous avons obtenu des résultats meilleurs pour des angles inferieurs à 2°, ce qui confirme cette l'hypothèse. Comparés aux résultats obtenus par Gilles sur une série de tests sur fantôme utilisant les SR4000, nos résultats sont clairement plus précis. Dans cette dernière étude deux recalages ICP ont été utilisés successivement pour affiner les résultats. L'erreur moyenne obtenue est reportée dans le **Tableau 3.3**.

Angles	SR4000 1 ICP	SR4000 2 ICP	Kinect V2
>2°	6,8±2,4	4,5±0,9	2,5±1,0
≤2°	5,8±2,9	3,4±1,4	1,5±0,7

 Tableau 3.3: Norme moyenne de l'erreur ± écart type en mm entre l'image recalée par ICP et l'image finale créée.

Ces résultats très encourageants nous ont menés à évaluer la précision de notre système dans les conditions cliniques.

Etude clinique

Le traitement des données cliniques s'effectue de la même façon que celle décrite précédemment. Toutefois, dans le cas de patients, le signal respiratoire est extrait afin de choisir les images à recaler dans la même phase respiratoire. Cela nous permet de réduire les erreurs dues aux mouvements respiratoires. Nous avons suivi le traitement thorax en 3DDL de 8 patients avec 2 fractions par patients. Nous avons calculé les différences absolues entre les translations mesurées et celles appliquées à la table le long des 3 axes. Nos résultats sont comparés dans le **Tableau 3.4** avec les résultats obtenus dans Gilles sur 150 fractions pour des patients ayant des traitements poumons, pelvis, et ORL.

	Vertical	Longitudinal	Latéral	
	(mm)	(mm)	(mm)	
SR4000	0,8±0,7	0,8±0,7	0,7±0,6	
Kinect V2	0,5±0,4	0,5±0,3	0,5±0,5	

Tableau 3.4: Erreur de mesure des déplacements avec les deux systèmes d'acquisition.

Si nous considérons uniquement les images des traitements poumons acquises par les SR4000, les erreurs obtenues pour 50 mesures sont de $1,1\pm0,9$ mm, $0,9\pm0,9$ mm et $0,8\pm0,7$ mm selon l'axe vertical, longitudinal et latéral. Nous observons dans tous les cas une diminution de l'erreur de déplacements mesurés par la kinect V2 par rapport à l'erreur de déplacements mesurés par la SR4000 le long des 3 axes. La moyenne des ΔE calculée pour les mesures obtenues par Kinect V2 montre une erreur légèrement supérieure que « l'erreur norme » (1,1±0,3 Vs 0,5±0,4) mais cette erreur reste inférieure à celle calculée pour les mesures SR4000 qui est égale à 1,5±0,8 mm.

Pour les déplacements en 6DDL, l'étude menée par Gilles n'a été testée que sur cinq patients ayant un traitement ORL. La précision du système n'était pas satisfaisante. Pour avoir une idée globale de la précision du système SR4000, nous avons utilisé les deux systèmes d'acquisitions (Kinect V2 et SR4000) afin de comparer leur performance. Ces derniers sont utilisés en alternance pour éviter toute interférence de la lumière IR émise. Un total de 144 mesures, dont 45 sont effectuées par la SR4000 et 99 par la Kinect V2, sont analysées pour différentes localisations de la tumeur. A noter que dans le service de radiothérapie du CHU Morvan de Brest les rotations sont limitées à 2°, car au-delà de cette valeur des imprécisions de déplacement de la table pourraient être introduites. « L'erreur norme » moyenne obtenue pour des traitements de poumons, ORL, et pelvis est présentée dans le **Tableau 3.5**.

Tableau 3.5: Norme moyenne ± écart type en mm pour différents traitements en 6DDL.

	Poumons	ORL	Pelvis
SR4000	4,8±0,9	5,1±0,8	4,9±0,6
Kinect V2	1,6±0,5	1,7±0,7	1,7±0,9

La comparaison des résultats obtenus par les deux systèmes d'acquisition présente de larges différences (moyenne totale des erreurs 1,7±0,7 mm Vs 4,8±0,7 mm pour les Kinect V2 et SR4000 respectivement). La précision du système SR4000 est conforme à celui obtenu dans (Gilles 2016). Nous pouvons constater que le résultat fourni par le système d'acquisition Kinect V2 est satisfaisant et sa précision est cliniquement acceptable.

4.2.2 Prédiction

Après évaluation de la précision du système Kinect V2 pour la détection des déplacements, nous utilisons ce système pour la prédiction de la position du patient au début de chaque séance. La position de référence est acquise lors de la séance J₀. La position du patient à la séance J_N est recalée avec la position J₀ pour calculer les déplacements à appliquer à la table afin de replacer le patient.

Tests sur fantômes

Nous avons tout d'abord cherché à évaluer la précision de la prédiction des déplacements sur une série de tests réalisés sur fantômes. Celui-ci est positionné à l'aide des lasers de la salle qui se croisent sur des points marqués sur ses surfaces. 14 mesures ont été analysées pour l'estimation de la position en 3DDL. L'image initiale au jour J₀ est recalée avec l'image au jour j_N. La transformation obtenue est évaluée par comparaison de l'image recalée avec l'image finale créée à partir des déplacements appliqués à la table. La différence absolue représentée dans le **Tableau 3.6**, sur les trois axes est de 0,5±0,5 mm en vertical, 0,5±0,5 mm en longitudinal et 0,5±0,6 mm en latéral. Le calcul de « l'erreur norme » donne une valeur de 0,5±0,4 mm. Cette erreur est légèrement supérieure à celle obtenue pour la détection des déplacements (0,4 ± 0,3 mm). L'erreur Δ E, quant à elle, a une valeur de 0,9±0,8 mm.

Tableau 3.6: Différence absolue entre les déplacements prédis et ceux appliqués à la table sur les trois axes.

	Vertical	Longitudinal	Latéral
Différence absolue (mm)	0,5±0,5	0,5±0,5	0,5±0,6

Pour les déplacements en 6DDL, les résultats de prédiction de déplacements obtenus sur 12 acquisitions sur fantôme ont donné une valeur de 1,5±0,8 mm. Cette erreur est plus grande que celle obtenue pour la détection des déplacements. Elle augmentera éventuellement pour des acquisitions sur patients à cause de l'anatomie qui peut varier entre les séances et du bruit aléatoire qui dépend de la scène observée.

Données cliniques

La précision du système dans des conditions cliniques a été évaluée sur 6 patients filmés lors de leur J₀, J₁ et J₂. Nous avons donc au total 12 mesures, soit 2 mesures par patient. Les patients suivis sont traités en stéréotaxie (pelvis et ORL). Les résultats ont montré une « erreur norme » de 2,6 ± 0,4 mm en 6DDL. Afin d'évaluer ce résultat nous divisons les mesures selon deux groupes : le premier contient les mesures obtenues par comparaison avec les déplacements obtenus en superposant manuellement les structures osseuses sur des images KV, et le deuxième contient les mesures obtenues par comparaison avec les décalages calculés à partir des images CBCT. L'erreur calculée pour chaque groupe montre une valeur de 2,7±0,5 mm et 2,4±0,2 mm respectivement.

4.3 Discussion

L'enjeu principal en radiothérapie externe est de repositionner le patient à chaque séance dans la position qu'il avait lors de son J0. Les techniques cliniques utilisent des lasers, qui se croisent sur les points de tatouage du patient, souvent couplées à des imageries de contrôle KV et/ou CBCT. Appliquées quotidiennement, ces images ajoutent une dose de radiations supplémentaire, ce qui est indésirable pour le traitement par radiothérapie. L'observation surfacique disponible avec les systèmes commercialisés actuellement (AlignRT, Sentinel TM, Ctalyst TM) permet un repositionnement précis mais certains ne peuvent pas être appliqués en temps réel et sont très coûteux et complexes à mettre en place. Une solution potentielle est l'utilisation des images surfaciques acquises par des capteurs de profondeur. Cette technologie permet l'acquisition en temps réel de la surface complète du patient offrant ainsi la possibilité de la gestion totale des mouvements du patient au cours du traitement. Un système de caméras stéréo a été utilisé dans l'optique de repositionner quotidiennement le patient sur la table de traitement. La précision de ce système est évaluée pour la détection ainsi que pour la prédiction des déplacements, par rapport à la tolérance clinique de 2 mm.

Détection

Dans un premier temps, nous avons filmé le patient pendant la séance de traitement et comparé le déplacement mesuré par le recalage d'images surfaciques avec le déplacement appliqué à la table de traitement en 3DDL et 6DDL. Les résultats de détection des déplacements de la table pendant les traitements des patients donnent une erreur moyenne de 0,6±0,5 mm en 3DDL et 1,7± 0,7mm en 6DDL. Moins de 11% des « erreurs norme » était supérieur à 2 mm.

Les résultats obtenus dans Gilles (Gilles 2016) par le système SR4000 montrent une erreur de déplacement en 3DDL de 0,8±0,7 mm sur patient et de 3,4±1,4 mm en 6DDL sur une série de tests sur fantômes. Afin de comparer les deux systèmes dans les mêmes conditions cliniques nous avons réalisé des acquisitions sur patients à l'aide du système stéréo SR4000. « L'erreur norme » obtenue pour 59 fractions était égale à 5,0±0,8mm. Par ailleurs, Platch et al (Placht et al. 2012)

ont utilisé les cameras PMD pour détecter des déplacements 4D (3 translations et 1 rotation). L'erreur obtenue était de 1,62±1,08 mm en translation et de 0,07°±0,05° en rotation. Schöffel et al (Schöffel et al. 2007) ont étudié les performances du système AlignRT en 4D sur 4 volontaires. L'erreur calculée était de 1,0±0,5 mm et de 0,02°±0,26°. Nos résultats montrent une amélioration significative par rapport aux autres systèmes développés.

Prédiction

Les résultats satisfaisants obtenus pour la détection des déplacements de la table en radiothérapie nous ont encouragé à évaluer la précision de notre système pour la prédiction des déplacements afin d'estimer les décalages à appliquer à la table pour positionner le patient à la position définie à la fin de son J₀.

Les résultats du recalage surfacique entre l'image de référence acquise à la séance J_0 et l'image acquise à chaque séance J_N ont été comparés avec les résultats du recalage des images cliniques KV et/ou CBCT. Le recalage des images KV est un recalage 2D manuel qui s'effectue par les manipulatrices sur les structures osseuses ne pouvant pas détecter les rotations, alors que le recalage CBCT est un recalage en 3D capable de détecter plus précisément le décalage en 6D.

Une série de tests sur fantôme a été réalisée et a montré une erreur de positionnement de 1,5 ± 0,8 mm. Quant aux données cliniques, les résultats sur 6 patients traités en stéréotaxie intracrânienne ont montré une « erreur norme » plus grande que celle obtenue sur fantôme ayant une valeur de 2,7±0,5 mm par comparaison avec les déplacements obtenus par recalage sur les images KV et 2,4±0,2 par comparaison avec les déplacements obtenus par recalage sur CBCT.

En comparant ces résultats avec les résultats obtenus par Gilles pour la prédiction de déplacement par le système SR4000 sur 15 mesures en 3DDL, l'erreur obtenue dans l'étude mentionnée est nettement plus grande (3,6±3,3mm, 3,3±2,7 mm et 3,0±2,3 mm en vertical, longitudinal et latéral). La prédiction du mouvement en 6DDL n'a pas été réalisée dans l'étude mentionnée. Un autre système, le Catalyst, de prédiction de mouvements en radiothérapie développé par Pallotta (Pallotta et al. 2012) a montré une précision de 2,9±2,0 mm, 3,4±2,4 mm, et 2,5±2,3 mm en vertical, longitudinal, et latéral respectivement. Ces résultats sont obtenus sur

33 patients ayant des traitements pelvis en 6DDL. Une comparaison entre les différents résultats est illustrée dans le **Tableau 3.7**.

	Vertical	Longitudinal	Latéral
Kinect V2 (6DDL)	0,9±0,5	1,6±0,9	2,1±0,5
SR4000 (3DDL)	3,6±3,3	3,3±2,7	3,7±2,3
Catalyst (3DDL)	1,5±3,6	1,3±4	0,7±2,8

Tableau 3.7: Comparaison des « erreurs normes » sur les trois axes entre trois systèmes de mesures.

Bien que nos résultats soient meilleurs que ceux présentés dans d'autres études, ils dépassent tout de même la tolérance clinique. L'erreur calculée peut être affectée par plusieurs facteurs. La précision du calibrage 6D a un impact direct sur la précision des mesures de profondeur. Elle peut entraîner des décalages sur chaque axe ainsi que des erreurs de rotation si l'isocentre n'est pas repéré précisément. D'autre part, le bruit observé dans les images surfaciques est la cause principale affectant la précision de détection et de prédiction du mouvement en radiothérapie. En plus du bruit aléatoire qui dépend fortement de la scène observée, il existe le bruit qui dépend de la position de l'accélérateur par rapport à la surface filmée. Pour la détection du mouvement, les images recalées sont choisies pour une même position de la tête de l'accélérateur afin d'éviter ce bruit, alors que pour la prédiction du mouvement les images recalées ont été acquises pour une position de la tête de l'accélérateur différente, ce qui induit l'apparition d'un bruit différent dans les deux images et donc un décalage dans les mesures.

Par ailleurs, l'erreur calculée inclus l'imprécision de notre système en plus de l'erreur obtenue par la procédure clinique et les conditions cliniques. En effet, le recalage manuel sur les images KV 2D effectué par les manipulateurs est d'une faible précision. Une autre raison est que l'anatomie du patient peut varier entre les séances ce qui peut entraîner un changement de la localisation de la tumeur par rapport à la surface externe. D'autre part, dans le cas de traitement ORL où un masque d'immobilisation est utilisé, le patient peut bouger légèrement à l'intérieur de son masque. Ce mouvement n'est pas détecté par notre système, ce qui peut augmenter l'erreur entre les déplacements mesurés et la vérité terrain.

5. Conclusion

Nous avons présenté dans un premier temps la principale source de bruit dans la salle de radiothérapie provenant de l'effet multi-trajet de la lumière IR et de la nature des objets présents dans la scène. Il s'agit particulièrement des objets transparents et réfléchissants qui affectent les mesures de profondeur. Ce bruit a été observé dans les mesures 1D (signal respiratoire) et 2D (surfaces) extraites à partir des surfaces acquises par le système Kinect V2 stéréo. Nous avons proposé des méthodes de filtrage pour réduire l'effet du bruit. Nos résultats ont montré une amélioration significative des mesures de profondeur après filtrage.

Dans la deuxième partie du chapitre nous avons traité la problématique de repositionnement du patient en radiothérapie à l'aide d'un système d'acquisition surfacique. Celui-ci a l'avantage de suivre les mouvements en temps réel avec une meilleure précision que d'autres systèmes commercialisés. Une première étape de validation a consisté à détecter les déplacements appliqués à la table de traitement au début de chaque séance afin de placer le patient dans sa position de référence. Ceci est fait par recalage des images surfaciques acquises. La précision des mesures obtenues a permis d'évaluer ce système pour la prédiction de la position du patient au début de chaque séance en vue de l'utilisation d'un moyen non irradiant pour le repositionnement quotidien en radiothérapie. Concernant les déplacements obtenus par recalage des images cliniques, la précision de notre système montre une erreur plus petite en comparant avec les images recalées sur CBCT. Ceci met en évidence l'erreur clinique qui peut être commise par le recalage manuel des images KV.

Après évaluation de la Kinect V2 pour la gestion des mouvements inter-fractions, nous présenterons dans le chapitre suivant la gestion des mouvements intra-fraction dans le but d'éviter les collisions potentielles entre la machine et le patient pendant la délivrance du traitement.

Chapitre 4 Détection de collisions en radiothérapie

Table de matières

1.	Détection de collisions	106	
1.1	Type du volume englobant	108	
1.2	Construction de l'arbre		
1.3	Mise à jour de l'arbre	110	
1.4	Test d'intersection au niveau des primitives	110	
2.	Méthodologie	111	
2.1	Système développé	111	
2	2.1.1 Modèle de l'accélérateur		
2	2.1.2 Acquisition surfacique		
2	2.1.3 Algorithme développé		
2.2	Données	115	
2.3	Evaluation du système	116	
3.	Résultats	117	
4.	Discussion126		
5.	Conclusion	128	

Durant le traitement par radiothérapie externe, le bras de l'accélérateur effectue une rotation autour de la table de traitement. Ce mouvement peut engendrer des collisions entre l'accélérateur et la table ou le patient allongé sur celle-ci. Nous présenterons dans ce chapitre le système que nous avons développé pour le suivi en temps réel de tout mouvement, permettant ainsi de minimiser le temps de planification et de traitement et donc d'augmenter l'efficacité du service médical. Ce système est basé sur une représentation géométrique 3D de la machine TrueBeam et sur l'acquisition de la surface du patient pendant la séance de traitement. La surface du patient est acquise à l'aide du capteur Kinect V2 et la vérification de la collision est effectuée sur la base de l'algorithme BVH (Bounding Volume Hierarchy). Ce travail pourrait être particulièrement utile dans les procédures de « radiothérapie 4π » lorsque la table et l'accélérateur se déplacent simultanément (Tran et al. 2017). En effet, la rotation de la table crée un espace géométrique de 4π dans lequel est délivrée la dose de rayonnement à la tumeur. Selon Becker (Becker 2011), l'utilisation d'un nombre d'angles d'irradiation plus grand dans la technique 4π non-coplanaire permet d'étaler la dose longitudinalement et améliore la conformité du champ de traitement.

1. Détection de collisions

Une collision peut être définie par l'interpénétration dans l'espace d'un ou plusieurs objets géométriques (Hadap et al. 2004). L'objectif de la détection de collisions revient ainsi à vérifier le contact physique et à calculer des requêtes de distance et de pénétration entre ces objets. La procédure générale de détection de collisions comprend trois phases (Hubbard 1993). La première est une étape approximative appelée « broad phase ». Cette étape permet de trouver les objets qui pourraient entrer en collision et de les isoler. La deuxième étape consiste à localiser sur ces objets filtrés, la potentielle zone de collision. C'est la phase « narrow-phase ». La dernière phase « exact phase » est plus précise : elle consiste à calculer l'intersection physique entre les paires de primitives (la plus petite représentation géométrique de l'objet : triangle, polyhèdre). Nous pouvons distinguer deux types de calcul de collisions : discrètes ou continues (Redon et al. 2002). La détection de collisions discrètes est une méthode spatiale qui consiste à échantillonner les mouvements des objets et détecter les interpénétrations d'objets à des instants discrets. Ces méthodes peuvent manquer des collisions surtout pour des applications

interactives lorsqu'une fréquence d'image relativement élevée est requise. Au contraire, les méthodes continues sont des méthodes spatiotemporelles qui effectuent le calcul en continu pendant la détection de collisions. Bien que ces méthodes soient plus précises, elles sont généralement plus lentes et plus complexes que les méthodes discrètes (Snyder 1995).

La détection de collisions a été largement étudiée dans divers domaines, notamment pour les jeux informatiques, la vision par ordinateur, la robotique, etc. De nombreux algorithmes, tel que SOLID (Bergen 1997a), RAPID (Gottschalk et al. 1996), ou V-COLLIDE (Hudson et al. 1997) ont été développés pour l'étude d'intersection entre deux ou plusieurs objets en mouvement. La plupart des approches de détection de collisions utilise une représentation polygonale de la géométrie des objets (Lin 1996), (Klosowski et al. 1998), (Ehmann and Lin 2001). Récemment, la recherche a développé des systèmes de détection de collisions où les objets sont représentés sous forme de nuages de points (Pan et al. 2013a), (Figueiredo et al. 2010), (Schauer and Nüchter 2015).

Le problème souvent rencontré dans l'étude de détection de collisions est que le test d'intersection entre la géométrie des objets est souvent très coûteux, en particulier lorsque les objets sont composés de milliers de primitives. Des approches ont été développées dans le but d'accélérer et de simplifier le processus de calcul. L'approche couramment utilisée est basée sur les hiérarchies de volumes englobants (BVH). Cette approche s'est révélée très efficace pour une approximation plus ou moins fine des objets étudiés, permettant de réduire le temps de détection des collisions potentielles. Elle fournit un volume moins complexe et plus rapide pour une recherche de collision que le volume de l'objet (Ericson 2004). Cette approche consiste à partitionner chaque objet de manière récursive. La hiérarchie est représentée par un arbre constitué de nœuds, de fils et de primitives. Chaque nœud est un volume englobant qui couvre l'ensemble de l'objet, les volumes qui englobent les enfants de chaque nœud recouvrent une partie de l'objet et chaque niveau successif de la hiérarchie donne un recouvrement plus étroit de l'objet. Finalement, les feuilles contiennent une ou plusieurs primitives de l'objet. Les arbres peuvent avoir deux (arbres binaires) ou plusieurs fils (octree) (Mezger et al. 2003). L'utilisation de l'approche BVH consiste à choisir le type de volume englobant, la méthode de construction de l'arbre, la méthode de mise à jour de l'arbre et l'algorithme de test de détection exacte au niveau des primitives.
1.1 Type du volume englobant

De nombreux types de volumes englobants ont été proposés dans la littérature. Le choix de ce type dépend de différents critères : la précision de rapprochement de la géométrie de l'objet, le temps de construction et de mise à jour des volumes englobants, l'espace mémoire qu'ils occupent et le temps d'exécution des requêtes de distance. La précision d'un volume englobant est le pourcentage du volume qui est occupé par l'objet englobé. Ce volume dépend de la géométrie de l'objet à englober. Généralement, plus le type de volume englobant est précis, plus le temps de mise à jour et de de calcul de collisions est élevé. Il existe un grand nombre de volumes englobants parmi lesquels nous trouvons :

- Les sphères (Quinlan 1994), (Hubbard 1995), (Bradshaw and O'Sullivan 2002) : c'est la forme de volume englobant la plus simple. Elles contiennent des informations sur leur rayon et leur centre relatif à l'origine. Les sphères sont fréquemment utilisées car il est très rapide de tester les intersections entre elles. De plus, les sphères sont invariantes aux rotations, ce qui accélère le temps de mise à jour.
- Les AABBs (Axis Aligned Bounding Box) (Bergen 1997),(Larsson and Akenine-Möller 2001) qui sont des boîtes alignées sur les axes. Elles se composent de six variables (maximum x, minimum x, maximum y, minimum y, maximum z et minimum z) qui sont mises à jour à chaque intervalle de temps. Ces boîtes sont caractérisées par les normales à leurs faces, toujours parallèles avec les axes du système de coordonnées. Le test d'intersection entre des AABBs est effectué sur les 3 axes. Bien que ces volumes englobants soient rapides à exécuter les tests d'intersection, ils ne sont pas assez précis surtout quand les objets qu'ils englobent ont des formes arbitraires et ne sont pas alignés sur les axes.
- Les OBBs (Oriented Bounding Box) (Gottschalk et al. 1996), (Redon et al. 2005) sont des boîtes semblables aux AABBs mais ayant une orientation arbitraire. Cette dernière permet d'affiner la représentation géométrique de l'objet et d'augmenter la précision de calcul. Toutefois, les tests d'intersections entre les OBBs sont plus coûteux car il faut vérifier les intersections à chaque instant sur 15 axes (trois faces de chaque OBB et neuf combinaisons d'arêtes).

- Les k-DOPs (Discrete Oriented Polytope) (Zachmann 1998), (Fünfzig and Fellner 2003) sont des polyèdres convexes à orientation discrète dont les faces sont déterminées par un petit ensemble fixe de k normales. L'intersection de k demi-espaces permet la construction de ce volume qui approche au mieux la géométrie de l'objet. C'est une forme généralisée des volumes englobants. Par exemple, un AABB est un 6-DOP dont les 6 plans sont orthogonaux aux axes. Les k-DOPs les plus utilisés sont les 14-DOPs, 18-DOPs et 26-DOPs. Ce volume est assez précis mais plus complexe en terme de temps de calcul.
- Les enveloppes convexes (convex hull) (Bajaj and Dey 1992), (Ehmann and Lin 2001) sont les plus petits ensembles convexes qui englobent l'objet. Ce volume englobant approxime le plus précisément la forme de l'objet mais il est le plus complexe à construire et à mettre à jour.

La Figure 4.1 montre les types de volumes englobants les plus utilisés dans la littérature.



Figure 4.1: Différents types de volumes englobants. Image issue de (Ericson 2004).

1.2 Construction de l'arbre

La construction de l'arbre des volumes englobants repose sur trois stratégies principales (Ericson 2004) représentées dans la **Figure 4.2.** La première est la méthode ascendante « bottomup » (Volino and Thalmann 1995) qui part du dernier niveau de la hiérarchie jusqu'à la racine de l'arbre. Elle regroupe deux ou plusieurs primitives pour former un nouveau nœud. Bien que les méthodes ascendantes soient plus performantes, elles sont plus difficiles à mettre en œuvre. La deuxième méthode est descendante « top-down » (Mezger et al. 2003), elle part du premier niveau de la hiérarchie (volume englobant l'ensemble de l'objet) jusqu'aux primitives. Les méthodes descendantes (ou séparatives) procèdent en partitionnant l'ensemble d'entrée en deux ou plusieurs sous-ensembles. La dernière stratégie est la méthode par insertion (Goldsmith and Salmon 1987) qui construit la hiérarchie en insérant des primitives géométriques de manière itérative dans une hiérarchie initialement vide. La position d'insertion est choisie de manière à minimiser le volume total de l'arbre. L'avantage de cette méthode est qu'elle permet d'effectuer des mises à jour au moment de l'exécution.



Figure 4.2: Stratégies de construction de l'arbre hiérarchique des volume englobants. Image issue de (Ericson 2004).

1.3 Mise à jour de l'arbre

Pour des objets dynamiques ou déformables, il est nécessaire de mettre à jour l'arbre des volumes englobants à chaque instant. Ceci peut être réalisé en reconstruisant l'arbre à chaque instant ou en le mettant à jour de manière incrémentale. La mise à jour est 10 fois plus rapide que la reconstruction complète de l'arbre (Bergen 1997a). Elle consiste à définir la position et l'orientation de l'objet ainsi que du volume englobant à chaque instant. Généralement les volumes englobants sont représentés dans l'espace local des objets qu'ils englobent.

1.4 Test d'intersection au niveau des primitives

Après détection d'intersection entre les hiérarchies de haut niveau, des tests de bas niveau entre les primitives sont effectués pour déterminer l'état des intersections. Le processus de détection exact de collisions se base principalement sur le calcul de distances entre les primitives. Ce calcul est réalisé au cours de la phase « narrow phase » ou « exact phase » qui correspond à mesurer la distance exacte entre les paires de primitives identifiées comme étant en collision. Différents algorithmes ont été développés pour le calcul de distance entre les primitives (Dobkin and Kirkpatrick 1990), (Gilbert et al. 1988), (Lin and Canny 1991), Cameron (Cameron 1991), etc. Par exemple, Hamlin et al (Hamlin et al. 1992) ont présenté un algorithme de calcul de distances entre des polytopes sphiques (S-topes). Récemment, Pan et al (Pan et al. 2013b) ont développé un algorithme de calcul de distance basé sur une représentation « octree » des données du capteurs Kinect. Dans cette étude les objets sont représentés sous forme de nuage de points qui est une représentation plus encombrée et moins précise que les modèles synthétiques.

2. Méthodologie

2.1 Système développé

La méthode développée dans cette étude a été implémentée en langage de programmation C++ utilisant une interface graphique Qt et le logiciel « Visualization ToolKit (Vtk)⁵⁸ » pour la visualisation et le traitement des nuages de points 3D. L'interface graphique développée permet à l'utilisateur d'interagir avec le modèle 3D de la machine. Ce système requiert en entrée la position de la table en 6DDL ainsi que l'angle initial et final de la trajectoire de l'accélérateur. Ces informations sont enregistrées en clinique après la planification du traitement des patients. Le système de détection de collisions est établi en 3 étapes : (1) simulation de la machine Varian TrueBeam et modélisation des mouvements de ses composants, (2) acquisition en temps réel des surfaces des patients et (3) développement d'un algorithme de calcul de collisions en temps réel.

2.1.1 Modèle de l'accélérateur

La salle de thérapie est simulée par un modèle de la machine Varian TrueBeam (accélérateur, table) reconstruit en 3D qu'on peut trouver en ligne sur le site « Varian TrueBeam Radiotherapy 3D⁵⁹». La création et la manipulation des surfaces sont effectuées dans MeshLab et sont représentées sous forme de nuages de points. Le modèle de la machine est découpé afin d'obtenir chaque composant de la machine de traitement séparément. Ceci est nécessaire pour la modélisation du mouvement de chaque composant. Les coordonnées sont exprimées par

⁵⁸ www.vtk.org/

⁵⁹ https://www.cgtrader.com/3d-models/science/medical/varian-truebeam-radiotherapy

rapport au centre du repère fixe de la salle (isocentre de la machine) selon les normes standards IEC. Une illustration du modèle 3D de la machine en nuages de points est représentée dans la **Figure 4.3**.



Figure 4.3: Représentation du modèle 3D en nuages de points de l'accélérateur linéaire Varian TrueBeam exprimé par rapport au repère fixe (en vert) de la salle de radiothérapie.

Chaque composant effectue ses mouvements dans son repère local. Afin de modéliser le mouvement des composants, il faut définir tous les mouvements dans le repère fixe de la salle. Son point d'origine est l'isocentre mécanique de l'accélérateur linéaire, l'axe des abscisses est le long de la direction latérale, l'axe des ordonnées est le long de la direction longitudinale vers l'accélérateur et l'axe des z représente l'axe vertical à la table de traitement. Le mouvement du bras de l'accélérateur décrit une rotation de 360° autour de l'isocentre de la machine avec une vitesse de 6°/s. La matrice de rotation est définie comme suit :

$$\begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0\\ \sin\theta & \cos\theta & 0\\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(4.1)

Le mouvement de la table de traitement est plus compliqué (voir chapitre précèdent). Celle-ci est composée de deux parties. La première partie inférieure est le support de la table qui permet la rotation autour de l'axe vertical Z et les 3 translations le long des axes de la table x, y et z. La

seconde partie est la table de traitement qui effectue des tangages et roulis selon son point zéro. Le mouvement de la table en 6DDL est modélisé par la matrice de transformation décrite précédemment (équation **3.9**).

2.1.2 Acquisition surfacique

A chaque séance de traitement, l'espace du patient, défini comme le volume occupé par l'anatomie du patient, est filmé par notre système d'acquisition surfacique formé de deux caméras Kinect V2 avec une fréquence d'acquisition de 10 Hz. Cette fréquence est un bon compromis entre le suivi en temps réel de mouvements des patients et la simplification du traitement du nuage de points et le temps de calcul. Une fenêtre d'acquisition a été utilisée pour masquer l'arrière-plan et tous les objets indésirables dans la scène. Les surfaces acquises sont calibrées et intégrées dans l'interface graphique Qt contenant le modèle 3D de l'accélérateur.

2.1.3 Algorithme développé

L'algorithme de détection de collisions que nous avons développé est basé sur l'approche BVH. Afin de choisir le type du volume englobant, nous avons trouvé le meilleur compromis entre la précision de l'approximation du volume de l'objet et le temps de mise à jour et d'exécution des tests d'intersection. Le AABB semblait être un bon candidat pour une telle application. Celuici effectue des tests d'intersection rapide, utilise un espace mémoire plus petit que d'autres volumes englobants plus complexes et son temps de construction et de mis à jour est raisonnable (Reggiani et al. 2002), (Bergen 1997). Dans cette étude, nous avons utilisé plusieurs AABBs pour englober la tête de l'accélérateur, la partie de la table présentant des risques de collisions, l'espace occupé par l'anatomie du patient situé au-dessous de la tête d'accélérateur, les bras du patient et les systèmes d'immobilisations lorsqu'ils sont utilisés. Notre arbre est construit selon l'approche « top-down » qui utilise deux niveaux de hiérarchie. Le niveau le plus haut est formé de 4 nœuds représentant des volumes qui englobent la totalité des objets étudiés. Le dernier niveau est formé des nuages de points de la partie des objets en potentielle collision.

Le parcours de la hiérarchie commence par un test d'intersection entre les nœuds du premier niveau. Ceci est réalisé en calculant les positions des AABBs dans l'espace le long des 3 axes x, y, et z selon l'équation **4.2**. La **Figure 4.4** montre un exemple d'intersection de test le long de l'axe des x.

113



Figure 4.4: Exemple d 'intersection de deux AABBs le long de l'axe x.

$$f(A,B) = (Min_{xA} \le Max_{xB} \land Max_{xA} \ge Min_{xB}) \land (Min_{yA} \le Max_{yB} \land Max_{yA} \ge Min_{yB}) \land (Min_{zA} \le Max_{zB} \land Max_{zA} \ge Min_{zB})$$
(4.2)

La mise à jour des AABBs est effectuée comme suit :

 Le volume AABB qui englobe la tête de l'accélérateur est mis à jour à chaque déplacement du bras de l'accélérateur. Quand l'objet encadré par le volume AABB se met en mouvement, celui-ci n'est plus aligné aux axes, d'où la nécessité de réaligner le AABB à chaque rotation de l'objet. Le réalignement du volume AABB est fait simplement en calculant une reconstruction dynamique approximative à partir du volume AABB tourné. Nous appliquons la même matrice de rotation décrivant le mouvement du bras de l'accélérateur sur les 8 sommets du volume AABB original, puis nous approximons le nouveau volume AABB à partir de cette matrice. Le volume AABB résultant est plus grand que le AABB d'origine. Considérons un volume AABB A affecté par une matrice de rotation M, résultant d'un volume AABB tourné A'. Le volume AABB B qui englobe A' est calculé par l'extension des intervalles formé par la projection des 8 sommets. La Figure 4.5 montre un exemple de mise à jour d'un volume AABB en rotation.



Figure 4.5: Mise à jour d'un volume AABB « A » en rotation « A' » par approximation à l'aide d'un nouveau volume AABB « B ».

- Etant donné que les rotations de la table sont toujours inferieures à 2°, l'application des rotations sur le AABB qui englobe une partie de la table avec la zone de traitement du patient n'a pas une grande influence. Le AABB de la table est donc mis à jour à chaque translation de la table.
- Les volumes qui englobent les bras du patient suivent son mouvement et sont donc mis à jour à chaque mouvement détecté en calculant les points minimum et maximum du nuage de points englobé.

Lorsque le test d'intersection entre les volumes englobants, effectué pour chaque image acquise (chaque 0,1 seconde), donne un résultat positif indiquant une interpénétration entre deux ou plusieurs AABBs, une requête de calcul exact entre les primitives est exécutée. Ceci est fait par le calcul de distance de séparation qui est la distance euclidienne minimale trouvée entre les primitives afin de vérifier si les objets s'interpénètrent physiquement. Les requêtes de calcul de distance nécessitent généralement un processus de détection de collisions performant et rapide (Pan et al., 2013) (Figueiredo et al., 2010). Dans le but de simplifier le calcul et d'accélérer le processus de détection de collisions et de calcul de distances, celui-ci se fait parallèlement en « multithreading ». Etant donné que toutes les coordonnées des points et des volumes englobants sont exprimées dans un même repère, la distance euclidienne entre les plus proches points des objets est calculée selon l'équation **3.5**. Le résultat des tests d'intersection du dernier niveau indique une collision quand la distance minimale des points les plus proches est inférieure à une valeur de tolérance clinique. Dans ce cas, un message d'avertissement s'affiche permettant à l'utilisateur d'arrêter le mouvement de la machine pour éviter les collisions.

2.2 Données

Cette étude a été validée dans un premier temps sur 20 mesures réalisées sur le même mannequin que celui utilisé dans le chapitre précédent, placé sur la table de traitement à des positions prédéfinies. Vingt-trois volontaires ont ensuite été recrutés dans le but de vérifier les collisions pour des mouvements dynamiques. Les volontaires ont bougé leurs bras pendant que l'accélérateur tournait autour de la table. Pour une validation clinique, treize patients ont été suivi pendant leur traitement dont sept subissaient un traitement « pelvis » et cinq un traitement

115

« poumon ». Pour ces traitements le problème de collision est essentiellement observé au niveau des bras du patient placé dans la position « supine » comme montré dans la **Figure 4.6**.



Figure 4.6: Patient en position de traitement « poumon ». Image issue de⁶⁰.

2.3 Evaluation du système

L'évaluation de la précision de notre système de détection de collisions se fait par comparaison entre les angles calculés et ceux détectés en clinique par les systèmes de collisions mécaniques entre l'accélérateur et la table, ainsi que par le système LaserGuard intégré dans la machine de Varian pour éviter les collisions avec le patient. Afin de comparer les deux systèmes, il était nécessaire d'utiliser la même distance de tolérance. Une technique normalement établie par les techniciens de Varian pour la maintenance et l'étalonnage LaserGuard⁴³ a été utilisée pour le calcul de la distance de tolérance. Cette procédure consiste à déterminer la zone de protection du LaserGuard qui se réfère à la zone active protégée par le laser infrarouge. Cette zone est inclinée de trois degrés le long de l'axe longitudinal. La maintenance du LaserGuard consiste à vérifier l'alignement et l'inclinaison du laser. Ceci est fait en accrochant des gauges de formes cylindriques sur la surface inférieure du collimateur comme illustré dans la **Figure 4.7**. La première gauge est de 2,6 cm de hauteur et la deuxième est de 4,8 cm.

⁶⁰ https://www.radoncvic.com.au/for-patients/what-to-expect/external-beam-radiation-therapy



Figure 4.7: Zone de protection du LaserGuard inclinée de 3°. Cette zone est définie par la région contournée par le laser IR située entre la face du collimateur et le patient. Image issue de ⁴³.

Les gauges ne doivent pas pénétrer la zone de protection du LaserGuard, donc la distance de tolérance n'est pas homogène dans l'espace. Dans notre étude, nous avons fixé la distance de séparation entre les primitives à la valeur moyenne des hauteurs des deux gauges (3,7 cm). S'ajoute à cette distance la hauteur de la surface inférieure du collimateur mesurée de 2,3 cm. En effet, la surface du collimateur est formée de deux parties, la première est la plaque du collimateur et la deuxième est la plaque des accessoires. Cette dernière n'est pas inclue dans le modèle 3D de l'accélérateur. Finalement, une marge de sécurité de 1 cm a également été ajoutée. L'évaluation de la précision de notre système a été réalisée en calculant la différence absolue entre les angles de collision détectés par notre système et ceux détectés en clinique.

3. Résultats

Tests sur fantôme

Une série de tests sur mannequin a été réalisée afin d'évaluer le système développé. Deux volumes AABBs ont été construits, le premier englobe la tête de l'accélérateur à risque de collision et le deuxième inclue une partie du mannequin (thorax) avec la partie de la table audessous de la tête d'accélérateur. La configuration des volumes englobants est représentée dans la **Figure 4.8**.



Figure 4.8: Test de collision sur mannequin en se basant sur des volumes englobants de type AABB. Les résultats des tests de collisions sur fantôme sont présentés dans la Figure 4.9 illustrant les angles détectés par rapport au angles cliniques.



Figure 4.9: Corrélation entre la valeur absolue des angles calculés par notre système de détection de collision et celle des angles détectés en clinique obtenus sur une série de tests sur fantôme.

Les barres d'erreur montrent l'écart type de la différence absolue entre les valeurs en abscisses et celles en ordonnées. Nous avons tracé la courbe de tendance linéaire pour montrer la relation entre les deux séries de variables, selon un procédé mathématique de régression. Le coefficient de détermination R² permet de décrire la distribution des points et la variabilité totale des mesures. Plus R² tend vers 1, plus les mesures sont corrélées. Le coefficient de détermination montre une valeur de 0,995.

Nous représentons quantitativement les valeurs des angles dans le Tableau 4.1.

Tableau 4.1: Différence absolue entre les angles de collisions détectés en clinique et ceux détectés par not	e
système sur une série de tests sur fantôme.	

Ν	Angles de collisions cliniques (°)	Angles calculés (°)	Différences absolues (°)
1	99,0	101,0	2,0
2	-60,0	-62,0	2,0
3	54,0	52,4	1,6
4	44,0	44.2	0,2
5	30,0	31,0	1,0
6	-79,0	-77,0	2,0
7	104,8	-	-
8	98,8	102,0	3,2
9	103,7	102,0	1,7
10	154,7	156,0	1,3
11	91,9	-	-
12	-60,4	-58,2	2,2
13	54,6	51,5	3,1
14	-41,0	-40,0	1,0
15	51,0	52,7	1,7
16	30,0	34,0	4,0
17	84,9	-	-
18	79,1	79,8	0,7
19	-43,7	-42,0	1,7
20	113,0	110,0	3,0

Nous pouvons constater que parmi les 20 tests réalisés, 3 tests (15% des mesures) ont montré un désaccord avec le système clinique. En effet, dans le cas de tests sur fantôme, un drap blanc couvrant la table de traitement a été utilisé pour réduire l'effet du bruit causé par les réflexions des rayons IR sur des surfaces sombres. Nous supposons que ce drap a été détecté à l'extrémité de la table comme le montre la **Figure 4.10** par le LaserGuard. Afin de vérifier cette hypothèse, nous avons effectué la même expérience avec la même position de la table sans drap. Aucune collision n'a été détectée. Ceci indique que le LaserGuard n'est pas capable de reconnaître les objets et de distinguer les collisions n'entraînant aucun dommage à la machine et les vraies collisions qui mettent en danger le fonctionnement de la machine et la sécurité du patient.



Figure 4.10: Exemple d'une collision détectée par le LaserGuard au niveau du drap.

Seulement 20 % des différences absolues obtenues a montré une déviation supérieure à 2°. La moyenne des erreurs absolues sur les 17 mesures est de 1,9°±0,9° avec une valeur minimale de 0,2° et maximale 4° respectivement.

Tests sur volontaires et patients

Après les tests sur mannequin, 23 tests sur volontaires placés en position « supine » ayant les bras au-dessus de la tête ont été analysés. Dans le cas de volontaires, le drap blanc n'était plus utilisé. La configuration des volumes englobants est basée sur 4 AABBs comme illustré dans la **Figure 4.11** pour englober les objets à risque de collision (la tête de l'accélérateur, le thorax du patient avec les deux côtes de la table de traitement et les bras du patient).



Figure 4.11: Tests de collision sur volontaire par utilisation des volumes englobants la tête de l'accélérateur, le thorax du patient avec les extrémités de la table et les bras du patient.

Les volontaires ont effectué des mouvements pendant que le bras de l'accélérateur tournait autour de la table. Ces mouvements ont été suivi en temps réel par notre système d'acquisition surfacique, pour vérifier les collisions potentielles. La comparaison entre les angles de collisions obtenus par notre système et ceux obtenus par le LaserGuard est présentée dans la **Figure 4.12**.





Nous remarquons un bon accord entre les deux systèmes de détection de collisions avec une corrélation de 0,99.

Ν	Angles de collision clinique (°)	Angles calculé (°)	Différences absolues (°)
1	-50,7	-54,0	3,3
2	64,0	66,0	2,0
3	65,5	66,0	0,5
4	-71,9	-72,0	0,1
5	107,8	108,0	0,2
6	52,4	54,0	1,6
7	303,0	301,7	1,2
8	-92,0	-96,0	4,0
9	85,1	86,0	0,9
10	80,0	78,0	2,0
11	105,9	103,0	2,9
12	72,0	73,1	1,1
13	101,0	100,4	0,5
14	-54,0	-52,0	2,0
15	100,0	102,0	2,0
16	118,0	120,0	2,0
17	96,0	96,8	0,8
18	78,0	77,0	1,0
19	-62,0	-58,9	3,0
20	309,0	308,2	0,8
21	300,0	299,1	0,8
22	57,0	57,2	0,2
23	299,0	300,0	1,0

 Tableau 4.2: Différence absolue entre les angles de collisions détectés en clinique et ceux détectés par notre système pour une série de tests sur volontaires.

D'après le **Tableau 4.2** nous observons que le pourcentage des erreurs absolues inférieures à 1° est de 48%. Seul 13% des résultats a une erreur supérieure à 2°. La déviation minimale observée est de 0,1° et l'erreur maximale a une valeur de 3,3°. La moyenne des erreurs obtenues sur 23 tests montre une valeur de 1,4°±1,0°.

Pour les données cliniques, 13 patients ont été suivis pendant leur traitement, parmi lesquels 7 étaient traités en « pelvis » et 5 en « poumons ». Les volumes englobants étaient utilisés pour englober la tête de l'accélérateur, les deux bras du patient et le volume du patient traité (ex : thorax, pelvis) avec une longueur égale au diamètre de la tête d'accélérateur, une largeur égale à la largeur de la table et une hauteur qui dépend de l'anatomie du patient. La **Figure 4.13** montre l'exemple d'un patient ayant un traitement « poumon ».



Figure 4.13: Configuration des volumes englobants pour un patient traité pour un cancer du poumons.

Pour ces deux types de traitement, ce sont les bras du patient qui causent généralement les collisions avec le bras de l'accélérateur. Les résultats obtenus par les deux systèmes sont illustrés dans **Figure 4.14**. La corrélation est légèrement moins bonne dans le cas de patients avec une valeur de 0,98.



Figure 4.14: Corrélation entre la valeur absolue des angles calculés par notre système de détection de collision et celle des angles détectés en clinique pour une série de tests sur patients.

Tableau 4.3: Différence absolue entre les angles de co	ollisions détectés en	cliniques et	ceux détectés par notre
système pour une série de tests sur	patients traités en	poumons et j	pelvis.

Ν	Angles de collision cliniques (°)	Angles calculés (°)	Différences absolues (°)
1	-62,0	-	-
2	39,9	38,0	1,9
3	48,0	-	-
4	-80,0	-77,0	3,0
5	49,0	46,0	3,0
6	26,8	-	-
7	-73,0	-70,0	3,0
8	-78,0	-75,0	3,0
9	90,3	92,0	1.7
10	-96,2	-94,0	1.2
11	96,0	95,0	2,0
12	-43,0	-46,0	3,0
13	52,0	54,0	2,0

Nous observons, d'après le **Tableau 4.3**, un pourcentage de désaccord entre les deux systèmes de 23%. Pour interpréter ce résultat, nous avons observé ces cas de plus près. La **Figure 4.15**

montre l'exemple d'un patient qui a subi un traitement pelvis. Durant ce traitement le système clinique a détecté une collision à un angle de 62° et a arrêté le mouvement de l'accélérateur pendant l'irradiation.



Figure 4.15: Exemple d'un tests de collisions sur patient traité en pelvis. Les volumes AABBs en vert désignent que les objets encadrés par ces volumes ne sont pas en collision.

Nous pouvons remarquer que les bras du patient ont pénétré la zone de protection définie par le laser IR. Or, les bras sont effectivement loin de la tête l'accélérateur et il n'y a pas vraiment de risque de collision. En effet, le LaserGuard a rencontré un obstacle dans sa zone de protection mais qui n'est pas dans la zone sous-jacente du collimateur et n'induira donc pas une collision. Cet exemple met en évidence la « fausse » détection du LaserGuard.

La précision de notre système a montré une erreur moyenne absolue de 2,0°±1,0°. La **Figure 4.16** montre un exemple de collision détectée à un angle de 46° avec le bras gauche du patient traité en « poumons ».



Figure 4.16: Exemple d'un test de collision sur patient traité en « poumon ». Les volumes AABBs en rouge désignent une collision entre les objets qui l'englobent. Ici, la collision est observée au niveau du bras du patient.

4. Discussion

Un problème souvent observé dans le traitement par radiothérapie est la collision entre l'accélérateur en mouvement et la table de traitement ou l'anatomie du patient. Le défi actuel est de prévenir les collisions pour assurer la sécurité du patient et éviter l'endommagement de l'équipement.

Diverses méthodes ont été développées pour détecter les collisions mécaniques (Becker 2011). Celles-ci ne prennent pas en compte l'anatomie du patient. D'autres ont modélisé l'anatomie du patient par des formes géométriques simples (Humm et al. 1995) ou en se basant sur l'image TDM (Padilla et al. 2015). Cette représentation n'est pas précise et conduit à des collisions imprévues dans la salle de traitement. Une étude récente (Cardan et al. 2017) s'est occupée de développer un système patient spécifique en filmant le patient par une Kinect V2. Toutefois, cette méthode, comme la plupart des méthodes développées, n'est applicable que pendant la planification du traitement et ne prend donc pas en compte la surface du patient pendant la séance de traitement. Notre système de détection de collisions développé permet d'acquérir les surfaces du patient en temps réel à l'aide de la Kinect V2. Les angles de collisions détectés ont été comparés avec les angles calculés par les systèmes de détection de collisions dans des conditions cliniques.

Une série de tests réalisés sur fantôme a montré une différence absolue entre les angles de collisions calculés et ceux détectés cliniquement de 1,9°±0,9° avec une valeur minimale de 0,2° et une valeur maximale de 4,0°. Cette variation peut être justifiée par la présence de deux systèmes de vérité terrain qui sont dans ce cas le système LaserGuard ainsi que le système de collisions mécaniques. Le pourcentage de désaccord sur la présence ou non de collisions entre notre système et le système clinique est de 15%. C'est le cas où le système clinique a détecté une collision entre le drap sur la table de traitement et la tête de l'accélérateur.

Les résultats pour 23 tests sur volontaires sont meilleurs que ceux obtenus sur fantôme ayant une moyenne de 1,4°±1,0° avec une erreur minimale de 0,1° et une erreur maximale de 3,3°. Les volontaires ont été placés dans une position de traitement « poumon ».

Les résultats sur des données cliniques montrent une précision de 2,0°±1,0°. Le pourcentage de désaccord avec la vérité terrain, LaserGuard et système mécanique, est de 23%. Ceci est particulièrement le cas pour des traitements pelvis où le LaserGuard détecte les bras du patient qui pénètrent sa zone de protection même s'ils restent loin de l'accélérateur. Ceci souligne la supériorité de notre système par rapport au LaserGuard qui a une probabilité de fausse détection relativement élevée.

Dans une étude précédente (Padilla et al. 2015), l'erreur obtenue sur 4 tests varie de 0,5° jusqu'à 1,2°. Cette étude utilise un système de détection de collisions offline qui calcule les collisions possibles pour une position de table donnée en modélisant la surface du patient. Ce calcul de collision prend 10 minutes. Un autre système développé par Cardan et al (Cardan et al. 2017) utilise la surface du patient pendant la phase de planification du traitement. Ils ont obtenu une précision de détection de collisions de 97,3% \pm 2,4% et de prédiction de collisions de 95,3% \pm 3,1% à 91,5% \pm 3,6% en fonction de la marge de sécurité. Cette étude est utilisée en mode « offline ».

La précision de notre système (1,9°±0,9° sur fantôme, 1,4°±1,0° sur volontaires et 2,0°±1,0° sur patients) montre une bonne corrélation entre les angles détectés et les angles repérés par le matériel clinique (0,99 pour fantôme et volontaires et 0,98 sur patients). Cette précision ne peut pas être directement comparée avec les autres systèmes développés car les résultats sont obtenus par rapport à des vérités terrain différentes. L'originalité de notre système est que le processus de calcul des collisions en temps réel permet l'utilisation en ligne de ce système pendant la délivrance du traitement, contrairement à d'autres systèmes développés précédemment qui nécessitent 5,4 secondes (Cardan et al. 2017a) à 20 minutes (Zou et al. 2012) pour effectuer les vérifications de collisions.

Bien que la précision des mesures de notre système soit acceptable, les résultats peuvent être affectés par plusieurs facteurs. Tout d'abord, le processus de calibrage des caméras peut introduire des incertitudes dans les mesures de profondeur. En effet, si l'isocentre n'est pas défini, les coordonnées du nuage de points peuvent être erronées, ce qui réduit la précision du calcul des collisions. Padilla et al (Padilla et al. 2015) ont montré qu'une différence de ± 1 cm dans les positions verticales et latérales de l'isocentre peut entraîner un écart de 0,5° à 2,5° dans les angles de collisions détectés. D'autre part, comme expliqué précédemment, la distance minimale acceptable définie par le système LaserGuard n'est pas homogène dans l'espace et peut varier entre 4,8 cm et 2,6 cm. Comme nous avons choisi la distance moyenne (3,7 cm) comme seuil fixe, une erreur de ± 1,1 cm pourrait introduire une déviation dans les angles détectés par rapport à la vérité terrain. D'autre part, il existe des paramètres mécaniques qui contribuent à diminuer la précision des résultats. En effet, il peut y avoir un petit écart entre l'angle de l'accélérateur réel et l'angle affiché dans la salle de radiothérapie. Cette déviation est due à l'inertie de la masse de l'accélérateur. L'assurance qualité effectuée par les physiciens dans la salle de radiothérapie oblige que cet écart soit toujours inférieur à 1° (Klein et al. 2009). Finalement, la précision de calcul des collisions dépend essentiellement de la précision du volume englobant utilisé.

5. Conclusion

Notre système de détection de collisions en temps réel entre l'accélérateur et la table ou le patient permet d'assurer la sécurité du patient pendant le traitement. Ce système pourrait

128

être utilisé « offline » ou « online » et détecter les collisions mécaniques et les collisions avec le patient. La particularité de ce système est qu'il prend en compte les surfaces complètes du patient et les dispositifs d'immobilisation éventuellement utilisés, en filmant le patient à l'aide de caméras Kinect V2 avec une fréquence de 10 Hz. Les tests de collisions sont effectués en temps réel en se basant sur l'algorithme BVH qui utilise des AABBs comme volumes englobants. La construction de notre arbre de hiérarchie est faite de deux niveaux dans le but de simplifier le calcul. Le système développé pourrait être particulièrement utile pour les protocoles de « radiothérapie 4π ».

La kinect V2 a démontré ses capacités de gestion des mouvements en radiothérapie externe. Les résultats prometteurs nous ont encouragés à évaluer ce capteur dans un autre domaine médical pour lequel l'analyse du mouvement du thorax contribuera à la surveillance de la ventilation des patients. Ce travail sera développé dans le prochain chapitre.

Chapitre 5 Calcul des mesures ventilatoires en réanimation médicale

Table de matières

1.	Système d'acquisition et données131			
2.	Méthodologie			
2.1	Calcul des mesures respiratoires			
2	2.1.1 Fréquence ventilatoire			
2	2.1.2 Volume courant			
2	2.1.3 Volume régional			
2.2	Evaluation du système			
3.	Résultats			
4.	Discussion			
5.	Conclusion	151		

La ventilation mécanique est indispensable pour la survie de la plupart des patients souffrant d'insuffisance respiratoire. Cependant, elle peut également provoquer des lésions pulmonaires et peut même être le principal facteur d'atteinte pulmonaire (Ricard et al. 2003). Pour les patients instables, l'intubation est associée à un risque plus élevé de complications. La surveillance non invasive et sans contact de la ventilation de ces patients permet de conserver un certain degré de respiration spontanée, de diminuer les besoins en sédation, et de diminuer le temps de ventilation mécanique ayant des conséquences directes sur la morbidité et la mortalité. Les mesures ventilatoires des patients sont calculées en analysant le signal respiratoire. Celui-ci est extrait à partir des données surfaciques acquises par la Kinect V2. Nous présenterons dans ce chapitre la méthodologie développée dans le but de surveiller les patients pris en charge en réanimation médicale, en calculant leurs mesures ventilatoires.

1. Système d'acquisition et données

Cette étude a été réalisée en collaboration avec le service de réanimation médicale du CHU « la Cavale Blanche » de Brest. La première série d'acquisition a été effectuée au Centre de Simulation en Santé (CESIM) de Brest sur un mannequin de réanimation simulateur de patient, relié à un respirateur pouvant délivrer un volume de 100 à 500 mL à différentes fréquences (25 et 50 cpm). L'insufflation des volumes permet de gonfler les poumons du mannequin. Les mouvements du torse du mannequin ont été analysés pour le calcul de la fréquence et du volume de ventilation. Les images de profondeur acquises ont été transformées en nuages de points (voir **Figure 5.1**) à l'aide de la matrice d'étalonnage (expliquée en détail dans le chapitre 1).

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = Z \times \begin{vmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix}$$
(5.1)

Avec cx, cy les coordonnées du centre optique de la caméra (en pixels), fx, et fy les coordonnées de la longueur focale (en pixels). Les acquisitions ont été faites en fixant une caméra Kinect V2, sur un tripode, pointée vers le thorax du mannequin.



Figure 5.1: Surface du mannequin sous ventilation acquise par la Kinect V2.

Pour les données cliniques, des acquisitions ont été réalisées sur 13 patients intubés, ventilés en mode assisté contrôlé (VAC), ayant différentes pathologies. La plupart de ces patients étaient en sédation afin d'assurer leur soulagement, leur confort et leur bonne adaptation au respirateur, alors que trois patients était en curarisation (paralysie musculaire) donc totalement dépendants de la machine. Les patients avaient un poids moyen de 88 kg et une taille moyenne de 173 cm. Trois parmi treize étaient obèses. La pression expiratoire positive (PEP), qui correspond à la pression résiduelle maintenue dans les voies aériennes, pouvait variée selon la corpulence du patient (PEP élevée pour les patients obèses). Le tableau suivant résume la base de données utilisée dans cette étude.

Pationts	Doids	Pathologie	Sédation	Curarisation	Mode	PEP	
Fatients	FUIUS			Curansation	ventilatoire		
1	64	ACR	Oui	Oui	VAC	4	
2	63	Accident vasculaire		N	New		5
Z		cérébral	NON	Non	VAC		
Э	70	Intoxication	Oui	Oui		5	
3	70	médicamenteuse	Our	Oui	VAC		
4	64	ACR	Oui	Non	VAC	5	
5	91	DR	Oui	Non	VAC	5	
6	146	DR	Non	Non	VAC	12	
7	74	ACR	Oui	Non	VAC	3	
8	74	Etat de mal épileptique	Oui	Oui	VAC	3	
9	80	Etat de mal épileptique	Oui	Non	VAC	5	
10	151	Etat de mal épileptique	Oui	Non	VAC	12	
11	100	Choc septique	Oui	Non	VAC	8	
12	72	DR	Oui	Non	VAC	5	
13	80	DR	Oui	Non	VAC	5	

Tableau 5.1: Données cliniques pour les patients étudiés.

Le suivi de la ventilation des patients a été effectué pendant 5 à 10 minutes en utilisant une caméra Kinect V2 installée dans une chambre de réanimation au-dessus du lit des patients

132

comme le montre la Figure 5.2.



Figure 5.2: Installation d'une caméra Kinect V2 au-dessus du lit dans une chambre de réanimation médicale. Notons que l'utilisation de deux caméras n'était pas recommandée car une chambre de réanimation est équipée de nombreux outils (outils de monitorage, respirateur, alimentation, etc.) et que de l'espace doit être gardé pour faciliter l'intervention du personnel dans la chambre autour du patient.



Figure 5.3: Surface d'un patient intubé acquise par la Kinect V2.

Afin d'extraire les mesures respiratoires (mannequin ou patients), il faut un calibrage spatial qui consiste à placer le patient face à la caméra (**Figure 5.3**). Cela revient à avoir l'axe Z de celle-ci, perpendiculaire au thorax du patient. La procédure de calibrage est faite en recalant manuellement les données acquises afin d'aligner le thorax du patient avec le plan XY de la caméra. Trois rotations (équations **5.2, 5.3 et 5.4**) sont ainsi appliquées (selon l'équation **5.5**) au

nuage de points afin d'observer la variation des mesures de profondeur le long de l'axe Z de la caméra.

$$R_{\chi} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}$$
(5.2)

$$R_{y} = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix}$$
(5.3)

$$R_{z} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0\\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0\\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(5.4)

$$\begin{bmatrix} X_t \\ Y_t \\ Z_t \end{bmatrix} = R \times \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix}$$
 (5.5)

Avec X_t , Y_t , Z_t les coordonnées des points de l'image transformée par la matrice de rotation $R = R_x \times R_y \times R_z$, α , β et γ sont les angles en radians selon les trois axes de la caméra x, γ et z et X_i , Y_i , Z_i sont les coordonnées des points de l'image brute acquise par la Kinect V2.

2. Méthodologie

2.1 Calcul des mesures respiratoires

En se basant sur les acquisitions surfaciques de la Kinect 2, nous avons observé l'évolution des grandeurs physiques qui décrivent le comportement du système respiratoire (telles que la fréquence ventilatoire F_r exprimée en cycles/minutes (cpm) et le volume courant Vt exprimé en mL) par l'analyse des séries temporelles.

2.1.1 Fréquence ventilatoire

La fréquence ventilatoire⁶¹ est une grandeur physiologique fondamentale pour décrire le comportement du système respiratoire. Elle est définie comme étant le nombre de cycles respiratoires par minute. La surveillance de la fréquence ventilatoire permet le dépistage des anomalies respiratoires, des irrégularités respiratoires et des apnées qui sont des signes de l'épuisement musculaire ou de l'arrêt cardiorespiratoire (Raux et al. 2007).

⁶¹ https://www.espacesoignant.com/soignant/urgences-reanimation/frequence-respiratoire

Plusieurs études ont développé des systèmes sans contact pour le calcul de la fréquence respiratoire. Benetazzo et al (Benetazzo et al. 2014) ont calculé la dérivée de la valeur moyenne de la profondeur de la poitrine par rapport à la caméra Kinect V1 et ont analysé le signe de la dérivée pour détecter les inspirations et expirations. Le résultat obtenu montre une erreur maximale par rapport aux mesures de la spirométrie de 0,5 cpm et un coefficient de corrélation minimal de 0,973. La fiabilité des méthodes utilisant les dérivées première et seconde du signal respiratoire est souvent affectée par le bruit. Prochazka et al (Procházka et al. 2016) ont détecté les fréquences respiratoire et cardiaque dans le but de dépister les troubles médicaux et neurologiques en utilisant une technique d'analyse spectrale basée sur un filtrage à réponse impulsionnelle finie (FIR). Ce filtre est appliqué au signal respiratoire extrait à partir de la séquence des images acquises pour rejeter toutes les composantes de fréquences n'appartenant pas à la fréquence respiratoire. L'erreur obtenue comparée aux valeurs de la vérité terrain est de 0,26%. Récemment Martinez et al (Martinez and Stiefelhagen 2017) ont introduit un nouvel algorithme qui surveille le rythme respiratoire à partir d'une caméra de profondeur placée au-dessus du lit du patient. Pour le calcul de la fréquence respiratoire, la densité spectrale de puissance (DSP) du signal respiratoire est calculée à l'aide d'une transformée de Fourier rapide. A partir de la DSP, la position des pics est obtenue par interpolation quadratique. La précision de cet algorithme, obtenue sur 65 patients en apnée, montre que 85,9% des mesures ont une erreur inférieure à 2 cpm, par rapport aux mesures réalisées avec une thermistance.

Dans cette étude, nous avons analysé le signal respiratoire du patient afin de calculer la fréquence ventilatoire en observant les variations morphologiques de la paroi thoracique. En calculant la différence entre la valeur moyenne des mesures de profondeur dans une région d'intérêt (ROI) et celle calculée sur la première image de l'acquisition servant de référence, nous obtenons le signal respiratoire en fonction du temps selon l'équation **5.6** :

$$D(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N} (L_{i-}R_{i})$$
(5.6)

avec R représentant le plan de référence, L le plan courant et N le nombre de pixels dans la zone d'intérêt rectangulaire choisie manuellement sur le thorax du patient. Les pics inspiratoires dans le signal de ventilation sont détectés sur un intervalle de temps d'une minute. L'algorithme de détection de pics développé repose sur la technique de détections d'extrema qui utilise un seuillage d'amplitude. Une étape de prétraitement des données est utilisée avant d'analyser le signal. Cette étape consiste à filtrer la tendance dans le signal qui peut être provoquée par la nature des objets présents dans la scène. La méthode, développée dans le chapitre 3, utilise l'estimation d'un polynôme d'ajustement. Après filtrage du signal, la détection des pics se fait en analysant, pour chaque cycle respiratoire, le signe du signal sur 8 échantillons (mesures). L'algorithme consiste à rechercher les maxima et minima dans le signal en détectant les changements de signe sur l'ensemble des échantillons. Nous nous sommes basé sur l'hypothèse que pour chaque intervalle de temps de 60 secondes, tous les extrema (min et max) sont supérieurs en valeur absolue à la moyenne du signal sur cet intervalle. Une fois les pics détectés, la Fr est calculée par le nombre de pics sur 600 mesures (ce qui correspond à 1 minute d'acquisition).

2.1.2 Volume courant

Les techniques de calcul de volume courant sans contact ont été largement abordées dans les études récentes. Celles-ci reposent sur l'observation des changements morphologiques de la paroi thoracique. Yu et al (Yu et al. 2012) ont calculé la variation du volume respiratoire en mesurant la relation entre la distance mesurée par Kinect V1 et la distance réelle de chaque pixel. Les résultats ont montré une corrélation de 0,966 avec les mesures obtenues par un spiromètre. Harte et al (Harte et al. 2016) ont décrit un système pour analyser le mouvement de la paroi thoracique grâce à l'utilisation de 4 Kinect V1 en parallèle. Le système utilise un modèle tridimensionnel du torse d'un patient et évalue les changements de volume afin de calculer le mouvement de la paroi thoracique. Des tests sur des volontaires sains et des patients atteints de fibrose kystique, montrent une bonne corrélation avec les mesures par spirométrie (> 0,8656). Une autre étude (Sharp et al. 2017) a reconstruit un modèle 3D de la poitrine du sujet et a estimé le volume thoracique en considérant un plan de référence à une distance prédéfinie du dos et de la paroi thoracique. Les sujets étaient assis face à une Kinect V2, à 1,5m. Dans cette étude 61,9% des mesures effectuées ont montré une différence supérieure à 150 ml avec les mesures de la spirométrie. Dans notre étude, le volume obtenu en observant la variation de profondeur de la paroi thoracique, comme présenté dans la **Figure 5.4**, a été calculé par l'équation suivante :

$$V(k) = D(k) \times Surface \times 10^3$$
(5.7)

avec D(K) la mesure de profondeur moyenne calculée pour chaque image, et *Surface* une constante définissant la taille de la zone d'intérêt (Longueur*Largeur) exprimée en mm². La constante 10³ est employée pour convertir le volume de mm³ en mL.



Figure 5.4: Variation des surfaces suite au mécanisme de respiration. Image issue de (Harte et al. 2016). En appliquant cette formule pour chaque mesure de profondeur nous obtenons une courbe de volume en fonction du temps. Le volume inspiratoire (ou volume courant Vt), correspondant au volume insufflé au patient à chaque cycle respiratoire, est ainsi recueilli à un intervalle de temps fixe (1 minute). Ce volume est déterminant pour la surveillance des patients sous ventilation. Il est exprimé sous forme de valeurs moyennes, obtenues sur quelques cycles respiratoires. Ceci permet d'éviter les erreurs dues au bruit aléatoire ainsi qu'à la variabilité et les irrégularités dans les mesures acquises.

2.1.3 Volume régional

Le volume dans les deux régions du thorax (thorax gauche et droite) a été calculé sur le fantôme dans l'optique de détecter les anomalies pulmonaires. Ceci est fait en observant les changements morphologiques des deux zones thoraciques séparément. En choisissant

137

différentes zones d'intérêt pour les deux régions, la courbe de respiration et celle du volume sont calculées par les équations **5.6** et **5.7**. L'analyse de ces signaux permet d'évaluer les modes ventilatoires et les problèmes respiratoires du patient en détectant l'inhomogénéité de la ventilation pulmonaire entre les deux régions.

2.2 Evaluation du système

Le système de surveillance des patients sous ventilation spontanée ou contrôlée permettant le calcul de la fréquence ventilatoire et le volume courant devait être évalué en vue d'une utilisation en clinique.

Pour les tests sur le mannequin relié à un respirateur, des valeurs préréglées de volume d'air ont été insufflées au mannequin à différentes fréquences respiratoires. Ces valeurs ont été comparées aux valeurs obtenues par analyse des changements au niveau du thorax pendant 5 minutes. Pour les données cliniques, les patients intubés sont reliés à un respirateur qui permet de délivrer de l'oxygène afin de suppléer la respiration tout en enregistrant les paramètres de ventilation chaque minute. Ainsi, nous avons récupéré la fréquence respiratoire et le volume courant enregistrés au cours du temps afin de les comparer avec les mesures extraites des images surfaciques. Chaque patient, a été suivi pendant 30 à 40 minutes.

La comparaison entre les mesures calculées et celles récupérées par le respirateur se fait en calculant la moyenne et l'écart type des différences absolues pour toutes les mesures. Afin de prendre en compte la variabilité des mesures en fonction de l'état du paient, de sa corpulence, et de sa PEP, nous avons évalué l'erreur calculée pour chaque patient séparément.

Pour le calcul du volume régional, des tests sur fantôme ont été établis. Le fantôme a deux modes de fonctionnement : un mode de fonctionnement symétrique où les deux poumons fonctionnent simultanément (les deux valves sont ouvertes pour insuffler de l'air dans les poumons) et un mode de fonctionnement asymétrique qui permet l'insufflation de l'air uniquement dans le poumon droit (une seule valve est ouverte et l'autre reste fermée). Le volume calculé a été comparé avec celui réglé.

138

3. Résultats

Comme expliqué précédemment, les mesures de profondeur de la Kinect V2 sont soumises à plusieurs types de distorsion qui dépendent fortement de la scène observée ainsi que des objets qui y sont présents. Suite à sa validation, la méthode de filtrage présentée dans le chapitre 3 pour l'élimination du bruit de la ligne de base et de toute autre déviation dans le signal, est utilisée dans ce chapitre pour le filtrage du signal extrait à partir des images surfaciques du fantôme ainsi que des patients en réanimation. La **Figure 5.5** montre un exemple du signal respiratoire avant et après filtrage pour un patient intubé, filmé pendant environ 5 minutes.



Figure 5.5: Signal respiratoire d'un patient intubé en réanimation. En bleu le signal brut, en rouge le signal filtré et en vert la courbe polynomiale.

Ce filtrage est une étape de prétraitement des données permettant de restituer le signal pour mieux analyser les mesures ventilatoires.

Tests sur mannequin

Après filtrage, nous recherchons le nombre de cycles respiratoires par minute de ventilation. Les pics inspiratoires détectés à partir du signal extrait des surfaces du mannequin sont représentés dans la **Figure 5.6**.



Figure 5.6: Zoom sur le signal ventilatoire du mannequin et les pics inspiratoires détectés sur un intervalle de temps d'une minute.

En analysant les courbes respiratoires de toutes les mesures effectuées sur mannequin, nous avons calculé la probabilité de fausses et de non détections. Nous avons ainsi obtenu une valeur de 4,8% et de 6,2% respectivement. Une fois les pics détectés, le nombre de pics par minute correspondant à la fréquence ventilatoire est calculé. Les résultats obtenus sur une série de tests de cinq minutes d'acquisitions sur fantôme sont représentés dans le graphique suivant (**Figure 5.7**).



Figure 5.7: Corrélation entre les moyennes des fréquences calculées sur fantôme pendant 5 minutes d'acquisition et les fréquences appliquées par le respirateur.

Le graphique donne les fréquences calculées (axe des ordonnées) pour chaque valeur de

fréquence récupérée par le respirateur (axe des abscisses). Les barres d'erreur montrent l'écart type de la différence absolue entre les valeurs en abscisses et celles en ordonnées. Nous avons tracé la courbe de tendance linéaire montrant la corrélation entre les deux séries de variables. Le coefficient de détermination pour les mesures de la fréquence ventilatoire sur mannequin indique une valeur de 0,998. L'erreur moyenne totale calculée pour toutes les séries de mesures est de 1,5±0,5 cpm.

Pour l'évaluation de l'algorithme de calcul du volume courant, nous avons fait varier les volumes ventilatoires du respirateur entre 200 et 400 ml pour des fréquences de 25 et 50 cpm respectivement. Les résultats de calcul des volumes sont présentés dans le graphique (**Figure 5.8**). Les volumes représentés sont les moyennes des volumes calculés sur un intervalle de 5 minutes.



Figure 5.8: Comparaison entre les volumes calculés et les volumes du respirateur appliqués pour des fréquences de 25 cpm et 50 cpm.

Nous observons que la différence absolue entre les mesures calculées et les mesures du respirateur est plus grande lorsque la fréquence est plus élevée. Les valeurs sont présentées quantitativement dans le tableau **ci-dessous**.

Fréquence (cycles/min) Volume (mL)	25	50
400	3	5
300	5	10
200	8	26

 Tableau 5.2: Différences absolues en mL entre les volumes calculés et ceux appliqués par le respirateur pour différentes fréquences de ventilation.

D'après le tableau, nous remarquons également que la précision des mesures se dégrade avec la diminution des volumes ventilatoires. Notons que pour une fréquence élevée toutes les mesures calculées sont sous-estimées. En effet, le mécanisme ventilatoire du mannequin n'est pas parfait. Pour des fréquences élevées, le fantôme n'arrive pas à expulser tout le volume d'air de ses poumons avant que la prochaine inspiration arrive. La différence maximale observée est de 26 mL pour un volume insufflé de 200 mL avec une fréquence ventilatoire de 50 cpm.

Afin de calculer le volume régional, une deuxième série de tests sur fantôme a été réalisée en utilisant le mode asynchrone qui permet le fonctionnement du poumon droit uniquement. La respiration dans les différentes régions thoraciques est présentée dans la **Figure 5.9**.



Figure 5.9: Courbes ventilatoires régionales: volume courant dans le poumon droit (en vert) et volume courant dans le poumon gauche (en rouge).

Dans cet exemple nous observons que l'air dans le poumon gauche est quasi nul même si une

légère fluctuation due au bruit apparaît dans les mesures de profondeur. Tout le débit d'air délivré est insufflé dans le poumon droit. Le volume régional et la fréquence ventilatoire est alors calculé dans les poumons droit et gauche du mannequin séparément. Le volume moyen des mesures obtenu sur tout l'intervalle de temps d'acquisition est illustré dans le tableau **ci-dessous**. **Tableau 5.3: Calcul du volume régional dans les poumons droit et gauche pour une fréquence ventilatoire de 50 cpm.**

Fréquence théorique	Fréquence calculée	Volume du respirateur (mL)	Volume droit calculé (mL)	Volume gauche calculé (mL)
50	49	400	355	46
50	49	300	282	31
50	48	200	210	25

Nous observons que le poumon droit reçoit presque la totalité du volume insufflé (92,5%) et que le poumon gauche montre un volume résiduel faible.

Données cliniques

Après validation sur mannequin, les mesures sur patients intubés en réanimation ont été analysées sur 30 à 40 minutes d'acquisition durant lesquelles la fréquence ventilatoire ainsi que le volume courant ont été calculés à chaque minute de ventilation. Dans le cas des données cliniques, nous observons une grande variabilité des signaux ventilatoires entre les patients. Les **Figure 5.10** et **Figure 5.11** montrent un exemple de deux signaux respiratoires avec des fréquences ventilatoires de 18 cpm et 32 cpm respectivement, pour lesquelles les pics inspiratoires ont été détectés par l'algorithme développé.


Figure 5.10: Détection de pics inspiratoires pour un patient ventilé en réanimation à 18 cpm.





Notre algorithme a montré de bonnes performances même dans le cas où les signaux étaient irrégulier (suite à des toux ou des signes de conscience du patient après sédation) comme illustré dans la **Figure 5.12**.





Figure 5.12: Détection de pics inspiratoires pour des signaux ventilatoires irréguliers extraits à partir des données de différents patients intubés.

Quantitativement, la probabilité de non détection sur l'ensemble des mesures effectuées sur treize patients est de 6% alors que le pourcentage de fausses détections est de 8.5%. La **Figure 5.13** montre un exemple de fausses détections de pics inspiratoires.



Figure 5.13: Exemple d'une fausse détection de pics inspiratoires d'un patient intubé.

En comparant les fréquences calculées à partir du nombre de pics détectés pour chaque minute avec les valeurs du ventilateur, nous obtenons la représentation de l'erreur absolue moyenne ± l'écart type pour les 13 patients donnée dans la **Figure 5.14**.



Figure 5.14: Représentation graphique de la moyenne des erreurs ± écart type du calcul de la fréquence ventilatoire pour les séries de chaque patient.

L'erreur moyenne varie entre 0,7 et 3,0 cpm avec un écart type allant de 0,5 à 2,0 cpm. La moyenne totale des erreurs calculées de toutes les mesures donne une valeur de 1,5±1,0 cpm. 83,8 % des mesures ont une erreur inférieure à 2 cpm.



Figure 5.15: Mesure de la fréquence ventilatoire par rapport à la vérité terrain pour les différents patients. Pour étudier la variabilité des mesures selon les patients, nous représentons dans le graphe cidessus (Figure 5.15) les fréquences ventilatoires du respirateur pendant la période d'acquisition et la fréquence moyenne des mesures calculée pour chaque patient. Nous constatons que pour une même fréquence ventilatoire, l'erreur est variable selon les patients. Prenons le cas de deux patients (1 et 2) ventilés à une fréquence de 30 cpm, l'erreur de calcul de la fréquence est de 1,4±0,37 et 3,0±1,0 respectivement. Ces deux patients ont des PEP de valeur 5 et 4 cmH₂0 respectivement, mais des pathologies et traitements différents. Le premier patient est curarisé alors que le deuxième ne l'est pas ce qui lui permet de déclencher ses propres cycles en plus des cycles respiratoires réglés. Ceci explique la grande différence des erreurs entre les deux patients. Pour chaque patient, nous avons calculé, en plus de la fréquence ventilatoire, le volume courant à chaque minute de ventilation pendant toute la période d'acquisition. Les résultats des erreurs moyennes \pm écarts type pour chaque patient sont reportés dans le graphe ci-contre (**Figure 5.16**).



Figure 5.16: Représentation graphique de la moyenne des erreurs ± écart type du calcul du volume courant pour les séries de chaque patient.

Nous observons que la moyenne des erreurs de tous les patients est inférieure à 45 mL. 76% des mesures ont une erreur absolue strictement inférieure à 50 mL. Elle varie de 13 à 41 mL. Quant à l'écart type, il varie de 5 à 25 mL selon le patient. La moyenne totale des erreurs de toutes les mesures a une valeur de 29,0±18,0 mL. La **Figure 5.17** montre les volumes calculés en fonction de la fréquence ventilatoire de chaque patient.



Calcul des mesures ventilatoires en réanimation médicale

Figure 5.17: Mesures de volume courant (en orange) en fonction de la fréquence ventilatoire par rapport à la vérité terrain (en bleu) pour les différents patients.

D'après le graphique (**Figure 5.17**), nous constatons que pour une même fréquence et un même volume ventilatoires, l'erreur est variable. Considérons deux patients (7 et 8) ayant une fréquence de 25 cpm et un volume ventilatoire de 450 mL. Ces derniers ont différentes pathologies et sont traités différemment : le deuxième patient est curarisé alors que le premier ne l'est pas. L'erreur des mesures de volumes calculés est surestimée de 22 mL et sous-estimée de 3 mL pour le premier et le deuxième patient respectivement. Un autre exemple de deux patients (6 et 7) ventilés à une fréquence de 24 et 25 cpm avec un volume de 424 et 450 ml et une PEP de 5 et 12 cmH₂O respectivement, montre une sous-estimation de l'erreur de 14 mL pour le premier patient et une surestimation de 3 ml pour le deuxième patient. Ceci montre l'influence du réglage de la PEP sur la précision des mesures du volume courant.

4. Discussion

La surveillance de la ventilation des patients instables présentant un état pathologique grave est un enjeu important en réanimation médicale. L'intubation nécessite souvent une synchronisation parfaite entre le patient et la machine. Ceci est réalisé par l'utilisation de fortes doses d'agents sédatifs et parfois de curares, ce qui menace le pronostic vital, augmente le risque de complications de 20% à 50% (Jung et al. 2008) et augmente la morbidité et la mortalité liées à la ventilation mécanique (Garnacho-Montero et al. 2001). L'instabilité de ces patients rend l'intubation trachéale hautement risquée (Jaber et al. 2006). L'utilisation d'un moyen non invasif et sans contact pour suivre la ventilation de ces patients contribue ainsi à diminuer les besoins en sédation, le temps et les complications de l'intubation.

La plupart des techniques de calcul des mesures ventilatoires existantes telles que la spirométrie, la pléthysmographie inductrice respiratoire, l'impédance thoracique, la pneumographie par impédance, la photo-pléthysmographie, les jauges de contrainte et les magnétomètres nécessitent un contact direct avec le patient ce qui les rend peu pratique en réanimation. Ces outils sont encombrants et coûteux et ne sont pas adaptés à l'environnement clinique. D'autres systèmes, sans contact, tels que l'image thermique, la pléthysmographie à lumière structurée et la pléthysmographie optoélectronique nécessitent des instruments de mesure spécifique et une procédure de configuration compliquée.

La recherche a récemment développé des technologies de mesures abordables qui utilisent des caméras de profondeur (Harte et al. 2016) (Yu et al. 2012), et (Benetazzo et al. 2014) pour mesurer la ventilation d'un individu. Ces techniques ne sont pas testées en conditions cliniques et ne sont pas calibrées pour une utilisation sur des patients allongés sur des lits médicalisés.

Nous avons proposé un système simple à faible coût applicable en clinique pour l'observation sans contact des patients en réanimation médicale. Celui-ci est basé sur l'acquisition surfacique à l'aide d'une caméra Kinect V2 installée au-dessus du lit du patient. A partir de l'analyse du changement morphologique de la zone thoracique du patient au cours du temps, nous avons développé un algorithme pour le calcul des mesures ventilatoires.

Une étape de prétraitement des données a été réalisée pour éliminer les distorsions dans les mesures observées. Ces distorsions sont dues à la nature de la scène et des objets acquis. La méthode de filtrage 1D développée dans le chapitre 3 se basant sur la courbe polynomiale a été utilisée ici pour éliminer la tendance indésirable dans le signal. Après filtrage, le signal ventilatoire a été analysé dans l'optique de calculer la fréquence ventilatoire, le volume courant et le volume régional.

149

La précision des mesures a été évaluée dans un premier temps sur un mannequin simulateur d'un patient en réanimation. Le calcul de la fréquence ventilatoire repose sur le calcul du nombre de pics inspiratoires par minute. L'algorithme de détection de pics montre de bonnes performances avec une probabilité de fausse détection de 4,8% et celle de non détection de 6,2%. Ces pourcentages sont obtenus sur 3 séries de tests de 5 minutes d'acquisition chacune. En comparant avec les mesures du respirateur, les fréquences de ventilation calculées montrent une corrélation de 0,998. Ceci montre que l'erreur de mesures est minime (moyenne totale d'erreurs égale à 1,5±0,5 cpm). Le volume courant a été calculé pour des fréquences ventilatoires de 25 et 50 cpm respectivement. La différence absolue de ces mesures avec les volumes insufflés par le ventilateur est plus grande pour des volumes plus petits. Ceci s'explique par le fait que pour des volumes faibles, les mouvements du thorax du fantôme sont minimes et la précision des mesures de profondeur par la Kinect V2 est plus faible dans ces conditions. Par ailleurs, le calcul du volume régional nous permet de détecter les anomalies respiratoires et ainsi de modifier les réglages des paramètres de ventilation. En utilisant des régions d'intérêt (poumon gauche et poumon droit) nous pouvons calculer le volume insufflé dans chaque poumon séparément. Les résultats montrent que le poumon droit du mannequin reçoit à peu près la totalité du volume insufflé (92,5%) et que le poumon gauche a une ventilation quasi nulle (volume < 50 mL).

Une fois validé sur fantôme, le système a été testé sur des patients en réanimation au CHU de la Cavale Blanche de Brest. Treize patients intubés ont été suivi pendant 30 à 40 minutes dans le but d'évaluer les performances de notre système par rapport aux mesures cliniques. Généralement, les patients intubés sont en sédation ou en curarisation. L'algorithme de détection de pics inspiratoires a montré de bonnes performances, avec un pourcentage de fausses et de non détections de 6 et 8,5% respectivement, même pour les patients ayant une ventilation irrégulière et montrant des signes de conscience. Le calcul de fréquence ventilatoire est assez précis avec une moyenne d'erreurs de 1,5±1,0 cpm. 83,8 % des mesures ont une erreur inférieure à 2 cpm. Ce résultat s'accorde avec celui obtenu dans l'étude (Martinez and Stiefelhagen 2017) dans laquelle 85,9% des mesures des erreurs ont une valeur inférieure à 2,0 cpm par comparaison avec les valeurs du spiromètre. Le calcul du volume courant montre une moyenne des erreurs largement inférieure à la limite clinique (50 mL) avec une valeur de 29±13

mL. Bien que certaines mesures aient montré une différence absolue maximale de 77 mL, l'erreur moyenne calculée sur toutes les mesures pour chaque patient reste inférieure à 50 mL. En total, 76% des mesures avaient une erreur absolue strictement inférieure à 50 mL. L'évaluation de la fonction pulmonaire régionale n'a pas encore été testée sur patient par manque de vérité terrain.

Nous avons observé une grande variabilité de l'erreur selon l'état et la ventilation du patient. En effet, les patients soumis à l'influence du curare ont toujours montré une meilleure précision par rapport au patient en sédation. Ceci s'explique par le fait que le curare ne permet aucune ventilation spontanée ce qui rend le patient complétement inactif et permet une meilleure adaptation du respirateur. La PEP est un autre facteur qui affecte la précision des mesures. En effet, la variation de la PEP a un impact important sur le volume courant et induit une augmentation de l'erreur pour des PEP élevées. Ainsi, pour des patients obèses, la PEP étant réglée à une valeur élevée, les erreurs sont en générale plus élevées.

Un autre facteur qui a une influence directe sur la précision des mesures est le calibrage spatial. Celui-ci a été fait jusqu'à présent manuellement. En effet, la position du lit et son inclinaison n'étant jamais fixe, la méthode de calibrage utilisée dans le chapitre 3 ne peut pas être appliquée dans ce cas par manque d'un repère fixe.

5. Conclusion

Cette étude a proposé une technique de mesure, sans contact, des paramètres ventilatoires à l'aide d'une caméra de profondeur. A partir de l'analyse des mouvements thoraciques du mannequin et de patients pris en charge en réanimation, nous avons calculé la fréquence ventilatoire en se basant sur un algorithme de détection de pic inspiratoires. D'autre part, nous avons calculé le volume courant afin de surveiller les échanges gazeux. Le système développé est le premier à résoudre le problème des patients instables pour lesquels une ventilation mécanique de longue durée pourrait aggraver les lésions pulmonaires. Le test de validation a mis en évidence une forte corrélation entre les mesures respiratoires calculées par notre méthode et les mesures du respirateur.

151

La synthèse générale qui suit récapitule les différents projets développés dans cette thèse, au moyen d'un dispositif non invasif, sans contact et à faible coût, liés à deux domaines médicaux. Nous proposerons ainsi des perspectives en vue d'une utilisation de ce dispositif en clinique.

Conclusion et perspectives

Dans cette thèse, nous avons montré l'intérêt de l'utilisation d'une caméra de profondeur, la Kinect V2, pour différentes applications médicales. Notre étude bibliographique a tout d'abord porté sur les avancées technologiques des capteurs de profondeur ainsi que ses principales utilisations en médecine. Dans le deuxième chapitre, nous nous sommes intéressés à deux domaines médicaux et leurs challenges auxquels les Kinect V2 pourraient répondre.

Le travail présenté s'est porté dans un premier temps sur une étape de prétraitement des données pour éliminer l'effet de distorsion causée par les réflexions multiples sur des surfaces transparentes. Cette distorsion est dépendante de la position de l'accélérateur par rapport à la surface observée. Nous avons proposé deux méthodes de filtrage, une pour les données 1D extraites à partir de ces images et une pour les surfaces 2D. La première méthode estime une courbe de tendance polynomiale qui minimise au sens des moindres carrés la variation fondamentale du signal 1D. La deuxième méthode utilise un filtre médian temporel appliqué en temps réel à une zone d'intérêt. Les résultats ont montré une amélioration significative des mesures de profondeur avec une corrélation avec la référence de 0,76 après filtrage. La méthode de filtrage 2D sera étendue pour le traitement de l'accélérateur afin de traiter les données à des angles bien définis. Une autre méthode reposant sur le calcul des moyennes et écarts type pour chaque cycle respiratoire du signal sera testée pour des applications en temps réel. Dans ce cas, les mesures filtrées seront décalées d'un cycle respiratoire par rapport aux mesures réelles.

Dans un deuxième temps, nous avons évalué les performances de la Kinect V2 pour la gestion des mouvements inter-fraction dans le but de repositionner quotidiennement le patient en radiothérapie externe. Ceci est assuré via un système non invasif formé de deux caméras de profondeur Kinect V2, reposant sur le recalage rigide des images surfaciques. Les résultats ont montré une précision de détection de mouvements en 6DDL inférieure à 2 mm alors que la

153

précision de prédiction qui estime la position du patient à chaque séance de traitement est de de 2,7±0,5 mm (par comparaison avec les déplacements obtenus en superposant manuellement les structures osseuses sur des images KV) et de 2,4±0,2 mm (par comparaison avec les décalages calculés sur des images CBCT). Ceci montre que nos résultats sont plus proches du recalage fait sur les images 3D CBCT. Toutefois, l'erreur dépasse la tolérance clinique (2mm). Ces résultats sont obtenus sur une série de tests de six patients. Nous avons besoin d'une base de données plus grande pour une évaluation plus approfondie. Nous proposons également de modéliser les surfaces par la fonction B-spline pour réduire le bruit des mesures et ainsi améliorer les résultats. Ces fonctions B-splines permettront d'approximer l'ensemble des points de la surface par des polynômes afin de relier tous les points à l'aide d'une seule fonction polynomiale dont les nœuds sont équidistants. Cette méthode a déjà conduit à une diminution significative de « l'erreur norme » (1,1±0,4 mm Vs 5,3±0,5 mm) pour des déplacements en 6DDL de 5 patients traités pour des tumeurs ORL (Gilles 2016). D'autre part, une modélisation du bruit dépendant de la position de l'accélérateur par rapport à la surface observée par la Kinect pourrait réduire la distorsion dans les mesures des surfaces recalées et ainsi l'erreur de positionnement.

La gestion des mouvements intra-fractions a également été prise en compte pour assurer la sécurité du patient en évitant d'éventuelles collisions entre l'accélérateur en mouvement et le patient. Nous avons pour cela développé un système de détection de collisions en temps réel basé sur des acquisitions surfaciques par Kinect V2 qui prend en compte la surface du patient, les dispositifs de contention ainsi que les éventuels mouvements du patient pendant le traitement. Ce système modélise le mouvement du bras de l'accélérateur et les déplacements en 6DLL de la table de traitement et intègre les mouvements du patient filmé en temps réel. Notre système a mis en évidence de fausses détections de collisions par le système clinique notamment pour des patients traités en « pelvis » avec les bras au-dessus de la tête. Quand les bras du patient pénétraient la zone de protection définie par le laser IR, une collision était détectée. Or, les bras n'étant pas dans la zone sous-jacente du collimateur, il n'y avait pas de risque de collision. La précision de notre système (1,9°±0,9° sur fantôme, 1,4°±1,0° sur volontaires et 2,0°±1,0° sur patients) montre une bonne corrélation entre les angles détectés par notre système et ceux détectés en clinique (0,99 pour fantôme et volontaires et 0,98 sur patients). Nous proposons, pour améliorer encore ces résultats, d'utiliser un volume OBB en construisant un arbre « octree »

avec plusieurs niveaux de hiérarchie, mais ceci requiert du matériel plus puissant pour le traitement en temps réel. Pour une utilisation en clinique, nos perspectives consistent à modéliser les mouvements des imageurs embarqués (KV et MV) afin d'étudier les collisions possibles engendrées par ce mouvement. Dans un second temps, nous améliorerons la précision de nos mesures en utilisant une nouvelle approche de calcul de distance entre les primitives. Celle-ci sera développée sur des machines GPU afin d'accélérer le temps de traitement. De plus, nous développerons de nouveaux algorithmes pour la détection et la reconnaissance automatique de l'anatomie du patient. Finalement, une communication entre notre système et la machine de Varian sera établie afin de récupérer les informations sur la position de traitement et la trajectoire de l'accélérateur. En cas de collision, cela permettra aussi d'envoyer une commande à l'accélérateur pour stopper son mouvement.

Le dernier chapitre a porté sur le développement d'un système de surveillance pour le calcul des paramètres de ventilation des patients en réanimation médicale. Nous avons utilisé la méthode de filtrage développée dans le chapitre 3 pour réduire les distorsions observées dans les mesures du signal ventilatoire causé par la nature des objets filmés présents dans la chambre de réanimation. Les résultats montrent une précision dans la mesure de la fréquence respiratoire de 1,5±1,0 cpm et de volume courant d'une valeur de 29,0±18,0 mL. Les résultats sont prometteurs et cliniquement acceptables mais plus de données sont nécessaires pour atteindre une signification statistique. Le futur travail consistera à automatiser tout le processus dans le but de détecter automatiquement le thorax du patient et de choisir la ROI à observer par la détection de la silhouette de l'homme (outil disponible pour la Kinect). Finalement, ce système sera utilisé pour surveiller et contrôler la ventilation spontanée des patients instables non intubés. Dans ce cas, le patient pourra bouger pendant le suivi de ses paramètres. Ses mouvements affecteront probablement la précision de la mesure notamment lorsque ceux-ci s'effectueront dans la même direction que ses mouvements thoraciques. En effet, nous ne pouvons pas à l'heure actuelle, identifier si le mouvement est causé par la respiration ou d'autres mouvements du corps. Par conséquent, une étude complémentaire sera nécessaire pour séparer le mouvement respiratoire des mouvements externes.

155

Nous souhaiterions intégrer cette technique en clinique pour la supervision automatique des patients instables en réanimation médicale dans le but de diminuer le temps de ventilation artificielle, de diminuer les effets des agents de sédation et d'améliorer le pronostic vital du patient. Cela nécessiterait une étude plus approfondie pour séparer en temps réel le mouvement respiratoire des autres mouvements. D'autre part, le calcul du volume régional sera testé sur des données cliniques pour surveiller tous les patients intubés dans l'optique de détecter des anomalies ventilatoires et l'éventuelle inadaptation du patient au respirateur. Ceci permettra de diminuer les taux de morbidité et de mortalité liés à l'intubation.

Nous avons montré l'apport que peut porter un capteur de profondeur tel que la Kinect V2 pour l'analyse de mouvement dans un contexte médical. Les résultats prometteurs ouvrent la porte à de nouvelles applications telles que la correction des mouvements en imagerie hybride TEP/IRM. C'est une technique prometteuse d'imagerie multimodale permettant la fusion d'information anatomique et fonctionnelle par l'acquisition simultanée des image TEP et IRM. Pour faire une étude cinétique des traceurs de la tête en imagerie TEP, l'acquisition des images est souvent de longue durée (90-120 minutes). Ceci induit des mouvements volontaires ou involontaires du patient qui réduisent les performances quantitatives et qualitatives des images obtenues. Pour une image optimale, la correction de ces mouvements est nécessaire. Les méthodes actuelles consistent à faire des acquisitions IRM simultanées avec l'imagerie TEP toutes les 2 secondes et à recaler ces dernières à une IRM de référence afin de trouver la transformation entre images au cours du temps. Les translations et rotations obtenues seront ainsi appliquées sur les images TEP ou sur les données brutes TEP pour obtenir une image TEP corrigée (Fayad et al. 2016). Cette méthode élimine toutefois la possibilité de profiter du temps de l'acquisition TEP pour acquérir différentes séquences cliniques IRM. Notre future application consistera ainsi à utiliser la Kinect comme alternative des images IRM. Les données surfaciques acquises du patient seront recalées à l'aide de notre algorithme de recalage rigide pour estimer le champ de mouvements qui sera appliqué sur les images TEP ou les données brutes pour obtenir une image TEP corrigée. Les premières acquisitions ont été effectuées sur volontaires dans le Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon (CERMEP) qui dispose d'un système d'imagerie TEP/IRM (voir Figure 6.1).



Figure 6.1: Acquisition surfacique sur volontaire simultanément avec une acquisition IRM.

Le champ de mouvements extrait à partir du recalage des images surfaciques n'est pas directement comparable à celui extrait du recalage des images IRM. Nous proposons de reconstruire les images TEP corrigées par le champ de mouvements calculé à partir du recalage rigide des surfaces. Ces images seront comparées avec les images TEP corrigées par le recalage des images IRM.

Tous les travaux développés dans cette thèse ont fait l'objet d'un projet de maturation financé par la Société d'Accélération du Transfert de Technologies (SAAT) qui assurera la valorisation de résultats issus de cette recherche pour rendre possible un transfert à un partenaire industriel. L'objectif de ce projet est de valider les logiciels développés pour le suivi et l'analyse en temps réel et de façon dynamique de la surface d'un patient en vue d'une utilisation et d'un transfert de ce nouveau logiciel en routine clinique de différentes applications médicales.

Communications

Nazir S, L'Her E, Pateau V, Visvikis D, Fayad H, Kinect based system for patient monitoring in the intensive care unit (papier journal en cours de rédaction).

Nazir S, Bert J, Visvikis D, Fayad H, Kinect based system for real time collision detection in radiotherapy. Medical physics (en révision).

Nazir S, Rihana S, Visvikis D, Fayad H. Kinect V2 surface filtering during gantry motion for radiotherapy applications. Medical physics 2018, 45(4), 1400-1407.

Nazir S, Gilles M, Pradier O, Boussion N, Visvikis D, Fayad H, Kinect surface filtering during gantry motion for radiotherapy applications, IEEE 2016 NSS/MIC.

Gilles M, Fayad H, Nazir S, Boussion S, Pradier O, Miglierini P, Visvikis D, Time-of-flight surface imaging for 6 DoF patient positioning in radiotherapy, IEEE 2016 NSS/MIC.

Gilles M, Fayad H, Nazir S, Boussion N, Pradier O, Miglierini P, Visvikis D, The use of a contactless ToF camera for 4D CT binning, IEEE 2016 NSS/MIC.

Références

Acute Respiratory Distress Syndrome (2000) Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. N Engl J Med 342:1301–1308

Alaei P, Spezi E (2015) Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. Phys Medica Eur J Med Phys 31:647–658

Aliverti A, DellacÁ R, Pelosi P, et al (2000) Optoelectronic plethysmography in intensive care patients. Am J Respir Crit Care Med 161:1546–1552

Antoni D, Noël G (2015) Which constraints for which organs at risk in radiotherapy for adult patients? Cancer Radiother J Soc Francaise Radiother Oncol 19:479–483

Aoki H, Miyazaki M, Nakamura H, et al (2012) Non-contact respiration measurement using structured light 3-d sensor. In: SICE Annual Conference (SICE), 2012 Proceedings of. IEEE, pp 614–618

Bach JR, Penek J (1991) Obstructive sleep apnea complicating negative-pressure ventilatory support in patients with chronic paralytic/restrictive ventilatory dysfunction. Chest 99:1386–1393

Bajaj CL, Dey TK (1992) Convex decomposition of polyhedra and robustness. SIAM J Comput 21:339–364

Baptista F, Lopes P-F, Santana P (2016) MotionDesigner: Augmented artistic performances with kinect-based human body motion tracking. In: Computação Gráfica e Interação (EPCGI), 2016 23° Encontro Português de. IEEE, pp 1–7

Barbagallo R, Cantelli L, Mirabella O, Muscato G (2016) Human-robot interaction through kinect and graphics tablet sensing devices. In: Control and Automation (MED), 2016 24th Mediterranean Conference on. IEEE, pp 551–556

Bauer S, Wasza J, Haase S, et al (2011) Multi-modal surface registration for markerless initial patient setup in radiation therapy using microsoft's Kinect sensor. In: Computer Vision Workshops (ICCV Workshops), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, pp 1175–1181

Baussé J (2010) Recalage et planification du traitement en radiothérapie et protonthérapie. Télécom ParisTech

Beange I, Nisbet A (2000) A collision prevention software tool for complex three-dimensional isocentric set-ups. Br J Radiol 73:537–541

Becker S (2011) Collision indicator charts for gantry-couch position combinations for Varian linacs. J Appl Clin Med Phys 12:3405

Becker S, Culberson W, Flynn R (2013) Collision indicator charts for gantry-couch position combinations for Siemens ONCOR and Elekta Infinity linacs. J Appl Clin Med Phys 14:278–283

Benetazzo F, Freddi A, Monteriù A, Longhi S (2014) Respiratory rate detection algorithm based on RGB-D camera: theoretical background and experimental results. Healthc Technol Lett 1:81–86

Bergen G v. d. (1997a) Efficient collision detection of complex deformable models using AABB trees. J Graph Tools 2:1–13

Bergen G van den (1997b) Efficient collision detection of complex deformable models using AABB trees. J Graph Tools 2:1–13

Bergen G van den (1997c) Efficient collision detection of complex deformable models using AABB trees. J Graph Tools 2:1–13

Bert C, Metheany KG, Doppke K, Chen GT (2005) A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup. Med Phys 32:2753–2762

Besl PJ, McKay ND (1992) Method for registration of 3-D shapes. In: Sensor Fusion IV: Control Paradigms and Data Structures. International Society for Optics and Photonics, pp 586–607

Bhandari A, Kadambi A, Whyte R, et al (2014) Resolving multipath interference in time-of-flight imaging via modulation frequency diversity and sparse regularization. Opt Lett 39:1705–1708

Borangiu T, Dumitrache A (2010) Robot arms with 3D vision capabilities. In: Advances in Robot Manipulators. InTech

Bortfeld T, Jokivarsi K, Goitein M, et al (2002) Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation. Phys Med Biol 47:2203

Bradshaw G, O'Sullivan C (2002) Sphere-tree construction using dynamic medial axis approximation. In: Proceedings of the 2002 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation. ACM, pp 33–40

Cadi P, Guenoun T, Journois D, et al (2008) Pressure-controlled ventilation improves oxygenation during laparoscopic obesity surgery compared with volume-controlled ventilation. Br J Anaesth 100:709–716

Cala SJ, Kenyon CM, Ferrigno G, et al (1996) Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. J Appl Physiol 81:2680–2689

Camada MY, Cerqueira JJ, Lima AMN (2017) Stereotyped gesture recognition: An analysis between HMM and SVM. In: INnovations in Intelligent SysTems and Applications (INISTA), 2017 IEEE International Conference on. IEEE, pp 328–333

Cameron S (1991) Approximation hierarchies and s-bounds. In: Proceedings of the first ACM symposium on Solid modeling foundations and CAD/CAM applications. ACM, pp 129–137

Capecci M, Ceravolo MG, Ferracuti F, et al (2018) An instrumental approach for monitoring physical exercises in a visual markerless scenario: a proof of concept. J Biomech

Cardan RA, Popple RA, Fiveash J (2017a) A priori patient-specific collision avoidance in radiotherapy using consumer grade depth cameras. Med Phys 44:3430–3436

Cardan RA, Popple RA, Fiveash J (2017b) A priori patient-specific collision avoidance in radiotherapy using consumer grade depth cameras. Med Phys 44:3430–3436. doi: 10.1002/mp.12313

Cardinale RM, Kavanagh BD (2000) Conformal radiotherapy: what is it and why does it matter? Surg Oncol Clin N Am 9:415–434

Carpio ALM, Mora JI (2017) Ventilation, Assist Control

Carrillo AA, López-Herce JC (2003) Parameters of mechanical ventilation. In: Anales de pediatria (Barcelona, Spain: 2003). pp 67–74

Chekmenev SY, Rara H, Farag AA (2005) Non-contact, wavelet-based measurement of vital signs using thermal imaging. In: The first international conference on graphics, vision, and image processing (GVIP), Cairo, Egypt. Citeseer, pp 107–112

Chiabrando F, Chiabrando R, Piatti D, Rinaudo F (2009) Sensors for 3D imaging: Metric evaluation and calibration of a CCD/CMOS time-of-flight camera. Sensors 9:10080–10096

Cho KR, Vogelstein B (1992) Genetic alterations in the adenoma–carcinoma sequence. Cancer 70:1727–1731

Coisel Y, Conseil M, Clavieras N, et al (2013) Ventilation artificielle: les fondamentaux. Congrès Médecins Essent

Connell PP, Hellman S (2009) Advances in radiotherapy and implications for the next century: a historical perspective. Cancer Res 69:383–392

Corbishley P, Rodríguez-Villegas E (2008) Breathing detection: towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system. IEEE Trans Biomed Eng 55:196–204

De BB, Pointreau Y, Rio E, et al (2010) Normal tissue tolerance to external beam radiation therapy: liver. Cancer Radiother J Soc Francaise Radiother Oncol 14:344–349

De Groote A, Verbandt Y, Paiva M, Mathys P (2000) Measurement of thoracoabdominal asynchrony: importance of sensor sensitivity to cross section deformations. J Appl Physiol 88:1295–1302

Dean M, Fojo T, Bates S (2005) Tumour stem cells and drug resistance. Nat Rev Cancer 5:275

Dei D, Grazzini G, Luzi G, et al (2009) Non-contact detection of breathing using a microwave sensor. Sensors 9:2574–2585

DiFilippo NM, Jouaneh MK (2015) Characterization of different Microsoft Kinect sensor models. IEEE Sens J 15:4554–4564

Dillenseger JP, Moerschel E (2009) Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Paris: Elsevier-Masson

Dobkin DP, Kirkpatrick DG (1990) Determining the separation of preprocessed polyhedra—a unified approach. In: International Colloquium on Automata, Languages, and Programming. Springer, pp 400–413

Dorrington AA, Godbaz JP, Cree MJ, et al (2011) Separating true range measurements from multipath and scattering interference in commercial range cameras. In: Three-Dimensional Imaging, Interaction, and Measurement. International Society for Optics and Photonics, p 786404

Du Besset M, Anette B, Ducluzeau R, et al (2011) Ventilation mécanique (2). Réanimation 20:S204–S207

Eccles SA, Welch DR (2007) Metastasis: recent discoveries and novel treatment strategies. The Lancet 369:1742–1757

Ehmann SA, Lin MC (2001) Accurate and fast proximity queries between polyhedra using convex surface decomposition. In: Computer Graphics Forum. Wiley Online Library, pp 500–511

Ericson C (2004) Real-time collision detection. CRC Press

Evans TW, Albert RK, Angus DC, et al (2001) Noninvasive positive pressure ventilation in acute respiratory failure: report of an International Consensus Conference in intensive care medicine, Paris, France, 13–14 April 2000. Réanimation 10:112–125

Falie D, Buzuloiu V (2008) Distance errors correction for the time of flight (ToF) cameras. In: Imaging Systems and Techniques, 2008. IST 2008. IEEE International Workshop on. IEEE, pp 123– 126

Fankhauser P, Bloesch M, Rodriguez D, et al (2015) Kinect v2 for mobile robot navigation: Evaluation and modeling. In: Advanced Robotics (ICAR), 2015 International Conference on. IEEE, pp 388–394

Fassi A, Schaerer J, Fernandes M, et al (2014) Tumor tracking method based on a deformable 4D CT breathing motion model driven by an external surface surrogate. Int J Radiat Oncol Biol Phys 88:182–188

Fayad H, Pan T, François Clement J, Visvikis D (2011) Correlation of respiratory motion between external patient surface and internal anatomical landmarks. Med Phys 38:3157–3164

Fayad H, Lamare F, Merlin T, Visvikis D. (2016) Motion correction using anatomical information in PET/CT and PET/MR hybrid imaging. Q J Nucl Med Mol Imaging 60(1):12-24

Figueiredo M, Oliveira J, Araújo B, Pereira J (2010) An efficient collision detection algorithm for point cloud models. In: 20th International conference on Computer Graphics and Vision. p 44

Foix S, Alenya G, Torras C (2011) Lock-in time-of-flight (ToF) cameras: A survey. IEEE Sens J 11:1917–1926

Fünfzig C, Fellner DW (2003) Easy Realignment of k-DOP Bounding Volumes. In: Graphics Interface. Citeseer, pp 257–264

Fürsattel P, Placht S, Balda M, et al (2016) A comparative error analysis of current time-of-flight sensors. IEEE Trans Comput Imaging 2:27–41

Garnacho-Montero J, Madrazo-Osuna J, Garcia-Garmendia JL, et al (2001) Critical illness polyneuropathy: risk factors and clinical consequences. A cohort study in septic patients. Intensive Care Med 27:1288–1296

Geerse DJ, Coolen BH, Roerdink M (2015) Kinematic validation of a multi-Kinect v2 instrumented 10-meter walkway for quantitative gait assessments. PloS One 10:e0139913

George R, Vedam SS, Chung TD, et al (2005) The application of the sinusoidal model to lung cancer patient respiratory motion. Med Phys 32:2850–2861

Georges M, Vignaux L, Janssens J-P (2010) Ventilation non invasive en dehors des soins intensifs: principes de base et modalités. Rev Médicale Suisse 2244

Gilbert EG, Johnson DW, Keerthi SS (1988) A fast procedure for computing the distance between complex objects in three-dimensional space. IEEE J Robot Autom 4:193–203

Gilles M (2016) Radiothérapie 4D et optimisation des traitements: prise en compte des mouvements inter-et intrafractions. Brest

Gilles M, Fayad H, Miglierini P, et al (2016). Patient positioning in radiotherapy based on surface imaging using time of flight cameras. *Medical physics*, *43*(8Part1), 4833-4841.

Giraud P, Houle A (2013) Respiratory gating for radiotherapy: main technical aspects and clinical benefits. ISRN Pulmonol 2013:

Godbaz JP, Cree MJ, Dorrington AA (2009) Multiple return separation for a full-field ranger via continuous waveform modelling. In: Image Processing: Machine Vision Applications II. International Society for Optics and Photonics, p 72510T

Godbaz JP, Cree MJ, Dorrington AA (2008) Mixed pixel return separation for a full-field ranger. In: Image and Vision Computing New Zealand, 2008. IVCNZ 2008. 23rd International Conference. IEEE, pp 1–6

Goldsmith J, Salmon J (1987) Automatic creation of object hierarchies for ray tracing. IEEE Comput Graph Appl 7:14–20

Gonzalez RC (2016) Digital image processing. Prentice hall

Gonzalez-Jorge H, Rodríguez-Gonzálvez P, Martínez-Sánchez J, et al (2015) Metrological comparison between Kinect I and Kinect II sensors. Measurement 70:21–26

Goswami G, Bharadwaj S, Vatsa M, Singh R (2013) On RGB-D face recognition using Kinect. In: Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS), 2013 IEEE Sixth International Conference on. IEEE, pp 1–6

Gottschalk S, Lin MC, Manocha D (1996) OBBTree: A hierarchical structure for rapid interference detection. In: Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques. ACM, pp 171–180

Grzegorzek M, Theobalt C, Koch R, Kolb A (2013) Time-of-Flight and Depth Imaging. Sensors, Algorithms and Applications: Dagstuhl Seminar 2012 and GCPR Workshop on Imaging New Modalities. Springer

Gupta T, Narayan CA (2012) Image-guided radiation therapy: Physician's perspectives. J Med PhysicsAssociation Med Phys India 37:174

Hadap S, Eberle D, Volino P, et al (2004) Collision detection and proximity queries. In: ACM SIGGRAPH 2004 Course Notes. ACM, p 15

Hamlin GJ, Kelley RB, Tornero J (1992) Efficient distance calculation using the sphericallyextended polytope (s-tope) model. In: Robotics and Automation, 1992. Proceedings., 1992 IEEE International Conference on. IEEE, pp 2502–2507

Hamza-Lup FG, Sopin I, Zeidan O (2007) Comprehensive 3D visual simulation for radiation therapy planning. Stud Health Technol Inf 125:164–166

Hamza-Lup FG, Sopin I, Zeidan O (2008) Online external beam radiation treatment simulator. Int J Comput Assist Radiol Surg 3:275–281

Harte JM, Golby CK, Acosta J, et al (2016) Chest wall motion analysis in healthy volunteers and adults with cystic fibrosis using a novel Kinect-based motion tracking system. Med Biol Eng Comput 54:1631–1640

Heinzerling JH, Anderson JF, Papiez L, et al (2008) Four-dimensional computed tomography scan analysis of tumor and organ motion at varying levels of abdominal compression during stereotactic treatment of lung and liver. Int J Radiat Oncol Biol Phys 70:1571–1578

Herndon DN (2007) Total burn care. Elsevier Health Sciences

Heß M, Büther F, Gigengack F, et al (2015) A dual-Kinect approach to determine torso surface motion for respiratory motion correction in PET. Med Phys 42:2276–2286

Hill NS, Redline S, Carskadon MA, et al (1992) Sleep-disordered breathing in patients with Duchenne muscular dystrophy using negative pressure ventilators. Chest 102:1656–1662

Höller K, Schaller C, Tacke D, et al (2008) Contributions of time-of-flight cameras for biomedical applications. DG Für Biomed Tech Ed Innov Bei Erfass Anal Bioelektrischer Biomagn Signale 180–183

Horn BK (1987) Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. JOSA A 4:629–642

Hoskin P, Gaze M, Greener T (2008) On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. R Coll Radiol Lond

Houtveen JH, Groot PF, de Geus EJ (2006) Validation of the thoracic impedance derived respiratory signal using multilevel analysis. Int J Psychophysiol 59:97–106

Hua C, Chang J, Yenice K, et al (2004) A practical approach to prevent gantry–couch collision for linac-based radiosurgery. Med Phys 31:2128–2134

Hubbard PM (1993) Interactive collision detection. In: Virtual Reality, 1993. Proceedings., IEEE 1993 Symposium on Research Frontiers in. IEEE, pp 24–31

Hubbard PM (1995) Collision detection for interactive graphics applications. IEEE Trans Vis Comput Graph 1:218–230

Hudson TC, Lin MC, Cohen J, et al (1997) V-COLLIDE: accelerated collision detection for VRML. In: Proceedings of the second symposium on Virtual reality modeling language. ACM, p 117-ff.

Humm JL, Pizzuto D, Fleischman E, Mohan R (1995) Collision detection and avoidance during treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 33:1101–1108. doi: 10.1016/0360-3016(95)00155-7

Ihrke I, Kutulakos KN, Lensch HP, et al (2010) Transparent and specular object reconstruction. In: Computer Graphics Forum. Wiley Online Library, pp 2400–2426

Issac J, Wüthrich M, Cifuentes C, et al (2016) Depth-based object tracking using a robust gaussian filter. In: Robotics and Automation (ICRA), 2016 IEEE International Conference on. IEEE, pp 608–615

Jaber S, Amraoui J, Lefrant J-Y, et al (2006) Clinical practice and risk factors for immediate complications of endotracheal intubation in the intensive care unit: a prospective, multiple-center study. Crit Care Med 34:2355–2361

Jaiswal M, Xie J, Sun MT (2014) 3D object modeling with a Kinect camera. In: Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA), 2014 Asia-Pacific. pp 1–5

Jia W, Yi W-J, Saniie J, Oruklu E (2012) 3D image reconstruction and human body tracking using stereo vision and Kinect technology. In: Electro/Information Technology (EIT), 2012 IEEE International Conference on. IEEE, pp 1–4

Jung B, Chanques G, Sebbane M, et al (2008) Les modalités de l'intubation en urgence et ses complications. Réanimation 17:753–760

Kadambi A, Whyte R, Bhandari A, et al (2013) Coded time of flight cameras: sparse deconvolution to address multipath interference and recover time profiles. ACM Trans Graph ToG 32:167

Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al (2006) The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. Med Phys 33:3874–3900

Kessler ML, McShan DL, Fraass BA (1995) A computer-controlled conformal radiotherapy system. III: Graphical simulation and monitoring of treatment delivery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 33:1173–1180

Khoshelham K (2011) Accuracy analysis of kinect depth data. In: ISPRS workshop laser scanning. p W12

Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al (2009) Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys 36:4197–4212

Klosowski JT, Held M, Mitchell JS, et al (1998) Efficient collision detection using bounding volume hierarchies of k-DOPs. IEEE Trans Vis Comput Graph 21–36

Kolb A, Barth E, Koch R, Larsen R (2010) Time-of-flight cameras in computer graphics. In: Computer Graphics Forum. Wiley Online Library, pp 141–159

Lachat E, Macher H, Mittet MA, et al (2015) First experiences with Kinect v2 sensor for close range 3D modelling. Int Arch Photogramm Remote Sens Spat Inf Sci 40:93

Langmann B, Hartmann K, Loffeld O (2012) Depth Camera Technology Comparison and Performance Evaluation. In: ICPRAM (2). Citeseer, pp 438–444

Larsson T, Akenine-Möller T (2001) Collision detection for continuously deforming bodies. Eurographics

Lartigau E (2009) Radiothérapie oncologique: concepts, techniques et applications cliniques. John Libbey Eurotext

Latorre J, Llorens R, Colomer C, Alcañiz M (2018) Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals. J Biomech 72:268–273

Lee S, Shim H (2015) Skewed stereo time-of-flight camera for translucent object imaging. Image Vis Comput 43:27–38

Levine S, Silage D, Henson D, et al (1991) Use of a triaxial magnetometer for respiratory measurements. J Appl Physiol 70:2311–2321

Li B-Y, Mian A-S, Liu W, Krishna A (2013) Using kinect for face recognition under varying poses, expressions, illumination and disguise. In: Applications of Computer Vision (WACV), 2013 IEEE Workshop on. IEEE, pp 186–192

Li L (2014) Time-of-flight camera–an introduction. Tech White Pap

Li Q, Cao H, Li Y, Lu Y (2017) How do you breathe-a non-contact monitoring method using depth data. In: e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), 2017 IEEE 19th International Conference on. IEEE, pp 1–6

Lin MC (1996) Collision detection: Algorithms and applications

Lin MC, Canny JF (1991) A fast algorithm for incremental distance calculation. In: Robotics and Automation, 1991. Proceedings., 1991 IEEE International Conference on. IEEE, pp 1008–1014

Lindner M, Kolb A (2007) Calibration of the intensity-related distance error of the PMD ToFcamera. In: Intelligent Robots and Computer Vision XXV: Algorithms, Techniques, and Active Vision. International Society for Optics and Photonics, p 67640W

Lo BPL, Velastin SA (2001) Automatic congestion detection system for underground platforms. In: Intelligent Multimedia, Video and Speech Processing, 2001. Proceedings of 2001 International Symposium on. IEEE, pp 158–161 Marjanovic NS, De Simone A, Jegou G, L'her E (2017) A new global and comprehensive model for ICU ventilator performances evaluation. Ann Intensive Care 7:68

Martin TA, Ye L, Sanders AJ, et al (2013) Cancer invasion and metastasis: molecular and cellular perspective

Martinez M, Stiefelhagen R (2017) Breathing Rate Monitoring during Sleep from a Depth Camera under Real-Life Conditions. In: Applications of Computer Vision (WACV), 2017 IEEE Winter Conference on. IEEE, pp 1168–1176

Mayles P, Nahum AE, Rosenwald J-C (2007) Handbook of radiotherapy physics: theory and practice. CRC Press

Mezger J, Kimmerle S, Etzmuß O (2003) Hierarchical techniques in collision detection for cloth animation

Min L, Yang Y, Liu Y-X, Leng Y (2015) Robust 3D human tracking based on kinect. In: Control Conference (CCC), 2015 34th Chinese. IEEE, pp 4615–4619

Müller F, Gehr A, Wenzel A, et al (2010) Automatic driving of an outdoor vehicular platform using GPS and photonic mixer device (PMD) cameras. In: Crossing Borders within the ABC: Automation, Biomedical Engineering and Computer Science. pp 342–347

Muñoz JB (2003) Definitions in mechanical ventilation. In: Anales de pediatria (Barcelona, Spain: 2003). pp 60–66

Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al (2007) The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. Med Phys 34:4041–4063

Nakamura T (2011) Real-time 3-D object tracking using Kinect sensor. In: Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, pp 784–788

Nioutsikou E, Bedford JL, Webb S (2003) Patient-specific planning for prevention of mechanical collisions during radiotherapy. Phys Med Biol 48:N313

Noël G, Schumacher C, Niederst C, et al (2007) Techniques innovantes en radiothérapie des cancers bronchopulmonaires. Rev Mal Respir 24:73–86

Ortholan C, Estivalet S, Barillot I, et al (2007) Guide des procédures de radiothérapie externe 2007. Cancer/Radiothérapie 11:329–330

Ozyigit G, Gultekin M (2014) Current role of modern radiotherapy techniques in the management of breast cancer. World J Clin Oncol 5:425

Padilla L, Pearson EA, Pelizzari CA (2015) Collision prediction software for radiotherapy treatments. Med Phys 42:6448–6456. doi: 10.1118/1.4932628

Pagliari D, Pinto L (2015) Calibration of kinect for xbox one and comparison between the two generations of microsoft sensors. Sensors 15:27569–27589

Paleyrie S (2014) Le cancer à l'officine: connaissances nécessaires au pharmacien pour participer activement à la prise en charge du patient atteint de cancer

Pallotta S, Marrazzo L, Ceroti M, et al (2012) A phantom evaluation of Sentinel[™], a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy. Med Phys 39:706–712

Pan J, Şucan IA, Chitta S, Manocha D (2013a) Real-time collision detection and distance computation on point cloud sensor data. In: Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on. IEEE, pp 3593–3599

Pan J, Şucan IA, Chitta S, Manocha D (2013b) Real-time collision detection and distance computation on point cloud sensor data. In: Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on. IEEE, pp 3593–3599

Piccardi M (2004) Background subtraction techniques: a review. In: Systems, man and cybernetics, 2004 IEEE international conference on. IEEE, pp 3099–3104

Pingleton SK (1988) Complications of acute respiratory failure. Am Rev Respir Dis 137:1463–1493

Pisani L, Lockman D, Jaffray D, et al (2000) Setup error in radiotherapy: on-line correction using electronic kilovoltage and megavoltage radiographs. Int J Radiat Oncol Biol Phys 47:825–839

Placht S, Stancanello J, Schaller C, et al (2012) Fast time-of-flight camera based surface registration for radiotherapy patient positioning. Med Phys 39:4–17

Poh M-Z, McDuff DJ, Picard RW (2011) Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. IEEE Trans Biomed Eng 58:7–11

Pöhlmann ST, Harkness EF, Taylor CJ, Astley SM (2016) Evaluation of Kinect 3d sensor for healthcare imaging. J Med Biol Eng 36:857–870

Pouzols FM, Lendasse A (2010) Effect of different detrending approaches on computational intelligence models of time series. In: Neural Networks (IJCNN), The 2010 International Joint Conference on. IEEE, pp 1–8

Price P, Sikora K (2014) Treatment of Cancer Sixth Edition. CRC Press

Procházka A, Schätz M, Vyšata O, Vališ M (2016) Microsoft kinect visual and depth sensors for breathing and heart rate analysis. Sensors 16:996

Pycinski B, Czajkowska J, Badura P, et al (2016) Time-of-flight camera, optical tracker and computed tomography in pairwise data registration. PloS One 11:e0159493

Quinlan S (1994) Efficient distance computation between non-convex objects. In: Robotics and Automation, 1994. Proceedings., 1994 IEEE International Conference on. IEEE, pp 3324–3329

Rapp H, Frank M, Hamprecht FA, Jahne B (2008) A theoretical and experimental investigation of the systematic errors and statistical uncertainties of time-of-flight-cameras. Int J Intell Syst Technol Appl 5:402–413

Rathod S, Munshi A, Agarwal J (2012) Skin markings methods and guidelines: a reality in image guidance radiotherapy era. South Asian J Cancer 1:27

Raux M, Fiamma MN, Similowski T, Straus C (2007) Contrôle de la ventilation: physiologie et exploration en réanimation. Réanimation 16:511–520

Redon S, Kheddar A, Coquillart S (2002) Fast continuous collision detection between rigid bodies. In: Computer graphics forum. Wiley Online Library, pp 279–287

Redon S, Lin MC, Manocha D, Kim YJ (2005) Fast continuous collision detection for articulated models. J Comput Inf Sci Eng 5:126–137

Reggiani M, Mazzoli M, Caselli S (2002) An experimental evaluation of collision detection packages for robot motion planning. In: Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, pp 2329–2334

Ricard J-D, Dreyfuss D, Saumon G (2003) Ventilator-induced lung injury. Eur Respir J 22:2s-9s

Richard J-C, Carlucci A, Breton L, et al (2002) Bench testing of pressure support ventilation with three different generations of ventilators. Intensive Care Med 28:1049–1057

Roch A, Mercier-IDE E (2011) Le point sur la ventilation mécanique invasive—Principaux modes ventilatoires en ventilation mécanique invasive chez l'adulteLatest developments for invasive mechanical ventilation—Main ventilatory modes using invasive mechanical ventilation for adults. Réanimation 20:530–534

Rocha AP, Choupina H, Fernandes JM, et al (2015) Kinect v2 based system for Parkinson's disease assessment. In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, pp 1279–1282

Sanchez Rodriguez JA (2017) Experimental validation of a collision avoidance software in radiation therapy. Georgia Institute of Technology

Saponara FIP (2011) Object recognition using the Kinect. Master Sci Thesis

Sarbolandi H, Lefloch D, Kolb A (2015) Kinect range sensing: Structured-light versus time-of-flight kinect. Comput Vis Image Underst 139:1–20

Schaller C, Adelt A, Penne J, Hornegger J (2009) Time-of-flight sensor for patient positioning. In: Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling. International Society for Optics and Photonics, p 726110

Schauer J, Nüchter A (2015) Collision detection between point clouds using an efficient kd tree implementation. Adv Eng Inform 29:440–458

Schiavina M, Fabiani A (1993) Intermittent negative pressure ventilation in neuromuscular diseases. Eur Respir Rev 292–292

Schiller I, Beder C, Koch R (2008) Calibration of a PMD-camera using a planar calibration pattern together with a multi-camera setup. Int Arch Photogramm Remote Sens Spat Inf Sci 21:297–302

Schöffel PJ, Harms W, Sroka-Perez G, et al (2007) Accuracy of a commercial optical 3D surface imaging system for realignment of patients for radiotherapy of the thorax. Phys Med Biol 52:3949

Seppä V-P, Viik J, Hyttinen J (2010) Assessment of pulmonary flow using impedance pneumography. IEEE Trans Biomed Eng 57:2277

Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, et al (2002) Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 53:822–834

Sharp C, Soleimani V, Hannuna S, et al (2017) Toward respiratory assessment using depth measurements from a time-of-flight sensor. Front Physiol 8:65

Simon L, Giraud P, Dumas J-L, et al (2007) Bonnes pratiques pour la radiothérapie asservie à la respiration. Cancer/Radiothérapie 11:214–224

Singh A, Lubecke V, Boric-Lubecke O (2011) Pulse pressure monitoring through non-contact cardiac motion detection using 2.45 GHz microwave Doppler radar. In: Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, pp 4336–4339

Snyder JM (1995) An interactive tool for placing curved surfaces without interpenetration. In: Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques. ACM, pp 209–218

Southwell BJ, Fang G (2013) Human object recognition using colour and depth information from an RGB-D Kinect sensor. Int J Adv Robot Syst 10:171

Stauffer JL, Olson DE, Petty TL (1981) Complications and consequences of endotracheal intubation and tracheotomy: a prospective study of 150 critically ill adult patients. Am J Med 70:65–76

Stieler F, Wenz F, Scherrer D, et al (2012) Clinical evaluation of a commercial surface-imaging system for patient positioning in radiotherapy. Strahlenther Onkol 188:1080–1084

Stieler F, Wenz F, Shi M, Lohr F (2013) A novel surface imaging system for patient positioning and surveillance during radiotherapy. Strahlenther Onkol 189:938–944

Stone E-E, Skubic M (2015) Fall detection in homes of older adults using the Microsoft Kinect. IEEE J Biomed Health Inform 19:290–301

Tanaka K, Mukaigawa Y, Kubo H, et al (2016) Recovering transparent shape from time-of-flight distortion. In: Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. pp 4387–4395

Thews G (1983) Pulmonary respiration. In: Human Physiology. Springer, pp 456–488

Thille A, Lellouche F, Brochard L (2005) Barotraumatisme lors de la ventilation mécanique. Réanimation 14:133–139

Tobin MJ (1994) Principles and practice of mechanical ventilation. McGraw-Hill New York

Topolnjak R, Sonke J-J, Nijkamp J, et al (2010) Breast patient setup error assessment: comparison of electronic portal image devices and cone-beam computed tomography matching results. Int J Radiat Oncol Biol Phys 78:1235–1243

Tran A, Woods K, Nguyen D, et al (2017) Predicting liver SBRT eligibility and plan quality for VMAT and 4π plans. Radiat Oncol Lond Engl 12:70. doi: 10.1186/s13014-017-0806-z

Tukey JW (1977) Exploratory data analysis (Vol.2).

Vazel L, Potard G, Martins-Carvalho C, et al (2004) Intubation: technique, indication, surveillance, complications. EMC-Oto-Rhino-Laryngol 1:22–34

Viejo D, Garcia J, Cazorla M (2011) 6DoF Egomotion Computing Using 3D GNG-Based Reconstruction. In: Advances in Computational Intelligence. Springer, Berlin, Heidelberg, pp 50–57

Volino P, Thalmann NM (1995) Collision and self-collision detection: Efficient and robust solutions for highly deformable surfaces. In: Computer Animation and Simulation'95. Springer, pp 55–65

Wasenmüller O, Stricker D (2016) Comparison of kinect v1 and v2 depth images in terms of accuracy and precision. In: Asian Conference on Computer Vision. Springer, pp 34–45

Webb S (2006) Motion effects in (intensity modulated) radiation therapy: a review. Phys Med Biol 51:R403

Wentz T (2013) Utilisation d'une caméra Temps-de-vol pour la gestion des mouvements en radiothérapie externe. Télécom Bretagne, Université de Bretagne Occidentale

West JB, Seigneur F (1975) Physiologie respiratoire: notions essentielles. éditions HRW

Willoughby T, Lehmann J, Bencomo JA, et al (2012) Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: report of Task Group 147. Med Phys 39:1728–1747

Wu Z, Huang NE, Long SR, Peng C-K (2007) On the trend, detrending, and variability of nonlinear and nonstationary time series. Proc Natl Acad Sci 104:14889–14894

Yang C, Cheung G, Stankovic V (2015a) Estimating heart rate via depth video motion tracking. ICME-2015

Yang L, Zhang L, Dong H, et al (2015b) Evaluating and improving the depth accuracy of Kinect for Windows v2. IEEE Sens J 15:4275–4285

Ye C, Bruch M (2010) A visual odometry method based on the SwissRanger SR4000. In: Unmanned Systems Technology XII. International Society for Optics and Photonics, p 76921I

Yeung L-F, Cheng K-C, Fong C-H, et al (2014) Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. Gait Posture 40:532–538

Yu M-C, Liou J-L, Kuo S-W, et al (2012) Noncontact respiratory measurement of volume change using depth camera. In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, pp 2371–2374

Zachmann G (1998) Rapid collision detection by dynamically aligned DOP-trees. In: Virtual Reality Annual International Symposium, 1998. Proceedings., IEEE 1998. IEEE, pp 90–97

Zennaro S (2014) Evaluation of Microsoft Kinect 360 and Microsoft Kinect One for robotics and computer vision applications

Zhao Z, Huang P, Chen L (2017) Visual tracking and grasping of moving objects and its application to an industrial robot. In: Real-time Computing and Robotics (RCAR), 2017 IEEE International Conference on. IEEE, pp 555–560

Zou W, Lin H, Plastaras JP, et al (2012) A clinically feasible method for the detection of potential collision in proton therapy. Med Phys 39:7094–71

UNIVERSITE BIOLOGIE BRETAGNE SANTE LOIRE



Titre : Evaluation d'un système de détection surfacique 'Kinect V2' dans différentes applications médicales.

Mots clés : Kinect V2, capteur de profondeur, non invasif, radiothérapie externe, réanimation médicale.

Résumé : Une des innovations technologiques majeures de ces dernières années a été le lancement des caméras de profondeur qui peuvent être utilisées dans un large spectre d'applications, notamment pour la robotique, la vision par ordinateur, l'automatisation, etc. Ces dispositifs ont ouvert de nouvelles opportunités pour la recherche scientifique appliquée au domaine médical. Dans le cadre de cette thèse, nous évaluerons l'apport potentiel de l'utilisation du capteur de profondeur grand public « Kinect V2 » dans l'optique de répondre à des problématiques cliniques actuelles en radiothérapie ainsi qu'en réanimation.

Le traitement par radiothérapie étant administré sur plusieurs séances, l'un des objectifs clés de ce traitement est le positionnement quotidien du patient dont la précision est impactée par les mouvements respiratoires. D'autre part, les mouvements de la machine ainsi que les éventuels mouvements du patient peuvent entraîner des collisions machine/machine ou machine/patient.

Nous proposons un système de détection surfacique pour la gestion des mouvements inter- et intrafractions en radiothérapie externe. Celui-ci est basé sur un algorithme rigide de recalage surfacique pour estimer la position de traitement et un système de détection de collisions en temps réel pour satisfaire les conditions de sécurité durant le traitement. Les résultats obtenus sont encourageants et montrent un bon accord avec les systèmes cliniques.

Coté réanimation médicale, la recherche de nouveaux dispositifs non invasifs et sans contact tend à optimiser la prise en charge des patients. La surveillance non invasive de la respiration des patients sous ventilation spontanée est capitale pour les patients instables mais aucun système de suivi à distance n'existe à ce jour. Dans ce contexte, nous proposons un système de mesure sans contact capable de calculer les paramètres ventilatoires en observant les changements morphologiques de la zone thoracique des patients. La méthode développée donne une précision de mesures cliniquement acceptable.

Title : "Kinect V2" surface detection system evaluation for medical use

Keywords : Kinect V2, noninvasive, depth sensor, radiotherapy, intensive care unit.

Abstract : In recent years, one of the major technological innovations has been the introduction of depth cameras that can be used in a wide range of applications, including robotics, computer vision, automation, etc. These devices have opened up new opportunities for scientific research applied to the medical field. In this thesis, we will evaluate the potential use of the "Kinect V2" depth camera in order to respond to current clinical issues in radiotherapy and resuscitation in intensive care unit.

Given that radiotherapy treatment is administered over several sessions, one of the key task is to daily reposition the patient in the same way as during the planning session.

The precision of such repositioning is impacted by the respiratory motion. On the other hand, the movements of the machine as well as the possible movements of the patient can lead to machine / machine or machine / patient collisions. We propose a surface detection

system for the management of inter and intra-fraction motion in external radiotherapy. This system is based on a rigid surface registration algorithm to estimate the treatment position and a real-time collision detection system to ensure patient safety during the treatment. Obtained results are encouraging and show a good agreement with available clinical systems.

Concerning medical resuscitation, there is a need for new non-invasive and non-contact devices in order to optimize patient care. Non-invasive monitoring of spontaneous breathing for unstable patients is crucial in the intensive care unit. In this context, we propose a non-contact measurement system capable of calculating the parameters of patient's ventilation by observing thoracic morphological movements. The developed method gives a clinically acceptable precision. Such system is the first to solve previously described issue.