

Suivi de la respiration par acquisition multi-modale

Auteur :
Xavier Faure

Encadré par :
Fabrice Jaillet,
Behzad Shariat, Mickaël Beuve, Jean-Michel Moreau et Florence Zara,

Équipe SAARA du LIRIS dans le cadre du projet ETOILE

Résumé. Ce document est mon rapport du stage master M2 IGI. Il introduit le sujet du suivi de la respiration dans le cadre de la radiothérapie non conventionnelle. Pour cela, nous nous sommes focalisés sur la description d'un ensemble de processus nécessaires à la déformation d'un maillage du thorax à partir de divers moyens d'acquisition. Nous exposons en particulier l'utilisation de deux caméras pour piloter en temps réel les déformations d'un maillage du thorax. En couplant cela à l'utilisation d'un modèle biomécanique, le but est de prédire les déplacements internes des organes en mouvement à partir des déformations de l'enveloppe externe du thorax d'un patient lors du traitement.

Mots-Clés : Informatique Graphique, Objets déformables, Respiration, Hadronthérapie, Cancer, Organes en mouvement, Suivi, Acquisition, Caméras.

1 Contexte

Depuis un certain nombre d'années, de nouvelles techniques ont été développées pour le traitement du cancer. Cependant, tous les malades ne peuvent pas encore tirer pleinement profit des nouvelles technologies. En radiothérapie conventionnelle, le traitement est réalisé sous différents angles du faisceau pour éviter de toujours irradier les mêmes cellules saines en amont et en aval de la tumeur. L'idéal serait que l'outil permette de ne pas détruire les cellules sur le chemin du faisceau et de délivrer la dose à une distance donnée, là où est située la tumeur. La problématique est de « suivre » un organe (p. ex. le poumon) en mouvement, avec la même précision que celle du faisceau en train de l'irradier, dans l'espoir d'éviter ainsi de détruire des tissus sains.

Ce rapport présente tout d'abord les travaux existants dans le domaine du suivi d'organes en mouvement à partir de techniques d'imagerie, de systèmes d'acquisition de paramètres biologiques, le tout basé sur un modèle biomécanique spécifique. Il présente également la chaîne complète des tâches que j'ai réalisée pour parvenir à simuler avec précision la déformation du thorax en temps interactif, à partir

de moyens d'acquisition prédéfinis. Le but final est de reproduire les mouvements internes des organes grâce à un modèle biomécanique développé par l'équipe SAARA, qui pourra s'appuyer notamment sur les mesures de mouvement du thorax du patient obtenues par notre système.

1.1 L'Hadronthérapie : le projet ETOILE

Depuis déjà plus d'un siècle, des patients atteints de cancers sont soignés par la radiothérapie. Dans sa version dite « conventionnelle », cette technique utilise l'énergie des rayons X, c'est-à-dire de la lumière d'une longueur d'onde de l'ordre de la centaine de nanomètres. Cette énergie est délivrée de manière décroissante tout au long de la trajectoire du rayon, permettant au corps d'être irradié sur une zone cylindrique le long de ce trajet. Pour détruire le maximum de cellules cancéreuses en 3D, le rayon est orienté sous différents angles de sorte que la tumeur reçoive une partie importante de l'énergie cumulée sous la contrainte supplémentaire que les tissus à proximité soient irradiés le moins possible. Le médecin et le physicien médical définissent à cet effet des zones emboîtées (« marges ») qui définissent des régions où une quantité de dose est sûrement déposée, cette quantité dépendant de la nature des tissus englobés par chaque zone. Le calcul de la balistique et de l'énergie déposée en fonction de l'incidence et du temps, sujet sortant du champ de ce rapport, demande des techniques très complexes, dont les résultats (paramètres d'irradiation notamment) sont consignés dans une application métier, le Système de Plan de Traitement (ou en anglais TPS, pour Treatment Planning System) [22]. Les effets secondaires de ce genre de traitement sont importants et provoquent de nombreuses séquelles, dont certaines sont irréversibles et physiquement marquantes.

L'hadronthérapie est une méthode innovante de radiothérapie pour le traitement des cancers, découverte en 1945 aux États-Unis (Université de Berkeley) par Robert Wilson. Au lieu d'utiliser des photons, cette technique exploite les propriétés intéressantes des hadrons ou ions légers¹, dont la caractéristique principale et commune est d'avoir une courbe d'énergie suivant le célèbre *Pic de Bragg* qui est illustré par la figure 1 en comparant les photons, les électrons et les protons. Dans le cas des ions légers, le dépôt d'énergie est plus important au niveau du pic (comparativement au reste du parcours, où il est faible), et est notoirement moins important en amont de la zone irradiée et en aval qu'avec des photons (pour lesquels le dépôt en énergie suit une loi exponentielle décroissante). Ainsi une grande partie de

¹ En fait, ces ions sont considérés comme « légers » par les physiciens nucléaires, car ils se situent dans la partie basse des éléments de la table de Mendeleïev (de l'Oxygène à l'Argon, en passant par l'Hélium, l'Hydrogène (proton) et le Carbone, notamment C12), alors qu'ils sont considérés comme « lourds » par les physiciens médicaux et radiothérapeutes, en comparaison aux particules qu'ils utilisaient en radiothérapie conventionnelle (notamment photons et neutrons). C'est pourquoi on trouve les deux nomenclatures dans la littérature, suivant son domaine d'origine. Malgré tout, « ions légers » (*Light Ions*) semble maintenant majoritaire, cf. les sigles des projets/consortiums européens (ENLIGHT, ULICE, ENVISION, etc...) qui contiennent pour la plupart la séquence « LI ».

l'énergie de la particule est déposée quasi ponctuellement. Mais comme la région 2D à irradier à chaque instant n'est pas ponctuelle, on utilise divers mécanismes pour « étaler » le *pic de Bragg* à la profondeur désirée.

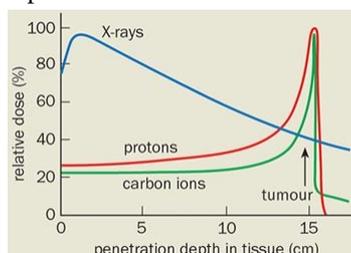


Fig. 1 : Dose relative en fonction de la profondeur selon différents éléments.

Le centre national ETOILE², qui sera implanté à Lyon, devrait accueillir ses premiers patients en 2015. Il permettra de soigner annuellement 2 000 personnes souffrant d'une tumeur cancéreuse chimio- et radio-résistante ainsi qu'inopérable.

Dans le but de permettre au clinicien de visualiser la zone tumorale et d'utiliser ainsi le faisceau d'hadrons pour la cibler avec précision, l'équipe SAARA du LIRIS tente de mettre en place des protocoles permettant de visualiser et de suivre au mieux la respiration humaine. Cela passe par la modélisation biomécanique du corps humain, la mise en place d'un modèle de forces pour arriver à connaître les déplacements possibles des organes internes et le lien entre l'enveloppe thoracique externe et les poumons, le diaphragme, les côtes ...

C'est dans ce contexte que s'inscrit la présente démarche de vouloir rassembler différents moyens d'acquisition, de les synchroniser et de croiser les résultats pour suivre la respiration.

1.2 Problématique

Ce travail s'inscrit dans un projet d'une ampleur importante. Une des premières difficultés est de comprendre les enjeux de chacune des sous-tâches pour pouvoir intégrer le travail à celui de l'équipe, et pouvoir l'articuler aux différentes parties de l'objectif final. Le but de ce master est de reprendre, optimiser et généraliser les travaux qui ont déjà été réalisés par l'équipe et de proposer une plate-forme synchronisée permettant de visualiser en temps interactif les différents moyens d'acquisition.

² Le projet ETOILE est né à la fin des années 1990 à l'Université Claude Bernard Lyon 1, comme collaboration de physiciens de l'Institut National de Physique à Lyon (IPNL), de médecins de Lyon 1, rejoints ensuite par des informaticiens (LIGIM, devenu le LIRIS depuis). Le programme de recherche ETOILE (Programme Régional de Recherche en Hadronthérapie), est piloté par l'UCBL et financé sur le CPER 2007-13 (Région Rhône-Alpes, Grand Lyon). Ce stage et son prolongement (PFE INSA) sont co-financés par le site de Bourg de l'IUT Lyon 1 (UCBL) et le programme ETOILE.

Pour restreindre le champ des possibilités, il sera expliqué comment mettre en place un système complet capable de déformer un maillage provenant de la segmentation d'images du thorax, à l'aide de données externes acquises par une paire de caméras. Les piles d'images internes sont obtenues grâce à un scanner.

Pour être générique, la chaîne de processus décrite doit laisser la possibilité d'adjoindre tout autre type d'acquisition, comme un spiromètre pour mesurer le débit d'air en fonction du temps, un gilet pour mesurer le diamètre abdominal à deux coupes transversales différentes, ou encore le dispositif *alignRT*³ permettant d'obtenir un nuage de points surfaciques représentant la peau du patient vue de haut. Pour ce dernier, la fréquence d'acquisition théorique est de l'ordre de 10Hz. Pour les autres appareils, elle est de l'ordre de 50Hz.

Pour accomplir ce travail, de nombreux problèmes doivent être résolus :

- Quels sont les moyens d'acquisition déjà étudiés qui permettent d'avoir des informations sur le thorax ?
- À quelle fréquence peut-on avoir l'information de chacun des moyens ?
- Quel est la précision de chaque instrument de mesure ?
- Quelles sont les informations pertinentes pour décrire le mieux la respiration ?
- Quels sont les liens qui existent entre toutes les informations ?
- Existe-t-il de fortes corrélations entre les différents paramètres ?
- Comment synchroniser les données ?

Pour répondre à ces questions, une première partie sera consacrée à l'étude des besoins et l'état de l'art dans le domaine. Ensuite, nous présenterons la chaîne des sous-tâches permettant d'obtenir un maillage de cage thoracique du patient. Dans une troisième partie, nous expliquerons de manière détaillée les choix techniques et scientifiques que nous avons faits pour déformer le maillage à partir des profils obtenus par segmentation des images issues des deux caméras. Enfin, nous parlerons des améliorations que nous souhaitons apporter à l'ensemble pour permettre de suivre au mieux la respiration et permettre ainsi de prédire, grâce au modèle biomécanique développé par l'équipe, les mouvements des organes internes.

2 L'étude des besoins

Le but de ce stage est de concevoir une plate-forme synchronisée permettant de suivre en temps réel des signaux représentatifs de la respiration du patient. La figure 2 présente le contexte dans lequel ce projet s'inscrit par rapport au programme ETOILE.

³ alignRT® de la société VisionRT.

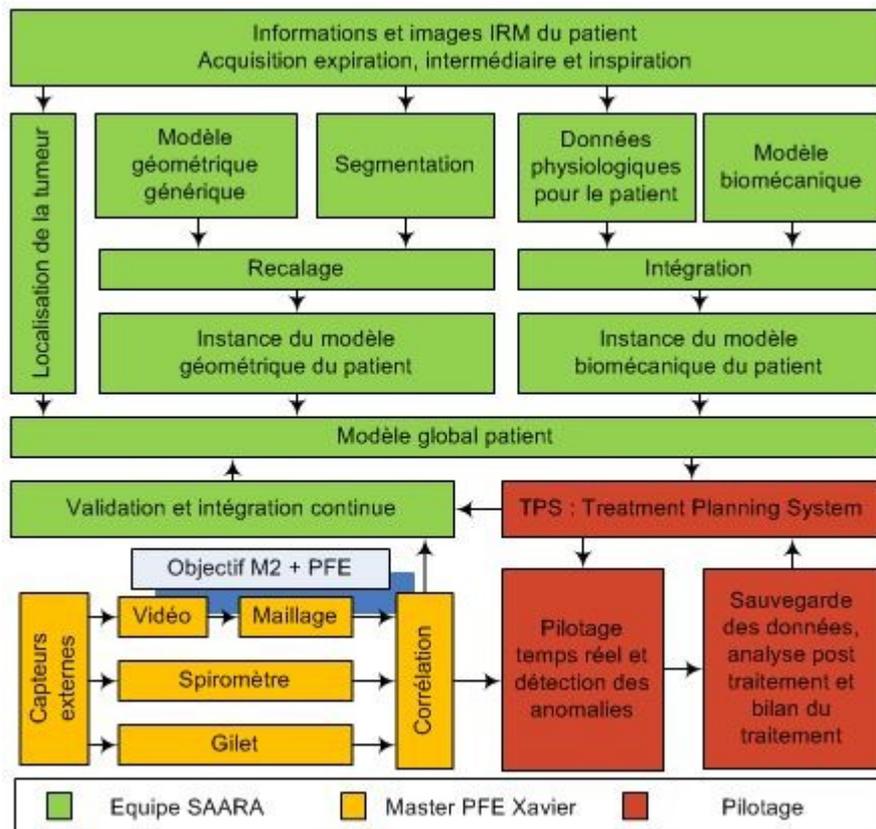


Fig. 2 : Contexte dans lequel s'inscrit ce travail par rapport au suivi de la respiration du patient

Cette plateforme doit permettre l'ajout d'un nombre variable de périphériques de toutes sortes. Les périphériques déjà étudiés sont le spiromètre, le gilet de mesure développé par TIMC-IMAG⁴ à Grenoble au sein de UJF⁵, ainsi que le dispositif alignRT permettant de récupérer un nuage de points du thorax du patient.

Le système alignRT est intéressant, mais dans le cadre du master, il était préférable de disposer d'un moyen d'acquisition plus simple et permettant de valider plus rapidement la chaîne de l'acquisition à la déformation et au suivi, en attendant de pouvoir mettre au point un protocole d'utilisation avec l'équipe de radiothérapie du CLB⁶, dans le cadre du projet ETOILE.

⁴ TIMC-IMAG : Laboratoire scientifique et biologique pour la compréhension et le contrôle des processus normaux et pathologiques en biologie et santé

⁵ UJF : L'Université Joseph Fourier située à Grenoble.

⁶ CLB : Centre Léon Bérard, établissement de soins spécialisés dans la cancérologie à Lyon.

2.1 Objectifs de cette plate-forme

Nous souhaitons d'abord respecter le critère de généralité pour synchroniser des appareils de mesure et suivre la respiration d'un patient. Cette plateforme devra permettre la validation scientifique des différentes sources d'acquisition. Le but est de trouver parmi les sources validées la combinaison la plus pertinente pour un suivi de la respiration du patient. Enfin, un critère important est la simplicité de l'acquisition des données pour déduire des paramètres moins accessibles. L'état de l'art nous montre déjà l'exemple de la corrélation entre le débit d'air et les données issues du gilet décrit au § 3.3 p. 10 (voir aussi la figure 10 p. 12).

2.2 Entrées de la plate-forme

Les informations récupérées sont issues de deux points de vue : les informations pré-traitement et les informations acquises par les appareils de mesure pendant le traitement.

2.2.1 Informations pré-traitement

Avant de pouvoir irradier un patient, une multitude d'informations est nécessaire. Il y a les données propres au patient et les génériques. Le modèle générique biomécanique est en cours de développement [21]. Des membres de l'équipe cherchent à modéliser les mouvements et les déformations entre les organes, en y incorporant si nécessaire des données génériques supplémentaires.

Pour créer le modèle propre au patient, nous utilisons un scan réalisé au CLB selon un protocole clinique qui sera étoffé selon les besoins pour pouvoir acquérir d'autres types de données synchronisées, comme le spiromètre, le gilet de mesure abdominale et AlignRT. D'autres paramètres globaux sont nécessaires pour pouvoir passer du modèle biomécanique générique au modèle biomécanique du patient.

Les piles d'images obtenues par le scanner sont nécessaires pour construire le maillage surfacique correspondant à la peau du patient. Ces piles d'images sont des scans du patient à trois instants différents : 30% de l'expiration maximale, 70% de l'expiration et en mode de respiration libre. Ils permettent d'obtenir des maillages surfaciques qui représentent la surface de la peau à ces trois instants. Le nombre de points va influencer fortement sur la précision de la déformation, mais également sur le temps de traitement. Plus le nombre de points est grand, plus le temps de calcul est important. Dans le cadre de notre étude, nous avons estimé la complexité de l'algorithme en $O(k*n)$, k étant le nombre de caméras et n le nombre de points du maillage, lorsque les caméras sont les seuls moyens d'acquisition pour la déformation du maillage.

2.2.2 Informations acquises

Notre étude se place dans un contexte multi-modal. Ainsi, les informations acquises peuvent provenir de tous types de moyens d'acquisition permettant d'avoir

des informations utiles pour suivre la respiration du patient. Nous avons distingué deux types d'appareils. Certains, comme les caméras, le gilet ou alignRT apportent des données géométriques. D'autres donnent des informations physiologiques. Le spiromètre, par exemple, mesure le débit inspiré. Il n'a donc pas besoin d'une phase de calibrage, contrairement aux premiers.

Dans cette étude, nous nous sommes focalisés sur l'acquisition d'images grâce à la paire de caméra. Ainsi, les informations récupérées sont deux points de vue du thorax du patient. Actuellement, les résolutions sont de l'ordre de 640x480 à 15fps. En utilisant deux caméras, nous devons introduire la notion de synchronisation qui va prendre tout son sens dans un contexte multi-modal.

2.3 Sorties

La sortie est unique : un maillage en temps interactif de la peau externe du patient. Ce maillage possède le même nombre de points que celui en entrée, avec la même topologie. La qualité de la déformation va dépendre en grande partie de la résolution. Comme les déplacements moyens de la peau sont de l'ordre du demi-centimètre, nous avons estimé que, dans l'idéal, les caméras devraient avoir une précision de l'ordre du demi-millimètre pour avoir une dizaine d'états de transition entre l'expiration et l'inspiration. ainsi, la résolution des caméras devrait être de l'ordre de 1600*1000 à 10fps, sachant que la hauteur du thorax est de l'ordre de 20 cm et que, la plupart du temps, il occupe la moitié du champ de la caméra.

2.4 Spécifications

Pour pouvoir optimiser la direction et l'intensité du faisceau en fonction de la position de la tumeur, il faut être capable de localiser celle-ci en temps réel. Dans ce rapport, ce n'est pas encore l'objectif final. Cependant, à terme, nous nous attacherons à réduire le temps d'exécution de chaque maillon de la chaîne de traitement que nous proposons.

Une des spécificités de la plateforme est la qualité de l'information. En tout cas, nous devons donner une indication sur la précision des mesures et la précision incidente des résultats obtenus en terme de déformation du maillage.

3 L'état de l'art : suivi d'organes en mouvement

3.1 Présentation de l'étendue du domaine

Le sujet de cette étude comporte trois mots clés : organes, mouvement et suivi, traduction réductrice de l'anglais *tracking* : il s'agit de suivre un mouvement, un déplacement, une déformation avec des moyens divers. Ensuite, les organes sont des parties du corps au niveau macroscopique comme les poumons, les os (organes rigides), le diaphragme. Ce sont ces derniers sur lesquels nous allons nous focaliser. En effet, dans le titre figure un quatrième mot clé : respiration, point commun des organes en mouvement cités précédemment. C'est ce qui rend la problématique intéressante et complexe. Il s'agit donc de suivre, par des instruments de mesure, des parties du corps en mouvement appartenant à l'ensemble des organes utiles pour la respiration⁷.

Nous avons décidé d'exposer en premier les travaux généraux traitant du suivi de la respiration dans le cadre de la détection temps réel des tumeurs. Puis, nous nous présentons les modèles géométriques, mécaniques ou biomécaniques existants. Pour finir, nous nous penchons sur les différentes méthodes d'acquisition pour suivre la respiration humaine.

3.2 Les organes en mouvement

Le mouvement de la tumeur à l'intérieur d'un poumon dû à la respiration a déjà été étudié [p. ex. 2]. Les chercheurs ont montré que la tumeur pouvait se déplacer jusqu'à 1,2 cm dans le cas d'une tumeur située dans la partie inférieure des poumons et dans la direction crânio-caudale (perpendiculaire à la coupe transversale). La figure 2 illustre une des étapes de la planification du traitement, qui consiste à définir les zones à irradier ou à préserver autour de la tumeur.

⁷ Notons que notre travail est complémentaire aux techniques de « gating », interruption contrôlée de la respiration, sur lesquelles une équipe du CLB et CREATIS travaillent depuis quelques années, dans le cadre d'ETOILE [24].

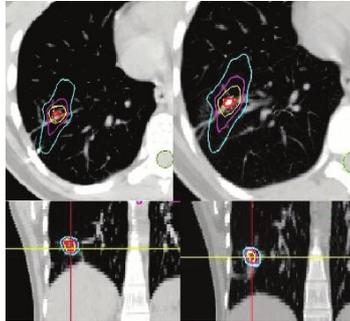


Fig. 3 : Localisation d'une tumeur du poumon et TPS à l'expiration (gauche) et l'inspiration (droite)

En 2004, de nouvelles idées surviennent dans le domaine de la robotique pour compenser les mouvements du système respiratoire [4]. Les chercheurs ont développé un dispositif robotisé composé d'un faisceau d'irradiation, d'un détecteur infra-rouge capable d'estimer le mouvement de la peau, d'images rayon-X pour détecter la tumeur et d'un modèle pour inférer la position de la tumeur. En effet, les images ne sont pas données en temps réel.

Une autre étude de 2004 montre également qu'il existe une corrélation de $0,77 \pm 0,12$ % entre le mouvement de la peau et l'emplacement de la tumeur [5]. Plus la tumeur est située dans la partie inférieure du poumon, plus la corrélation est importante. L'incertitude sur la position de la tumeur est réduite de 1,47 cm. Dans 88% des cas, il est possible de tracer la position exacte de la tumeur. Couplé avec la robotique, cette étude pourrait réduire le dispositif à mettre en place et ainsi simplifier le traitement.

En 2006, une équipe a réalisé des tests du suivi de la respiration sur un patient à l'aide d'un maillage de la peau en temps réel et d'un modèle biomécanique [1]. Celle-ci montre qu'il est possible de prédire le mouvement des organes internes à partir de la position de la peau à une fréquence de 14Hz, avec une précision inférieure à 4 mm sur le déplacement de tumeurs à l'intérieur d'organes. Pour la déformation des organes, les chercheurs se basent principalement sur l'incompressibilité des organes viscéraux, la rotation des côtes et la déformation des poumons. Cependant, leur façon d'acquérir les déplacements de l'enveloppe externe du thorax est contraignante pour l'instant, comme l'illustre la figure 4.



Fig. 4 : Dispositif de suivi des mouvements de la peau [1]

En 2008, la même équipe a continué ses travaux pour prévoir les mouvements des principaux organes comme le poumon, toujours à partir d'un suivi de la peau, mais avec en plus le maillage du diaphragme à l'expiration et à l'inspiration [3].

Nous avons pu remarquer qu'actuellement beaucoup d'études sont orientées sur la manière de déduire le mouvement des organes internes par rapport à la déformation de la peau. Cependant, peu d'entre elles essaient de trouver une technique d'acquisition simple et temps réel pour suivre les mouvements du thorax.

3.3 La modélisation des organes liés à la respiration

Lorsque que l'on souhaite modéliser quelque chose, il faut connaître d'abord le but de la modélisation. En effet, selon ce que l'on veut représenter ou selon l'information que l'on veut transmettre, les moyens techniques à utiliser ne sont pas les mêmes. Dans le cas du suivi d'organes en mouvement, deux critères reviennent souvent dans les articles : la géométrie et la mécanique incluant des caractéristiques physiologiques et biologiques.

Le modèle géométrique est très souvent représenté par un maillage 3D surfacique. Il est obtenu à partir d'images (scan X ou CT, ou d'une autre technique d'acquisition d'images), et par une segmentation des images et une reconstruction 3D comme le montre la figure 5.

L'anatomie générale est composée de plusieurs organes. Chacun d'entre eux est défini par un maillage géométrique indépendant, comme on peut le voir avec le diaphragme (figure 6) et le squelette du thorax (figure 7). C'est sur cette représentation géométrique que l'on va ajouter des informations de déformation et d'interaction entre ces différents organes pour obtenir le modèle biomécanique. Ce modèle est un maillage 3D volumique des organes avec des équations de liaison, des paramètres de déformation et d'autres données physiologiques. La figure 8 illustre le positionnement relatif des organes par rapport à la cage thoracique selon deux points de vue (de dos et de face). La figure 9 montre l'aspect déformation des poumons.

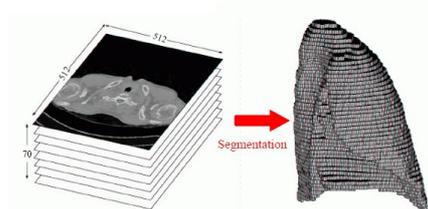


Fig. 5 : Des images au maillage surfacique d'un poumon

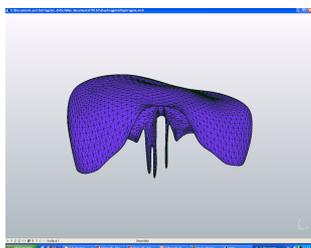


Fig. 6 : Maillage surfacique du diaphragme



Fig. 7 : Maillage surfacique du squelette du thorax

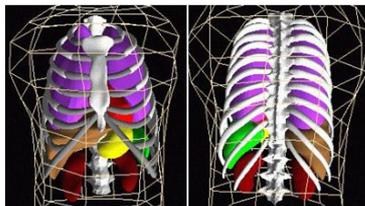


Fig. 8 : Positionnement relatif des organes entre eux à l'intérieur de la cage thoracique

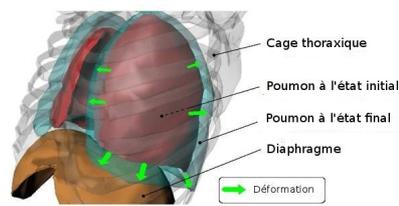


Fig. 9 : Déformation des poumons lors de la respiration

Des études cherchent à enrichir le modèle par des données physiologiques pour obtenir une simulation plus réaliste des organes. Le protocole à l'initiative du laboratoire TIMC-IMAG par l'équipe PRETA [17], définit un certain nombre de données physiologiques à mesurer sur une période de 3 ans chez une centaine de patients pour comprendre les interactions physiologiques entre la respiration, la fonction cardio-circulatoire, l'appareil neuromusculaire thoraco-abdominal et la déglutition. Pour ce protocole, un électrocardiogramme, le débit instantané, les variations de la surface des sections du thorax et de l'abdomen, le CO_2 et d'autres mesures sont acquises et synchronisées pour pouvoir trouver des corrélations entre eux.

L'équipe PRETA a travaillé sur la corrélation entre le diamètre du thorax sur deux sections et le débit d'air inspiré [19] comme le montre la figure 10. Nous comptons utiliser le résultat de cette étude pour vérifier dans notre chaîne de

déformation que les tours de thorax du maillage aux endroits indiqués dans l'article sont bien corrélés avec le débit d'air mesuré par le spiromètre synchronisé.



Fig. 10 : Mesure du tour du thorax par inductance en deux coupes transversales

3.4 Les appareils d'acquisition pour le suivi

Le pilotage des modèles des organes en mouvement fonctionne mieux si l'on dispose de plusieurs appareils de mesure : la redondance de l'information renforce la véracité des informations obtenues. Si deux appareils prédisent un même déplacement, alors le résultat peut être considéré comme fiable. Ensuite, certains appareils ont besoin d'être combinés pour apporter une information supplémentaire, comme pour le spiromètre dont le signal doit être synchronisé avec celui du scanner. Il faut donc bien définir ce que l'on cherche à obtenir et ensuite trouver la combinaison d'outils qui répond le mieux aux besoins.

3.4.1 La spirométrie

La spirométrie est la mesure du débit d'air inspiré, afin de suivre la variation du volume des organes internes en mouvement, principalement des poumons. Le spiromètre (figure 11) est un outil souvent utilisé en appui pour valider des hypothèses scientifiques.

Le protocole ABC (*Active Breath Control*) utilise un spiromètre pour estimer la position de la tumeur en utilisant un principe de reproductibilité. Pour un volume donné d'air, on associe une probabilité de présence de la tumeur sur une zone donnée. La phase de pré-traitement est utile pour créer cette association zone de l'espace, probabilité de présence de la tumeur et volume inspiré [11].

Un autre système a été développé par Dyn'R, un fabricant de spiromètre. Il couple le spiromètre à des lunettes spéciales qui indiquent au patient le volume d'air inspiré. Le patient doit s'efforcer de maintenir le volume d'air respiré proche de celui qui a été mesuré lors du scan et de la création du modèle comme le montrent les figures 11 et 12. Des systèmes de couleur permettent de guider le patient dans sa respiration [20].

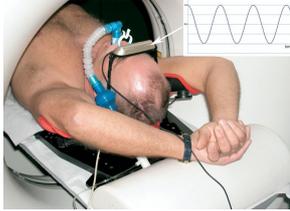


Fig. 11 : Spiromètre associé à un retour d'information pour le patient



Fig. 12 : Image de synthèse présentant le produit Spiro Dyn'R

3.4.2 AlignRT®, société VisionRT

AlignRT est un dispositif muni de deux caméras permettant d'acquérir un nuage de points à une fréquence maximale de 10Hz. Ce dispositif, associé à un recalage surfacique, a été évalué dans le cadre du positionnement des patientes lors d'une radiothérapie mammaire [12]. Il permet de réduire l'erreur de recalage cible (*Target Registration Error*) et passer d'une erreur de 6-8 mm à 2-3 mm. Ce système permet d'acquérir des images pendant le pré-traitement aussi bien que pendant le traitement comme le montrent les images des figures 13 et 14.



Fig. 13 : AlignRT Phase d'inspiration



Fig. 14 : AlignRT Inspiration maximale

3.4.3 La pléthysmographie respiratoire par inductance

Depuis les années 1980, une méthode existe pour obtenir le tour de thorax d'un patient à un niveau souhaité. La recherche a débuté avec des patients enfants pour détecter des problèmes respiratoires [7]. Le protocole a été baptisé *Respirace®*. Sa chaîne d'acquisition est présentée schématiquement sur figure 15.

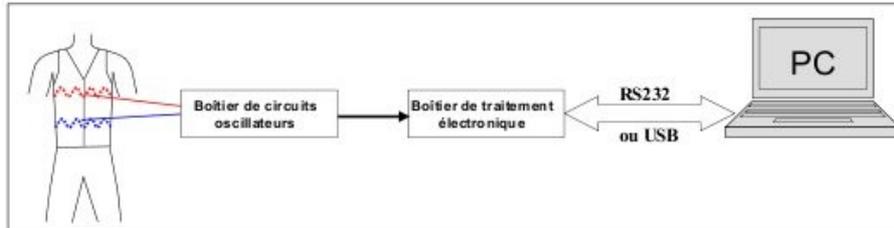


Fig. 15 : Chaîne d'acquisition dans le protocole Respirace

Par la suite, des travaux se sont orientés vers la surveillance et l'assistance à la respiration comme par exemple une thèse réalisée à Grenoble en 2005 par A. Sabil. C'est dans ce même laboratoire qu'a été lancé le protocole VisuResp (figure 17) qui travaille avec un gilet (figure 16) par inductance à deux endroits du thorax [10].



Fig. 16 : Le gilet à inductance

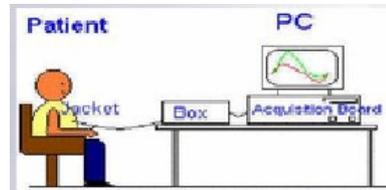


Fig. 17 : Chaîne d'acquisition dans le cadre du protocole VisuResp

3.4.4 La robotique

La robotique combinée aux moyens d'acquisition permet de réagir rapidement face à des déplacements mesurés. Le Cyberknife présenté sur la figure 18 est un robot médical inventé par John R. Adler. Il effectue divers traitements de radiothérapie, avec une précision plus grande que les traitements classiques [13]. Le CyberKnife en pré-traitement utilise un émetteur radio-opaque pour pouvoir suivre la tumeur en plus des acquisitions rayon X.

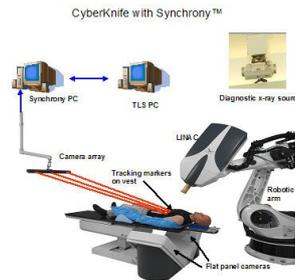


Fig. 18 : CyberKnife : robot équipé de détecteurs infra rouge et d'un dispositif X-ray

En 2007, une étude a révélé qu'il n'était pas nécessaire de disposer d'un matériau radio-opaque pour suivre une tumeur. Une nouvelle technologie permet de

suivre le squelette par rayons X, et donc de retrouver la position des organes. Le suivi de la tumeur devient possible connaissant le déplacement de l'organe malade par rapport à la tumeur grâce à un modèle biomécanique [14, 15].

Pour ce Master, dans le cadre du développement d'une plate-forme générique, nous avons écarté la possibilité d'utiliser le dispositif *alignRT* et la robotique, des moyens d'acquisition longs à s'approprier et à mettre en place. Pour mon stage, nous avons besoin du matériel sur place. Le spiromètre est un des objectifs. Cependant, nous souhaitons un appareil capable d'avoir des informations géométriques précises. C'est pourquoi nous avons choisi de rester pragmatiques et de développer une technologie basée sur l'utilisation d'une paire de caméras.

4 De l'acquisition à la déformation

Dans ce paragraphe, forts de l'étude des besoins exposée à la section 2, nous présentons un ensemble de tâches à réaliser pour pouvoir, à partir d'une paire de caméras calibrées (§4.1), initialiser (§4.2), acquérir (§4.3), traiter (§4.4) et déformer un maillage (§4.5). En fin de cette section, nous expliquerons en quoi mon travail est générique et peut s'étendre à une configuration multi-modale (§4.6).

La spécificité du travail durant ces 4 mois est d'avoir construit cet enchaînement de tâches pour lier les travaux qui ont été réalisés ces dernières années au sein de l'équipe SAARA. Nous avons également pensé à de nouvelles étapes du protocole, comme par exemple la partie synchronisation.

Dans l'idéal, une fois que tous les moyens d'acquisition sont synchronisés, nous chercherons le maillage qui minimise, à chaque instant d'acquisition, la distance entre les paramètres calculés sur celui-ci et les paramètres acquis par les appareils.

4.1 Positionnement

En premier lieu, les moyens d'acquisition doivent être positionnés dans la salle de traitement. Ils doivent être rattachés à un repère connu par le programme. Pour les caméras, le protocole de positionnement est spécifique. Il comporte deux phases. La première consiste à positionner les caméras dans la salle et à les orienter. La seconde est le calibrage. Il doit être vérifié à chaque exécution. La figure 19 présente une salle dans laquelle nous avons positionné virtuellement les caméras et le maillage.



Fig. 19 : Salle de traitement avec positionnement du maillage virtuel et des deux caméras.

En traitement d'image, l'opération de calibrage des caméras revient à modéliser le processus de formation des images, c'est-à-dire trouver la relation entre les coordonnées spatiales d'un point de l'espace et le point associé dans l'image prise par la caméra. Plusieurs modèles décrivant le processus de formation des images existent. Le plus simple est le modèle du sténopé, ou modèle *pin-hole* dans la littérature anglo-saxonne [18]. C'est celui qui est le plus fréquemment utilisé en traitement d'image. Il s'agit d'assimiler la caméra à une lentille qui respecte les conditions de Gauss. Les paramètres employés dans ce modèle sont usuellement divisés en deux catégories :

- les paramètres intrinsèques qui sont internes à la caméra,
- les paramètres extrinsèques qui peuvent varier suivant la position de la caméra dans l'espace de travail.

4.1.1 Calibrage intrinsèque

Les paramètres intrinsèques sont propres à chaque caméra. Ils décrivent sa géométrie : la focale, distance entre le plan image et le centre de la caméra, le facteur d'échelle en hauteur et en largeur, les coordonnées du centre optique et les éventuelles distorsions entre deux lignes consécutives supposées parallèles. Tous ces paramètres peuvent être réunis dans une matrice 4x4 pour être utilisés en coordonnées homogènes, la dernière coordonnée étant égale à 1 pour les points et 0 pour les vecteurs (équation 1) :

$$MI = \begin{bmatrix} f_u & S_{uv} & c_u & 0 \\ 0 & f_v & c_v & 0 \\ 0_u & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0_u & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

- f_u et f_v correspondent à la distance focale exprimée en largeur et en hauteur de pixels (ces derniers ne sont pas nécessairement carrés),
- c_u et c_v sont les coordonnées de la projection du centre optique de la caméra sur le plan image.
- S_{uv} traduit la non-orthogonalité potentielle des lignes et des colonnes de cellules électroniques photosensibles qui composent le capteur de la caméra. La plupart du temps, ce paramètre est négligé et prend donc une valeur nulle.

Pour l'exemple, le coefficient S_{uv} sera considéré comme nul. Les coordonnées homogènes du point C_{rc} sont $(0,0,z_c,1)$ dans le repère caméra. A l'aide de la matrice intrinsèque, les coordonnées homogènes du point C_{rc} sont $(z_c * c_u, z_c * c_v, z_c, 1)$ dans le repère projectif. Par homogénéisation, le point C_{ri} a pour coordonnées $(c_u, c_v, 1, 1)$ dans le repère image. Le schéma de la figure 20 montre les différents repères et le point C_{rc} qui est projeté sur le plan image.

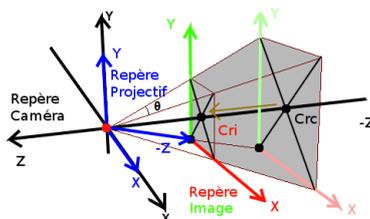


Fig. 20 : Explication du passage entre le repère caméra et le repère de l'image

4.1.2 Calibrage extrinsèque

Une fois que la géométrie de la caméra est calculée, l'opération suivante consiste à positionner le *repère caméra* par rapport au *repère global*. La matrice extrinsèque est une matrice 4x4. Elle permet de faire un changement de repère qui peut se réduire à une translation en X Y Z et trois rotations selon les angles d'Euler. Le schéma Fig. 21 illustre cette translation et ces rotations.

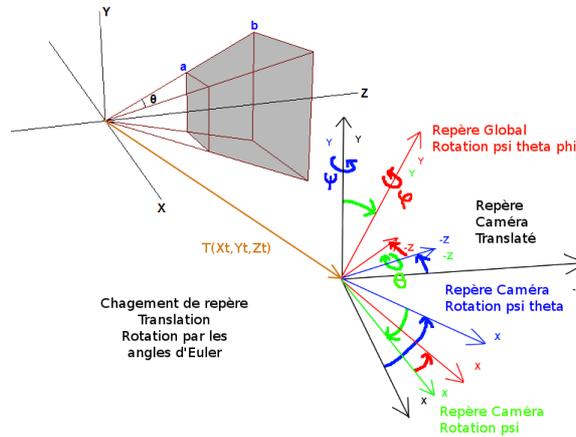


Fig. 21 : Illustration du changement du repère caméra vers le repère global

La matrice extrinsèque est alors déduite des matrices présentées dans l'équation 2.

$$ME = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & 0 & \sin(\psi) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\psi) & 0 & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\sin(\Theta) & \cos(\Theta) & 0 & 0 \\ \cos(\Theta) & \sin(\Theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\psi) & 0 & \sin(\psi) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\psi) & 0 & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & T_x \\ 0 & 1 & 0 & T_y \\ 0 & 0 & 1 & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

4.1.3 Conditions pour la paire de caméras

La paire de caméras est un moyen d'acquisition très particulier. En effet, les positions respectives des caméras dans la salle vont influencer sur la pertinence des données. Dans les cas extrêmes, mettre deux caméras dans la même direction est inutile ou encore mettre une caméra hors champ du patient ne sert à rien. Ce positionnement étant une des phases clés de l'ensemble des tâches, nous avons établi des contraintes qui devront être respectées.

La première contrainte est d'avoir le thorax dans un maximum de champ pour les deux caméras. Cela permet d'optimiser l'utilisation de la précision de la caméra. Plus le patient sera éloigné, plus la surface en pixels correspondant à la zone à déformer sera réduite pour une surface réelle quasiment identique. Ceci induit une perte de précision.

Pour pouvoir couvrir un maximum de surface, les deux caméras doivent viser un même point, proche du barycentre estimé de la zone du thorax à étudier. L'angle entre les normales doit être proche de 90° pour éviter que les déformations viennent interférer de manière importante. La figure 22 représente la salle virtuelle

avec uniquement le positionnement de la partie intéressante du thorax et les deux caméras disposées en angle droit et pointant sur le barycentre du maillage.

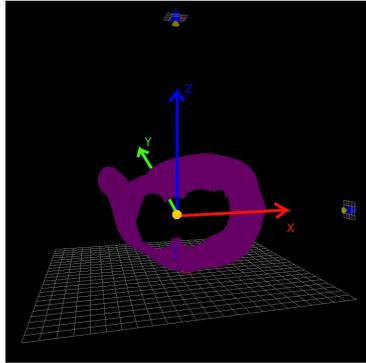


Fig. 22 : Illustration de l'espace de travail virtuel

Une fois que les caméras sont bien positionnées, un recalage rigide doit être effectué en fonction de la position du patient. Les étapes suivantes sont effectuées :

1. Récupération des images (cf § 4.3 p. 20)
2. Recalage rigide entre barycentre du maillage virtuel et intersection des droites provenant des points 2D des barycentres des profils de l'image (figure 23).

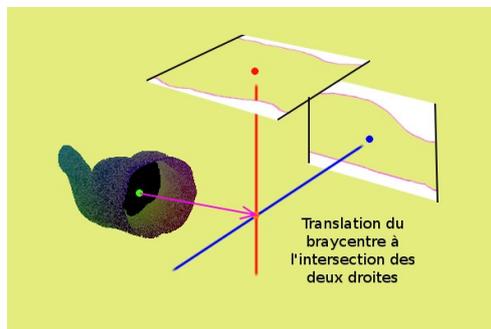


Fig. 23 : Recalage rigide du barycentre du maillage

4.2 Initialisation : préparation des données

Avant de déformer le maillage, il est nécessaire de le traiter pour obtenir des informations pertinentes par rapport au positionnement des caméras. Les images des figures 25 et 26 montrent une des informations à récupérer, connaissant les caractéristiques des caméras. Il s'agit des profils du maillage virtuel vu depuis la caméra HAUT_{G[1]} et la caméra COTE_{G[3]}. Le positionnement des caméras a été développé précédemment (cf. §4.1 p. 15). C'est à partir des matrices intrinsèque et

extrinsèque de chacune des caméras que nous avons obtenu les vues virtuelles du maillage.

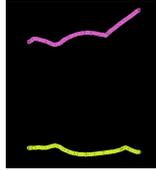


Fig. 24 : caméra HAUT_{G[1]}

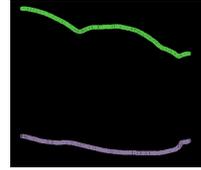


Fig. 25 : caméra COTE_{G[3]}

4.3 Acquisition des données

Une fois que le matériel est prêt et que les structures de données sont créées, l'application commence à récupérer des informations dépendant du moyen d'acquisition. Nous avons défini un protocole permettant de respecter les contraintes de positionnement vues précédemment et d'installer des supports de caméra pour réaliser les premières acquisitions dans un placement idéal des caméras dans la salle de traitement. Pour pouvoir étudier les acquisitions réalisées, nous avons stocké deux vidéos synchronisées.

Ce protocole a permis de donner des ordres de grandeur quant aux différents paramètres des caméras. Les matrices extrinsèques pour la caméra HAUT (équation 3) et pour la caméra COTE (équation 4) nous révèlent la position des caméras par rapport au barycentre du patient. Ces matrices ont été obtenues lors du calibrage et révèlent que la caméra HAUT a été placée à 53,4 cm de hauteur et que la caméra COTE a été placée à 46,6 cm sur le côté. Le repère de la figure 22 aide à comprendre ces matrices.

Nous confirmons également que les caméras sont placées à 90° puisque la colonne 1 pour les deux matrices est identique et que les deux colonnes suivantes sont caractéristiques d'une rotation de 90°.

$$ME_{cameraHAUT} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 3.2 \\ -1 & 0 & 0 & -4.8 \\ 0 & 0 & 1 & 53.4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Matrice extrinsèque pour la caméra HAUT

$$ME_{cameraCOTE} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 46.6 \\ -1 & 0 & 0 & -0.5 \\ 0 & 1 & 0 & 3.6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Matrice extrinsèque pour la caméra COTE

La vue générale du support que j'ai réalisé est présentée à la figure 26. Les figures 27 et 28 illustrent d'autres points de vue. Nous étudions maintenant comment concevoir un support adapté à une salle de traitement du CLB.



Fig. 26 : Vue générale



Fig. 27 : Vue de dessus



Fig. 28 : Vue de côté

4.4 Traitement des données

Pour la paire de caméras, il s'agit de l'analyse d'une image dans laquelle nous connaissons la caractéristique de l'élément à repérer. En filmant le thorax, nous souhaitons obtenir les profils de ce dernier selon deux points de vue.

La première opération à réaliser est une conversion des couleurs. Chaque milieu d'acquisition a des conditions d'éclairage différentes [23]. Pour analyser une image selon ces paramètres, il est nécessaire de se placer dans une représentation des couleurs adéquates en fonction du type de salle utilisée. Dans notre cas, le mode de couleurs HSV est pertinent. Les figures 29 et 30 montrent la conversion de RGB à HSV.

En HSV et dans les conditions d'éclairage de la salle, la peau par rapport au reste de la salle est mise en évidence, ce qui permet de pouvoir détecter plus facilement les contours. Dans notre contexte, un filtre détectant juste les contours horizontaux suffit. Ainsi, nous avons utilisé un filtre (équation 5) dérivé de celui de Sobel présenté par les équations 6 et 7.

$$S = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$S_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6) \quad S_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Une fois la convolution effectuée, un seuillage par hystérésis est effectué pour obtenir une image en noir et blanc. Le seuil utilisé est défini par l'utilisateur, il dépend de l'éclairage de la salle de traitement. Pour éviter des problèmes de variation trop importante de cette luminosité, un éclairage artificiel peut être installé. Les figures 30 et 31 illustrent l'effet du filtre de Sobel et du seuillage par hystérésis.

Avec l'image en N&B, il est ensuite possible de repérer les deux polygones qui définissent le contour du thorax. La déformation sera calculée à partir de celles-ci. La précision de cette étape va définir la qualité de la déformation 3D. Les figures 31 et 32 illustrent le passage de l'image segmentée à la détection des profils haut et bas.

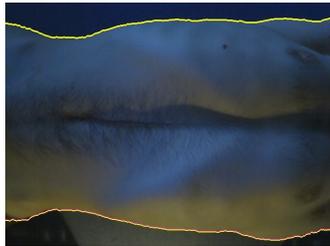


Fig. 29 : Image vue de la caméra HAUT et le profil détecté

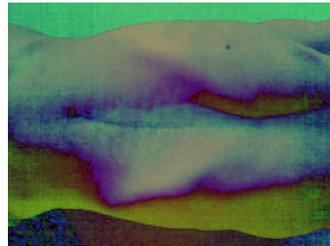


Fig. 30 : Image code couleur HSV

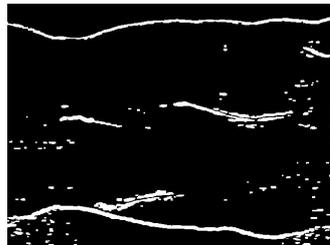


Fig. 31 : Segmentation de l'image HSV

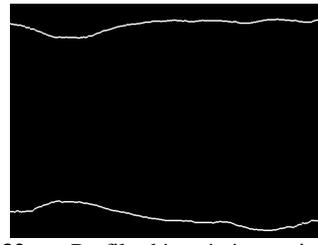


Fig. 32 : Profil détecté à partir de la segmentation

4.5 Déformation du maillage

Lorsque les signaux sont synchronisés, il est possible de connaître, à tout instant, l'état respiratoire du patient par l'intermédiaire de deux points de vue différents. Grâce à ces deux points de vue, nous pouvons déformer en 2D les profils virtuels du maillage $G_{[3, 4]}$ sur les profils réels de l'image $G_{[5, 6]}$. À partir des déformations 2D, nous avons établi un modèle de déformation 3D que nous utilisons pour l'ensemble des points 3D du maillage. C'est une partie centrale de notre étude. Ainsi, nous avons choisi de la détailler dans ce rapport à la section 5 (Déformation par alignement de profils) page 23.

4.6 Extension de la chaîne à d'autres moyens d'acquisition

Dans l'étude des besoins, nous avons précisé qu'un des buts de la plateforme que nous voulons mettre en place est la généralité. Avec la paire de caméras, nous avons abordé l'ensemble des tâches à réaliser pour effectuer la déformation du

maillage. Ces tâches peuvent être adaptées à tous les autres moyens d'acquisition vus dans l'état de l'art.

Dans la suite de mon stage (PFE à l'INSA), nous intégrerons dans un premier temps le spiromètre, appareil permettant de mesurer le débit d'air inspiré. Il se place au niveau de la bouche et nécessite un support de fixation. C'est pourquoi, au même titre que pour les caméras, le positionnement intervient pour des contraintes pratiques. Nous tenons compte de l'encombrement de la salle, du nombre important de dispositifs déjà présents et de l'accessibilité des instruments de mesure.

Les données acquises par le spiromètre sont de dimension 1 (le débit d'air inspiré). Un logiciel fourni avec le spiromètre permet de traiter les données, et de visualiser des courbes de tendance (série de Fourier, polygones, ...) ainsi que des caractéristiques sur ces courbes, comme l'amplitude, la périodicité, la régularité... Ces courbes constituent de bonnes indications pour le suivi de la respiration du patient.

Comme nous avons réussi à synchroniser les images sur un top horloge externe, nous ferons de même pour le spiromètre pour avoir des mesures synchronisées et pour réaliser une validation des sources, un des objectifs de notre étude.

5 Déformation par alignement de profils

Cette section présente en détails la partie déformation du maillage (§ 4.5 p. 22). Nous finirons par l'interprétation des premiers résultats que nous avons obtenus.

5.1 Entrées

Pour exposer notre algorithme, nous avons choisi de travailler sur le maillage du thorax d'une patiente lors de l'expiration. Celui-ci possède 50 000 points. Pour pouvoir visualiser et montrer les performances de l'algorithme, nous avons déformé de manière importante l'expiration en simulant l'influence d'une inspiration forcée. La figure 33 illustre cette déformation. Le but est de trouver les profils de l'inspiration vus depuis les caméras, de les utiliser pour recalibrer les profils de l'expiration pour pouvoir enfin déformer le maillage 3D de l'expiration sur l'inspiration.

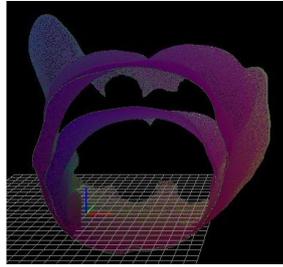


Fig. 33 : Comparaison entre expiration et inspiration

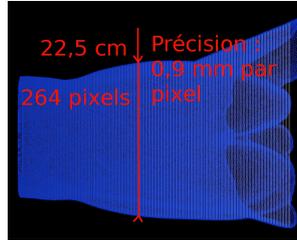


Fig. 34 : Profil Inspiration vu par la caméra HAUT

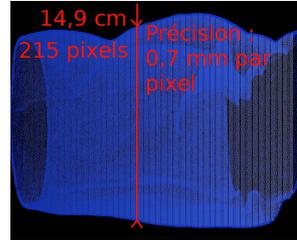


Fig. 35 : Profil Inspiration vu par la caméra HAUT

Nous avons analysé les maillages en entrée (figures 34 à 37). Nous avons ajouté des informations sur la hauteur du thorax en expiration vue depuis les deux caméras pour connaître la précision de la déformation. Nos mesures ont révélé que la précision des caméras dans cette configuration est de 0,9 millimètre pour les mesures de la caméra HAUT et de 0,7 pour les mesures de la caméra COTE. Nous considérons donc que la précision est de l'ordre du millimètre.

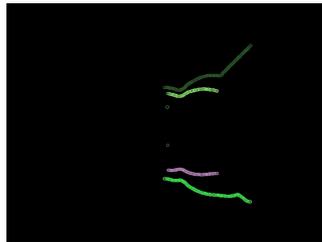


Fig. 36 : Superposition des profils de l'expiration avec ceux de l'inspiration vus par la caméra HAUT

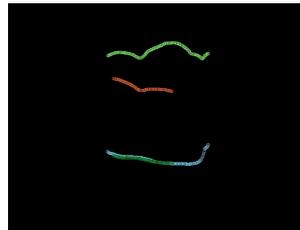


Fig. 37 : Superposition des profils de l'expiration avec ceux de l'inspiration vus par la caméra COTE

5.2 Les sorties

Dans le processus final, c'est la surface externe qui est nécessaire pour pouvoir déduire le déplacement interne des organes. Ainsi, la sortie est un maillage déformé ayant le même nombre de points qu'en entrée et la même topologie, et ceci à la fréquence maximale qui sera limitée par le temps de calcul de l'extraction de profils et de l'évolution du maillage.

Dans la suite de mon stage, nous offrirons également la possibilité de déformer les piles d'images à partir du maillage déformé. C'est une manière de présenter les données que les médecins ont plus l'habitude de visualiser.

5.3 L'algorithme

L'algorithme contient trois phases. La première est une phase de préparation des données qui est effectuée une seule fois. Il s'agit de calculer la position de chaque point pour chaque caméra par rapport au point du profil maillage $G_{[3, 4]}$. La seconde est le calcul de la déformation 3D (VTScene, en vert) pour chaque point des profils de la caméra HAUT et de la caméra COTE (figure 38). La troisième concerne la déformation 3D de tous les autres points à partir de celle des points des profils. Les notations peuvent être trouvées à la section située juste après la figure ci-dessous.

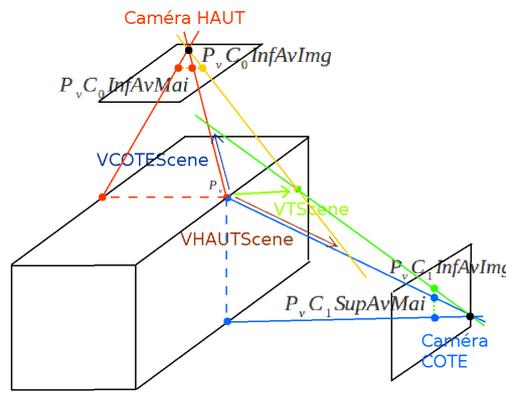


Fig. 38 : Explication de la déformation de la 2D à la 3D

5.3.1 Notations

5.3.1.1 Notation de base

C_i : i-ème caméra c'est-à-dire C₀ la caméra HAUT et C₁ la caméra COTE.

P_v : v-ème point du maillage. Scene : repère 3D du maillage

R : rapport P : barycentre intermédiaire Vect : vecteur déformation 3D

5.3.1.2 Notation par paire

Sup : profil supérieur	Inf : profil inférieur
Av : point profil précédent (AVant)	Ap : point profil suivant (APrès)
Mai : maillage	Img : image
x : abscisse d'un point (ou la colonne)	y : ordonnée d'un point (ou la ligne)

5.3.1.3 Notation composée

Les notations composées sont une combinaison des notations précédentes. Ainsi, voici quelques exemples de notation composée :

- $P_v C_i \text{SupAvMai}_x$ correspond à l'abscisse du point du profil supérieur pour le maillage précédent le point d'indice v pour la caméra i .
- $P_v C_i R_x$ correspond au rapport en x du point v vu depuis la caméra i .

5.3.2 Position des points dans le repère image

La phase 1 permet d'éviter de recalculer à chaque déformation du maillage la position de chaque point, pour chaque caméra. Cette position est exprimée sous la forme de rapport en x et en y , en fonction des points sur le profil supérieur et inférieur du maillage. Ceci est illustré par la figure 39. Pour chaque point et chaque caméra, deux rapports sont calculés à l'aide des deux points supérieur et inférieur de la colonne précédant le point courant et des deux points supérieur et inférieur suivant le point courant.

Le premier est un rapport en x exprimé par l'équation 8. Le second est un rapport en y exprimé par l'équation 9. Cette dernière équation nécessite la définition des points projetés du point courant sur la droite reliant les deux points supérieurs (équation 10) et sur la droite reliant les deux points inférieurs (équation 11). En effet, deux points consécutifs sur le profil ne sont pas forcément sur la même ligne. Selon le rapport en x , on a un rapport en y qui varie.

$$P_v C_i R_x = \frac{(P_v C_i)_x - P_v C_i \text{SupAvMai}_x}{P_v C_i \text{SupApMai}_x - P_v C_i \text{SupAvMai}_x} \quad (8)$$

$$P_v C_i R_y = \frac{(P_v C_i)_y - P_v C_i \text{SupP}_y}{P_v C_i \text{InfP}_y - P_v C_i \text{SupP}_y} \quad (9)$$

Avec :

$$P_v C_i \text{SupP}_v = P_v C_i \text{SupAvMai}_v + P_v C_i R_x * (P_v C_i \text{SupApMai}_v - P_v C_i \text{SupAvMai}_v)$$

$$P_v C_i \text{InfP}_v = P_v C_i \text{InfAvMai}_v + P_v C_i R_x * (P_v C_i \text{InfApMai}_v - P_v C_i \text{InfAvMai}_v)$$

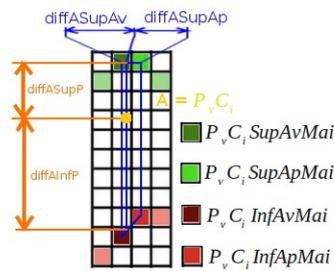


Fig. 39 : Explication du calcul des différents rapports

5.3.3 Déformation 3D des points du profil

Pour obtenir la déformation 3D pour les points $PvCi$, il faut faire la somme des contributions 3D de chacune des caméras comme le montre la figure 38. Pour cela, les 4 points $PvCiSupAvMai$, $PvCiSupApMai$, $PvCiInfAvMai$ et $PvCiInfApMai$ issus du maillage sont à mettre en relation avec les points équivalents sur l'image. Nous rappelons que les points correspondants sur l'image seront préfixés de Img au lieu de Mai , comme cela est précisé dans la section notation (§5.3.1 p. 25).

La figure 38 présente les déformations du point $PvC0InfAvMai$ vers le point $PvC0InfAvImg$ et du point $PvC1SupAvMai$ vers le point $PvC1SupAvImg$ en 2D pour le point Pv . Cette déformation 2D implique des déplacements 3D dans la scène. Pour chaque point $PvCi$, chaque caméra a une contribution ($VHAUTScene$ et $VCOTEScene$) et la déformation totale est la somme vectorielle des deux, soit $VTransScene$. La figure 40 illustre les déformations 3D des points du profil supérieur du maillage de la caméra COTE grâce au points du profil supérieur de l'image.

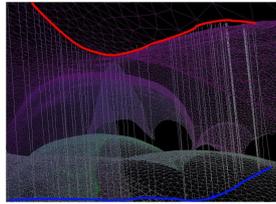


Fig. 40 : Visualisation de la déformation dans la scène des points du profil supérieur de la caméra COTE

5.3.4 Déformation des points du maillage

En résumé, les déformations 3D calculées sont les suivantes :

<p>Pour chaque caméra C_i</p> <p> Pour chaque polyligne (profil supérieur et inférieur)</p> <p> Pour chaque point de cette polyligne</p> <p> Pour chaque caméra C_j</p> <p> Calcul de $VTransScene$.</p>

Tableau 1 : Algorithme de déformation des points 3D des profils

Pour chaque polyligne, on a environ 320 pixels, le maillage prenant la moitié de l'écran en largeur. Ainsi, cela représente 1 280 points de contrôle pour déformer 50 000 points. La complexité de cette partie de l'algorithme est proportionnel à $2n^2m$, avec n le nombre de caméras et m le nombre de points sur une polyligne. L'algorithme de déformation est le suivant :

```

Initialiser les translations des points

Pour chaque caméra Ci

    Pour chaque colonne Colj

        Pour chaque point Vk de cette colonne Colj

            Incrémenter la translation du point Vk du vecteur
            dont la formule est donnée par l'équation 12.

```

Tableau 2 : Algorithme de déformation des points 3D du maillage

Pour le point V_k , le vecteur de l'équation 12 est le barycentre des déformations entre les deux points du profil supérieur du maillage et les deux points du profil inférieur du maillage en fonction du rapport y calculée dans la phase 1. La déformation des deux points du profil supérieur, respectivement inférieur, est le barycentre des déformations entre ces deux points en fonction du rapport en x calculé dans la phase 1. L'algorithme pour cette partie est en $O(n*v)$, n le nombre de caméras et v le nombre de points, chaque point n'appartenant qu'à une seule colonne.

$$V = (1 - P_{v,C_i,R_y}) \times Vect_{P_{v,C_i,SupScene}} - (P_{v,C_i,R_y}) \times Vect_{P_{v,C_i,InfScene}} \quad (12)$$

Avec :

$$Vect_{P_{v,C_i,SupScene}} = (1 - P_{v,C_i,R_x}) \times Vect_{P_{v,C_i,SupAvScene}} - (P_{v,C_i,R_x}) \times Vect_{P_{v,C_i,SupApScene}} \quad (13)$$

$$Vect_{P_{v,C_i,InfScene}} = (1 - P_{v,C_i,R_x}) \times Vect_{P_{v,C_i,InfAvScene}} - (P_{v,C_i,R_x}) \times Vect_{P_{v,C_i,InfApScene}} \quad (14)$$

$Vect_{P_{v,C_i,SupAvScene}}, Vect_{P_{v,C_i,SupApScene}}, Vect_{P_{v,C_i,SupAvScene}}, Vect_{P_{v,C_i,SupApScene}}$
sont les déformations des points de contrôle dans la scène
 $P_{v,C_i,SupAv}, P_{v,C_i,SupAp}, P_{v,C_i,SupAv}, P_{v,C_i,SupAp}$

5.4 Analyse quantitative

Nous avons réussi à déformer le maillage de 50 000 points avec environ 1 200 points de contrôle, avec un temps de calcul inférieur à la seconde et une précision de l'ordre de la résolution des caméras, proche du millimètre. Les figures 41 et 42 montrent l'écart relatif entre l'expiration et l'inspiration avant déformation. En comparaison, les figures 43 et 44 montrent l'écart relatif entre l'expiration après déformation selon l'algorithme présenté précédemment, et l'inspiration que l'on souhaitait atteindre⁸.

⁸ Les différences entre les maillages sont représentées par des couleurs. Plus la différence est importante, plus la couleur est proche du rouge. Le bleu indique une différence minimale.

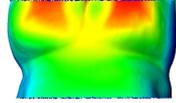


Fig. 41 : Différence entre expiration et inspiration (caméra HAUT) ⁹

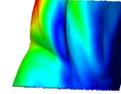


Fig. 42 : Différence entre expiration et inspiration (caméra COTE)

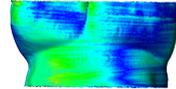


Fig. 43 : Différence entre expiration déformée et inspiration (caméra HAUT)

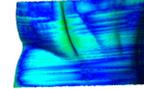


Fig. 44 : Différence entre expiration déformée et inspiration (caméra COTE)

Le tableau récapitule les différences entre le maillage de l'expiration et celui de l'expiration après déformation et entre le maillage de l'expiration et celui de l'inspiration initiale.

Différence entre inspiration et	expiration (mm)	expiration déformée (mm)
Moyenne	17.5	1.5
Minimum	0	0
Maximum	67.5	6
Variance	318	2

Tableau 3 : Différence entre le maillage de l'expiration et les maillages de l'expiration déformée et de l'inspiration

L'algorithme est performant. En effet, on arrive à obtenir une précision de l'ordre de celle des caméras. La caméra de HAUT est très efficace puisque sur les côtés, les surfaces sont très bien reproduites comme le montre la figure 44.

6 Conclusion et perspectives

Notre objectif était de proposer un système multi-modal permettant d'intégrer différents travaux de recherche sur le suivi de la respiration et d'avoir en conséquence un suivi de la partie externe du thorax d'un « patient ». Pour cela, nous avons réussi à mettre en place un moyen d'acquisition simple, la paire de caméras, qui nous a permis de valider le processus général allant de l'acquisition à la déformation.

Nous avons réussi à traiter les images pour récupérer les profils en un temps de l'ordre du dixième de seconde. Ils correspondent très bien à la réalité et possèdent les caractéristiques de continuité souhaitées.

En parallèle à ceci, nous avons réalisé un protocole décrivant de manière exacte les positions optimales des caméras pour filmer le patient. Les conditions et les

⁹ Les échelles de couleur sont propres à chaque comparaison de maillages. Elles correspondent à l'étendue des différences possibles entre le min et le max (voir Tableau 3)

contraintes de positionnement ont été respectées. Nous avons réussi à construire dans ces conditions et dans notre environnement de travail, une structure en bois permettant de placer correctement les caméras.

Nous avons réalisé des tests significatifs sur la performance de notre algorithme de déformation de maillage. Nous arrivons à une précision proche de celle des caméras, c'est-à-dire de l'ordre du millimètre en un temps d'exécution autour de la demi-seconde pour 50 000 points. Nous sommes en mesure de proposer une vue en coupe, moyen le plus connu par le médecin pour visualiser les organes internes d'un patient.

Nous avons réussi à synchroniser des images provenant de deux caméras différentes. Dans la suite de ce stage (qui se poursuit en TFE INSA), nous synchroniserons un ensemble de moyens d'acquisition comme le spiromètre (page 22). Nous validerons la déformation en corrélant les deux profils et le débit d'air inspiré. Nous nous appuyerons sur ce qui a déjà été fait pour le tour de thorax à deux endroits [19]. La validation permet de mesurer des paramètres simples pour arriver à des conclusions complexes. Il s'agit d'étudier les sources en dehors du traitement, de repérer celles qui sont les plus significatives par rapport à une référence et de trouver une corrélation.

Nous avons déjà commencé les tests de validation sur le maillage à 30% de l'expiration et celui à 70%. Nous avons généré de manière virtuelle les profils images que l'on aurait obtenu en filmant l'expiration à 70% comme cela est expliqué dans la section 5. Pour finir, nous avons déformé le maillage à 30% vers celui à 70% et fait la différence entre le maillage obtenu et celui à 70%. Notre algorithme fonctionne. Nous montrons que nous sommes actuellement limités par le matériel.

Nous allons travailler sur la continuité entre les maillages pour accélérer l'algorithme et permettre d'augmenter la résolution des images traitées.

Une des idées phares d'amélioration, après avoir mis en place cette chaîne de traitement, est l'optimisation de paramètres d'entrée comme le positionnement ou la résolution des caméras, le recalage rigide du maillage virtuel... Plus les entrées seront focalisées sur les zones de déformation importante, plus les résultats seront pertinents.

L'objectif à moyen terme est d'étendre cette chaîne à l'intégration du modèle biomécanique développé dans l'équipe, pour connaître, à partir du maillage de la peau, le mouvement des organes internes. Dans cette même vision d'élargissement, nous allons intégrer la partie récupération de piles d'images, segmentation, construction d'un maillage haute définition et simplification pour pouvoir le déformer. À ceci s'ajoute tout ce qui est fait au niveau du passage du modèle biomécanique générique au modèle biomécanique du patient ainsi que l'obtention des données générales. Cette partie sortait du cadre de ce Master mais reste dans l'ordre logique de l'évolution des travaux entrepris jusqu'à maintenant.

7 Bibliographie

- [1]Hostettler, A. and Nicolau, S. and Forest, C. and Soler, L. and Remond, Y.: Real time simulation of organ motions induced by breathing: First evaluation on patient data. *Biomedical Simulation*. 9--18 (2006)
- [2]Seppenwoolde, Y. and Shirato, H. and Kitamura, K. and Shimizu, S. and van Herk, M. and Lebesque, J.V. and Miyasaka, K.: Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Radiation Oncology Biology Physics*. 53, 822--834 (2002)
- [3]Hostettler, A. and Nicolau, S. and Soler, L. and Remond, Y. and Marescaux, J.: A Real-Time Predictive Simulation of Abdominal Organ Positions Induced by Free Breathing. *J. Biomedical Simulation*, 89--97 (2008)
- [4]Schweikard, A. and Shiomi, H. and Adler, J.: Respiration tracking in radiosurgery. *Medical physics*. 31, 0--2738 (2004)
- [5]Ahn, S. and Yi, B. and Suh, Y. and Kim, J. and Lee, S. and Shin, S. and Choi, E.: A feasibility study on the prediction of tumour location in the lung from skin motion. *British Journal of Radiology* 77, 0--588 (2004)
- [6]Abdelkebir, S.: La pléthysmographie respiratoire par inductance sans étalonnage. développements en exploration, surveillance et assistance respiratoires, Thèse (2005)
- [7]Duffty, P. and Spriet, L. and Bryan, MH and Bryan, AC: Respiratory induction plethysmography (Resptrace): an evaluation of its use in the infant. *The American review of respiratory disease* 123, 0--542 (1981)
- [8]Beauvois, E. and Esteve, F. and Benchetrit, G.: VISURESP: A new device for pulmonary rehabilitation based on visual feedback. *Biological Psychology*. 41, 85--86 (1995)
- [9]Miller, MR and Hankinson, J. and Brusasco, V. and Burgos, F. and Casaburi, R. and Coates, A. and Crapo, R. and Enright, P. and Van Der Grinten, CPM and Gustafsson, P. and others: Standardisation of spirometry. *European respiratory journal*. 26, 0--319 (2005)
- [10]Esteve, F. and Blanc-Gras, N. and Baconnier, P. and Benchetrit, G.: Visuresp: a new device for pulmonary rehabilitation based on visual feedback. *Innovation et technologie en biologie et médecine* 15, 10--19 (1994)
- [11]Cheung, P.C.F. and Sixel, K.E. and Tirona, R. and Ung, Y.C.: Reproducibility of lung tumor position and reduction of lung mass within the planning target volume using active breathing control (ABC). *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 57, 1437--1442 (2003)
- [12]El Barouky, J. and Fournier-Bidoz, N. and Bollet, M.A. and Rosenwald, J.C. and Campana, F. and Dendale, R. and Kirova, Y.M. and Fourquet, A.: Evaluation d'un système de recalage surfacique (AlignRT) dans l'aide au positionnement des patientes en cours de radiothérapie mammaire. *Cancer Radiothérapie*. 10, 0--511 (2006)
- [13]Adler Jr, JR and Chang, SD and Murphy, MJ and Doty, J. and Geis, P. and Hancock, S.L.: The Cyberknife: a frameless robotic system for radiosurgery. *Stereotactic and functional neurosurgery*. 69, 0--124 (1997)
- [14]Lim, M. and Villavicencio, A.T. and Burneikiene, S. and Chang, S.D. and Romanelli, P. and McNeely, L. and McIntyre, M. and Thramann, J.J. and Adler, J.R.: CyberKnife radiosurgery for idiopathic trigeminal neuralgia. *Neurosurgical Focus*. 18, 1--7 (2005)
- [15]Ho, A.K. and Fu, D. and Cotrutz, C. and Hancock, S.L. and Chang, S.D. and Gibbs, I.C. and Maurer Jr, C.R. and Adler Jr, J.R.: A study of the accuracy of Cyberknife spinal radiosurgery using skeletal structure tracking. *Neurosurgery*. 60, 0--147 (2007)
- [16]Casamassima, F. and Cavedon, C. and Francescon, P. and Stancanello, J. and Avanzo, M. and Cora, S. and Scalchi, P.: Use of motion tracking in stereotactic body radiotherapy:

- evaluation of uncertainty in off-target dose distribution and optimization strategies. *Acta Oncologica*. 45, 943--947 (2006)
- [17] Fiamma, M.N. and Samara, Z. and Baconnier, P. and Similowski, T. and Straus, C.: Respiratory inductive plethysmography to assess respiratory variability and complexity in humans. *Respiratory physiology neurobiology*. 156, 234--239 (2007)
- [18] Lindberg, D.C.: The theory of pinhole images in the fourteenth century. *Archive for History of Exact Sciences*. 6, 299--325 (1970)
- [19] Calabrese, P. and Besleaga, T. and Eberhard, A. and Vovc, V. and Baconnier, P.: Respiratory Inductance Plethysmography is suitable for voluntary hyperventilation test. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1055--1057 (2007)
- [20] Kimura, T. and Murakami, Y. and Kenjo, M. and Kaneyasu, Y. and Wadasaki, K. and Ito, K. and Ohkawa, M.: Interbreath-hold reproducibility of lung tumour position and reduction of the internal target volume using a voluntary breath-hold method with spirometer during stereotactic radiotherapy for lung tumours. *British Journal of Radiology*. 80, 0--355 (2007)
- [21] Didier, A.L. and Villard, P.F. and Saadé, J. and Moreau, J.M. and Beuve, M. and Shariat, B.: A chest wall model based on rib kinematics. *EEE Medical Information Visualisation*, 0--6 (2009)
- [22] Kraft, G. : Tumor therapy with heavy charged particles. *Progress in Particle and Nuclear Physics*. 45, S473—S544 (2000)
- [23] Kakumanu, P. and Makrogiannis, S. and Bourbakis, N.: A survey of skin-color modeling and detection methods. *Pattern Recognition*. 40, 1106--1122 (2007)
- [24] J. Vandemeulebroucke, J. Kybic, P. Clarysse and D. Sarrut,: Respiratory motion estimation from cone-beam projections using a prior model. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. (MICCAI'09) (2009)

8 Glossaire

- G[1] caméra COTE : la caméra qui est placée sur le côté du patient. La largeur correspond à la direction de la tête au pied, où la tête serait dans les colonnes négatives et les pieds dans les colonnes supérieures à la largeur de l'image. La direction de la caméra est la droite orthogonale à l'axe pied tête du patient.
- G[2] caméra HAUT : la caméra qui est placée au-dessus du patient. La largeur correspond à la direction de la tête au pied, où la tête serait dans les colonnes négatives et les pieds dans les colonnes supérieures à la largeur de l'image. La direction de la caméra est la droite orthogonale au plan de la table.
- G[3] profil supérieur image : profil du haut sur l'image segmentée et seuillée (32)
- G[4] profil inférieur image : profil du bas sur l'image segmentée et seuillée (32)
- G[5] profil supérieur maillage : profil du haut sur le maillage projeté (25, 24)
- G[6] profil inférieur maillage : profil du bas sur le maillage projeté (25, 24)

9 Remerciements

Je remercie tout d'abord l'Université Claude Bernard Lyon 1 et son président pour m'avoir accueilli dans ses locaux et permis de réaliser ce stage dans de bonnes conditions avec le matériel et l'espace nécessaire.

Je remercie également Jean-Michel Moreau pour m'avoir fait confiance. Il m'a confié une tâche importante de synchronisation des travaux effectués dans le cadre du projet ETOILE. J'ai pu grâce à cela, me rendre utile et me sentir à ma place.

Un grand merci à Fabrice Jaillet pour son calme et sa sérénité. Il a su m'enseigner paisiblement des notions complexes et me montrer avec gentillesse la bonne direction.

Je remercie tout particulièrement Florence Zara pour m'avoir donné son opinion sur le rapport. Cela m'a permis de retravailler le texte pour mettre en avant les aspects scientifiques.

Merci à tous ceux qui m'ont aidé à m'intégrer à l'équipe SAARA. Merci à Mathieu Barnachon qui m'a expliqué avec patience les notions nécessaires pour comprendre le calibrage. Merci à Eric Lombardi qui répondait calmement à toutes les questions que je me suis posé durant mon stage. Merci à Miguel Portela Sotelo, qui a pris le temps de m'expliquer ses travaux, transmis des bases solides pour réaliser la plateforme et qui a su être à l'écoute quand j'avais besoin de lui. Merci à Jacques Saadé, qui a été mon premier interlocuteur technique, avec qui j'ai pu discuter à la fois de mathématiques, de physique et d'informatique.

Merci également à Behzad Shariat et Michaël Beuve qui m'ont aidé à comprendre les problématiques de la réalité physique ou biomécanique de la déformation d'un maillage.

Merci à mes collègues stagiaires qui ont rendu l'atmosphère vraiment sympathique. Merci à Félix qui a été mon caméraman d'un jour, à David qui a su lui aussi être à l'écoute de mes questions. Merci à Cyril avec qui j'ai pu commencer une relation d'amitié et à tous mes camarades de Master que j'ai pu retrouver durant mon stage.

Merci à toutes les personnes que j'ai pu croiser et qui m'ont permis de me sentir à l'aise au travail. J'espère avoir moi aussi, autrement que par mon travail, partagé avec eux par ma joie et ma façon d'être et de vivre.