



UNIVERSITÉ DE
SHERBROOKE

Faculté de génie
Génie électrique et génie informatique

VISION NUMÉRIQUE ET MODÈLES 3D
POUR IMAGERIE MOLÉCULAIRE SUR
PETITS ANIMAUX PAR
TOMOGRAPHIE OPTIQUE

Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées
Spécialité: génie électrique

Maxime COMTOIS

Sherbrooke (Québec) Canada

Janvier 2008

IV-1822



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

ISBN: 978-0-494-37851-9

Our file *Notre référence*

ISBN: 978-0-494-37851-9

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

■ ■ ■
Canada

RÉSUMÉ

Typiquement, en tomographie optique diffuse (TOD), les mesures optiques sont prises en amenant des fibres optiques en contact avec le sujet ou en faisant baigner le sujet dans un fluide adaptateur d'indice. Ces deux approches simplifient grandement le problème inverse pour la reconstruction tomographique, car seule la propagation de la lumière dans les tissus biologiques doit être considérée. Dans le cas de l'imagerie sur petits animaux, il est très difficile d'amener des fibres optiques en contact avec le sujet de façon automatisée sans l'écraser et sans changer sa géométrie. L'utilisation de fluides adaptateurs d'indice simplifie la géométrie du problème à celle du contenant, généralement de forme cylindrique, où se trouve l'animal. Par contre, il n'est pas pratique d'avoir à entretenir un tel système et il est difficile de mettre l'animal dans un fluide sans le noyer. L'utilisation de fluides adaptateurs d'indice atténue le signal optique menant à des mesures plus bruitées. Les systèmes sans contact permettent d'éviter tous les problèmes mentionnés précédemment, mais nécessitent la mesure de la forme extérieure du sujet. Dans le cadre des présents travaux de recherche, un système de vision numérique utilisant une paire de caméras et un laser pour mesurer la forme extérieure 3D de sujets est présenté. La conception du système de vision numérique 3D vise à faciliter son intégration au système de TOD qui est présentement développé au sein du groupe TomOptUS. Le principal avantage du système de vision numérique est de minimiser la complexité du système de TOD en utilisant le même laser pour les mesures tomographiques optiques et pour les mesures 3D, permettant simultanément l'acquisition de modèles 3D et de données optiques. Cette approche permet de mesurer la position exacte à laquelle la lumière du laser est injectée dans le sujet, alors que cette position est habituellement déduite et non mesurée par les autres systèmes. Cette information est extrêmement importante pour la reconstruction tomographique. Des mesures 3D précises ($<1\text{mm}$) sont obtenues à l'aide d'algorithmes pour l'étalonnage de l'axe de rotation et de translation. Des mesures 3D d'une forme de référence et d'une souris sont présentées démontrant la précision et l'efficacité du système.

À mes parents, Francine et Gilles

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche, Yves Bérubé-Lauzière, pour son support tout au long de mes travaux de maîtrise. Tant par ses bons conseils que par son enthousiasme et son soutien financier, Yves m'a permis de passer un séjour des plus agréables à Sherbrooke.

J'aimerais également remercier les membres du groupe TomOptUS avec qui j'ai travaillé au cours des dernières années, plus particulièrement Vincent Robichaud avec qui j'ai eu la chance d'échanger à propos de différents sujets et qui m'a toujours aidé lorsque j'en ai eu besoin.

Finalement, j'aimerais remercier ma famille et mes ami(e)s qui m'ont supporté moralement au cours des deux dernières années. Un merci spécial à ma petite soeur Laurie et à ma copine Éliane qui ont accepté de lire mon mémoire et de me conseiller dans la production de ce dernier.

TABLE DES MATIÈRES

1	Introduction	1
I	Définition du projet de recherche	4
2	État de l'art	5
2.1	Tomographie Optique Diffuse	5
2.1.1	Types de mesures utilisées en tomographie optique	6
2.1.2	University College London	9
2.1.3	Hielscher et coll.	11
2.1.4	Advanced Research Technologies (ART)	12
2.1.5	Ntziachristos et coll.	14
2.1.6	Xenogen	15
2.1.7	Schulz et coll.	16
2.1.8	Comparaison des différentes approches	17
2.2	Acquisition d'un modèle 3D	18
2.2.1	Étalonnage d'un système	19
2.2.2	Acquisition d'un nuage de points	19
2.2.3	Approches passives	20
2.2.4	Approches actives	21
2.2.5	Reconstruction de la surface	24
2.2.6	Alignement de deux vues	24
2.2.7	Alignement de plusieurs vues	25
2.2.8	Modélisation et correction des erreurs	28
2.2.9	Représentation de la surface	29
2.2.10	En comparaison : Systèmes d'acquisition d'un modèle 3D	31

3	Définition et objectifs du projet	32
4	Méthodologie	34
II	Articles	36
5	Étalonnage d'axe avec un damier	37
5.1	Avant propos	37
5.2	Titre de l'article	37
5.3	Auteurs	37
5.4	Résumé	37
5.5	Résultats post-publication	38
6	Étalonnage d'axe avec une sphère	49
6.1	Mise en contexte	49
6.2	Titre de l'article	49
6.3	Auteurs	49
6.4	Résumé	49
6.5	Résultats post-publication	50
III	Conclusion	63
	BIBLIOGRAPHIE	68

LISTE DES FIGURES

2.1	Mesure typique prise par un capteur dans un système TD	7
2.2	Système pour l'imagerie du cerveau développé à UCL	9
2.3	Systèmes pour la mammographie développé à UCL	10
2.4	Système d'imagerie optique développé chez ART	13
2.5	Systèmes de tomographie sans contact du groupe de Ntziachristos et coll.	14
2.6	Système de tomographie optique développé chez Xenogen	16
2.7	Système de tomographie optique développé au DKFZ	17
2.8	Chaîne de traitement des données pour l'acquisition d'un modèle 3D	18
2.9	Systèmes actifs simples pour l'acquisition de nuages de points	21
4.1	Schéma du système de vision numérique	34

LISTE DES TABLEAUX

5.1	Étalonnage de l'axe de rotation utilisant un damier.	38
6.1	Étalonnage de l'axe de rotation utilisant une sphère $r = 6.35\text{mm}$	50

LEXIQUE

Terme technique	Définition
Courbe B-spline	Courbe à forme libre générée à partir de points de contrôle.
Distribution Gaussienne	Distribution de fréquence continue et symétrique autour de la variable aléatoire ayant la plus grande fréquence, et répondant à une formule mathématique dite de Gauss.
Fenêtre de Daniell	Fenêtre utilisée pour lisser le spectre d'un signal qui a le même effet qu'une moyenne mobile.
« Marching Cubes »	Algorithme utilisé en infographie pour extraire le maillage d'une surface à partir de son champ scalaire.
Test de Tukey	Test statistique qui permet d'éliminer les points aberrants d'un ensemble de points.
Triangulation	Méthode trigonométrique de calcul de la position d'un point en 3D utilisée en vision par ordinateur.

LISTE DES SYMBOLES

Symbole	Définition
A_m	Amplitude du signal mesuré
A_r	Amplitude du signal de référence
DC_m	Composante DC du signal mesuré
DC_r	Composante DC du signal de référence
$\frac{A_m/DC_m}{A_r/DC_r}$	Démodulation
z	Distance parallèle à l'axe optique d'un capteur dans le système de coordonnées de ce dernier

LISTE DES ACRONYMES

Acronyme	Définition
ART	Advanced Research Technologies
CT	Computed Tomography
DKFZ	Deutsches Krebsforschungszentrum
FD	Frequency Domain
ICP	Iterative Closest Point
IRM	Imagerie par résonance magnétique
IUG	Interface utilisateur graphique
TCSPC	Time-Correlated Single-Photon Counting
TD	Time Domain
TEP	Tomographie par émission de positons
TOD	Tomographie optique diffuse
TR	Time-Resolved
UCL	University College London

CHAPITRE 1

Introduction

Suite aux récents avancements dans le développement de traceurs fluorescents dans le proche infrarouge, notamment pour la microscopie optique et l'endoscopie sur échantillons de tissus [Becker et coll., 2001], il appert d'un grand intérêt d'utiliser ces traceurs pour la tomographie optique diffuse (TOD) dans les tissus biologiques. La TOD est une modalité d'imagerie permettant d'imager de façon non effractive à l'intérieur des tissus de façon semblable à la tomodensitométrie et à l'imagerie par résonance magnétique utilisées en imagerie médicale. Les traceurs fluorescents sont utilisés 1) pour remédier au manque d'agents de contraste endogènes dans les tissus biologiques et ainsi obtenir des images de qualité supérieure en accroissant le contraste et 2) comme agents pour cibler des processus biomoléculaires spécifiques. Dans ce dernier cas, le traceur fluorescent est fonctionnalisé en l'attachant à une molécule impliquée dans le processus biomoléculaire, par exemple, un anticorps. Ainsi, la TOD est envisagée dans le développement de médicaments contre le cancer et le suivi de leurs effets. Plus précisément, elle permettrait de suivre différentes molécules vers des sites spécifiques chez des petits animaux de laboratoire utilisés en recherche pharmaceutique afin d'obtenir des images de tumeurs cancéreuses ou de tout autre processus biomoléculaire d'intérêt.

Typiquement, les systèmes actuels utilisent des fibres optiques en contact avec le sujet pour prendre les mesures optiques servant à la reconstruction tomographique. Cette approche est utilisée parce qu'elle permet de n'avoir qu'à tenir compte d'un seul mode de propagation de la lumière dans les modèles mathématiques utilisés pour la reconstruction, à savoir la propagation diffuse dans le sujet. C'est donc pour simplifier le problème de reconstruction que des mesures avec contact sont prises. En pratique, il est toutefois peu commode de prendre des mesures en amenant une fibre optique en contact avec un sujet, principalement parce que le positionnement de la fibre optique sur un sujet vivant (un

animal par exemple) de géométrie variable est plutôt difficile à automatiser si on veut prendre des mesures rapidement. En effet, cela nécessiterait un système mécanique asservi complexe afin de mettre la fibre en contact avec le sujet sans l'écraser et le déformer. Pour résoudre ce problème, deux solutions ont été proposées : 1) supposer que les sujets sont de géométrie simple et connue (tel qu'un cylindre, pour lequel on a une équation analytique) et 2) mettre le sujet à imager dans un fluide dont les propriétés optiques (absorption et diffusion) sont similaires à celles des tissus biologiques appelé fluide adaptateur ou « matching fluid ». La première solution n'est pas commode, car généralement, la forme extérieure d'un sujet (une souris de laboratoire par exemple) ne peut pas être raisonnablement approximée par une équation analytique. Pour ce qui est de la deuxième approche utilisant des fluides adaptateurs, il s'est avéré qu'elle diminuait le rapport signal à bruit des mesures [Ripoll et coll., 2003]. Il devient également complexe et peu commode en pratique d'avoir recours aux fluides adaptateurs : l'entretien d'un système pour lequel des fluides doivent être changés fréquemment devient fastidieux et les manipulations sont délicates, car il faut placer l'animal dans le fluide sans qu'il ne bouge trop tout en évitant de le noyer.

Pour remédier à ces inconvénients, un système sans contact est préférable puisque les mesures optiques sont prises à distance du sujet par un ensemble de détecteurs. Cela nécessite toutefois d'avoir une description de la forme extérieure du sujet à imager pour déterminer où la lumière passe d'un mode de propagation diffus dans le sujet (tissus biologiques ; milieux optiques denses modérément absorbants et fortement diffusants avec un indice de réfraction relativement élevé ≈ 1.5) à un mode de propagation en ligne droite en espace libre (air ; absorption et diffusion négligeable et indice de réfraction de 1.0). C'est dans le cadre de ces considérations que le présent projet de reconstruction 3D de la forme extérieure de souris de laboratoire est proposé.

Une revue de l'état de l'art est d'abord présentée au deuxième chapitre pour faire un survol i) des différents tomographes optiques existants et ii) des approches utilisées en reconstruction 3D. Il en suit au troisième chapitre la définition du projet accompagnée de ses objectifs. Le quatrième chapitre présente la méthodologie proposée. Par la suite, deux

articles qui ont été publiés dans le cadre des présents travaux se retrouvent aux cinquièmes et sixièmes chapitres du mémoire. Finalement, la conclusion des travaux est présentée au dernier chapitre.

PREMIÈRE PARTIE

Définition du projet de recherche

CHAPITRE 2

État de l'art

Le bilan des travaux déjà consacrés à la tomographie optique diffuse (TOD) et à la modélisation 3D est présenté pour illustrer l'intérêt d'une nouvelle étude sur le sujet, sa valeur scientifique et les éventuels débouchés vers de nouveaux résultats. La tomographie optique est d'abord présentée à la section 2.1. L'accent est mis sur les types de mesures utilisés pour la reconstruction tomographique ainsi que leurs avantages et inconvénients. Ensuite, un aperçu et une évaluation des travaux des différents groupes de recherche en TOD sont présentés. Une attention particulière est portée à la méthode employée pour la reconstruction 3D de la forme extérieure des sujets, car c'est à ce problème que les présents travaux s'attaquent. Suite au résumé des différents systèmes TOD existants, les étapes nécessaires à la reconstruction 3D sont ensuite énumérées à la section 2.2. Un survol et une évaluation des approches utilisées à chacune des étapes de la reconstruction 3D sont donnés.

2.1 Tomographie Optique Diffuse

Pour avoir une bonne idée des différences entre les systèmes de TOD qui ont été développés à ce jour, une vue d'ensemble de ces derniers est présentée. La revue des différents systèmes et approches utilisés en TOD ne se veut pas exhaustive. Il existe d'excellentes revues couvrant leurs sujets respectifs : pour les systèmes d'imagerie résolus en temps utilisant des traceurs fluorescents [Cubeddu et coll., 2002], pour la tomographie optique diffuse [Hielscher et coll., 2002] [Gibson et coll., 2005], pour l'imagerie optique du cerveau des enfants nés prématurément [Hebden, 2003], pour la tomographie optique de petits animaux [Hielscher, 2005] et finalement, en ce qui a trait à l'imagerie moléculaire *in vivo* [Cherry, 2004]. La présente section discute des systèmes qui permettent de prendre des mesures tomographiques 3D sans contact ou pour lesquels la forme extérieure 3D du sujet sous observation est nécessaire pour la reconstruction tomographique, dont certains systèmes

avec contact. Pour chacun des systèmes, l'approche utilisée est présentée suivie d'une description du système et de la technique utilisée pour la reconstruction 3D de la forme extérieure du sujet. Finalement, les systèmes sont présentés des moins similaires aux plus similaires à celui que notre groupe, TomOptUS, s'affaire à développer ; ceux qui prennent des mesures sans contact étant considérés comme les plus similaires.

2.1.1 Types de mesures utilisées en tomographie optique

En TOD, deux types de mesures sont utilisés : des mesures avec la méthode en onde continue (« Continuous-Wave » (CW)) et des mesures résolues en temps (« Time-Resolved » (TR)). Pour les mesures TR, il existe deux approches différentes : soit dans le domaine temporel (« Time-Domain » (TD)) ou dans le domaine fréquentiel (« Frequency-Domain » (FD)). Chacune de ces techniques possède ses avantages et inconvénients.

Mesures CW

Le système CW est caractérisé par l'utilisation d'une source lumineuse (typiquement un laser ou une lampe) émettant continûment de la lumière sur les tissus biologiques sous observation combinée à la mesure de l'intensité lumineuse transmise. Ce type de système est plutôt simple à réaliser [Gibson et coll., 2005] et a été utilisé dans divers champs d'applications de la TOD dont en imagerie moléculaire sur petits animaux [Xenogen Corporation, 2005] [Zacharis et coll., 2005] et en imagerie sur le cerveau humain [Obrig et Villringer, 2004]. Par contre, le peu d'information contenu dans l'intensité de la lumière en font des systèmes de faible performance [Gibson et coll., 2005].

Mesures dans le domaine temporel

Lorsqu'une approche TD est utilisée, le système comprend un laser pulsé et un système de détection très rapide qui permet de résoudre la forme temporelle des signaux optiques, d'une durée typique de l'ordre de 1 à 10 ns 2.1. Le temps auquel se trouve le maximum sur une telle courbe est un indicateur du coefficient de diffusion et la pente descendante de la courbe contient de l'information relative au coefficient d'absorption [Patterson et coll., 1989].

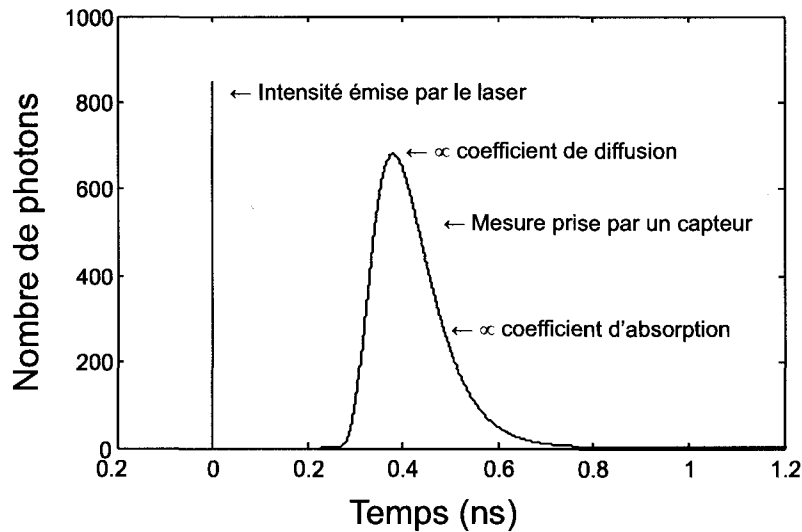


Figure 2.1 Mesure typique prise par un capteur dans un système TD

Pour obtenir une courbe temporelle, deux techniques de détection sont communément utilisées : le comptage de photons corrélé en temps (« Time-Correlated Single Photon Counting ») (TCSPC) [Hebden et coll., 2002] [ART Advanced Research Technologies Inc., 2004] [Hebden et coll., 2004] [Hebden et coll., 2005] [Yates et coll., 2005] [Yates et coll., 2005] et la détection avec une caméra ultra-rapide à balayage (« Streak camera ») ayant une résolution de l'ordre de 300 fs [Wu et coll., 1995] [Wu et coll., 1997] [Zint et coll., 2003].

Au cours des dernières années, l'utilisation de caméras ultra-rapides à balayage a été abandonnée au profit des systèmes TCSPC ayant une moins bonne résolution temporelle, mais suffisante pour la TOD et qui sont moins coûteux et plus sensibles [Zint et coll., 2003]. Par contre l'utilisation d'un système TD versus un système FD (discuté ci-après) est plus coûteuse (l'électronique de détection est particulièrement coûteuse) et l'acquisition des données est plus lente. D'autre part, les systèmes TD possèdent vis à vis des systèmes FD les avantages suivants [Gibson et coll., 2005] :

- La technique TCSPC est beaucoup plus sensible qu'une méthode FD ;
- Les systèmes TD permettent d'imager plus profondément en utilisant des détecteurs plus sensibles et de puissants lasers pulsés ;
- Les mesures prises à l'aide d'un système TD contiennent de l'information à

toutes les fréquences ;

- La distribution temporelle du nombre de photons contient beaucoup d'information, par exemple, un plus grand degré de séparation entre les coefficients d'absorption et de diffusion et de l'information sur la profondeur ;

Mesures dans le domaine fréquentiel

Dans un système FD, un laser émettant de la lumière de façon continue est utilisé. L'amplitude du faisceau laser, modulée à très haute fréquence (entre 100 MHz et 1 GHz), est mesurée après avoir voyagé dans les tissus biologiques tout comme la phase du signal. L'information pertinente est obtenue en comparant l'amplitude et la phase mesurées à celles du signal original, servant de référence. La différence de phase et la démodulation sont les deux valeurs d'intérêt.

$$\text{Démodulation} = \frac{A_m/DC_m}{A_r/DC_r}$$

Où m réfère au signal mesuré, r au signal de référence, A est l'amplitude du signal et DC est la composante DC du signal. Les valeurs de la différence de phase et de la démodulation, lorsque connues à toutes les fréquences, correspondent à la transformée de Fourier des données obtenues dans le domaine temporel, *i.e.*, ce qu'on obtient avec l'approche TD). Par contre, il est techniquement impossible de prendre des mesures à toutes les fréquences, ce qui est un inconvénient de l'approche FD. En plus, la technique FD n'est pas appropriée pour prendre des mesures à une aussi grande profondeur qu'avec la technique TD. L'approche FD possède tout de même certains avantages [Gibson et coll., 2005] :

- Moins coûteuse que les systèmes TD ;
- Simple à mettre en œuvre et à utiliser ;
- Prise de mesure beaucoup plus rapide ;

Vous trouverez ci-après les travaux de recherche des principaux groupes de recherche en TOD.



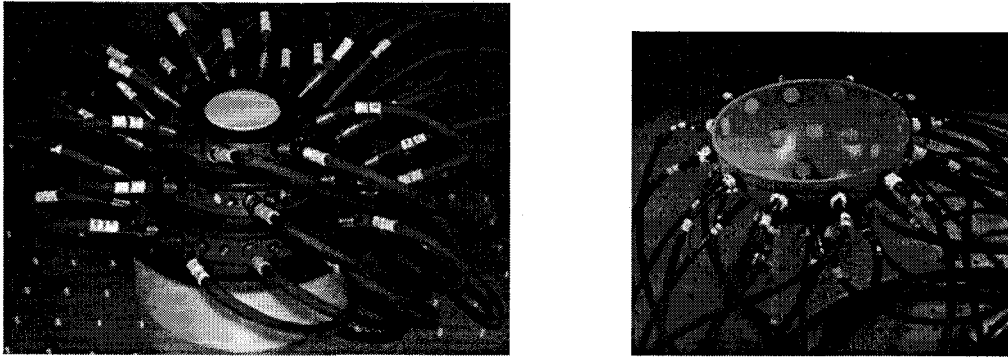
Figure 2.2 Système pour l'imagerie du cerveau développé à UCL [Hebden et coll., 2002]

2.1.2 University College London

Un groupe de recherche au University College London (UCL) a développé un système de tomographie optique qui peut être utilisé pour l'imagerie du cerveau chez les enfants nés prématurément [Hebden et coll., 2004] [Hebden et coll., 2002] et en mammographie [Hebden et coll., 2005] [Yates et coll., 2005] [Yates et coll., 2005]. Ce système consiste en une coupole dans laquelle est placée la tête de l'enfant (dans ce cas la coupole est appelée casque) (figure 2.2) ou le sein de la patiente (figure 2.3). Ce système utilise un laser pulsé d'une durée de 2 ps pour une approche TD.

Imagerie du cerveau des nouveau-nés

Dans le cas de l'imagerie du cerveau, le but est de mesurer l'évolution de l'oxygénation du sang et l'hémodynamique qu'elle induit chez les enfants nés prématurément. La forme extérieure 3D de la tête du nouveau né est déterminée en trois étapes. Tout d'abord, la forme extérieure de la tête d'une poupée est mesurée à l'aide d'un tomodensitomètre (« 3D CT-scan »). La tête de la poupée est considérée comme une référence, *i.e.* comme une tête générique qui représente bien la tête moyenne d'un enfant prématuré. Ensuite, à l'aide d'un numériseur (les principes de fonctionnement du numériseur ne sont pas décrits dans les travaux de UCL), les positions des sources et des détecteurs sur le casque sont déterminées. Finalement, une transformation non-linéaire (« non-linear warp ») est appliquée à la surface de la tête de la poupée afin de la faire concorder avec les positions



a) Premier prototype [Yates et coll., 2005] b) Second prototype [Yates et coll., 2005]

Figure 2.3 Systèmes pour la mammographie développés à UCL

des sources et des détecteurs mesurés sur le casque. Il est à noter que pour ce système, un casque sur mesure est conçu pour chaque enfant qui doit subir des tests d'imagerie TOD. Le système s'est avéré offrir des résultats qui sont en accord, qualitativement parlant, avec les données physiologiques connues et représente un pas de plus vers la conception d'un appareil qui pourrait devenir un outil très utile pour le soin des enfants prématurés [Hebden et coll., 2002] [Hebden et coll., 2004].

Mammographie

Pour ce qui est de la mammographie, le même type de système est utilisé et la grandeur de la coupole est adaptée à la taille des seins des patientes. Avec le premier prototype (figure 2.3 (a)) le groupe de UCL obtenait des mesures tomographiques à trois niveaux (trois anneaux) à l'aide d'un appareil conique. Une reconstruction 3D du cône est obtenue grâce à la connaissance de la position des sources et capteurs. Le logiciel NETGEN [Schöberl, 1997] est utilisé pour faire concorder ces informations à l'équation d'un cône de dimensions connues. Dans le second prototype (figure 2.3 (b)) un fluide adaptateur est utilisé pour n'avoir qu'à reconstruire la forme de la coupe (une demi-sphère) pour laquelle une équation analytique est connue. Le logiciel NETGEN a été utilisé pour reconstruire la forme de la demi-sphère. Finalement, la position des capteurs et sources sur la demi-sphère étant également connue, le problème de reconstruction tomographique en est simplifié. Les conclusions des études menées à UCL démontrent qu'il y a un potentiel pour la TOD en

imagerie du sein, pour la localisation et la détection de lésions, cancéreuses ou non. L'utilisation de fluides adaptateurs permet d'obtenir de meilleurs résultats que lorsqu'ils ne sont pas utilisés. Par contre, les chercheurs d'UCL concluent qu'il reste encore beaucoup à faire avant que la TOD soit couramment utilisée comme méthode d'examen des seins à cause d'un manque de précision pour la quantification des coefficients de diffusion et d'absorption.

2.1.3 Hielscher et coll.

Hielscher et ses associés effectuent des recherches en TOD pour deux applications : l'imagerie du cerveau chez l'être humain adulte [Bluestone et coll., 2001] et l'imagerie du cerveau chez les rats [Bluestone et coll., 2004] [Bluestone et coll., 2004]. Dans les deux cas, l'approche CW est utilisée et justifiée par le faible coût relié à la mise en œuvre d'un tel système versus sa performance [Schimtz et coll., 2002]. Tout comme le groupe de UCL, Hielscher et coll. tentent d'observer l'évolution de l'hémodynamique dans le cerveau, autant chez l'humain que chez les rats.

Imagerie du cerveau humain

Dans le contexte de l'imagerie du cerveau humains adulte, la forme extérieure du crâne du patient sous observation doit être connue. Cette information, ainsi que la position des sources et capteurs sur le crâne sont mesurées. Tout d'abord, des marqueurs circulaires sont placés sur le crâne du patient à l'endroit où les capteurs et les sources se trouvaient lors de la prise de mesures optiques. Considérant que la surface du crâne peut être approximée par une courbe lissée, un certain nombre de marqueurs sont placés sur le crâne du sujet et les points associés sont reliés à l'aide de courbes B-spline. Le positionnement dans l'espace des marqueurs est fait à l'aide d'un logiciel (Photomodeler, EOS Systems inc., Vancouver, Canada) auquel différents points de vue du crâne sont présentés. Par la suite, le maillage est généré à l'aide du logiciel « GID software package » (CIMNE International Center for Numerical Methods, Barcelona, Spain ; <http://gid.cimne.upc.es/intro/index.html>). Suite aux tests qui ont été menés, les auteurs concluent que leurs résultats sont en accord avec la littérature [Totaro et coll., 1998]. Ils spécifient que leurs résultats montrent que la

TOD pourrait devenir un outil pour déterminer les variations hémodynamiques dans le cerveau humain.

Imagerie du cerveau chez les rats

Pour l'imagerie du cerveau chez les rats, l'approche utilisée pour la reconstruction 3D de la forme extérieure du crâne est similaire à celle pour le cerveau humain. Tout d'abord, les informations *a priori* provenant d'imagerie par résonance magnétique (IRM) anatomique et de mesures tomodynamométriques sont utilisées pour déterminer la forme extérieure du crâne et les frontières des os, des muscles et du cerveau. Puis, en utilisant de l'information *a priori*, chaque tranche 2D est reconstruite avec les différents tissus (peau, muscle, crâne et cerveau) délimités par des courbes B-splines. Toutes les tranches sont finalement assemblées en un seul volume. Les travaux du groupe de Hielscher montrent le potentiel de la TOD dans l'étude de l'hémodynamique chez les rats. Par contre, les auteurs relèvent le fait qu'un plus grand nombre de détecteurs pourrait être utilisés pour mesurer la lumière réfléchie et transmise, ce qui mènerait à une meilleure résolution pour les images tomographiques.

2.1.4 Advanced Research Technologies (ART)

Chez ART, un appareil pour l'imagerie moléculaire optique de petits animaux de laboratoire (eXplore Optix™) a été développé pour en obtenir la distribution biologique *in vivo* et en étudier la pharmacocinétique [ART Advanced Research Technologies Inc., 2004] [Long et coll., 2004] [Long et coll., 2006]. Les chercheurs utilisent des traceurs fluorescents comme agent de contraste exogène. Une approche résolue en temps est utilisée, car elle procure un grand degré de précision [ART Advanced Research Technologies Inc., 2004]. Un aperçu de leur système sous forme schématique est présenté à la figure 2.4.

Le système d'ART permet de prendre des mesures optiques en mode réflexion seulement ; les capteurs et la source d'excitation étant du même côté de l'animal. À la base, eXplore Optix™ est un système topographique et non tomographique, car un seul détecteur est utilisé ; le point de détection se déplaçant en suivant à distance fixe le point d'illumination

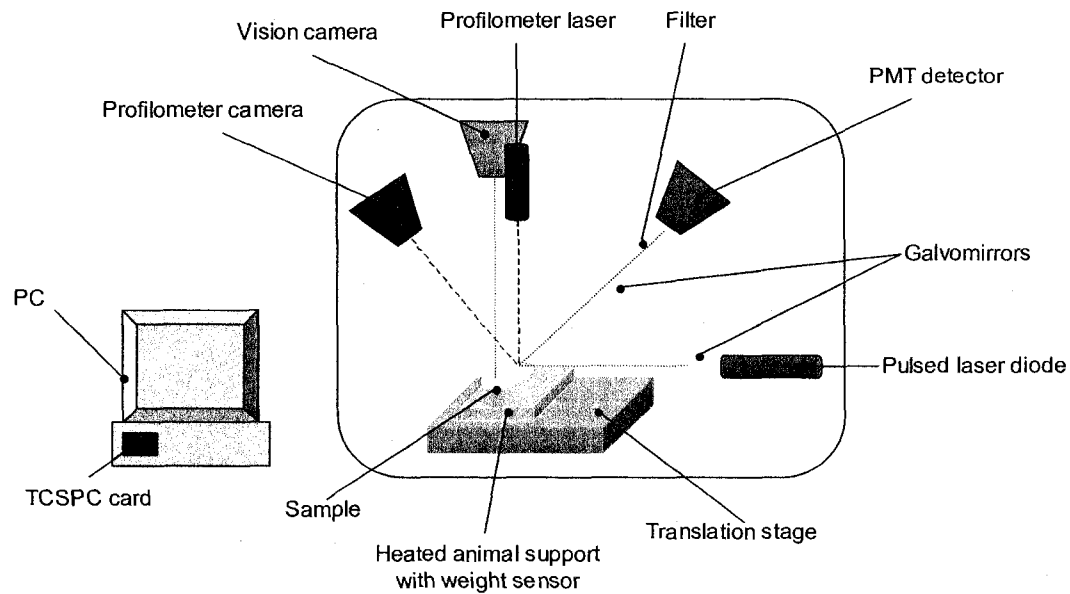
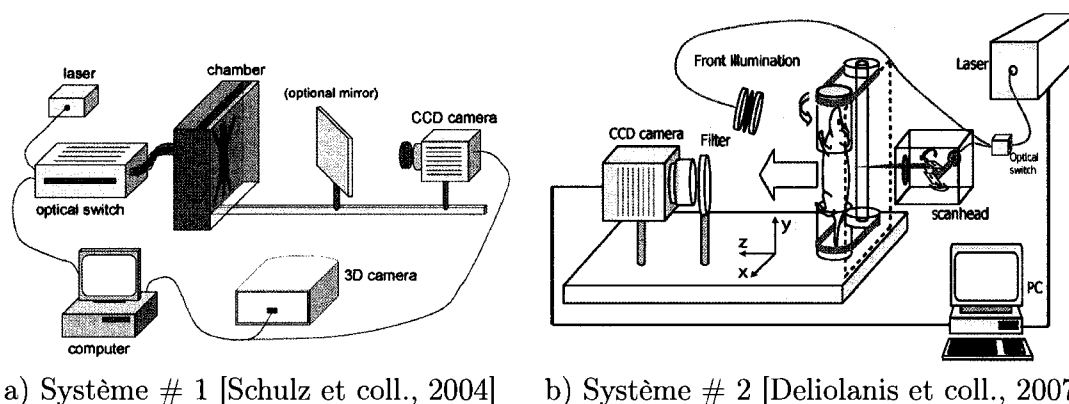


Figure 2.4 Système d'imagerie optique développé chez ART [ART Advanced Research Technologies Inc., 2004]

sur l'animal. Ainsi, le système ne donne pas des projections tomographiques, il permet seulement une visualisation des propriétés optiques des tissus biologiques en deux dimensions. Toutefois, en lui adjoignant un système de profilométrie laser pour mesurer la forme extérieure de l'animal, le système d'ART permet d'obtenir de l'information en profondeur. Pour ce faire, une ligne laser est projetée sur l'animal de façon similaire à ce qui est discuté à la section 2.2.4.

Suite à des études menées sur des fantômes (objets simulants des tissus biologiques), leur système a permis d'identifier des traceurs fluorescents de différentes concentrations à des profondeurs variant de 0 à 15 mm [ART Advanced Research Technologies Inc., 2004] [McIntosh et coll., 2004]. Des tests ont aussi été menés sur des souris afin d'illustrer les applications possibles du système d'ART : identification et localisation de tumeurs, neurobiologie et étude de toxicité pour ne nommer que ces dernières [ART Advanced Research Technologies Inc., 2004] [McIntosh et coll., 2004] [Belenkov et coll., 2004].



a) Système # 1 [Schulz et coll., 2004] b) Système # 2 [Deliolanis et coll., 2007]

Figure 2.5 Systèmes de tomographie sans contact du groupe de Ntziachristos et coll.

2.1.5 Ntziachristos et coll.

Au Massachusetts General Hospital (MGH), Ntziachristos et ses associés ont été les premiers à développer un système qui permet de prendre des mesures tomographiques (3D) sans contact sur petits animaux [Schulz et coll., 2004]. Ils utilisent des traceurs fluorescents comme agents de contraste exogène. Le premier prototype de leur système prend des mesures CW en fluorescence avec une caméra refroidie (NIR sensitive CCD camera, VersArray 512B, Roper Scientific Inc., Trenton, NJ) avec un objectif de 35 mm (Nikon Inc., Melville, NY) et des filtres passe-bande pour l'excitation et la mesure de l'émission et l'excitation (671 nm and 705 nm comme longueurs d'onde centrales respectivement, Andover Inc., Salem, NH) [Schulz et coll., 2004] (figure 2.5 a)). Contrairement à celui d'ART, leur système prend des mesures en mode transmission : la source d'excitation est placée d'un côté de l'animal et les mesures sont prises de l'autre côté. La forme extérieure 3D du sujet est obtenue grâce à une caméra 3D (Rainbow Camera 250, Genex Technologies Inc., Kensington, MD, http://www.genextech.com/pages/601/Rainbow_3D_Camera.htm). Cet instrument est en fait composé de deux caméras et d'une source permettant de projeter un patron de lumière structuré. C'est donc un système stéréo actif (ce type de système sera abordé à la section 2.2.4). Ce dernier assure une précision de 250 μm et permet l'acquisition d'un nuage de 442 368 points [Genex Technologies, Inc., 2003]. Ntziachristos et coll. ont obtenu des résultats qui montrent la possibilité de faire des mesures optiques sans contact. Par contre, ils mentionnent que leur système a besoin de plusieurs améliorations :

prise de mesures 3D de la forme extérieure de la souris à partir de plus d'un point de vue, meilleur arrangement des sources d'illumination et de mesures optiques tout autour de l'animal [Schulz et coll., 2004]. Seule la détection avec la caméra est sans contact, car l'illumination est faite avec des fibres optiques en contact avec l'animal. De plus, même après le développement de leur système sans contact, ils ont utilisé des fluides adaptateurs d'indice pour simplifier le problème de frontière entre l'air et les tissus biologiques [Zacharis et coll., 2005], ce qui n'en fait pas un système totalement sans contact.

Pour remédier aux faiblesses mentionnées précédemment, Ntziachristos et ses associés ont proposé un second prototype complètement sans contact utilisant leur propre système pour mesurer la forme extérieure des sujets [Deliolanis et coll., 2007] (figure 2.5 b)). Pour ce faire, des photos sont prises tout autour de l'animal, à partir de 72 points de vue angulairement équidistant. L'axe de rotation autour duquel le sujet tourne est mesuré et cette information, combinée aux 72 photos, permet d'obtenir l'enveloppe visuelle du sujet, *i.e.*, une approximation de la forme extérieure du sujet [Potmesil, 1987]. Des fantômes ont été mesurés à une précision de $50 \mu m$ avec un champ de vision de 11 cm, mais aucune forme concave ou complexe n'a été mesurée.

2.1.6 Xenogen

La compagnie Xenogen a développé un appareil pour la tomographie optique sans contact sur petits animaux de laboratoire [Xenogen Corporation, 2005]. Ce système fonctionne en mode CW et permet d'obtenir des mesures optiques pour la tomographie et des mesures de la forme extérieure du sujet sous observation à partir de 8 points de vue différents. Un schéma du système est présenté à la figure 2.6. Bien que seulement 4 points de vue soient montrés, il est aussi possible de prendre des mesures à 45° , 135° , 225° et 315° . Pour obtenir la forme extérieure 3D du sujet, le système utilise une approche active où un patron lumineux est d'abord projeté sur le sujet (un ensemble de lignes parallèles) et une image du sujet avec le patron projeté est acquise. L'image subit ensuite une transformée de Fourier. La convolution entre une fenêtre de Daniell (moyenne mobile) et l'image est faite afin de lisser la réponse en fréquence ce qui permet d'isoler la fréquence porteuse. Une fois

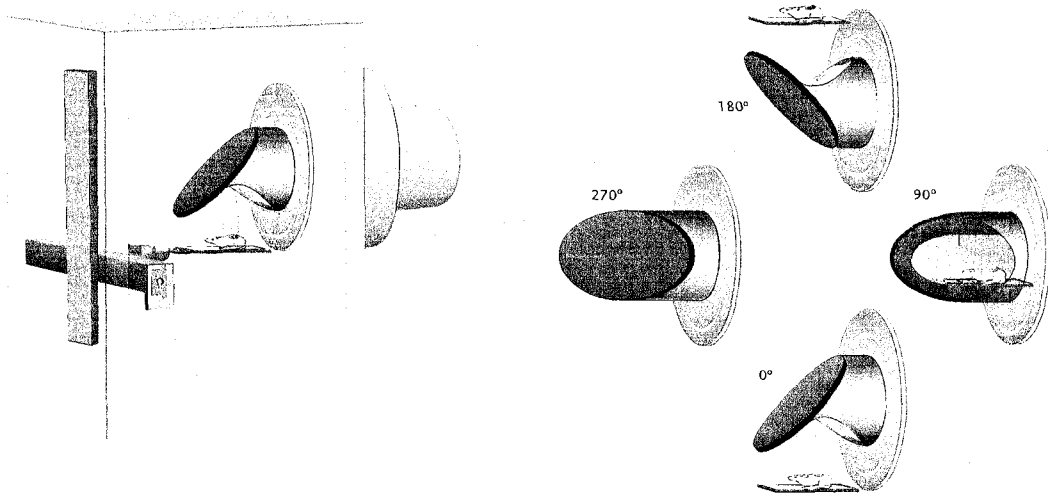


Figure 2.6 Système de tomographie optique développé chez Xenogen [Xenogen Corporation, 2005]

la fréquence porteuse isolée, la transformée de Fourier inverse est faite pour obtenir une image correspondant à la « wrapped phase ». Une technique appelée « phase unwrapping » donne la phase absolue qui contient l'information nécessaire à l'obtention d'une vue 3D du sujet. Finalement, les différentes vues subissent un alignement global (tel que discuté à la section 2.2.7) pour donner un modèle 3D complet du sujet [Kuo et coll., 2004]. Le système (IVIS™ Imaging System 3D Series), qui est commercialisé depuis l'automne 2005, permet de localiser et de quantifier des sources fluorescentes ou bioluminescentes à l'intérieur de petits animaux. En combinant des mesures prises à plusieurs longueurs d'ondes sur des fantômes, des résultats démontrent la possibilité de surveiller des fonctions biologiques [Kuo et coll., 2004].

2.1.7 Schulz et coll.

Au German Cancer Research Center (DKFZ), Schulz et coll. ont développé un système sans contact qui fonctionne en mode CW ayant une configuration à mi-chemin entre le plus récent système de Ntziachristos et coll. et celui de Xenogen. Dans le système développé au DKFZ (présenté à la figure 2.7), une caméra refroidie (ORCA-II, 512x512 Pixels, 16bit, Hamamatsu Photonics, Japon) à laquelle est ajouté un objectif à grande ouverture

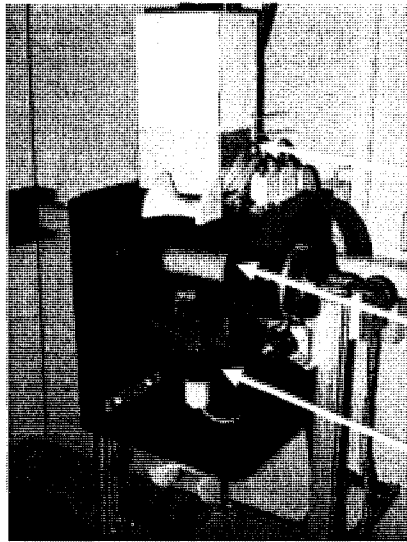


Figure 2.7 Système de tomographie optique développé au DKFZ [Schulz et coll., 2005]

(NA1.4, SchneiderKreuznach, Allemagne) tourne autour du sujet. La caméra est utilisée pour prendre les mesures tomographiques optiques et celles de la forme extérieure du sujet. L'objectif à grande ouverture permet d'obtenir une image de l'animal en entier lorsque la caméra est à 6 *cm* du sujet. Pour obtenir une description pour la forme extérieure du sujet, des images à partir de 120 points de vue angulairement équidistants sont prises tout autour de l'animal. Un algorithme de type « rétroprojection » est utilisé pour obtenir le volume du sujet et la surface est extraite à l'aide de l'algorithme « marching cubes » [Lorenson et Cline, 1987]. Les résultats obtenus montrent que l'approche pour la reconstruction de la surface du sujet ne permet pas de mesurer des formes concaves et complexes telle que l'oreille d'une souris par exemple.

2.1.8 Comparaison des différentes approches

Suite à la revue des différents systèmes de TOD, il est clair que cette technologie offre des résultats prometteurs. Pour ce qui est de la reconstruction 3D de la forme extérieure des sujets pour la TOD sans contact, ART, MGH, Xenogen et DKFZ ont développé leur propre système de mesure, qui est ainsi très bien adapté à leur système de TOD. Dans le cas d'ART, leur système permet seulement d'obtenir la forme extérieure de demi-souris

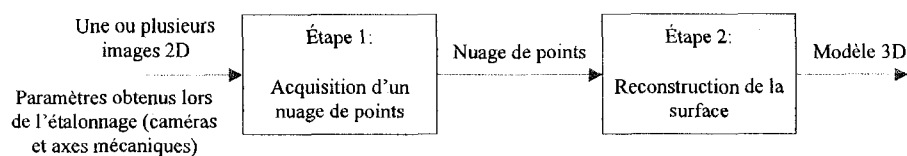


Figure 2.8 Chaîne de traitement des données pour l'acquisition d'un modèle 3D

(figure 2.4). Pour le système de Xenogen et celui du DKFZ, un mouvement mécanique complexe est nécessaire pour obtenir la forme complète de la souris et prendre des mesures optiques tout autour de l'animal (figure 2.6).

Ntziachristos et coll. ont tout d'abord utilisé un système commercial existant. Bien que cette approche ait l'avantage de minimiser le temps accordé au développement du système de vision en soi, un système de vision existant ne s'intègre pas facilement au système de TOD. Par exemple, dans le système de Ntziachristos et coll. (section 2.1.5), l'utilisation d'une caméra 3D dans leur système de TOD ne permet pas la reconstruction de la forme complète de la souris et donne une seule vue de l'animal. De plus, ils doivent recourir à un miroir « optionnel » pour pouvoir utiliser la caméra 3D. Ntziachristos et coll. ont par la suite développé leur propre système pour obtenir la forme extérieure 3D de sujet, ce qui leur permet maintenant de prendre des mesures tout autour du sujet. Par contre, leur système, tout comme celui du DKFZ, ne permet pas de mesurer des formes concaves et complexes. Aucun système ne possède une géométrie qui permettrait d'intégrer celui-ci à d'autres modalités d'imagerie médicale telles que la tomographie par émission de positons (TEP), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie par émission de positons (TEP). Finalement, tous les systèmes déduisent l'endroit où la lumière laser pénètre dans le sujet plutôt que de mesurer cette position.

2.2 Acquisition d'un modèle 3D

La figure 2.8 montre que l'obtention d'un modèle 3D se fait en deux étapes : 1) acquisition d'un nuage de points et 2) reconstruction de la surface. Dans ce qui suit, les composantes d'un système type d'acquisition d'un modèle 3D seront présentées pour les deux étapes

précédemment énoncées. Par la suite, une revue des solutions existantes à chacune des étapes est donnée.

2.2.1 Étalonnage d'un système

Avant même d'obtenir un nuage de points, on doit effectuer l'étalonnage du système de vision pour pouvoir l'utiliser à des fins de métrologie. L'étalonnage d'une caméra permet d'obtenir les paramètres intrinsèques, paramètres qui donnent la correspondance entre les coordonnées en pixels et les coordonnées dans le repère de la caméra, et les paramètres extrinsèques qui définissent la position et l'orientation de la caméra dans un repère lié à la scène. Dans le cas d'un système stéréoscopique, *i.e.* une paire de caméras, un étalonnage stéréo du système est effectué pour obtenir les paramètres extrinsèques qui définissent la position et l'orientation de la première caméra par rapport à la seconde. Pour certains systèmes actifs utilisant une seule caméra et une source lumineuse, il est aussi nécessaire de faire l'étalonnage de la source lumineuse pour connaître sa position et son orientation dans le repère de la scène et par rapport à la caméra [Sadlo et coll., 2005]. Bien qu'il soit possible d'obtenir un modèle 3D approximatif à partir d'un système pour lequel aucun étalonnage n'est fait [Trucco et Verri, 1998], cette approche n'est pas discutée ici, car elle n'a pas d'intérêt en TOD. Dans le présent travail, il est donc nécessaire que le système de vision ait subi un étalonnage afin d'obtenir un modèle 3D précis du sujet. Pour plus d'information sur l'étalonnage de caméras, le lecteur est invité à lire les références [Clarke et Fryer, 1998] [Faugeras, 1993] [Trucco et Verri, 1998] [Tsai, 1987] et à consulter le site Web de Jean-Yves Bouguet (http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/) qui fournit gratuitement un outil de calibrage complet dans l'environnement Matlab et en C.

2.2.2 Acquisition d'un nuage de points

Pour obtenir une représentation de la surface d'un sujet, il faut mesurer la position dans l'espace de plusieurs points sur cette surface relativement à un repère de référence (communément appelé « repère monde », « repère du laboratoire », ou « repère de la scène »).

Deux types d'approches peuvent être utilisés : les approches passives et les approches actives. Lorsqu'on veut obtenir des mesures très précises de la surface, pour des applications médicales par exemple, les approches actives sont utilisées. On opte pour les approches passives pour avoir un système à faible coût lorsque les sujets devant être mesurés ont un fini relativement mat et présentent suffisamment de texture pour permettre l'identification de points repères sur leur surface. Les systèmes actifs sont notamment utilisés pour obtenir des mesures de référence de la surface d'un objet lorsque différentes approches passives sont évaluées [Seitz et coll., 2006].

2.2.3 Approches passives

Une approche est dite passive si elle utilise seulement la lumière ambiante (*i.e.*, pas de point laser, de ligne laser ou de patron de lumière structuré) et une ou des caméras pour obtenir une vue 3D. Pour obtenir un nuage de points à la surface d'un objet à numériser, plusieurs approches passives sont possibles : à partir d'une séquence d'images provenant d'une caméra vidéo [Pollefeys et coll., 1999], en utilisant une séquence de contours [Zheng, 1994], en utilisant un système stéréo (une paire d'images) [Faugeras, 1993] [Trucco et Verri, 1998] ou en utilisant plusieurs images 2D (plus de deux) [Seitz et coll., 2006]. Les approches utilisant des séquences vidéo et des séquences de contours permettent d'obtenir un nuage de points à partir de systèmes très simples, car une seule caméra suffit. Par contre, ils offrent une représentation approximative de la surface, car le nuage de points est clairsemé. Pour ce qui est des systèmes stéréoscopiques, ils permettent d'obtenir des nuages de points denses, mais la grande difficulté réside dans l'apparition de fausses correspondances entre les pixels des deux images, particulièrement lorsque qu'une région du sujet est visible sur une image, mais pas sur l'autre, ce qui est communément appelé le problème d'occlusion. C'est en fait la façon de résoudre le problème de correspondance qui différencie les algorithmes stéréoscopiques passifs les uns des autres. Une excellente revue et évaluation des nombreuses approches utilisées pour remédier au problème de correspondance a été écrite par Scharstein et Szeliski [Scharstein et coll., 2002]. Finalement, lorsque plusieurs images 2D sont utilisées, il est possible d'obtenir un nuage de points dense

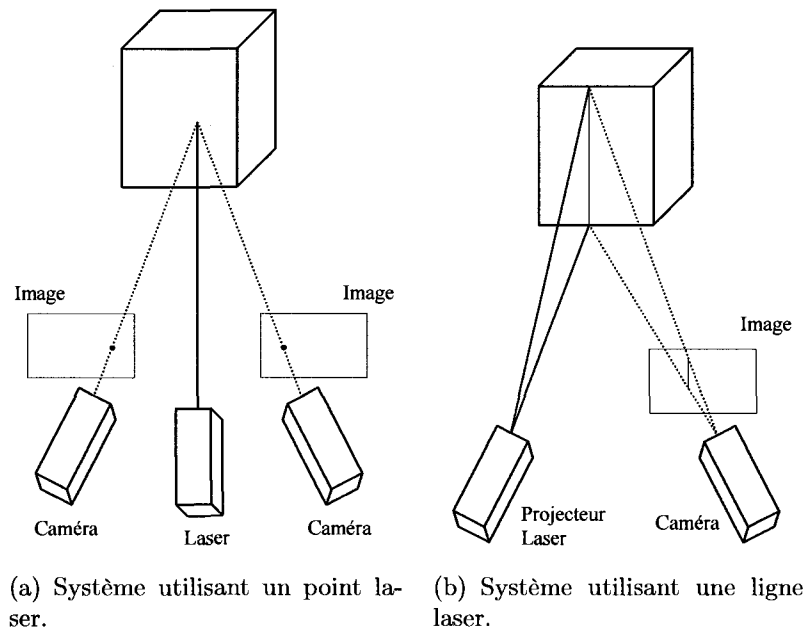


Figure 2.9 Systèmes actifs simples pour l'acquisition de nuages de points

qui contient peu de mesures erronées [Seitz et coll., 2006]. Par contre, les algorithmes utilisant plusieurs images 2D nécessitent un temps de traitement relativement long, soit de 31 minutes à plus d'une journée (temps normalisé en minutes à 3 GHz, peu importe le processeur utilisé [Seitz et coll., 2006]) pour reconstruire des objets de taille raisonnable [Seitz et coll., 2006]).

2.2.4 Approches actives

Dans les systèmes actifs les plus simples, la source lumineuse utilisée projette un point ou une ligne laser sur le sujet. L'approche par patron de lumière structuré nécessite des systèmes plus sophistiqués. Une autre approche consiste à mesurer le temps de vol d'impulsions lumineuses.

Point laser

Dans le cas du point laser (figure 2.9 (a)), le problème se résout par la détermination du centroïde du point laser dans chacune des images 2D obtenues à l'aide des caméras d'un système stéréo. Ensuite, connaissant la position en pixels du centroïde dans chaque image,

la triangulation (intersection des droites passant par chacun des pixels) permet d'obtenir les coordonnées 3D du point laser dans le repère de la scène.

Il est aussi possible d'utiliser une seule caméra et d'effectuer l'étalonnage de la source lumineuse [Sadlo et coll., 2005]). Après avoir trouvé la position en pixels du point laser dans l'image 2D, l'intersection entre 1) la droite passant par ce dernier et le centre de projection de la caméra (aussi appelé « pinhole » ou sténopé) et 2) la droite coïncidant avec le faisceau laser (cette dernière étant trouvée à l'aide des paramètres intrinsèques et extrinsèques lors de l'étalonnage de la caméra) donne la position dans l'espace du point à mesurer. Bien qu'un tel système ne donne qu'un point à la fois, il donne des mesures très précises en permettant de connaître la position du point laser dans l'image 2D à une résolution sous-pixel.

Ligne laser projetée

Dans les systèmes avec ligne laser (figure 2.9 (b)), le défi consiste à déterminer les points de l'image 2D qui appartiennent à la ligne laser projetée sur l'objet à mesurer. Par exemple, sous illumination contrôlée, le pixel correspondant au maximum en intensité sur chaque rangée de l'image 2D est choisi comme appartenant à la ligne laser projetée. Ensuite, on trouve l'intersection entre 1) la droite en 3D sur laquelle le pixel se trouve et passant par le « pinhole » de la caméra et 2) le plan formé par la lumière du laser. La position et l'orientation du plan laser ont été déterminées préalablement lors de l'étalonnage de la source laser générant la ligne. Un tel système a été utilisé pour numériser des œuvres de Michel-Ange [Levoy et coll., 2000]. L'inconvénient des systèmes à ligne laser est qu'il est possible que la caméra ne voit pas toute la ligne laser si cette dernière est cachée par une partie de l'objet numérisé. Cette situation mène à une mesure erronée. Il est tout de même possible de rejeter les mesures erronées en utilisant un seuil d'intensité minimale qu'un pixel doit avoir pour faire partie de la ligne laser. Les systèmes à ligne laser sont très précis en comparaison aux systèmes passifs et permettent d'obtenir plus de points 3D à chaque mesure qu'avec un système à point laser, donc sont plus rapides [Seitz et coll., 2006].

Patrons de lumière structurée

Dans le but d'acquérir un plus grand nombre de points lors de chaque mesure de la forme d'un objet à l'aide d'une approche active, les techniques utilisant un ou plusieurs patrons de lumière structurée (aussi appelés « patrons lumineux ») ont été développées. Un patron lumineux peut être un ensemble de lignes parallèles, un quadrillage, ou un patron binaire. La projection de patrons est utilisée pour simplifier le problème de correspondance qui est difficile à résoudre dans les systèmes stéréos passifs, même lorsque la contrainte épipolaire est utilisée [Faugeras, 1993] et [Trucco et Verri, 1998].

Pour obtenir un nuage de points dense, l'approche utilisant une source projetant des patrons lumineux encodés et utilisant une caméra est utilisée [Salvi et coll., 2004]. Tout d'abord, l'étalonnage de la source projetant le patron lumineux et de la caméra est effectué. Par la suite, plusieurs types de patrons lumineux peuvent être utilisés, tel les codes binaires [Posdamer et Altschuler, 1982].

Pour cette approche, plusieurs patrons lumineux sont projetés sur l'objet. Chaque patron a ses pixels soit à basse ou à haute intensité (noir encodé à zéro et blanc encodé à un). Pour chaque pixel du patron lumineux, il existe un code binaire unique. L'identification de chacun des pixels dans l'image obtenue à l'aide de la caméra devient alors simple. Par contre, plus la résolution des images augmente, plus le nombre de patrons lumineux qu'il est nécessaire de projeter augmente.

Temps de vol

Une autre approche pour numériser un objet est d'envoyer une impulsion lumineuse de direction connue sur ce dernier et de mesurer le temps que met la lumière réfléchie à revenir [Bernardini et Rushmeier, 2002]. Connaissant le temps de vol, la direction et la vitesse de la lumière, il est possible d'obtenir la position en 3D du point mesuré par rapport au numériseur. La justesse avec laquelle le temps de vol est mesuré est le principal élément qui limite la précision du système. En outre, plus on travaille à courte distance, plus le système de détection électronique doit être rapide et performant, et donc coûteux.

2.2.5 Reconstruction de la surface

Pour reconstruire la surface d'un objet, on doit d'abord obtenir des mesures à partir de plusieurs points de vue afin de le couvrir entièrement. Les nuages de points obtenus pour chacune des vues doivent ensuite être exprimés dans un repère de coordonnées commun. Cela nécessite en premier lieu de mettre deux nuages de points dans le même système de coordonnées (le problème d'alignement) et en second lieu, de mettre les mesures de tous les nuages dans le même système de coordonnées (l'alignement global). Ensuite, il est nécessaire de corriger les erreurs dues au bruit introduit lors de la prise des mesures, de l'étalonnage du système et de l'alignement. Finalement, les points à la surface du sujet doivent être reliés les uns aux autres pour donner une description (un modèle) de la forme de celui-ci.

2.2.6 Alignement de deux vues

Lorsque deux nuages de points sont acquis à partir de deux vues qui se superposent partiellement, il est possible d'aligner les deux vues. Ce qu'on entend par alignement consiste à choisir le système de coordonnées de l'une des vues comme référence et de transformer les coordonnées de la deuxième vue dans ce dernier. Les solutions existantes utilisent toutes une approche itérative d'optimisation qui nécessite une initialisation. L'algorithme, connu sous le nom de « Iterative Closest Point algorithm » (ICP), a été proposé sous différentes variantes [Besl et McKay, 1992], [Chen et Medioni, 1991], Zhang [Zhang, 1994], [Dorai et coll., 1997] et [Dorai et coll., 1998]. L'ICP est d'abord initialisé en considérant une approximation de la transformation entre les deux vues. Idéalement, cette dernière doit être près de la solution recherchée, en utilisant de l'information *a priori* par exemple. Dans le cas où aucune information sur la transformation n'est connue, la matrice identité est utilisée pour l'initialisation. On cherche ensuite à trouver, dans les parties des deux nuages qui se superposent, des paires de points qui sont le plus près possible. En se servant des paires de points, une nouvelle transformation est calculée. L'algorithme itératif utilise cette dernière et la recherche de paires de points recommence et ainsi de suite, jusqu'à convergence. Il a été prouvé que l'ICP converge vers un minimum local [Besl et

McKay, 1992]. Par contre, si la transformation choisie pour initialiser le modèle itératif est trop loin de la « vraie » transformation, la convergence vers un minimum global n'est pas garantie. Ce qui différencie les variantes de l'ICP, c'est la façon de choisir les paires de points correspondants. Besl et McKay utilisent la distance Euclidienne pour déterminer les paires de points en formant des paires entre les points qui sont les plus près les uns des autres. Chen et Medioni trouvent la transformation optimale entre deux vues en minimisant la distance entre les points du nuage de référence et la surface du second nuage. Pour ce faire, une paire de points est d'abord trouvée de la même façon que Besl et McKay. Ensuite, la transformation optimale est calculée comme étant celle minimisant la distance entre le point dans le nuage de référence et le plan tangent au point correspondant dans le second nuage. Comparativement à celle de Besl et McKay, cette approche a l'avantage de donner de bons résultats lorsque l'on travaille avec des surfaces qui ne sont pas numérisées de façon uniforme ou que la surface est lisse. Zhang a pour sa part introduit la notion de distance maximale et la vérification de l'orientation lors de la recherche de paires de points afin d'éliminer les paires erronées. Dorai et coll. utilisent un estimateur à variance minimale pour calculer la transformation entre deux vues. Une contrainte pour valider les paires de points est également appliquée sur la différence entre les distances entre les points de deux paires :

$$|||p_1 - p_2|| - ||q_1 - q_2||| < \epsilon \quad (2.1)$$

Dans cette équation, p_1 et p_2 appartiennent à la première vue et forment respectivement une paire avec q_1 et q_2 de la deuxième vue. En utilisant leurs deux modifications et l'approche de Chen et Medioni, Dorai et coll. ont obtenu des alignements plus précis que leurs prédécesseurs.

2.2.7 Alignement de plusieurs vues

Pour reconstruire la surface d'un objet, plus de deux vues sont généralement nécessaires. Par conséquent, il apert que toutes les vues doivent être exprimées dans le même repère (alignement global). Bien que les approches proposées précédemment offrent de bons ré-

sultats pour l'alignement de deux vues, l'alignement de plusieurs vues est plus complexe. Si on choisit d'aligner séquentiellement les vues en paires, l'erreur ne sera pas distribuée de façon uniforme. En effet, elle s'accumulera et sera plus grande pour l'alignement de la troisième vue que pour celui de la deuxième vue et plus grande encore pour l'alignement de la quatrième vue et ainsi de suite. Ainsi, l'alignement global n'est pas optimal. Pour résoudre ce problème, il a été proposé de se servir d'un modèle obtenu à l'aide d'un balayage cylindrique (en utilisant une plateforme de rotation et une autre de translation) qui couvre presque entièrement l'objet à numériser [Turk et Levoy, 1994]. Ensuite, l'objet est déplacé manuellement de telle sorte que des mesures 3D du dessus et du dessous de l'objet sont prises. Une version modifiée de l'ICP permet d'aligner les mesures du dessous et du dessus de l'objet avec la forme 3D obtenue lors du balayage cylindrique. La particularité de l'approche de Turk et Levoy est qu'ils effectuent l'alignement des maillages plutôt que des nuages de points. Il est aussi possible de choisir une vue comme étant la « vue centrale » et d'aligner toutes les autres vues par rapport à celle-ci [Bergevin et coll., 1996]. Ensuite, à chaque étape d'un algorithme itératif, chaque vue est alignée par rapport à toutes les vues qui s'y superposent partiellement pour favoriser une distribution uniforme de l'erreur. Pour ce faire, un algorithme inspiré de l'approche développée par Chen et Medioni est utilisé. Un algorithme similaire à l'approche utilisée par Bergevin et coll. minimisant le temps de calcul a été proposé [Benjemaa et Schmitt, 1997]. Une autre approche pour un alignement global en deux étapes a été développée [Pulli, 1999]. Pulli effectue d'abord l'alignement séquentiel des vues en paires en utilisant une variante de l'algorithme de Chen et Medioni. Il impose certaines conditions lors de la recherche de paires de points pour améliorer la précision de la transformation entre deux vues trouvées : les paires de points qui ont un des deux points sur la frontière d'une vue sont éliminées, les points d'une paire qui sont trop loins l'un de l'autre sont aussi éliminés ainsi que ceux qui ont un vecteur normal trop différent par rapport à un seuil. Par la suite, en posant l'hypothèse que les alignements faits à la première étape sont parfaits, Pulli aligne chaque vue par rapport à toutes celles qui se superposent à celle-ci. Étant donné l'hypothèse de départ, un petit nombre de points est utilisé pour l'alignement global, ce qui permet d'effectuer la procédure d'alignement sur de très grands nuages de points. Un algorithme

d'optimisation global qui vise à trouver les transformations entre toutes les vues en même temps a été proposé [Blais et Levine, 1995]. Le temps de calcul pour leur approche est particulièrement long, même lorsque peu de vues sont utilisées.

D'autres approches proposent que les surfaces des vues qui se superposent soient virtuellement attachées par des ressorts [Eggert et coll., 1996] [Stoddart et Hilton, 1996]. Le but est de trouver une solution qui amènerait le système dynamique à l'état d'équilibre. Les résultats obtenus lors de l'alignement global se sont avérés meilleurs que pour les approches décrites au paragraphe précédent. Par contre, les temps de calcul sont particulièrement longs. Plusieurs chercheurs ont proposé d'utiliser la texture trouvée dans des images 2D de l'objet pour faciliter l'alignement initial ou pour raffiner l'alignement global [Bernardini et coll., 2001] [Bernardini et Rushmeier, 2000] [Gagnon et coll., 1999] [Gonzalez et Woods, 1993] [Johnson et Kang, 1997] [Roth, 1999] [Schütz et coll., 1998] [Szeliski et Shum, 1997] [Weik, 1997].

Il est important de mentionner que les approches décrites précédemment sont utiles pour l'alignement automatisé de vues. Pour diminuer le temps de calcul et simplifier la réalisation logicielle de la reconstruction 3D, il est possible dans certaines situations de procéder à l'étalonnage du système (d'un plateau de rotation par exemple) et de connaître avec précision la transformation géométrique entre les différentes vues. Cette approche a été utilisée avec succès par quelques chercheurs [Vemuri et Aggarwal, 1986] [Sainz et coll., 2004] [Sadlo et coll., 2005]. Pour l'étalonnage de l'axe de rotation, on suit habituellement un patron à plat sur le plateau de rotation (un damier, une grille de points, *etc.*). Cette approche est appropriée lorsque la caméra regarde en direction du plateau de rotation, *i.e.*, lorsque l'axe optique de la caméra est relativement bien aligné avec la normale au plateau. Autrement, la précision de cette approche risque de diminuer quand l'angle entre l'axe optique et la normale augmente (le cas extrême étant lorsque l'angle est droit, *i.e.*, lorsque l'axe optique est parallèle au plateau de rotation). La taille des objets qu'il est possible de numériser est limitée et il est difficile d'obtenir une représentation du dessus et du dessous de l'objet.

2.2.8 Modélisation et correction des erreurs

Bien que l'acquisition d'un modèle 3D se fasse avec beaucoup de précision, il existe différentes sources d'erreurs dans un système de reconstruction 3D : présence de bruit lors de la prise de mesures (bruit du capteur et provenant de l'environnement), erreur lors de l'étalonnage et erreur lors de l'alignement. Ainsi, avant d'utiliser le nuage de points obtenu après l'alignement global, il est nécessaire d'effectuer un traitement des données pour minimiser l'erreur résiduelle. L'approche la plus courante pour atténuer cette erreur est de considérer les points 3D là où les vues se superposent et de remplacer les plus proches voisins par une moyenne de ces derniers [Bernardini et Rushmeier, 2002]. Cette approche permet de minimiser les différentes sources d'erreur sans déterminer un modèle (mathématique ou analytique) pour caractériser ces dernières. Un modèle mathématique pour caractériser le bruit lors de la prise de mesures a été développé [Hebert et coll., 1993]. Comme l'erreur introduite par le capteur est plus grande en profondeur (*i.e.* dans la mesure de la distance parallèle à l'axe optique du capteur communément dénotée par z dans le système de coordonnées du capteur) que dans les deux autres dimensions, Hébert et coll. ont modélisé l'erreur dans le voisinage d'un point comme un ellipsoïde. Ce dernier, défini par une distribution Gaussienne, tient compte de la distance en z et de l'angle de visionnement. Un algorithme faisant appel à la théorie des probabilités pour modéliser l'alignement optimal entre deux vues a été proposé [Rutishauser et Trobina, 1994]. Rutishauser et Trobina utilisent un estimateur à variance minimale de Kalman modifié à cette fin. L'erreur du système de vision peut être modélisée comme étant inversement proportionnelle à la fraction de l'éclairement reçu par le capteur [Soucy et Laurendeau, 1995]. L'éclairement est défini comme une fonction du cosinus carré de l'angle entre le vecteur normal à la surface où le point est mesuré et la direction de visionnement. Soucy et Laurendeau considèrent que les mesures prises sont de meilleure qualité lorsque l'éclairement reçu par le capteur est plus grand, car la contamination du signal par le bruit est moins importante. Ils utilisent la mesure de l'éclairement pour déterminer les poids permettant d'effectuer une moyenne pondérée des points voisins afin d'éliminer la redondance là où des vues se superposent. Une autre approche consiste à obtenir d'abord un maillage com-

posé de triangles et ensuite à réorganiser la description de la surface aux endroits où il y a superposition entre deux ou plusieurs vues [Turk et Levoy, 1994]. Un algorithme utilisant la moyenne pondérée de façon similaire à Soucy et Laurendeau a été suggéré [Neugebauer, 1997]. En plus de tenir compte de l'éclairage reçu par le capteur pour calculer les poids, Neugebauer utilise une approximation à la distance quadratique entre les points 3D mesurés et la surface de l'objet. Il utilise aussi le test de Tukey [Rousseeuw et Leroy, 1987] pour éliminer les points aberrants.

2.2.9 Représentation de la surface

Lorsqu'on a un nuage de points décrivant un objet, dans plusieurs applications il est nécessaire de relier ces points entre eux suivant un critère de connectivité pour donner une description de la surface fermée. De nombreux travaux de recherche ont été menés en ce sens [Bernardini et coll., 1999] [Mencl et Müller, 1998]. Ainsi, différentes approches pour mener à la représentation de la surface d'un sujet seront sommairement présentées, classées selon le critère de connectivité utilisé pour relier les points et accompagnées de leurs points forts et de leurs points faibles.

Décomposition de l'enveloppe convexe

La première approche, basée sur la décomposition de l'enveloppe convexe d'un ensemble de points suivant le critère de Delaunay en 3D, permet d'établir un critère de connectivité entre les points. L'avantage d'une telle approche est qu'elle ne nécessite aucune information *a priori* : l'algorithme prend seulement un nuage de points en entrée. Par contre, les méthodes utilisant le critère de Delaunay 3D sont sensibles au bruit, à la présence de points aberrants et sont très coûteuses en terme de temps de calcul [Bernardini et Rushmeier, 2002]. Une excellente revue sur le sujet est disponible [Edelsbrunner, 1998].

Approches locales

Une seconde approche traite les données localement (une vue à la fois par exemple) plutôt que de traiter toutes les données en même temps [Gopi et coll., 2000]. Gopi et coll. effectuent des triangulations Delaunay 2D locales sur une projection des données 3D sur un

plan pour ensuite ramener les données dans l'espace 3D. Les approches locales permettent de traiter des nuages contenant un très grand nombre de points et ne sont pas sensibles au bruit, à moins que celui-ci soit trop important [Bernardini et Rushmeier, 2002]. Quelques autres exemples d'approches locales sont décrits par Bernardini [Bernardini et Rushmeier, 2002].

Approches volumétriques

Les approches dites « volumétriques » [Curless et Levoy, 1996] [Hilton et coll., 1996] [Wheeler et coll., 1998] sont réalisées en deux étapes. En premier lieu, une grille régulière (coordonnées (x, y) pour les cases de la grille par exemple) est créée et ses dimensions sont choisies en fonction de la résolution désirée pour la représentation de la surface. Pour chaque élément (x, y) de la grille, une distance signée (la distance au point le plus près sur la surface) est calculée suivant une fonction de distance. En second lieu, l'ensemble nul de la fonction de distance (les zéros de la fonction [Weisstein, 2002]) est extrait en utilisant l'algorithme « Marching Cubes » [Lorensen et Cline, 1987]. Les différentes approches se distinguent les unes des autres par la fonction de distance choisie pour obtenir les valeurs de distance dans la grille. Les approches « volumétriques » sont particulièrement attrayantes pour les grands ensembles de données. Au lieu de se servir d'une grille régulière, l'utilisation d'octree (graphe arborescent pour lequel chaque nœud a au plus huit branches) pour l'échantillonnage adaptatif a été proposée [Pulli et coll., 1997] pour permettre d'avoir une résolution optimale dans chaque région du volume reconstruit. Quelques post-traitements ont aussi été suggérés pour obtenir un maillage de la meilleure qualité possible, notamment en s'assurant qu'il n'y ait pas de trou dans le maillage représentant l'objet [Hoppe et coll., 1993] [Algorri et Schmitt, 1996] [Neugebauer et Klein, 1997] [Reed et Allen, 1999] [Rocchini et coll., 2001].

Modèles déformables

La dernière approche utilise les modèles déformables pour obtenir une description de la forme d'un objet. Ayant une approximation de la surface comme modèle de départ, on fait évoluer ce dernier sous l'effet de forces externes tout en modélisant les réactions internes

sous certaines contraintes. Certains auteurs utilisent les modèles déformables « classiques » [Kass et coll., 1987] [Pentland et Sclaroff, 1991] [Hernández et Schmitt, 2004] alors que d'autres préfèrent utiliser les méthodes d'ensemble de niveaux [Sethian, 1996] [Whitaker, 1998] [Gomes et Faugeras, 2000]. Les approches classiques ont l'avantage d'être simples à réaliser alors que les méthodes d'ensemble de niveaux offrent des reconstructions de meilleure qualité au détriment de temps de calcul plus élevés [Hernández et Schmitt, 2004].

2.2.10 En comparaison : Systèmes d'acquisition d'un modèle 3D

Suite à la revue des différentes approches utilisées pour l'acquisition d'un modèle 3D, il est clair qu'aucun système n'est parfait. Par exemple, un système très précis en est un qui demande de longs temps de calcul alors qu'un système simple et rapide en termes de temps de calcul offre des résultats de moindre qualité. Tout est question de compromis par rapport à l'application pour laquelle le système est conçu. Par exemple, un appareil d'imagerie médicale ne peut se permettre de prendre plusieurs heures pour obtenir de l'information à propos de la géométrie d'un sujet. Il y a alors une décision à prendre quant au temps d'exécution maximal admissible. Le niveau de difficulté de la réalisation doit aussi être considéré, particulièrement lorsque le gain en terme de qualité de la reconstruction 3D est négligeable. Bref, le système idéal permettrait d'obtenir une reconstruction de qualité dans un temps raisonnable (moins d'une heure) et pourrait être réalisé relativement simplement.

CHAPITRE 3

Définition et objectifs du projet

Tel que mentionné à la section 2.1, un système de vision numérique sur mesure qui permet d'obtenir une description de la forme extérieure de la souris qui 1) ne nécessite pas de mouvement mécanique complexe et qui 2) permet de mesurer l'endroit exact où la lumière pénètre dans le sujet n'existe pas pour le moment. De plus, aucun système ne permet son intégration aux autres modalités d'imagerie médicale.

L'objectif des présents travaux de maîtrise est de développer un système de vision numérique permettant d'obtenir une description de la géométrie de souris de laboratoire tout en surmontant les limitations des systèmes existants décrits précédemment. Le système a pour but d'être simple d'utilisation et de simplifier l'acquisition de plusieurs modèles 3D.

Plus précisément, pour obtenir des modèles 3D complets de sujets, les objectifs suivants doivent être atteints :

- Développer un algorithme pour l'étalonnage de l'axe de translation ;
- Développer un algorithme pour l'étalonnage de l'axe de rotation (deux ont en fait été développés comme on verra dans la suite) ;

L'étalonnage des axes de rotation et de translation permet à notre système de mesurer des points à la surface d'un sujet à partir de différents points de vue et d'exprimer la position dans l'espace de ces points dans un même système de coordonnées, tel que discuté à la section 2.2.7. L'étalonnage des axes est très important, car il permet d'obtenir une description de la forme extérieure de souris de laboratoire sous la forme d'un modèle 3D complet. L'efficacité de nos approches pour l'étalonnage d'axes est présentée aux chapitres 5 et 6. On y présente aussi des modèles 3D de souris et d'une forme de référence obtenus à l'aide de notre système de vision numérique.

De plus, des interfaces utilisateurs graphiques (IUG) et différents outils logiciels ont été développés pour atteindre les objectifs suivant :

- Faciliter l'étalonnage des caméras et des axes ;
- Automatiser l'acquisition de modèles 3D ;

Il est d'intérêt que l'étalonnage, des axes et des caméras, soit facile à réaliser par un utilisateur, car cette étape est nécessaire à l'utilisation du système de vision numérique pour l'acquisition de modèles 3D. Ensuite, avec les paramètres mesurés lors de l'étalonnage, notre système de vision numérique automatisé simplifie et accélère l'acquisition de plusieurs modèles 3D.

Le système de vision numérique pourrait paver la voie à un éventuel système d'imagerie médicale « multimodal », *i.e.* intégrant différentes modalités d'imagerie. Ainsi, les avantages des différentes modalités d'imagerie médicale pourraient être combinés pour offrir un système des plus complets.

CHAPITRE 4

Méthodologie

Pour atteindre les objectifs de la section précédente, nous proposons une approche active utilisant un système de vision stéréoscopique, le point lumineux du laser du tomographe ainsi que les plateformes de translation et de rotation du tomographe. Un schéma du système développé est donné à la figure 4.1.

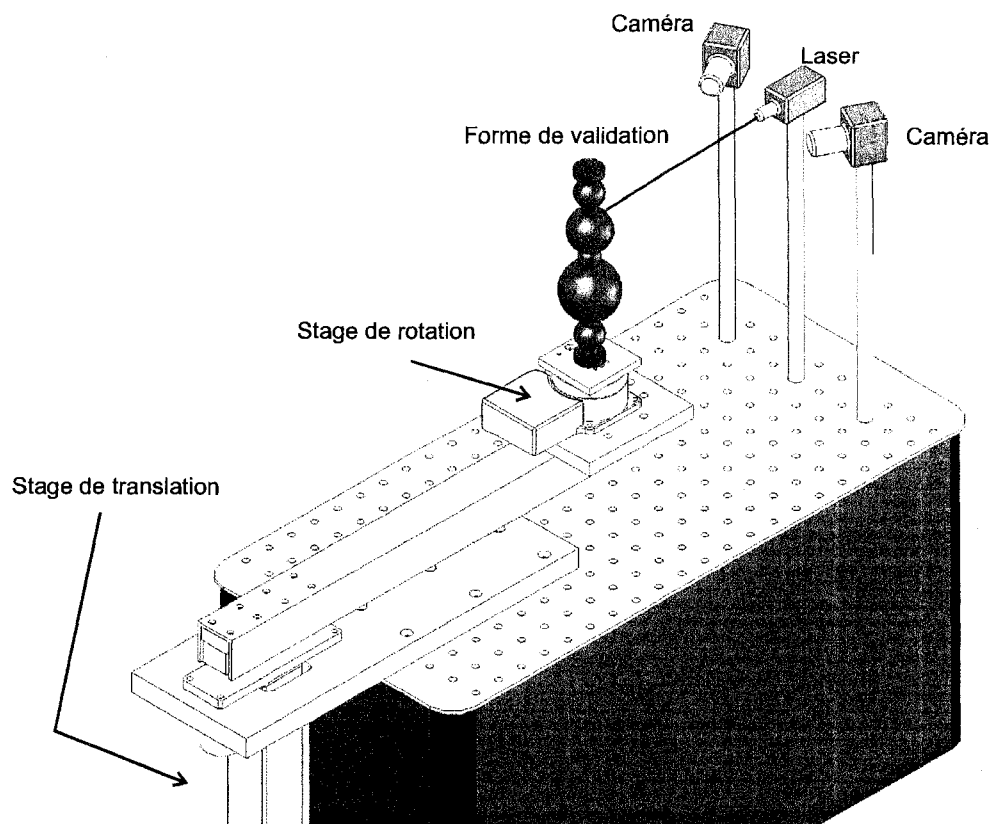


Figure 4.1 Schéma du système de vision numérique

Pour l'étalonnage des caméras, le logiciel de Jean-Yves Bouguet (http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/) développé dans l'environnement Matlab est utilisé pour obtenir tous les paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras. Une IUG est

disponible pour lancer l'acquisition des images nécessaires pour effectuer l'étalonnage des caméras qui est automatisé à l'aide du logiciel LabView™ de National Instruments.

Pour l'étalonnage de la plateforme de translation, on présente une approche conçue dans le cadre du projet. Celle-ci utilise un certain nombre de marqueurs (pastilles circulaires) qui sont suivis durant une série de translation pour déterminer la direction de translation. L'acquisition des images pour l'étalonnage de l'axe de translation est lancée à partir d'une IUG et est automatisée à l'aide du logiciel Labview™. Le traitement des images pour obtenir les paramètres de l'axe de translation est programmé dans l'environnement Matlab.

Deux approches sont développées pour l'étalonnage de la plateforme de rotation utilisée pour faire pivoter la souris, car les approches existantes ne sont pas appropriées pour la configuration du scanner tomographique développé dans le programme de recherche de notre groupe et dans lequel le présent projet s'inscrit. Une première approche utilise l'étalonnage extrinsèque de différentes vues d'un damier. Une seconde méthode, basée sur le suivi d'une sphère subissant une rotation est implémentée. Pour les deux approches, l'acquisition des images est automatisée à l'aide du logiciel Labview™ et est lancée à l'aide d'une IUG. Les algorithmes pour trouver les paramètres de l'axe de rotation sont programmés dans l'environnement Matlab.

Le système de vision numérique est réalisé dans l'environnement LabView™ et comprend une interface graphique pour faciliter son utilisation. L'acquisition d'un modèle 3D est donc automatisée et peut être lancée à l'aide de l'IUG. Les différents algorithmes sont quant à eux programmés dans l'environnement Matlab.

Le modèle 3D de la souris obtenu grâce au système de métrologie sera ensuite utilisé en combinaison avec les mesures optiques par l'algorithme de reconstruction tomographique pour obtenir une image 3D des propriétés optiques internes du sujet (coefficients d'absorption et de diffusion) et de l'émission fluorescente des traceurs injectés (cette dernière partie ne fait toutefois pas l'objet des présents travaux). La configuration de notre système a de plus l'avantage de *mesurer exactement* l'endroit où la lumière laser pénètre le sujet, ce qui n'a pas encore été fait à ce jour.

DEUXIÈME PARTIE

Articles

CHAPITRE 5

Étalonnage d'axe avec un damier

5.1 Avant propos

Ce premier article a été publié dans le cadre de la conférence *Photonics North 2007* à Ottawa en juin 2007. Une présentation orale résumant les résultats de nos recherches a été présentée le mardi 5 juin 2007 dans le cadre de la conférence.

5.2 Titre de l'article

Métrie optique en 3D de surfaces pour la tomographie optique diffuse sans contact pour petits animaux

5.3 Auteurs

Maxime Comtois et Yves Bérubé-Lauzière

Laboratoire TomOptUS

Département de génie électrique et de génie informatique, Université de Sherbrooke
2500 boul. Université, Sherbrooke, Québec, J1K 2R1, Canada

5.4 Résumé

Nous présentons un système de métrologie optique pour mesurer la forme extérieure de petits animaux en 3D en utilisant une paire de caméras et la stéréovision. Ce système va être intégré à un appareil pour la tomographie optique diffuse (TOD) sans contact pour les petits animaux que nous développons présentement. L'élément distinctif de notre

approche est d'utiliser le même faisceau laser que pour les mesures tomographiques réduisant ainsi considérablement la complexité du système. De plus, les données 3D sont obtenues simultanément avec la prise de mesures tomographiques optiques. Des mesures précises (< 1 mm) sont possibles via l'utilisation d'une approche innovatrice pour l'étalonnage optique d'axes (de rotation et de translation) permettant d'obtenir des modèles 3D complets. Notre approche permet la mesure plutôt que l'inférence de la position exacte où la lumière laser est injectée dans l'animal, contrairement aux autres approches. Cette information est très utile pour l'algorithme de reconstruction tomographique. Des mesures 3D d'une forme de référence et d'un petit animal sont présentées, démontrant la précision et l'efficacité de notre système.

5.5 Résultats post-publication

Depuis la publication de cet article, d'autres expérimentations ont été effectuées pour déterminer quels facteurs jouent un rôle important dans la précision de l'étalonnage de l'axe de rotation. Il a été observé que l'erreur d'étalonnage des caméras a un très grand impact sur l'étalonnage de l'axe de rotation. Ce n'est pas surprenant considérant que le système de stéréoscopie et les paramètres obtenus lors de son étalonnage sont utilisés pour déterminer l'axe de rotation. Le tableau 5.1 présente les paramètres de l'axe de rotation mesurés lorsque l'erreur d'étalonnage des caméras est plus petite que pour les résultats publiés dans l'article.

TABLEAU 5.1 Étalonnage de l'axe de rotation utilisant un damier.

Angle	Direction [mm]	Point sur la droite [mm]
5°	(0.0039, 1.0000, 0.0046)	(29.9480, 0, -0.2177)
10°	(0.0042, 1.0000, 0.0047)	(29.9152, 0, -0.2320)
15°	(0.0043, 1.0000, 0.0049)	(29.9016, 0, -0.2261)
20°	(0.0034, 1.0000, 0.0046)	(29.9724, 0, -0.1763)
25°	(0.0023, 1.0000, 0.0043)	(30.0691, 0, -0.1403)
30°	(0.0027, 1.0000, 0.0045)	(30.0387, 0, -0.1440)
35°	(0.0031, 1.0000, 0.0046)	(30.0224, 0, -0.1438)
Average	(0.0034, 1.0000, 0.0046)	(29.9811, 0, -0.1829)

En comparant les résultats obtenus lors de la publication de l'article aux résultats du tableau 5.1, on constate que l'erreur moyenne en z pour le point sur la droite est environ trois fois plus petite lorsque l'erreur d'étalonnage des caméras est diminuée. Il est à noter que la valeur théorique des paramètres de l'axe de rotation est $(0, 1, 0)$ pour la direction et $(30, 0, 0)$ pour le point sur la droite.

Optical surface metrology in 3D for small animal non-contact diffuse optical tomography

Maxime Comtois and Yves Bérubé-Lauzière

Laboratoire TomOptUS, Département de génie électrique et de génie informatique
Université de Sherbrooke, 2500 boul. Université, Sherbrooke, Québec, J1K 2R1, Canada

ABSTRACT

We present an optical metrology system for measuring the outer shape of small animals in 3D using a stereo camera pair. This system will be integrated into a non-contact small animal diffuse optical tomography (DOT) scanner we are currently developing. The key feature of our approach is to use the same laser beam as that for the tomographic measurements, thus considerably reducing system complexity. Moreover, the 3D data are acquired simultaneously with the DOT measurements. Precise measurements ($< 1\text{ mm}$) are achieved via a novel axis (rotational and translational) optical calibration technique allowing the acquisition of full 3D models. Our approach allows to measure, rather than indirectly infer, the exact position where laser light is injected into the animal, in contrast to other approaches. This is extremely useful information for the tomographic reconstruction algorithm. 3D measurements of a reference shape and of a small animal are presented, showing the precision and effectiveness of our system.

Keywords: 3D optical metrology, small animal imaging, diffuse optical tomography, computer vision, 3D models

1. INTRODUCTION

Following recent advances in the development of near-infrared (NIR) fluorescent probes for optical microscopy and endoscopy of tissue samples,¹ there appears to be great potential in using these probes for diffuse optical tomography (DOT). Fluorescent probes are used 1) to compensate for the lack of endogenous contrast agents in biological tissues and hence obtain high quality images through contrast enhancement and 2) as agents to target specific biomolecular processes. In this case, the fluorescent probe is binded to a molecule involved in the biomolecular process (antibody for example). In this context, DOT is seen as a promising tool in the development of drugs to cure cancer and the monitoring of their effects. More precisely, DOT could follow different molecules to specific sites in small animals used in pharmaceutical research, and provide images of tumors or other interesting biomolecular processes.

Typically, DOT systems use optical fibers in contact with the subject to obtain data for tomographic reconstruction.²⁻⁴ This approach is used as it allows to consider only diffuse propagation of light in the subject in the mathematical models used in tomographic reconstruction, and not free-space straight line propagation outside the subject. However, it is not convenient to bring optical fibers in contact with the subject as automatic positioning of the fibers on a living animal of arbitrary shape is difficult to achieve. A complex mechanical system would be required to bring fibers in contact with the subject without squeezing it. To solve this problem, two

Correspondence should be sent to Maxime.Comtois@USherbrooke.ca

solutions have been proposed : 1) Assume that the subject has a simple and known geometry (a cylinder, a slab or an hemisphere for example)⁵ and 2) put the subject in a matching fluid that has optical properties similar to those of biological tissues.⁶ The first solution is unrealistic as small animals don't have a shape that can be described by an analytical equation. The second solution leads to a decrease in signal to noise ratio (SNR) of DOT measurements.⁷ It is also difficult to maintain the system (pouring fluids, cleaning the system, *etc*) and to plunge the animal in a fluid without drowning it. To circumvent these problems, a non-contact system is the ideal solution ; the measurements can be acquired by detectors at a distance from the subject. However, in a non-contact DOT system, the outer shape of the animal must be measured to determine where the propagation mode of light changes from diffuse (in biological tissues) to straight-line (in air).

Several groups have recently proposed non-contact DOT systems. Advanced Research Technologies (ART, Montréal, QC, Canada) developed the eXplore Optix™ system for non-contact molecular optical imaging.⁸ Using fluorescent probes, ART's time-domain system can obtain *in vivo* biodistribution and pharmacokinetic data. In this system, a profilometer laser and a camera are used to measure the shape of small animals lying on a translation stage. Since ART's system only takes reflection measurements (the optical detectors and excitation source are on the same side of the animal), measuring the shape of the visible half of the animal is enough. Xenogen (Almaden, California, USA) designed a fully rotational non-contact optical tomograph⁹ named IVIS® system 3D. Their continuous wavelength (CW) system takes images from eight equally spaced points of view by moving around the subject. They use an active approach projecting structured light patterns (phase shifts of parallel lines) to measure the outer shape of mice. They use image registration techniques to merge the 3D models obtained from different points of view. IVIS® system 3D requires complex mechanical movement to obtain mice surface shape and tomographic data. Scientists at the German Cancer Research Center (DKFZ) developed a system similar to Xenogen's where the animal is stationary and the system moves around it.¹⁰ To obtain the outer shape of the subject, bright light images are acquired and a thresholding step is then used to isolate the mouse from the dark background. A backprojection algorithm to compute the object volume is used while the surface is extracted using the marching cubes algorithm.¹¹ Results showed that the simple approach used for surface reconstruction was not suitable for the acquisition of concave and complex shapes (a mouse ear for example). A group at the Massachusetts General Hospital (MGH) recently presented a non-contact CW DOT system.¹² The latter is different from the systems of Xenogen and DFKZ since the mouse is rotated while the system (laser, detectors, camera, *etc*) remains motionless. The outer shape of the mouse is measured almost exactly as in the DFKZ system : Contours of the animal are acquired from 72 points of view, the rotation axis is computed and the Visual Hull approximation of the outer shape is obtained.¹³ This technique can measure phantoms at a $50\mu m$ accuracy with an $11cm$ field of view, but no complex or concave shape was measured to test the robustness of the system.

2. THE 3D RECONSTRUCTION SYSTEM

When one needs to merge 3D data obtained from different points of view, two approaches can be used : automatic view registration or system calibration (calibration of the rotational axis of a turntable for example). Numerous papers about automatic view registration have been published over the last 20 years¹⁴⁻¹⁸ and much effort has been put in developing techniques for registering multiple views into a single 3D representation.¹⁹⁻²³ We propose a surface metrology stereo system using axis calibration since 1) it is easily implemented in a system where the subject is scanned on a turntable and 2) is especially convenient when using a laser dot for 3D reconstruction (point by point acquisition). Our system has the advantage that it uses the laser light of the

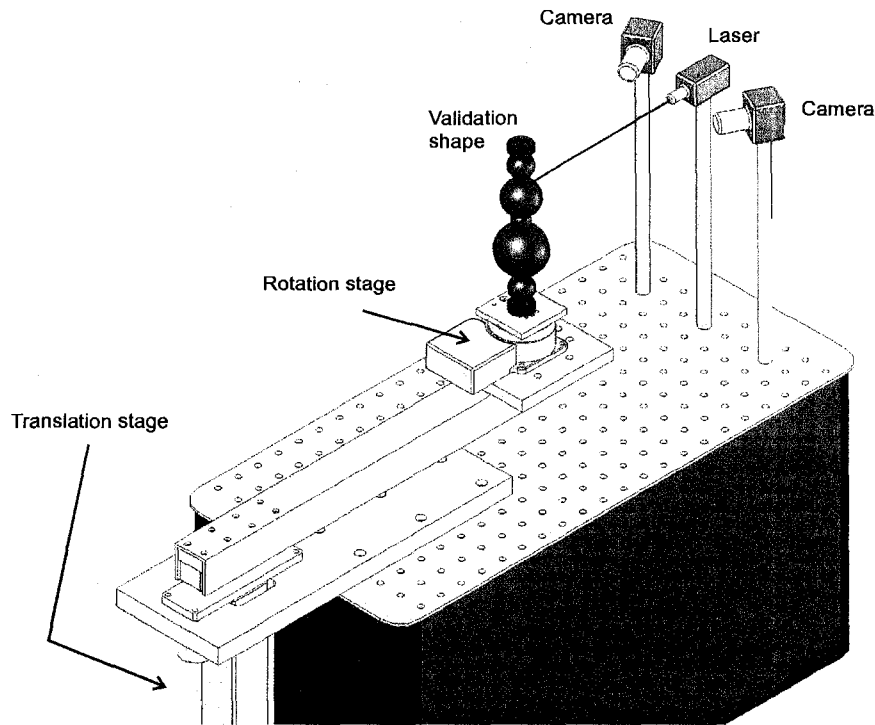


FIG. 1. Our 3D object reconstruction system

tomograph, hence reducing system complexity (both surface and tomographic measurements made using the same laser light) and measuring the exact position where laser light enters the subject. A schematic of our system using a rotation and translation stage to scan the whole subject is presented in figure 1. It shows the situation when the validation shape is scanned. For scanning mice, two stainless steel posts (diameter = 0.094in, height = 8in) are fixed at a distance from the center of the rotation stage to attach the mouse's limbs.

2.1. Rotation axis calibration

Different approaches for rotational axis calibration have been proposed.²⁴⁻²⁶ They all have in common that they track a pattern on the surface of the turntable. The movement of the pattern on the platform combined with the knowledge of the movement of the turntable itself are sufficient in all cases to recover the transformation between two views. Tracking a pattern on a turntable can be achieved with reasonable accuracy when the optical axis of the camera is parallel to the rotational axis of the turntable. However, in the case where the optical axis of the camera is perpendicular to the rotational axis of the turntable, following a pattern at a great angle from the camera would yield poor accuracy of the calibration procedure. In fact, to get the best out of the calibration procedure, it would be ideal to track a pattern or an object in space that is situated at the same height as is the camera.

2.1.1. Our calibration procedure

In the following, we will use the terms "intrinsic" and "extrinsic" calibration of a video camera. By intrinsic calibration is meant the determination of so-called intrinsic parameters such as the camera lens focal length,

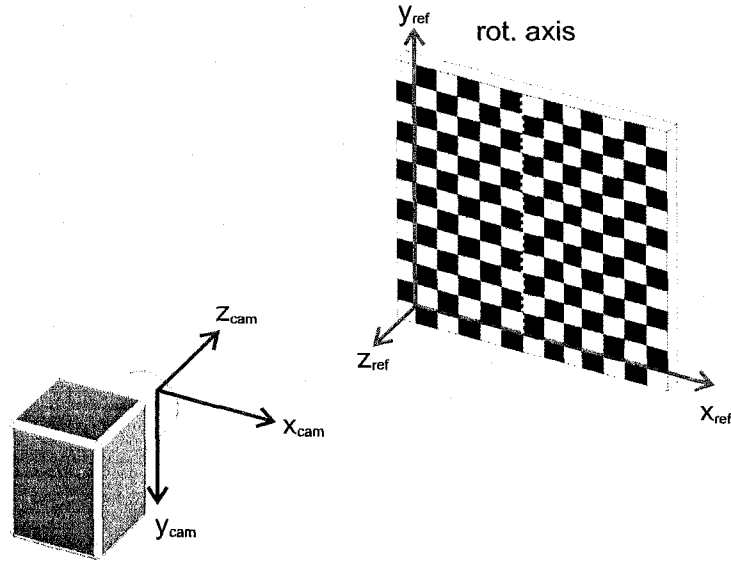


FIG. 2. Geometry when determining the rotational axis of the turntable from the rotation of a checkerboard pattern

principal point, skew coefficient, and distortions (often related to optical aberrations of the lens). By extrinsic calibration is meant to determine the position and orientation of the camera in space with respect to a reference coordinate system. Several calibration techniques have been developed in computer vision for determining the intrinsic parameters.²⁷⁻³⁰ Typically, one uses a calibration grid whose elements have precisely known dimensions (e.g. a checkerboard of black and white squares 1cm in width). The calibration grid is imaged by the camera under several different poses* (i.e. positions and orientations with respect to the camera). An optimization algorithm determines the intrinsic parameters from an *a-priori* model of the camera and its optics, and the known dimensions of the grid. Once the intrinsic parameters are determined, the grid is presented to the camera under a final pose (which defines a reference 3D coordinate system), and another algorithm determines the position and orientation of the camera with respect to that coordinate system.

Our solution to calibrate the rotation axis of a turntable is to get two images with a single camera of a checkerboard pattern positioned at two different rotation angles with the turntable. After an extrinsic calibration of the camera for each view, it is possible to obtain the rotation axis of the turntable in the reference frame in which we are describing the outer shape of the subject. We give the details below. Fig. 2 shows the geometry of the problem. We will use the following nomenclature in the sequel (see Fig. 2) :

- \vec{r}_{cam} is the position of a point in space in the camera coordinate system $(x_{cam}, y_{cam}, z_{cam})$,
- \vec{r}_{ref} is the position of a point in space in the reference coordinate system $(x_{ref}, y_{ref}, z_{ref})$ [†],
- \vec{r}_{ϕ} is the position of a point in space in the rotated coordinate system $(x_{\phi}, y_{\phi}, z_{\phi})$, which is obtained by rotating $(x_{ref}, y_{ref}, z_{ref})$ by an angle ϕ around the rotation axis (yellow dotted line in figure 2),
- $R_{cam \leftarrow ref}$ and $\vec{t}_{cam \leftarrow ref}$ are the rotation matrix and translation vector to go from $(x_{ref}, y_{ref}, z_{ref})$ to $(x_{cam}, y_{cam}, z_{cam})$,

*Around 20 poses are generally sufficient.

[†]In our case, this is the reference frame attached to the checkerboard when it is at 0 degrees on the turntable.

- $R_{cam \leftarrow \phi}$ and $\vec{t}_{cam \leftarrow \phi}$ are the rotation matrix and translation vector to go from (x_ϕ, y_ϕ, z_ϕ) to $(x_{cam}, y_{cam}, z_{cam})$,
- $R_{ref \leftarrow \phi}$ and $\vec{t}_{ref \leftarrow \phi}$ are the rotation matrix and translation vector to go from (x_ϕ, y_ϕ, z_ϕ) to $(x_{ref}, y_{ref}, z_{ref})$.

By performing an extrinsic camera calibration for each checkerboard rotational position, one can get $R_{cam \leftarrow ref}$, $\vec{t}_{cam \leftarrow ref}$, $R_{cam \leftarrow \phi}$ and $\vec{t}_{cam \leftarrow \phi}$. This leads to :

$$\vec{r}_{cam} = (R_{cam \leftarrow ref}) (\vec{r}_{ref}) + \vec{t}_{cam \leftarrow ref} \quad (1)$$

$$\vec{r}_{cam} = (R_{cam \leftarrow \phi}) (\vec{r}_\phi) + \vec{t}_{cam \leftarrow \phi} \quad (2)$$

Inserting equation (2) in (1) yields :

$$\vec{r}_{ref} = (R_{ref \leftarrow \phi}) (\vec{r}_\phi) + \vec{t}_{ref \leftarrow \phi}, \quad (3)$$

where

$$R_{ref \leftarrow \phi} = (R_{cam \leftarrow ref})^T (R_{cam \leftarrow \phi}), \quad (4)$$

$$\vec{t}_{ref \leftarrow \phi} = (R_{cam \leftarrow ref})^T (\vec{t}_{cam \leftarrow \phi} - \vec{t}_{cam \leftarrow ref}).$$

Let's define $[\vec{r}_{axis}]_{ref}$ as the set of points lying on the rotation axis and expressed in the reference coordinate system. Since this set of points remains invariant to a rotation of the checkerboard pattern :

$$\begin{aligned} (R_{ref \leftarrow \phi}) [\vec{r}_{axis}]_{ref} + \vec{t}_{ref \leftarrow \phi} &= [\vec{r}_{axis}]_{ref} \\ \Rightarrow (I - R_{ref \leftarrow \phi}) [\vec{r}_{axis}]_{ref} &= \vec{t}_{ref \leftarrow \phi} \end{aligned} \quad (5)$$

Equation (5) is the key equation that will allow us to solve for the rotation axis. It can be shown that the matrix $(I - R_{ref \leftarrow \phi})$ has rank two and therefore has a family of solutions with one parameter describing a line in 3D. This line is the axis of rotation we are looking for. Setting

$$(I - R_{ref \leftarrow \phi}) = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix}, \quad [\vec{r}_{axis}]_{ref} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}, \quad \vec{t}_{ref \leftarrow \phi} = \begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \\ t_3 \end{bmatrix},$$

we can rewrite Eq. 5 as

$$\begin{aligned} ax + by + cz &= t_1 \\ dx + ey + fz &= t_2 \\ gx + hy + iz &= t_3 \end{aligned}$$

Finally, one needs to choose two equations to solve with respect to either x , y or z (only two of the equations are linearly independent). We solve with respect to y and have an algorithm that chooses the two best equations in terms of numerical stability (this has to do with the reference coordinate system we are using in our system).

2.2. Translation axis calibration

To obtain the direction of translation of our system in the reference coordinate system, we rely on a feature tracking approach, in a similar fashion as other scientists do for rotation axis calibration (as discussed in section 2.1). A stereo pair of images of a small black circle (radius = 1, 2 and 5mm) on a white background is captured with our cameras. For each image, the circle is extracted from the background via thresholding, and the centroid of the circle is found. A set of 3D points can be obtained from the pairs of centroids via triangulation. A least-squares fit is used on the set of 3D points to get the direction of translation (direction of the 3D line).

3. RESULTS AND DISCUSSION

3.1. Rotation axis results

Before scanning the subjects, we experimented with the different parameters involved in our calibration procedure. For rotation axis calibration, the angle between the two checkerboard positions was varied to see its effect on calibration results. The results are shown in Table 1.

TABLE 1. Results of the rotation axis calibration procedure.

Angle	Direction [mm]	Point on the line [mm]
5°	(0.0086, 1.0000, 0.0002)	(29.5739, 0, -0.6834)
10°	(0.0036, 1.0000, 0.0002)	(29.7403, 0, -0.6584)
15°	(0.0018, 1.0000, 0.0002)	(29.8251, 0, -0.6530)
20°	(0.0012, 1.0000, 0.0002)	(29.8314, 0, -0.6492)
25°	(0.0009, 1.0000, 0.0003)	(29.8303, 0, -0.6317)
30°	(0.0003, 1.0000, 0.0002)	(29.8364, 0, -0.6276)
35°	(0.0001, 1.0000, 0.0002)	(29.8212, 0, -0.6309)
Average	(0.0024, 1.0000, 0.0002)	(29.7798, 0, -0.6477)

The point belonging to the line is in the xz plane since we solved with respect to the variable y (see Sect. 2.1.1). From Table 1, one can notice that as the angle of rotation increases :

1. The x component of the direction vector goes to zero.
2. The x component of the point on the line increases from ≈ 29.6 to ≈ 29.8 .
3. The z component of the point on the line increases from ≈ -0.68 to ≈ 0.63 .

Computing the parameters of the line using a small angle (*i.e.*, 5°) has one drawback : our algorithm becomes less stable as the angle goes to zero. On the other hand, at large angles (*i.e.*, 35°), the extrinsic calibration becomes less accurate as the cameras are looking at the checkerboard pattern at a larger angle. Taking the average of all calibrations yields an optimal solution. From our mechanical design, the rotation axis should have been parallel to the y axis ($\Rightarrow (0, 1, 0) \text{ mm}$) and the point on the line should have been $(30, 0, 0) \text{ mm}$. The error is relatively higher for the z component of the point on the line (approximately three times higher than for the x component). This is no surprise as triangulation approaches have larger errors in estimating the depth z versus the other two dimensions (x and y).³¹ Furthermore, the lenses we used on our cameras for the experiments had large distortions decreasing the accuracy of the camera calibration procedure and hence, decreasing the precision of our 3D metrology system. Nonetheless, the rotation axis was measured with high accuracy, considering errors of $\approx 0.6 \text{ mm}$ in z and $\approx 0.2 \text{ mm}$ in x .

3.2. Translation axis results

For the translation axis calibration, the number of points used to compute the direction of translation as well as the size of the black circle printed on the white background were varied. Results are presented in Table 2.

As one can see from Table 2, neither the size of the circle nor the number of points used seems to affect the results of the calibration procedure. Here again, the average of all calibrations was used when measuring

TABLE 2. Results of the translation axis calibration procedure.

Number of points	Direction [mm] (circle radius 1 mm)	Direction [mm] (circle radius 2 mm)	Direction [mm] (circle radius 5 mm)
10	(0.0015, 1.0000, -0.0026)	(-0.0017, 1.0000, 0.0030)	(0.0004, 0.9999, 0.0139)
15	(0.0017, 1.0000, -0.0032)	(0.0017, 1.0000, 0.0022)	(-0.0013, 1.0000, 0.0034)
20	(-0.0020, 1.0000, 0.0030)	(-0.0020, 1.0000, 0.0023)	(0.0014, 1.0000, -0.0037)
Average	(-0.0007, 1.0000, 0.0002)	(-0.0007, 1.0000, 0.0025)	(0.0002, 1.0000, 0.0045)

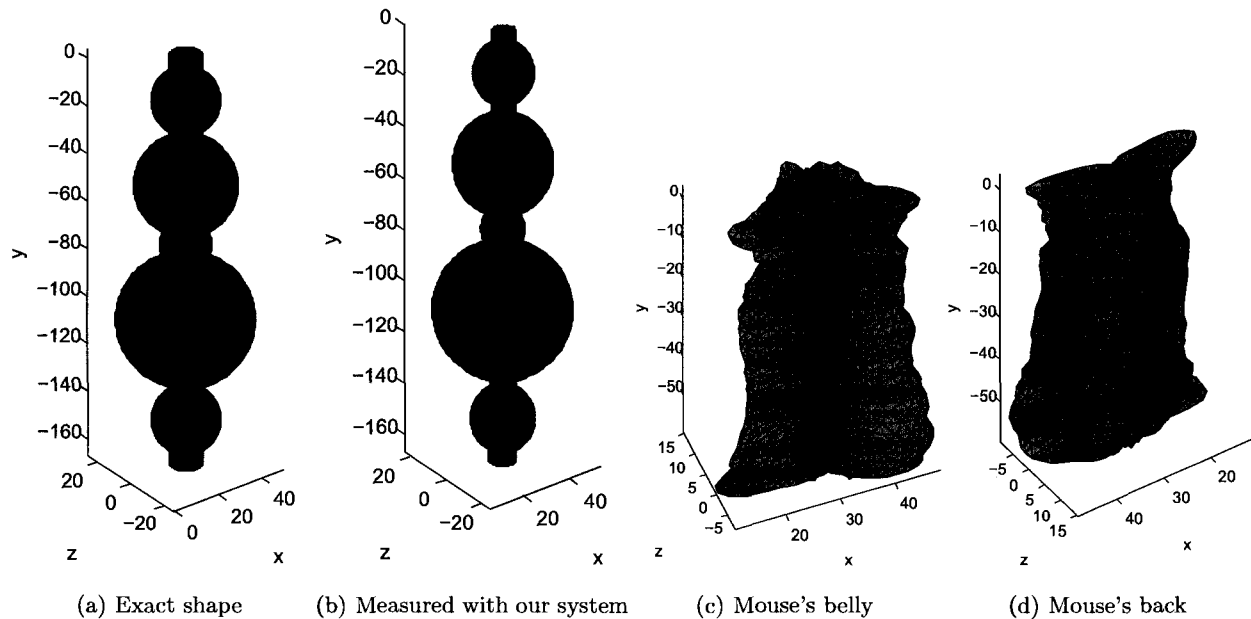


FIG. 3. Reference shape and mouse reconstruction

3D shapes. An example of measuring our reference shape and the body of a mouse is presented in Fig. 3. The mouse we scanned was a hairy dead mouse that was frozen laying on her belly (hence the flat belly and the textured back in the 3D models). Our system shows an average accuracy just below $1mm$. The accuracy of our system drops slightly in the case where the laser light is almost tangent to the surface to be measured. Our system also has problems with concavities and complex shapes like all the existing systems cited in this paper. For scanning convex shapes, our system proved to be extremely efficient, considering the heavy distortion of the lenses in our cameras. The accuracy of our system combined with its simplicity and ease of integration in an optical tomograph makes it an efficient solution to the problem of scanning mices outer shape for use in DOT.

4. CONCLUSION AND FUTURE WORK

In this paper, we have introduced a novel rotation axis calibration technique. This approach proves to be particularly useful for use in a 3D metrology system using a turntable and cameras with their optical axis perpendicular to the turntable's rotation axis. Calibration results have shown high accuracy ($< 1mm$) in determining the parameters of the axis. We have also presented a simple approach for translation axis calibration which proves to have the same order of precision as rotation axis calibration. The calibration results were incorporated

in a complete system using a translation and a rotation stage. A reference shape was measured with average accuracy $< 1mm$, with system accuracy dropping slightly when laser light is tangent to the subject.

In the next implementation of our system, we plan to change the camera lenses to increase accuracy. We also want to be able to scan complex shapes with concavities. Our system remains an efficient solution for scanning the outer shape of small animals : our approach is simple, measuring directly the exact position where laser light enters the animal and reducing system complexity using the laser light for both tomographic and surface measurements.

5. ACKNOWLEDGEMENTS

Support from Spectra-Physics and Canada Foundation for Innovation (CFI) On-going New Opportunities Fund is gratefully acknowledged. This CFI grant has allowed the purchase of the the major equipments used in this work. Financial support from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) (Discovery Grant and Research Tools and Instruments Grant) and the Université de Sherbrooke (Fonds de démarrage) has also made this research possible.

REFERENCES

1. A. Becker, C. Hassenius, K. Licha, B. Ebert, U. Sukowski, W. Semmler, B. Wiedenmann, and C. Grotzinger, "Receptor-targeted optical imaging of tumors with near-infrared fluorescent ligands," *Nature Biotechnology* **19**, pp. 327–331, April 2001.
2. F. Schmidt, M. Fry, E. Hillman, J. Hebden, and D. Delpy, "A 32-channel time-resolved instrument for medical optical tomography," *Review of Scientific Instruments* **71**(1), pp. 256–265, 2000.
3. S. Hintz, D. Benaron, J. van Houten, J. Duckworth, F. Liu, S. Spilman, D. Stevenson, and W. Cheong, "Stationary headband for clinical time-of-flight optical imaging at the bedside," *Photochemistry and Photobiology* **6**(8), pp. 361–369, 1998.
4. B. Pogue, M. Testorf, T. McBride, U. Osterberg, and K. Paulsen, "Instrumentation and design of a frequency domain diffuse optical tomography imager for breast cancer detection," *Optics Express* **1**(13), pp. 391–403, 1997.
5. J. Hebden, A. Gibson, R. Md Yusof, N. Everdell, E. Hillman, D. Delpy, S. Arridge, T. Austin, J. Meek, and J. Wyatt, "Three-dimensional optical tomography of the premature infant brain," *Physics in Medicine and Biology* **47**, pp. 4155–4166, December 2002.
6. R. Schulz, J. Ripoll, and V. Ntziachristos, "Experimental fluorescence tomography of tissues with noncontact measurements," *IEEE Transactions on Medical Imaging* **23**, pp. 492–500, April 2004.
7. J. Ripoll, R. Schulz, and V. Ntziachristos, "Free-space propagation of diffuse light : Theory and experiments," *Physical Review Letters* **91**, pp. 1–4, September 2003.
8. ART Advanced Research Technologies Inc., 2300 Alfred-Nobel Blvd., Saint-Laurent, QC, Canada, H4S 2A4, *Pre-Clinical Optical Molecular Imager*, January 2004. eXplore Optix product manual.
9. Xenogen Corporation, 860 Atlantic Avenue, Alameda, California 94501, *IVIS Imaging System 3D Series*, 2005. IVIS Imaging System 3D product manual.
10. R. Schulz, G. Echner, H. Rühle, W. Stroh, J. Vierling, T. Vogt, J. Peter, and W. Semmler, "Development of a fully rotational non-contact fluorescence tomographer for small animals," *IEEE Nuclear Science Symposium* **4**, pp. 2391–2393, 2005.

11. W. Lorensen and H. Cline, "Marching cubes : a high resolution 3D surface construction algorithm," *Computer Graphics* **21**(4), pp. 163–170, 1987.
12. N. Deliolanis, T. Lasser, D. Hyde, A. Soubret, J. Ripoll, and V. Ntziachristos, "Free-space fluorescence molecular tomography utilizing 360° geometry projections," *Optics Letters* **32**(4), pp. 382–384, 2007.
13. M. Potmesil, "Generating octree models of 3d objects from their silhouettes in a sequence of images," *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* **40**(1), pp. 1–29, 1987.
14. Y. Chen and G. Medioni, "Object modeling by registration of multiple range images," in *Proceedings of the 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2724–2729, April 1991.
15. P. Besl and N. McKay, "A method for registration of 3D shapes," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* **14**, pp. 239–256, February 1992.
16. Z. Zhang, "Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces," *International journal of computer vision* **13**(2), pp. 119–152, 1994.
17. C. Dorai, J. Weng, and A. Jain, "Optimal registration of object views using range data," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* **19**, pp. 1131–1138, October 1997.
18. C. Dorai, G. Wang, A. Jain, and C. Mercer, "Registration and integration of multiple object views for 3D model construction," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* **20**, pp. 83–89, January 1998.
19. G. Turk and M. Levoy, "Zippered polygon meshes from range images," in *Proceedings of SIGGRAPH 94*, pp. 311–318, July 1994.
20. G. Blais and M. Levine, "Registering multiview range data to create 3D computer objects," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **17**, pp. 820–824, August 1995.
21. R. Bergevin, M. Soucy, H. Gagnon, and D. Laurendeau, "Towards a general multiview registration technique," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **18**, pp. 540–547, May 1996.
22. R. Benjemaa and F. Schmitt, "Fast global registration of 3D sampled surfaces using a multi-z-buffer technique," in *Proceedings of the International Conference on Recent Advances in 3D Digital Imaging and Modeling*, pp. 113–120, May 1997.
23. K. Pulli, "Multiview registration for large data sets," in *Proceedings of the 2nd International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling*, pp. 160–168, October 1999.
24. B. Vemuri and J. Aggarwal, "3D model construction from multiple views using range and intensity data," in *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 435–437, 1986.
25. M. Sainz, R. Pajarola, and A. Mercade, "A simple approach for point-based object capturing and rendering," *IEEE Journal of Computer Graphics and Applications* **24**(4), pp. 24–33, 2004.
26. F. Sadlo, T. Weyrich, R. Peikert, and M. Gross, "A practical structured light acquisition system for point-based geometry and texture," in *Proceedings of the Eurographics Symposium on point-based graphics*, pp. 89–98, 2005.
27. R. Tsai, "A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses," *IEEE Journal of Robotics and Automation* **3**, pp. 323–344, August 1987.
28. O. Faugeras, *Three-Dimensional Computer Vision : A Geometric Viewpoint*, The MIT Press, 1993.
29. E. Trucco and A. Verri, *Introductory Techniques for 3D Computer Vision*, Prentice Hall, 1998.
30. T. Clarke and J. Fryer, "The development of camera calibration methods and models," *Photogrammetric Record* **16**(91), pp. 51–66, 1998.
31. F. Bernardini and H. Rushmeier, "The 3D Model Acquisition Pipeline," *Computer Graphics Forum* **21**(2), pp. 149–172, 2002.

CHAPITRE 6

Étalonnage d'axe avec une sphère

6.1 Mise en contexte

Ce second article a été publié dans le cadre de la conférence *European Conferences on Biomedical Optics (ECBO) 2007* à Munich en Allemagne en juin 2007. Une affiche résumant les résultats de nos recherches a été présentée le lundi 18 juin 2007 à la session d'affiches.

6.2 Titre de l'article

Métrie optique et modèles 3D pour la tomographie optique diffuse sans contact de petits animaux

6.3 Auteurs

Maxime Comtois et Yves Bérubé-Lauzière

Laboratoire TomOptUS

Département de génie électrique et de génie informatique, Université de Sherbrooke
2500 boul. Université, Sherbrooke, Québec, J1K 2R1, Canada

6.4 Résumé

Nous présentons une approche innovatrice pour l'étalonnage de l'axe de rotation dans un système de métrologie optique 3D. Le système utilise une paire de caméras et la stéréovision ainsi que des plateaux de rotation et de translation pour obtenir des modèles 3D de la surface de petits animaux. Le système de métrologie va faire partie d'un système

d'imagerie par tomographie optique diffuse (TOD) sans contact pour petits animaux. La technique utilisée pour l'étalonnage de l'axe de rotation consiste à mesurer, avec un système de stéréovision, la position en 3D d'une petite sphère alors qu'elle subit une rotation lorsque fixée sur le plateau de rotation. Notre système à l'avantage d'utiliser le faisceau laser du système de TOD pour mesurer la forme extérieure du sujet ainsi réduisant la complexité de l'ensemble du système et permettant simultanément de prendre des mesures de la surface et des mesures tomographiques optiques. De plus, la position exacte où la lumière laser pénètre le sujet est mesurée alors que traditionnellement, cette information est inférée avec une précision moindre. Cette information joue un rôle important pour l'algorithme de reconstruction tomographique. Notre nouvelle approche pour l'étalonnage de l'axe de rotation est comparée à une autre technique que nous avons antérieurement développée où un damier est suivi plutôt qu'une sphère. Nous présentons des mesures d'une forme de référence et d'un petit animal obtenues avec notre système.

6.5 Résultats post-publication

Depuis la publication de cet article, une étude a été menée pour comprendre pourquoi il y a une plus grande erreur en z lors de l'étalonnage de l'axe de rotation avec une sphère plutôt qu'un damier. Il a été découvert que l'erreur d'étalonnage des caméras avait plus d'impact sur l'approche avec une sphère que celle avec un damier.

TABLEAU 6.1 Étalonage de l'axe de rotation utilisant une sphère $r = 6.35\text{mm}$.

Distance à l'axe (d_{axis})	Nombre de positions (N)	Direction de l'axe obtenue	Point sur l'axe trouvé (mm)
1cm	10	(0.0019, 1.0000, -0.0012)	(30.1664, 30.0742, -0.2730)
	15	(0.0018, 1.0000, -0.0013)	(30.1711, 30.0451, -0.2610)
	20	(0.0019, 1.0000, -0.0011)	(30.1719, 30.0512, -0.2601)
2cm	10	(0.0019, 1.0000, -0.0014)	(30.1497, 30.0910, -0.2614)
	15	(0.0017, 1.0000, -0.0015)	(30.1588, 30.0683, -0.2591)
	20	(0.0018, 1.0000, -0.0013)	(30.1713, 30.0379, -0.2579)
Average :		(0.0018, 1.0000, -0.0013)	(30.1649, 30.0613, -0.2621)

Le tableau 6.1 présente les résultats de l'étalonnage de l'axe de rotation avec une sphère lorsque l'erreur d'étalonnage des caméras est plus petite que pour les résultats publiés

dans l'article. On voit que l'erreur moyenne en z pour le point sur l'axe trouvé est environ 10 fois plus petite en comparaison aux résultats publiés dans l'article. Il est à noter que la valeur théorique des paramètres de l'axe de rotation est $(0, 1, 0)$ pour la direction de l'axe obtenue et $(30, 30, 0)$ pour le point sur l'axe trouvé. Pour l'approche utilisant un damier, il a été présenté à la section 5.5 que l'erreur en z est trois fois plus petite lorsque l'erreur d'étalonnage est diminuée. Il est donc clair que l'erreur d'étalonnage des caméras joue un rôle plus important dans l'étalonnage de l'axe de rotation avec une sphère.

Three-dimensional optical metrology and models for non-contact diffuse optical tomography of small animals

Maxime Comtois and Yves Bérubé-Lauzière

Laboratoire TomOptUS, Département de génie électrique et de génie informatique
Université de Sherbrooke, 2500 boul. Université, Sherbrooke, Québec, J1K 2R1, Canada

ABSTRACT

We introduce a novel approach for calibrating an axis of rotation in a 3D optical metrology system. The system uses a stereo camera pair, along with rotation and translation stages for obtaining a 3D model of the surface of small animals. The metrology system will be part of a fully non-contact diffuse optical tomography (DOT) scanner for small animal imaging. The rotation axis calibration technique is based on measuring, with the stereo pair, the 3D position of a small ball as it is moved by the rotation stage (turntable). Our system has the advantage of using the tomograph's laser beam to measure the outer shape of the subject, thereby reducing overall system complexity, and allowing simultaneous surface and DOT measurements. Additionally, the exact position where laser light penetrates the animal is measured, while traditionally, this information is indirectly inferred with less accuracy. This information plays an important role in a tomographic reconstruction algorithm. Our new approach for the calibration of the rotation axis is compared to another technique we previously developed, where a checkerboard pattern is tracked instead of a ball. We present measurements of a reference shape and a small animal taken by our system.

Keywords: 3D optical metrology, small animal imaging, diffuse optical tomography, computer vision, 3D models, non-contact

1. INTRODUCTION

In recent years, non-contact diffuse optical tomography (DOT) has been popularized to circumvent the problems inherent to contact systems in small animal imaging.^{?,?,?} Advanced Research Technologies (ART, Montréal, QC, Canada) commercializes a non-contact optical small animal molecular imaging system (eXplore OptixTM)[?] originally developed as a planar topographic time-domain imager.[?] To be scanned, the animal lies on a small horizontal table displaced by a linear translation stage. To give the system some tomographic capabilities, recent versions come with a camera-based laser scanning profilometer to measure the 3D outer surface shape of the animal. Only half of the animal's shape is measured, since the system performs reflection-mode optical measurements (the detector and excitation source are on the same side with respect to the animal).

Xenogen (Almaden, Ca., USA) has developed the IVIS® 3D,[?] a fully rotational non-contact optical tomograph. Tomographic data comes from images captured at eight equally spaced positions around the animal by a cooled continuous-wave ultra-sensitive CCD camera. Complex mechanics using 2 translation and 1 rotation stages allow to displace the animal and rotate a mirror around it in such a way as to acquire the images without having to move the cooled camera. To measure the outer shape of the animal, an active approach with projected

Correspondence should be sent to Yves.Berube-Lauziere@USherbrooke.ca

structured light patterns (phase shifts of parallel lines) is resorted to. Image registration techniques are used to merge the 3D models obtained from different views.

Schulz *et al.* from the German Cancer Research Center (DKFZ) have presented another fully rotational non-contact optical tomograph.⁷ In their system, the animal stays still suspended while a cooled CCD camera is moved with bulky mechanics around the subject for both outer shape and tomographic data acquisition. The outer shape of the animal is measured using a backprojection algorithm (images from 120 equally spaced views around the animal are used) together with the marching cubes technique¹ for surface extraction. This approach for obtaining 3D models of small animals proved not to be reliable for measuring concave and complex shapes (*e.g.* a mouse ear).

A different approach for non-contact diffuse optical tomography is developed in the group of Ntziachristos at the Massachusetts General Hospital (MGH). In their case, the cooled CCD camera is motionless and the mouse is rotated to obtain tomographic data and outer shape measurements all around the animal.⁷ The surface of the mouse is determined by first obtaining contours of the animal from 72 different views around. The outer shape is then extracted using the pre-computed axis of rotation and the visual hull approximation.² The technique was used to measure phantoms and showed an accuracy of $50\mu\text{m}$ with a 11cm field of view. No concave or complex shape was scanned with their system to test its robustness.

In this paper, we describe a 3D computer vision (CV)-based optical surface metrology system and the associated calibration techniques required for measuring the outer surface shape of small animals (laboratory mice). This work is part of a research program whose objective is to develop a time-domain non-contact fluorescence DOT scanner (tomograph) for small animal molecular imaging. The design of the CV system is such as to integrate seamlessly into the architecture of our tomograph.

2. PROBLEM STATEMENT AND DESIGN CONSIDERATIONS

Different views are generally needed to collect 3D data all around a subject to obtain a 3D model of its shape. This requires to merge the data from the different views into a single 3D representation expressed with respect to a unique coordinate system. This problem, referred to as view registration, has been solved using either automatic view registration or system calibration (an example of the latter is the calibration of the axis of rotation in a system that uses a turntable to scan objects³⁻⁵). Calibration of an axis of rotation or translation, which will also be referred to as rotation or translation axis calibration, is to be understood as determining the direction of the axis along with a point through which it passes. The direction and the point are referred to as the axis parameters, with 5 parameters being sufficient to completely and unambiguously specify an axis. Automatic view registration has traditionally been tackled in two ways. In the first, one solves the problem for two views⁶⁻¹⁰ and then proceeds to solve the multi-view problem by iteratively or recursively solving 2-views sub-problems. In the second, one solves the multiview problem all at once by resorting to global optimization procedures.¹¹⁻¹⁵

Fig.1 illustrates our set-up that comprises a stereo camera pair (stereo rig) along with a rotation stage (also called a turntable) at one end of an arm whose height can be varied by a translation stage at the other end. Here, the set-up is shown with a validation shape consisting of precision machined spheres with known radii. This shape is used to evaluate the accuracy of our work. The whole set-up is mounted onto an optical table. Photographs of the set-up are given in Fig. 2 for both a mouse and the validation shape.

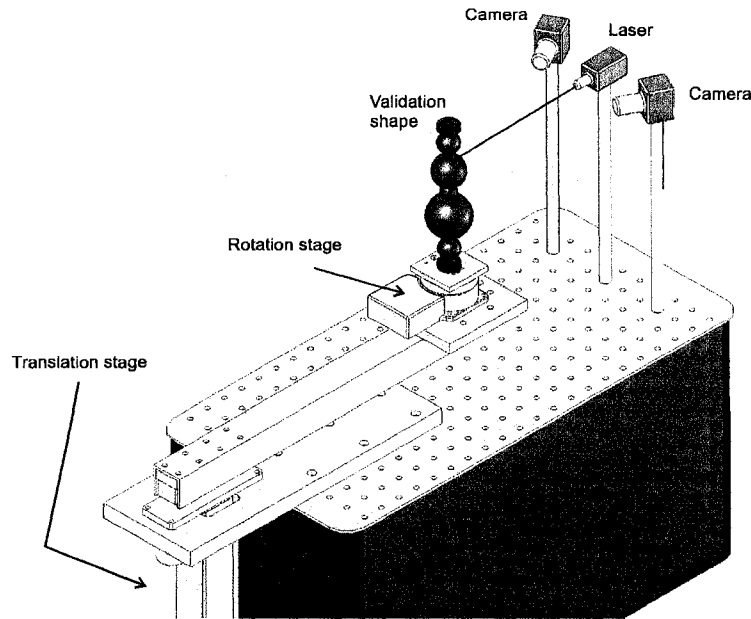


Figure 1. Drawing of our 3D CV object reconstruction system.

To scan a subject, we start at the lowest possible height of the translation stage and rotate the turntable from 0° to 360° in small increments. At each increment, the cameras each acquire an image in which the laser spot on the subject is visible. The laser spot is segmented from the image by a simple thresholding technique and its position is computed. The positions of the laser spot in the two images are then used to find the position of the spot in 3D space by triangulation. This is repeated by changing the height in small steps with the translation stage until the subject is scanned over a required axial portion. This results in the acquisition of a set of discretized annuli of points on the subject, each annulus corresponding to a given height.

To use these points to construct a 3D model of the shape of the subject in the form of a set of triangular facets*, we need to know, for each point, around which axis the subject was rotated and along which axis it was translated and by what amount. This has led us to develop calibration techniques, described below, to determine the parameters of these axes.

The design of our 3D CV system is dictated by the architecture of our tomograph that already uses the rotation and translation stages for acquiring time-resolved diffuse optical tomographic data all around the subject. We resort to *axis calibration* because *i*) it appears natural in a system, such as ours, that uses both a rotation stage and a translation stage, and *ii*) it is convenient for obtaining 3D models in a point by point acquisition process as just described. Choosing a point by point approach allows us to use the same laser beam for both tomographic and surface measurements. This has the additional benefit, compared to other approaches^{?,?,?} that we directly measure, rather than indirectly infer, the position of the point on the boundary of the subject where the laser beam is injected. Knowing the exact position of the laser injection point is necessary information for a DOT algorithm.[?] As can be appreciated, our design choices for the surface metrology system provide for

*Do not confuse the triangular facets with the triangulation process, both are not related except for the fact that triangulation allows to find the points that form the apexes of the triangular facets.

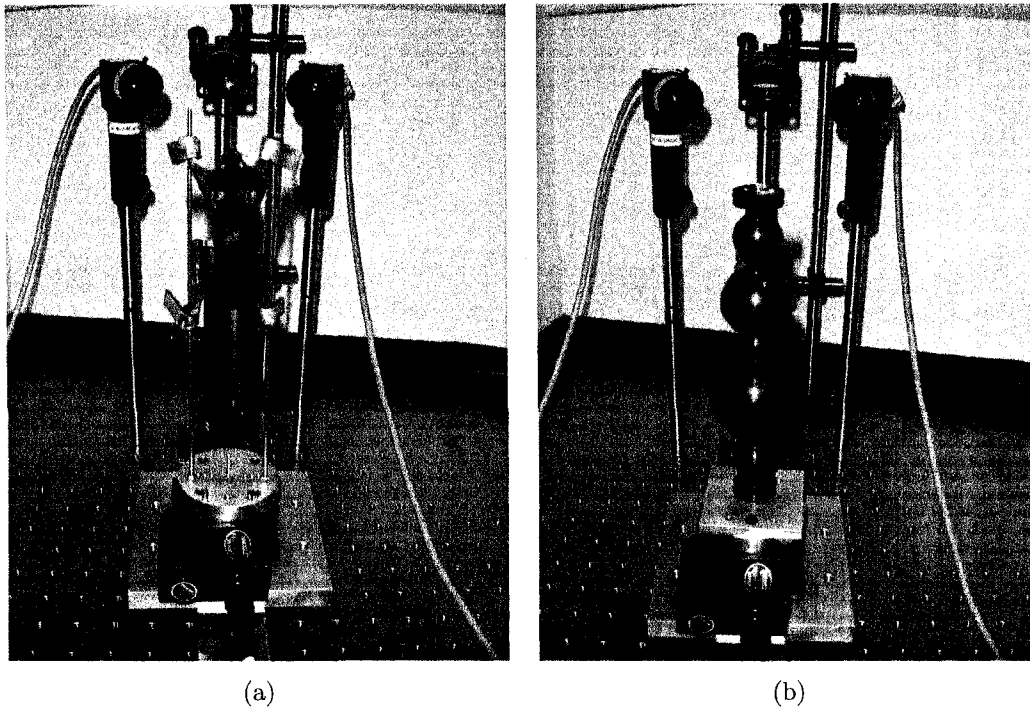


Figure 2. Photographs of our 3D CV object reconstruction system. (a) With a mouse. (b) With our validation shape.

easy integration with the DOT scanner we are developing, along with useful accurate boundary information directly available to the DOT algorithm.

3. AXIS CALIBRATION

Previous attempts at determining the parameters of an axis of rotation in 3D CV systems using a turntable have generally relied on tracking a flat pattern (checker board, grid of points, *etc* ...) on the surface of the turntable.³⁻⁵ These approaches yield good results when the camera's optical axis is almost perpendicular to the surface of the turntable (head on view). However, the accuracy of these approaches can be expected to decrease as the angle between the optical axis and the turntable surface increases. Recently, we proposed a solution to the problem of rotation axis calibration.⁷ The approach relies on rotating a checkerboard pattern at a discrete set of angles. One of these angles, to be called the zero angle, corresponds to the pattern surface being approximately perpendicular to the optical axis of one of the cameras in the stereo rig. So-called extrinsic parameters computed for two different angles (one of them being the zero angle) are used to obtain the rotation axis parameters. An accuracy below 1mm was obtained with this technique (accuracy is discussed in Sect. 4).

3.1. Rotation axis calibration

Here, we present a second solution for rotation axis calibration. This new approach is based on tracking a small black ball at several positions around the rotation axis. The height of the ball, and consequently of the to a good approximation horizontal circle it describes, is adjusted to be approximately the same as that of the cameras to ensure high accuracy.

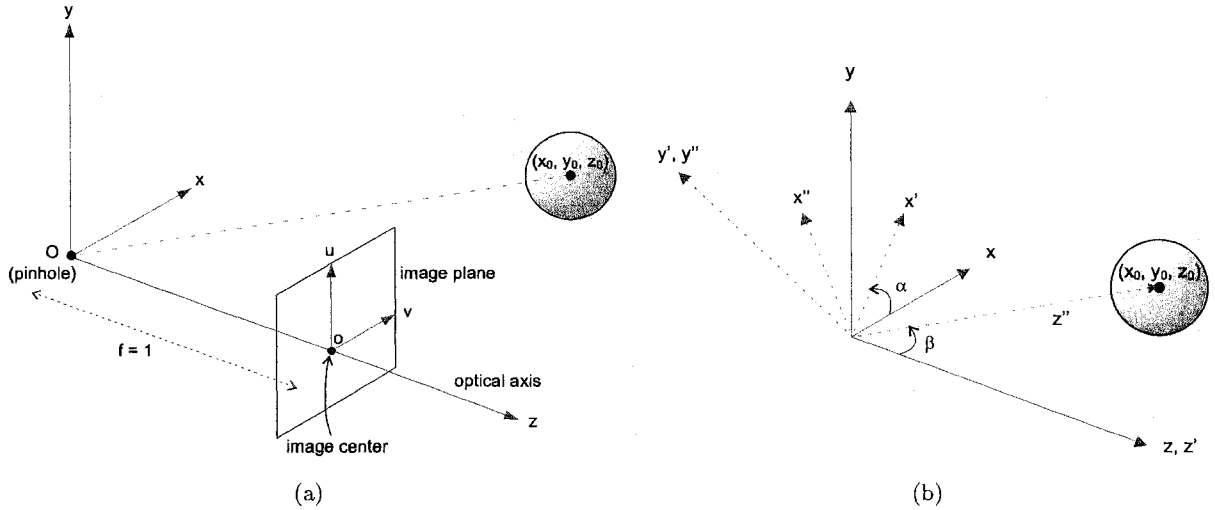


Figure 3. Pinhole projection and the correspondence between the centroid of the projection and the center of the ball. (a) Normalized pinhole projection camera model. (b) Successive Euler rotations to make the vector from the origin to the center of the ball coincide with a z'' axis. In the new coordinates system (x'', y'', z'') , the projection of the outline of the ball, corresponds to the projection of a ball "parallel".

The details are as follows. First, a pair of images of the black ball with a white background is captured with the camera stereo rig. This yields two images of a black spot on a white background. The black spot is easily retrieved from the background with thresholding. The centroid of the spot is found in each image and a 3D point is computed via triangulation. Rotating the ball and repeating the previously described steps gives a cloud of 3D points that lie on a circle. The line passing through the center of the circle and perpendicular to the plane containing the circle is the rotation axis. In our approach, one assumption is made. The reprojections in 3D space of the centroids of the black spots in the images correspond to the same point on the ball, wherever the ball is in space with respect to the cameras (*i.e.* we assume we are tracking a unique feature in space). To show that this assumption is true, we need to compare the projection of the center of the ball to the centroid of the projection of the whole ball. If they are the same, then tracking the centroid will correspond to tracking the center of the ball. This is indeed true as we now show.

The projection of a point (x, y, z) in space on the image plane (u, v) of a camera can be analytically described by the so-called pinhole normalized projection illustrated in Fig. 3 (a).¹⁶ Here, (x, y) corresponds to coordinates in the camera plane where $(0, 0)$ is the position of the pinhole and z is the "depth". We have

$$\begin{aligned} u &= x/z, \\ v &= y/z. \end{aligned} \tag{1}$$

To project a ball of radius r centered at an arbitrary position (x_0, y_0, z_0) , we parameterize the surface of the ball with local spherical coordinates centered at (x_0, y_0, z_0) as follows

$$\begin{aligned} x - x_0 &= r \sin \theta \cos \phi, \\ y - y_0 &= r \sin \theta \sin \phi, \\ z - z_0 &= r \cos \theta, \end{aligned} \tag{2}$$

$$\theta \in [0, \pi[, \phi \in [0, 2\pi[.$$

When projected, this leads to the normalized projection coordinates

$$\begin{aligned} u &= \frac{x_0 + r \sin \theta \cos \phi}{z_0 + r \cos \theta}, \\ v &= \frac{y_0 + r \sin \theta \sin \phi}{z_0 + r \cos \theta}. \end{aligned} \quad (3)$$

This parametric representation of the ball's projection is not convenient to use, since we do not have a one-to-one mapping between points in the projection and points on the ball. Said differently, there correspond 2 values of the pair (θ, ϕ) (*i.e.* two points on the ball) for each point in the projection. It is easier to find an equation for the contour of the projection (see Fig. 3 (b)). For this, we first apply two successive Euler rotations to make the new z axis denoted z'' go through the ball's center, as illustrated in Fig. 3 (b) (after the first Euler rotation, we get an intermediate coordinate system with coordinates (x', y', z')). The final coordinate system has coordinates (x'', y'', z'') . In this coordinate system, the contour of the projection in the image plane corresponds to the projection of a parallel circle of the ball (for short a "parallel") with respect to the z'' direction (in the same way that parallels are defined for earth with respect to its axis of rotation). To see this, imagine a cone with apex at origin O that is tangent to the ball, the intersection of this cone with the ball is the parallel and the intersection of the cone with the image plane is the contour of the projected ball. The parallel lies in a plane perpendicular to the z'' axis at a distance $d_0 = \sqrt{x_0^2 + y_0^2 + z_0^2}$ from the origin, *i.e.* $z'' = d_0$, where d_0 is the distance from the ball's center to the origin. Hence, the equation of the parallel is easily written down

$$\begin{aligned} z'' &= d_0, \\ y'' &= r'' \sin \phi'', \\ x'' &= r'' \cos \phi'', \\ \phi'' &\in [0, 2\pi[\end{aligned} \quad (4)$$

where r'' is the radius of the parallel (by simple geometry $r'' = r\sqrt{1 - r^2/d_0^2} < r$). The transformation between the (x'', y'', z'') and (x, y, z) coordinates is given by

$$\begin{bmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{bmatrix} = R_{y'}(\beta)R_z(\alpha) \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}, \quad (5)$$

where $R_z(\alpha)$ is a rotation matrix around the z axis and $R_{y'}(\beta)$ is a rotation matrix around the y' axis (see Fig. 3 (b)). From Eqs. (4) and (5), it is easily shown analytically that when the center of the ball is on the z axis (*i.e.* center given by $(0, 0, z_0)$), the contour of the projection of the ball is a circle given by

$$u = \frac{r'' \cos \phi''}{d_0}, \quad (6)$$

$$v = \frac{r'' \sin \phi''}{d_0}, \quad (7)$$

$$\phi'' \in [0, 2\pi[.$$

For all other cases, the projected coordinates for the parallel take on the form

$$u = \frac{a \cos \phi'' - b \sin \phi'' + c}{d \cos \phi'' + e}, \quad (8)$$

$$v = \frac{f \cos \phi'' - g \sin \phi'' + h}{d \cos \phi'' + e}, \quad (9)$$

$$\phi'' \in [0, 2\pi[,$$

where a, b, \dots, h are constants that depend on x_0, y_0 , and z_0 . The last equation defines a curve in the (u, v) plane. Demonstrating analytically that the centroid of this curve corresponds to the projection of the ball's center is difficult. Instead, we have resorted to numerical simulations in Matlab which showed that the centroid of the curve is equal to $(x_0/z_0, y_0/z_0)$ to within 0.01%. The reprojection of the point $(x_0/z_0, y_0/z_0)$ in 3D space is a line (see Eq. (2) and Fig. 3) which passes through the center of the ball (x_0, y_0, z_0) . Hence, our initial assumption is proven true and we are tracking a unique feature, the center of the ball.

3.2. Translation axis calibration

Knowing the parameters describing the rotation axis is not sufficient to obtain a 3D model with our system. It is also necessary to determine the direction of displacement in space of the translation stage. Our approach for translation axis calibration has been detailed in earlier work.⁷ It is based on tracking a black flat disk on a white background as it is translated, similarly to tracking a rotating ball as described above. In fact, the technique we developed for translation axis calibration motivated us to develop the approach for rotation axis calibration presented here.

4. RESULTS AND DISCUSSION

To evaluate the accuracy of the approach herein described, results will be compared with our other method for rotation axis calibration we described previously.⁷

4.1. Rotation axis results

To acquire calibration data, the small black ball is fixed at one end of a thin stainless steel rod (rod radius = 2.4mm (0.094 in)) at about the same height as the cameras. The other end of the rod is fixed to a base plate mounted on the rotation stage. The rod is approximately parallel to the mechanical axis of rotation of the rotation stage. The distance of the rod, and hence of the ball, to this axis will be denoted by d_{axis} . With this set-up, we rotate the ball at a discrete set of N angular positions uniformly distributed over 360° (angular separations of $360^\circ/N$). These positions serve as data to calibrate the axis.

In developing our technique, we studied the effect of varying the number of angular positions N , the size of the ball used (radius r), and the distance to axis d_{axis} . Tables 1 and 2 show the results of our approach using balls of two different radii, while results obtained in earlier work⁷ with a checkerboard pattern are reproduced in Table 3 for comparison. Note: The results obtained with the ball approach must be offset by 30mm in the y dimension compared the checkerboard approach; this due to the way coordinate reference frames are defined in both approaches.

From Tables 1 and 2, one can see that the size of the ball, the number of positions used and the distance of the ball to the mechanical axis of the rotation stage do not significantly alter the results of the calibration procedure. From our mechanical design, the direction of the rotation axis and the position of the point on the rotation axis are supposed to be respectively $(0, 1, 0)$ and $(30, 30, 0)$ mm. As regards the axis direction, our calibration technique gives results in close agreement with the mechanical design and comparable to those obtained with the checkerboard approach (Table 3). For the point on the axis found, the x and y coordinates found are close

Table 1. Results of the rotation axis calibration procedure using a large ball of radius $r = 12.7\text{mm}$ (0.5in).

Distance to axis (d_{axis})	Number of positions (N)	Direction of axis obtained	Point on the axis found (mm)
1cm	10	(0.0008, 1.0000, -0.0012)	(30.3831, 30.0939, -2.5256)
	15	(0.0009, 1.0000, -0.0013)	(30.3828, 30.0839, -2.5214)
	20	(0.0008, 1.0000, -0.0013)	(30.3819, 30.0826, -2.5180)
2cm	10	(0.0011, 1.0000, -0.0017)	(30.3699, 30.1312, -2.5087)
	15	(0.0011, 1.0000, -0.0017)	(30.3659, 30.1314, -2.4944)
	20	(0.0011, 1.0000, -0.0017)	(30.3684, 30.1390, -2.4989)
Average:		(0.0010, 1.0000, -0.0015)	(30.3753, 30.1103, -2.5112)

Table 2. Results of the rotation axis calibration procedure using a small ball of radius $r = 6.35\text{mm}$ (0.25in).

Distance to axis (d_{axis})	Number of positions (N)	Direction of axis obtained	Point on the axis found (mm)
1cm	10	(0.0016, 1.0000, -0.0011)	(30.3751, 30.1139, -2.4850)
	15	(0.0015, 1.0000, -0.0011)	(30.3766, 30.1124, -2.4854)
	20	(0.0015, 1.0000, -0.0012)	(30.3747, 30.1076, -2.4889)
2cm	10	(0.0016, 1.0000, -0.0013)	(30.3685, 30.1108, -2.4862)
	15	(0.0018, 1.0000, -0.0013)	(30.3591, 30.1119, -2.4636)
	20	(0.0016, 1.0000, -0.0014)	(30.3621, 30.1098, -2.4682)
Average:		(0.0016, 1.0000, -0.0012)	(30.3694, 30.1111, -2.4796)

Table 3. Results of the rotation axis calibration procedure using the checkerboard pattern. To compare this table with Tables 1 and 2, the y coordinate of the point on the axis found in the present table must be offset by 30mm.

Angle	Direction of axis obtained	Point on the axis found (mm)
5°	(0.0086, 1.0000, 0.0002)	(29.5739, 0, -0.6834)
10°	(0.0036, 1.0000, 0.0002)	(29.7403, 0, -0.6584)
15°	(0.0018, 1.0000, 0.0002)	(29.8251, 0, -0.6530)
20°	(0.0012, 1.0000, 0.0002)	(29.8314, 0, -0.6492)
25°	(0.0009, 1.0000, 0.0003)	(29.8303, 0, -0.6317)
30°	(0.0003, 1.0000, 0.0002)	(29.8364, 0, -0.6276)
35°	(0.0001, 1.0000, 0.0002)	(29.8212, 0, -0.6309)
Average	(0.0024, 1.0000, 0.0002)	(29.7798, 0, -0.6477)

to what they should be mechanically. However for the z coordinate, there is a systematic error of $\approx 2.5\text{mm}$. One reason for this error is that in our mathematical development, it was assumed that the ball hangs freely in space. In reality, we need to fix the ball on a small rod. We observed that this leads to small errors in determining the centroids in the 2D images of the ball because then segmentation of the ball from the background is not perfect. Thus, there is an error in the pairs of pixel coordinates used for stereo triangulation. This translates into an error in estimating the depth of points. It can be shown mathematically that this error is directly proportionnal to the distance to the objects one tries to locate by triangulation, *i.e.* the greater the depth, the greater the error to be

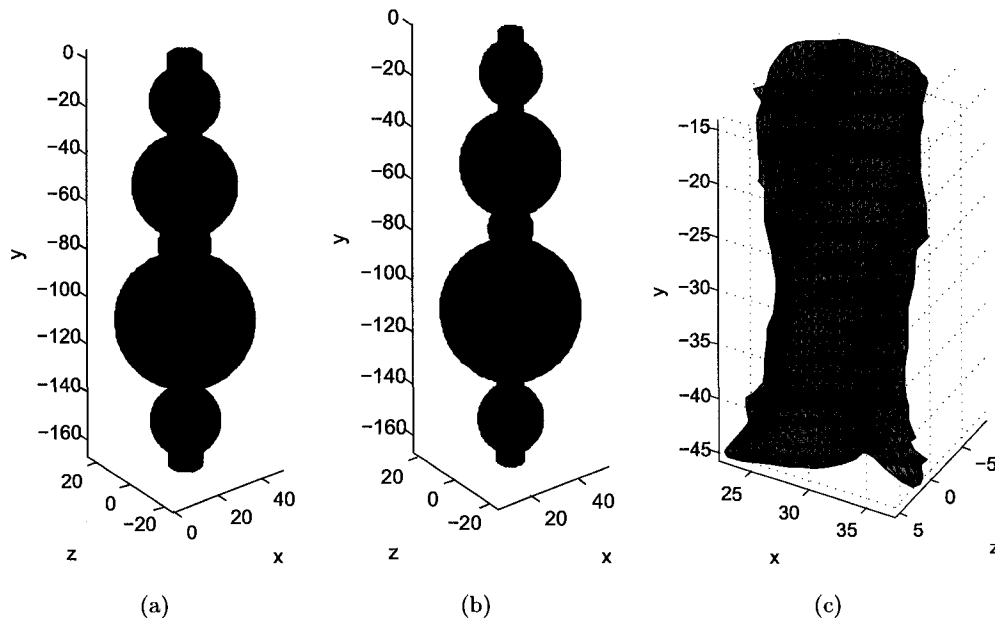


Figure 4. Validation shape and mouse reconstruction. (a) CAD drawing of the validation shape. (b) Reconstruction of the validation shape. (c) Reconstruction of a mouse torso. The mouse’s back is seen here.

expected. Here the distance from the objects to the cameras is about 400mm on average. The approach using a checkerboard does not suffer from this problem as it does not rely on triangulation. However, the approach with a ball is easier to implement as it requires less mechanical parts. We are still investigating in more detail the 2.5mm error, because it seems systematic and we would like to understand it better and why it is of that magnitude.

4.2. Examples of 3D scans

Once we determine the axes of rotation and translation, we have all we need to obtain a 3D model. In what follows, we use the calibration parameters obtained with the checkerboard technique. In all results presented, when an object was scanned, the increment between successive angular positions of the rotation stage was 5° and the translation stage was moved in steps of 1mm. Fig. 4 (a) and (b) depict the CAD drawing of our validation shape along with its reconstruction with our system. Subjectively, the difference between the drawing and the reconstructed model is difficult to discern. Since we have the CAD drawing (which is an exact model of the validation shape), it can be quantitatively compared with the reconstructed model. To do this, we evaluate the distance between a measured point and the nearest point on the CAD drawing (this distance is a measure of the error). For all the points measured on the validation, this distance was always less than 1mm. We also scanned the torso of a hairy dead frozen mouse. The 3D model obtained is illustrated in Fig. 4 (c).

5. CONCLUSION AND FUTURE WORK

We described a new approach for rotation axis calibration, which is simple and intuitive. It is based on rotating a small ball in front of a stereo pair of cameras. When compared to another technique we developed recently that uses a checkerboard, the new approach proves to be less accurate in determining the depth (z coordinate) of

a point on the rotation axis. A difference in depth of approximately 2.5mm was found between the CAD model of our set-up and that obtained by calibration with a ball whereas it is <1mm when the CAD model is compared to the checkerboard approach. We are working on understanding the origin of this relatively large difference in depth with the ball approach. For all other parameters, both approaches yield comparable results. The advantage of the ball approach is to be simpler to implement, both computationally and as regards mechanical parts needed. Future work includes changing the camera lenses to diminish the effect of lens distortion. We also want to improve our system so it can better deal with more complex shapes (not just mice torsos) and with shapes with concavities. Our 3D computer vision system is an optimal solution for scanning small animals in a DOT scanner. Our approach is simple and precisely measures the position where laser light penetrates the animal. System complexity is kept minimal as the same laser source is used for surface and tomographic measurements.

6. ACKNOWLEDGEMENTS

Support from Spectra-Physics and Canada Foundation for Innovation (CFI) On-going New Opportunities Fund is gratefully acknowledged. This CFI grant has allowed the purchase of the the major equipments used in this work. Financial support from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) (Discovery Grant and Research Tools and Instruments Grant) and the Université de Sherbrooke (Fonds de démarrage) has also made this research possible.

REFERENCES

1. W. Lorensen and H. Cline, "Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm," *Computer Graphics* **21**(4), pp. 163–170, 1987.
2. M. Potmesil, "Generating octree models of 3d objects from their silhouettes in a sequence of images," *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* **40**(1), pp. 1–29, 1987.
3. B. Vemuri and J. Aggarwal, "3D model construction from multiple views using range and intensity data," in *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 435–437, 1986.
4. M. Sainz, R. Pajarola, and A. Mercade, "A simple approach for point-based object capturing and rendering," *IEEE Journal of Computer Graphics and Applications* **24**(4), pp. 24–33, 2004.
5. F. Sadlo, T. Weyrich, R. Peikert, and M. Gross, "A practical structured light acquisition system for point-based geometry and texture," in *Proceedings of the Eurographics Symposium on Point-Based Graphics*, pp. 89–98, 2005.
6. Y. Chen and G. Medioni, "Object modeling by registration of multiple range images," in *Proceedings of the 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2724–2729, April 1991.
7. P. Besl and N. McKay, "A method for registration of 3D shapes," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **14**, pp. 239–256, February 1992.
8. Z. Zhang, "Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces," *International Journal of Computer Vision* **13**(2), pp. 119–152, 1994.
9. C. Dorai, J. Weng, and A. Jain, "Optimal registration of object views using range data," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **19**, pp. 1131–1138, October 1997.
10. C. Dorai, G. Wang, A. Jain, and C. Mercer, "Registration and integration of multiple object views for 3D model construction," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **20**, pp. 83–89, January 1998.
11. G. Turk and M. Levoy, "Zippered polygon meshes from range images," in *Proceedings of SIGGRAPH 94*, pp. 311–318, July 1994.
12. G. Blais and M. Levine, "Registering multiview range data to create 3D computer objects," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **17**, pp. 820–824, August 1995.

13. R. Bergevin, M. Soucy, H. Gagnon, and D. Laurendeau, "Towards a general multiview registration technique," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **18**, pp. 540–547, May 1996.
14. R. Benjemaa and F. Schmitt, "Fast global registration of 3D sampled surfaces using a multi-z-buffer technique," in *Proceedings of the International Conference on Recent Advances in 3D Digital Imaging and Modeling*, pp. 113–120, May 1997.
15. K. Pulli, "Multiview registration for large data sets," in *Proceedings of the 2nd International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling*, pp. 160–168, October 1999.
16. E. Trucco and A. Verri, *Introductory Techniques for 3D Computer Vision*, Prentice Hall, 1998.

TROISIÈME PARTIE

Conclusion

Conclusion

Dans le cadre des présents travaux de maîtrise, les différents types de mesures courantes en tomographie optique (CW, TD et FD) ainsi que les systèmes existants de TOD ont été présentés. Pour tous les systèmes, le type de mesure utilisé a été présenté, accompagné d'une description du système et de l'approche permettant d'obtenir une description de la forme extérieure 3D du sujet. Après avoir fait un survol des différents systèmes de TOD, nous avons conclu qu'ils offrent des résultats prometteurs. En ce qui a trait à la reconstruction 3D de la forme extérieure des sujets pour la TOD sans contact, il a été noté que les systèmes faits sur mesure pour le tomographe sont les plus efficaces. Par contre, il n'existe toujours pas de système pour la reconstruction 3D qui ne nécessite pas de mouvement mécanique complexe et qui mesure l'endroit exact où la lumière pénètre dans le sujet.

Puis, la chaîne de traitement des données pour l'acquisition d'un modèle 3D a été présentée. Les différentes approches pour l'acquisition d'un nuage de points ont été explorées : les approches passives et les approches actives. Les étapes menant à l'obtention d'une description de la surface du sujet ont ensuite été analysées : étalonnage du système, alignement de vues, modélisation et correction des erreurs ainsi que la représentation de la surface. Il a été conclu qu'il existe plusieurs façons d'obtenir un modèle 3D et que chacune avait ses avantages et ses inconvénients : un système très précis exige de longs temps de calcul alors qu'un système plus simple et rapide offre des résultats de qualité inférieure. Par exemple, obtenir deux fois plus de points pour décrire une modèle 3D dans une système d'acquisition utilisant un point laser prend environ deux fois plus de temps.

Suite à la revue de littérature, on peut conclure qu'un système possédant une architecture lui permettant de s'intégrer aux autres modalités d'imagerie médicale tout en surpassant les limitations des systèmes de reconstruction 3D existant était la solution de mise pour s'intégrer au système de TOD en développement au sein du groupe TomOptUS. Pour atteindre les objectifs fixés, nous avons proposé une approche active utilisant un système

de vision stéréoscopique, le point lumineux du laser du tomographe et les plateformes de translation et rotation du tomographe.

Plus précisément, deux algorithmes pour l'étalonnage de l'axe de rotation ont été développés et testés : le premier suivant la rotation du damier et l'autre suivant la rotation d'une sphère autour du centre du plateau de rotation. Les deux approches se sont avérées particulièrement utiles dans un système utilisant un plateau de rotation dont l'axe est perpendiculaire à l'axe optique des caméras.

Les résultats de l'étalonnage de l'axe de rotation publiés dans les articles révèlent que l'approche utilisant un damier est précise à moins de 1 *mm* lors de la détermination des paramètres de l'axe alors que l'approche utilisant une sphère génère une erreur d'environ 2.5 *mm* en profondeur (le long de l'axe des z). Des résultats obtenus après la publication des articles ont démontré que l'erreur en z est directement liée à l'erreur d'étalonnage des caméras. Après un nouvel étalonnage des caméras où l'erreur est plus petite, l'erreur en z pour l'étalonnage de l'axe de rotation avec un damier est environ trois fois plus petite. Pour l'approche avec une sphère, l'erreur est environ 10 fois plus petite. L'avantage de l'approche utilisant une sphère est d'être plus simple lors de la mise en œuvre autant pour les calculs qu'en terme des pièces mécaniques requises dans le montage. Nous avons aussi présenté un algorithme pour l'étalonnage de l'axe de translation qui offre une précision du même ordre que pour l'étalonnage de l'axe de rotation utilisant un damier.

Les résultats de l'étalonnage des axes ont été utilisés avec le système de reconstruction 3D pour mesurer un fantôme (*i.e.*, une forme de validation) avec une précision en dessous de 1 *mm*. La précision du système chute lorsque la lumière du laser est tangente au sujet. La forme extérieure d'une souris morte congelée a aussi été mesurée.

Dans la prochaine mise en œuvre de notre système, nous voulons changer les lentilles des caméras qui introduisent de grandes distorsions. Bien que nous effectuons l'étalonnage des caméras, l'erreur d'étalonnage est affectée par la distorsion des lentilles. Des lentilles introduisant peu de distorsion permettrait de minimiser l'erreur d'étalonnage des caméras et par le fait même, d'obtenir de meilleurs résultats pour l'étalonnage de l'axe de rotation.

Un autre facteur qui permet d'obtenir des mesures plus précises est l'orientation des deux caméras du système de vision stéréoscopique. Si les axes optiques des deux caméras sont parallèles, le nombre de fois où le point laser est vu par une seule des deux caméras (points cachés) est minimisé. Le système peut donc mesurer des points sur le sujet dans un maximum de situations. Par contre, l'erreur sur la mesure du point lors de la triangulation est plus grande que lorsque l'angle entre les deux axes optiques est grand. Le désavantage d'avoir un grand angle entre les axes optiques est que le nombre de points cachés n'est pas minimisé. Un des objectifs pour le futur est de mener une étude pour déterminer la plage d'angles entre les axes optiques pour laquelle le meilleur compromis est obtenu entre la précision du système et la minimisation du nombre de points cachés.

Nous voulons aussi apporter les modifications nécessaires afin de pouvoir mesurer des formes complexes (*i.e.*, pas uniquement le torse d'une souris) et des concavités. Il y a quelques facteurs à considérer pour arriver à cet objectif.

La façon de faire tenir la souris lorsqu'on mesure sa forme joue un rôle important. Dans notre système, la souris est suspendue, attachée par ses pattes avant à deux tiges. Bien que nous avons utilisé de très petites tiges, leur grosseur est non-négligeable. Il existe donc une région de la souris que notre système ne peut pas mesurer directement et qui doit être déduite par interpolation. Un des objectifs pour le futur est de trouver une façon de faire tenir la souris tout en la laissant visible à partir du plus grand nombre de points de vue possibles.

Le type de système de vision numérique a aussi un impact sur les formes, complexe ou non par exemple, qu'il est possible de mesurer. Nous utilisons un système de stéréoscopie active avec un point laser. Un système avec une ligne laser ou avec un patron de lumière structurée permet l'acquisition de plusieurs points à la fois contrairement au système avec un point laser. Afin de toujours pouvoir mesurer où la lumière laser pénètre le sujet avec notre système, il serait intéressant de considérer un système de vision numérique qui peut passer du mode « point laser » à un autre mode, comme « ligne laser » ou « patron de lumière structurée ». Ainsi, le mode approprié pourrait être choisi pour mesurer la forme extérieure d'un sujet ou l'endroit où la lumière pénètre ce dernier.

Finalement, notre système demeure une solution très efficace et optimale pour mesurer la forme extérieure de petits animaux dans un système de TOD sans contact. Notre approche est simple et mesure précisément la position à laquelle la lumière laser pénètre dans l'animal, une information très importante pour la reconstruction tomographique. La complexité du système de TOD est minimisée en utilisant le laser pour les mesures de la surface du sujet et pour les mesures tomographiques.

BIBLIOGRAPHIE

- ALGORRI, M.-E., SCHMITT, F. (1996). *Surface reconstruction from unstructured 3D data*. Computer Graphics Forum, volume 15, numéro 1, pages 47–60.
- ART Advanced Research Technologies Inc. (January 2004). *Pre-clinical optical molecular imager*, ART Advanced Research Technologies Inc., 2300 Alfred-Nobel Blvd., Saint-Laurent, QC, Canada, H4S 2A4.
- BECKER, A., HESSENIUS, C., LICHA, K., EBERT, B., SUKOWSKI, U., SEMMLER, W., WIEDENMANN, B., GROTZINGER, C. (April 2001). *Receptor-targeted optical imaging of tumors with near-infrared fluorescent ligands*. Nature Biotechnology, volume 19, numéro 4, pages 327–331.
- BELENKOV, A., GUOBIN, M., GALLANT, P., MCINTOSH, L. (2004). *Fluorescence lifetime imaging in turbid media using a time-domain optical imager*. Poster presentation originally presented during the Annual Meeting of the Academy of Molecular Imaging on March 29, 2004.
- BENJEMAA, R., SCHMITT, F. (May 1997). *Fast global registration of 3D sampled surfaces using a multi-z-buffer technique*. Proceedings of the International Conference on Recent Advances in 3D Digital Imaging and Modeling, pages 113–120.
- BERGEVIN, R., SOUCY, M., GAGNON, H., LAURENDEAU, D. (May 1996). *Towards a general multiview registration technique*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, volume 18, numéro 5, pages 540–547.
- BERNARDINI, F., BAJAJ, C., CHEN, J., SCHIKORE, D. (August–October 1999). *Automatic reconstruction of 3D CAD models from digital scans*. International Journal of Computational Geometry and Applications, volume 9, numéro 4–5, pages 327–370.
- BERNARDINI, F., MARTIN, I., RUSHMEIER, H. (2001). *High-quality texture reconstruction*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, volume 7, numéro 4, pages 318–332.
- BERNARDINI, F., RUSHMEIER, H. (2000). *Strategies for registering range images from unknown camera positions*. Three-Dimensional Image Capture and Applications III, (Proceedings of SPIE 3958), pages 200–206.
- BERNARDINI, F., RUSHMEIER, H. (2002). *The 3D Model Acquisition Pipeline*. Computer Graphics Forum, volume 21, numéro 2, pages 149–172.
- BESL, P., MCKAY, N. (February 1992). *A method for registration of 3D shapes*. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, volume 14, numéro 2, pages 239–256.
- BLAIS, G., LEVINE, M. (August 1995). *Registering multiview range data to create 3D computer objects*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, volume 17, numéro 8, pages 820–824.
- BLUESTONE, A., ABDOULAEV, G., SCHIMTZ, C., BARBOUR, R., HIELSCHER, A. (September 2001). *Three-dimensional optical tomography of hemodynamics in the human head*. Optics Express, volume 9, numéro 6, pages 272–286.

- BLUESTONE, A., STEWART, M., , LEI, B., KASS, I., LASKER, J., ABDOULAIEV, G., HIELSCHER, A. (September/October 2004). *Three-dimensional optical tomographic imaging in small animals, part 2 : Unilateral carotid occlusion*. Journal of Biomedical Optics, volume 9, numéro 5, pages 1063–1073.
- BLUESTONE, A., STEWART, M., LASKER, J., ABDOULAIEV, G., HIELSCHER, A. (September/October 2004). *Three-dimensional optical tomographic imaging in small animals, part 1 : hypercapnia*. Journal of Biomedical Optics, volume 9, numéro 5, pages 1046–1062.
- CHEN, Y., MEDIONI, G. (April 1991). *Object modeling by registration of multiple range images*. Proceedings of the 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2724–2729.
- CHERRY, S. (February 2004). *In vivo molecular and genomic imaging : new challenges for imaging physics*. Physics in Medicine and Biology, volume 49, numéro 3, pages R13–R48.
- CLARKE, T., FRYER, J. (1998). *The development of camera calibration methods and models*. Photogrammetric Record, volume 16, numéro 91, pages 51–66.
- CUBEDDU, R., COMELLI, D., D'ANDREA, C., TARONI, P., VALENTINI, G. (2002). *Time-resolved fluorescence imaging in biology and medicine*. Journal of Physics D : Applied Physics, volume 35, numéro 9, pages R61–R76.
- CURLESS, B., LEVOY, M. (August 1996). *A volumetric method for building complex models from range images*. Proceedings of SIGGRAPH 96, ACM SIGGRAPH, Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, pages 303–312.
- DELIOLANIS, N., LASSER, T., HYDE, D., SOUBRET, A., RIPOLL, J., NTZIA-CHRISTOS, V. (February 2007). *Free-space fluorescence molecular tomography utilizing 360° geometry projections*. Optics Letters, volume 32, numéro 4, pages 382–384.
- DORAI, C., WANG, G., JAIN, A., MERCER, C. (January 1998). *Registration and integration of multiple object views for 3D model construction*. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, volume 20, numéro 1, pages 83–89.
- DORAI, C., WENG, J., JAIN, A. (October 1997). *Optimal registration of object views using range data*. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, volume 19, numéro 10, pages 1131–1138.
- EDELSBRUNNER, H. (1998). *Shape reconstruction with Delaunay complex*. LATIN'98 : Theoretical Informatics. Third Latin American Symposium, Campinas, Brazil, pages 119–132.
- EGGERT, D., FITZGIBBON, A., FISHER, R. (August 1996). *Simultaneous registration of multiple range views for use in reverse engineering*. Proceedings of the 13th International Conference on Pattern Recognition, volume 1, pages 243–247.
- FAUGERAS, O. (1993). *Three-dimensional computer vision : A geometric viewpoint*. The MIT Press.
- GAGNON, E., RIVEST, J.-F., GREENSPAN, M., BURTONYK, N. (1999). *A computer-assisted range image registration system for nuclear waste cleanup*. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, volume 48, numéro 3, pages 758–762.

- Genex Technologies, Inc. (2003). *Rainbow 3D*, Genex Technologies, Inc., 10605 Concord Street, Suite 500, Kensington, MD 20895.
- GIBSON, A., HEBDEN, J., ARRIDGE, S. (February 2005). *Recent advances in diffuse optical imaging*. Physics in Medicine and Biology, volume 50, numéro 4, pages R1–R43.
- GOMES, J., FAUGERAS, O. (2000). *Level sets and distance functions*. Proceedings of the 6th European Conference on Computer Vision, pages 588–602.
- GONZALEZ, R., WOODS, R. (1993). *Digital image processing*. Addison-Wesley.
- GOPI, M., KRISHNAN, S., SILVA, C. (2000). *Surface reconstruction based on lower dimensional localized Delaunay triangulation*. Proceedings of Eurographics 2000, pages 467–479.
- HEBDEN, J. (July 2003). *Advances in optical imaging of the newborn infant brain*. Psychophysiology, volume 40, numéro 4, pages 501–510.
- HEBDEN, J., GIBSON, A., AUSTIN, T. MD YUSOF, R., EVERDELL, N., DELPY, D., ARRIDGE, S., MEEK, J., WYATT, J. (April 2004). *Imaging changes in blood volume and oxygenation in the newborn infant brain using three-dimensional optical tomography*. Physics in Medicine and Biology, volume 49, numéro 7, pages 1117–1130.
- HEBDEN, J., GIBSON, A., MD YUSOF, R., EVERDELL, N., HILLMAN, E., DELPY, D., ARRIDGE, S., AUSTIN, T., MEEK, J., WYATT, J. (December 2002). *Three-dimensional optical tomography of the premature infant brain*. Physics in Medicine and Biology, volume 47, numéro 23, pages 4155–4166.
- HEBDEN, J., YATES, T., GIBSON, A., EVERDELL, N., ARRIDGE, S., CHICKEN, D., DOUEK, M., KESHTGAR, M. (Sep-Oct 2005). *Monitoring recovery after laser surgery of the breast with optical tomography : a case study*. Physics in Medicine and Biology, volume 10, numéro 5, pages 1898–1904.
- HEBERT, P., LAURENDEAU, D., POUSSART, D. (1993). *Scene reconstruction and description : geometric primitive extraction from multiple viewed scattered data*. Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pages 286–292.
- HERNÁNDEZ, C., SCHMITT, F. (Janvier 2004). *Une approche par modèle déformable pour reconstruction 3D de haute qualité d'objets photographiés*. RFIA 2004, 14ème Congrès Francophone AFRIF-AFIA de Reconnaissance des Forme et Intelligence Artificielle, Toulouse, France, volume 2, pages 905–914.
- HIELSCHER, A. (February 2005). *Optical tomographic imaging of small animals*. Current Opinion in Biotechnology, volume 16, numéro 1, pages 79–88.
- HIELSCHER, A., BLUESTONE, A., ABDOULAEV, G., KLOSE, A., LASKER, J., STEWART, M., NETZ, U., BEUTHAN, J. (2002). *Near-infrared diffuse optical tomography*. Disease Markers, volume 18, numéro 5-6, pages 313–337.
- HILTON, A., STODDART, A., J., I., WINDEATT, T. (1996). *Reliable surface reconstruction from multiple range images*. Fourth European Conference on Computer Vision, volume 1, pages 117–126.

- HOPPE, H., DEROSE, T., DUCHAMP, T., MCDONALD, J., STUETZLE, W. (1993). *Mesh optimization*. Proceedings of SIGGRAPH 93, Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, pages 19–26.
- JOHNSON, A., KANG, S. (May 1997). *Registration and integration of textured 3D data*. Proceedings of the International Conference on Recent Advances in 3D Digital Imaging and Modeling, pages 234–241.
- KASS, M., WITKIN, A., TERZOPOULOS, D. (1987). *Snakes : active contour models*. International Journal of Computer Vision, volume 1, numéro 4, pages 321–331.
- KUO, C., STEARNS, D., RICE, B. (2004). *Photon source localization and intensity quantification in diffuse luminescence imaging tomography*. Abstract No. 290 – OSA, Biomedical Topical Meeting 4/2004.
- LEVOY, M., GINSBERG, J., SHADE, J., FULK, D., PULLI, K., CURLESS, B., RUSINKIEWICZ, S., KOLLER, D., PEREIRA, L., GINZTON, M., ANDERSON, S., DAVIS, J. (2000). *The Digital Michelangelo Project : 3D Scanning of Large Statues*. Proceedings of the 27th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pages 131–144.
- LONG, W., BÉRUBÉ-LAUZIÈRE, Y., HALL, D., MCINTOSH, L. (January 2006). *Method and apparatus for time resolved optical imaging of biological tissues as part of animals*. US patent 6992762 issued on January 31 2006.
- LONG, W., BÉRUBÉ-LAUZIÈRE, Y., MCINTOSH, L. (July 2004). *Method and apparatus for selecting regions of interest in optical imaging*. US patent pending filled on July 8 2004.
- LORENSEN, W., CLINE, H. (1987). *Marching cubes : a high resolution 3D surface construction algorithm*. Computer Graphics, volume 21, numéro 4, pages 163–170.
- MCINTOSH, L., GALLANT, P., BELENKOV, A., AUTHIER, S., FOURNIER, S., A., N. (2004). *Fluorescence lifetime and quantitative volumetric measurements using time-domain small animal optical imaging*. Poster presentation originally presented during the Annual Meeting of the American Association for Cancer Research on March 28, 2004.
- MENCL, R., MÜLLER, H. (1998). *Interpolation and approximation of surfaces from three-dimensional scattered data points*. State of the Art Report (STAR), Eurographics '98.
- NEUGEBAUER, P. (1997). *Reconstruction of real-world objects via simultaneous registration and robust combination of multiple range images*. International Journal of Shape Modeling, volume 3, numéro 1–2, pages 71–90.
- NEUGEBAUER, P., KLEIN, K. (October 1997). *Adaptive triangulation of objects reconstructed from multiple range images*. IEEE Visualization 97, Late Breaking Hot Topics, pages 20–24.
- OBRIG, H., VILLRINGER, A. (January 2004). *Beyond the visible—imaging the human brain with light*. Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism, volume 23, numéro 1, pages 1–18.
- PATTERSON, M. S., CHANCE, B., WILSON, B. (June 1989). *Time resolved reflectance and transmittance for the noninvasive measurement of tissue optical properties*. Applied Optics, volume 28, numéro 12, pages 2331–2336.

- PENTLAND, A., SCLAROFF, S. (1991). *Closed form solutions for physically based shape modelling and recovery*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, volume 13, numéro 7, pages 715–729.
- POLLEYFEYS, M., KOCH, R., VERGAUWEN, M., GOOL, L. (October 1999). *Hand-held acquisition of 3D models with a video camera*. Proceedings of the 2nd International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling, pages 14–23.
- POSDAMER, J. L., ALTSCHULER, M. D. (1982). *Surface measurement by space-encoded projected beam systems*. Computer Graphics and Image Processing, volume 18, numéro 1, pages 1–17.
- POTMESIL, M. (1987). *Generating octree models of 3d objects from their silhouettes in a sequence of images*. Computer Vision, Graphics, and Image Processing, volume 40, numéro 1, pages 1–29.
- PULLI, K. (October 1999). *Multiview registration for large data sets*. Proceedings of the 2nd International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling, pages 160–168.
- PULLI, K., DUCHAMP, T., HOPPE, H., MCDONALD, J., SHAPIRO, L., STUETZLE, W. (May 1997). *Robust meshes from multiple range maps*. Proceedings of the International Conference on Recent Advances in 3D Digital Imaging and Modeling, pages 205–211.
- REED, M., ALLEN, P. (February 1999). *3D modeling from range imagery : an incremental method with a planning component*. Image and Vision Computing, volume 17, numéro 2, pages 99–111.
- RIPOLL, J., SCHULZ, R., NTZIACHRISTOS, V. (September 2003). *Free-space propagation of diffuse light : Theory and experiments*. Physical Review Letters, volume 91, numéro 10, pages 1–4.
- ROCCHINI, C., CIGNONI, P., GANOVELLI, F., MONTANI, C., PINGI, P., SCOPIGNO, R. (May 2001). *Marching intersections : an efficient resampling algorithm for surface management*. Proceedings of the International Conference on Shape Modeling and Applications (SMI 2001). Genova, Italy, pages 296–305.
- ROTH, G. (October 1999). *Registering two overlapping range images*. Proceedings of the 2nd International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling, pages 191–200.
- ROUSSEEUW, P., LEROY, A. (1987). *Robust regression and outlier detection*. Wiley.
- RUTISHAUSER, M., TROBINA, M. (1994). *Merging range images of arbitrarily shaped objects*. Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pages 573–580.
- SADLO, F., WEYRICH, T., PEIKERT, R., GROSS, M. (2005). *A practical structured light acquisition system for point-based geometry and texture*. Proceedings of the Eurographics Symposium on point-based graphics, pages 89–98.
- SAINZ, M., PAJAROLA, R., MERCADE, A. (2004). *A simple approach for point-based object capturing and rendering*. IEEE Journal of Computer Graphics and Applications, volume 24, numéro 4, pages 24–33.
- SALVI, J., PAGS, J., BATLLE, J. (April 2004). *Pattern codification strategies in structured light systems*. Pattern Recognition, volume 37, numéro 4, pages 827–849.

- SCHARSTEIN, D., SZELISKI, R., ZABIH, R. (April-June 2002). *A taxonomy and evaluation of dense two-frame stereo correspondence algorithms*. International Journal of Computer Vision, volume 47, numéro 1–3, pages 7–42.
- SCHÖBERL, J. (July 1997). *NETGEN – an advancing front 2D/3D-mesh generator based on abstract rules*. Computing and Visualization in Science, volume 1, numéro 1, pages 41–52.
- SCHIMTZ, C., LÖCKER, M., LASKER, J., HIELSCHER, A., BARBOUR, R. (February 2002). *Instrumentation for fast functional optical tomography*. Review of Scientific Instruments, volume 73, numéro 2, pages 429–439.
- SCHÜTZ, C., JOST, T., HÜGLI, H. (August 1998). *Multi-feature matching algorithm for free form 3D surface registration*. Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition, volume 2, pages 982–984.
- SCHULZ, R., ECHNER, G., RUHLE, H., STROH, W., VIERLING, J., VOGT, T., PETER, J., SEMMLER, W. (2005). *Development of a fully rotational non-contact fluorescence tomographer for small animals*. 2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, volume 4, pages 2391–2393.
- SCHULZ, R., RIPOLL, J., NTZIACHRISTOS, V. (April 2004). *Experimental fluorescence tomography of tissues with noncontact measurements*. IEEE Transactions on Medical Imaging, volume 23, numéro 4, pages 492–500.
- SEITZ, S. ET COLL. (2006). *Multi-view stereo evaluation web page*. <http://vision.middlebury.edu/mview/>.
- SEITZ, S., CURLESS, B., DIEBEL, J., SCHARSTEIN, D., SZELISKI, R. (June 2006). *A comparison and evaluation of multi-view stereo reconstruction algorithms*. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, volume 1, pages 519–528.
- SETHIAN, J. A. (1996). *Level set methods : Evolving interfaces in geometry, fluid mechanics, computer vision and materials sciences*. Cambridge University Press.
- SOUKY, M., LAURENDEAU, D. (April 1995). *A general surface approach to the integration of a set of range views*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, volume 17, numéro 4, pages 344–358.
- STODDART, A., HILTON, A. (1996). *Registration of multiple point sets*. Proceedings of the 13th International Conference on Pattern Recognition, pages B40–B44.
- SZELISKI, R., SHUM, H. (1997). *Creating full view panoramic mosaics and environment maps*. Proceedings of SIGGRAPH 97, pages 251–258.
- TOTARO, R., BARATTELLI, G., QUARESIMA, V., CAROLEI, A., FERRARI, M. (October 1998). *Evaluation of potential factors affecting the measurement of cerebrovascular reactivity by near-infrared spectroscopy*. Clinical Science, volume 95, numéro 4, pages 497–504.
- TRUCCO, E., VERRI, A. (1998). *Introductory Techniques for 3D Computer Vision*. Prentice Hall.
- TSAI, R. (August 1987). *A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses*. IEEE Journal of Robotics and Automation, volume 3, numéro 4, pages 323–344.

- TURK, G., LEVOY, M. (July 1994). *Zippered polygon meshes from range images*. Proceedings of SIGGRAPH 94, pages 311–318.
- VEMURI, B., AGGARWAL, J. (1986). *3D model construction from multiple views using range and intensity data*. Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pages 435–437.
- WEIK, S. (May 1997). *Registration of 3D partial surface models using luminance and depth information*. Proceedings of the International Conference on Recent Advances in 3D Digital Imaging and Modeling, pages 93–100.
- WEISSTEIN, E. W. (2002). *Zero set*. From MathWorld—A Wolfram Web Resource. <http://mathworld.wolfram.com/ZeroSet.html>.
- WHEELER, M., SATO, Y., IKEUCHI, K. (1998). *Consensus surfaces for modeling 3D objects from multiple range images*. Sixth International Conference on Computer Vision, pages 917–924.
- WHITAKER, R. T. (1998). *A level-set approach to 3D reconstruction from range data*. International Journal of Computer Vision, volume 29, numéro 3, pages 203–231.
- WU, J., PERELMAN, L., DASARI, R., FELD, M. (August 1997). *Fluorescence tomographic imaging in turbid media using early-arriving photons and laplace transforms*. Proceedings of the National Academy of Sciences, volume 94, numéro 16, pages 8783–8788.
- WU, J., WANG, Y., PERELMAN, L., ITZKAN, I., DASARI, R., FELD, M. (March 1995). *Time-resolved multichannel imaging of fluorescent objects embedded in turbid media*. Optics Letters, volume 20, numéro 5, pages 489–491.
- Xenogen Corporation (2005). *IVIS® Imaging System 3D Series*, Xenogen Corporation, 860 Atlantic Avenue, Alameda, California 94501.
- YATES, T., HEBDEN, J., GIBSON, A., ENFIELD, L., EVERDELL, N., ARRIDGE, S., DELPY, D. (Sep-Oct 2005). *Time-resolved optical mammography using a liquid coupled interface*. Physics in Medicine and Biology, volume 10, numéro 5, pages 054011–1 – 054011–10.
- YATES, T., HEBDEN, J., GIBSON, A., EVERDELL, N., ARRIDGE, S., DOUEK, M. (June 2005). *Optical tomography of the breast using a multi-channel time-resolved imager*. Physics in Medicine and Biology, volume 50, numéro 11, pages 2503–2517.
- ZACHARIS, G., KAMBARA, H., SHIH, H., RIPOLL, J., GRIMM, J., SAEKI, Y., WEISSLEDER, R., NTZIACHRISTOS, V. (December 2005). *Volumetric tomography of fluorescent proteins through small animals in vivo*. Proceedings of the National Academy of Sciences, volume 102, numéro 51, pages 18252–18257.
- ZHANG, Z. (1994). *Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces*. International journal of computer vision, volume 13, numéro 2, pages 119–152.
- ZHENG, J. Y. (February 1994). *Acquiring 3D models from sequences of contours*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, volume 16, numéro 2, pages 163–178.
- ZINT, C., UHRING, W., TORREGROSSA, M., CUNIN, B., POULET, P. (June 2003). *Streak camera : a multidetector for diffuse optical tomography*. Applied Optics, volume 42, numéro 16, pages 3313–3320.