



Vers de la tomographie volumique à faisceau conique sur arceau chirurgical mobile

Imane Lemammer, Olivier J.J. Michel, H Ayasso, Steeve Zozor, Guillaume Bernard

► To cite this version:

Imane Lemammer, Olivier J.J. Michel, H Ayasso, Steeve Zozor, Guillaume Bernard. Vers de la tomographie volumique à faisceau conique sur arceau chirurgical mobile. GRETSI 2019 - XXVIIème Colloque francophone de traitement du signal et des images, Aug 2019, Lille, France. hal-02357274

HAL Id: hal-02357274

<https://hal.science/hal-02357274>

Submitted on 9 Nov 2019

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

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

Vers de la tomographie volumique à faisceau conique sur arceau chirurgical mobile

Imane LEMAMMER^{1,2}, Olivier MICHEL¹, Hacheme AYASSO¹, Steeve ZOZOR¹, Guillaume BERNARD²

¹Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, GIPSA-Lab,
F-38000 Grenoble, France

²Thales AVS France
460 rue de Pommarin, 38430 Moirans, France

imane.lemammer@grenoble-inp.fr, olivier.michel@grenoble-inp.fr
hacheme.ayasso@grenoble-inp.fr, steeve.zozor@grenoble-inp.fr,
guillaume.bernard@thalesgroup.com

Résumé – Nous proposons un algorithme de calibration en ligne des arceaux chirurgicaux mobiles afin de rendre possible la tomographie volumique à faisceau conique sur ces équipements. Elle se base sur le suivi du détecteur et de la source de rayons X à l’aide d’accéléromètres et de gyromètres 3 axes et se doit d’être précise et non invasive. Les performances de l’algorithme de calibration sont évaluées en fonction de la précision des mesures et de la prise en compte ou non de modèles dynamiques lors de l’estimation. Les erreurs sur l’estimation des positions et des orientations sont également propagées jusqu’aux projetés 2D sur le plan du détecteur.

Abstract – The aim of this work is to present an online calibration method for mobile C-arms to achieve required precision for cone beam computed tomography (CBCT). It is based on tracking the detector and the X-ray source of the C-arm using three-axis gyroscopes and accelerometers. It aims to be precise and non-invasive. The performance of the calibration algorithm is evaluated with respect to the measurements precision and to the used C-arm dynamic model. We also present an algorithm which propagates the errors from the pose estimates to the 2D projections.

1 Introduction

La tomographie volumique à faisceau conique (TVFC) est un des progrès les plus importants qu’a récemment connu l’imagerie médicale. Elle requiert une connaissance précise (de 0,1 mm à 0,5 mm) de la géométrie de projection de l’équipement de radiologie.

L’arceau chirurgical mobile (C-arm) est le dispositif de radiologie médicale le plus répandu en salle d’opération. Il est composé d’un bras en forme de C qui relie une source de rayons X et un détecteur. Malheureusement, il est mécaniquement trop léger et instable, ses trajectoires sont non reproductibles et il ne dispose pas de l’amplitude de mouvement *a priori* nécessaire pour un balayage tomographique. Il est donc inadapté aux algorithmes de tomographie volumique de l’état de l’art.

Pour la tomographie, les projections avec références précises liées à la structure porteuse du C-arm doivent être connues. En pratique, cela se fait par calcul de la matrice de projection du C-arm. Pour cela, deux approches existent : la calibration hors ligne ou en ligne. La calibration hors ligne [8] est réalisée antérieurement aux scans tomographiques et nécessite l’usage d’une mire de calibration. Cependant, elle ne convient pas au C-arm dont les mouvements ne sont pas reproductibles [2]. L’alternative est la calibration en ligne. Elle s’effectue direc-

tement pendant chaque scan tomographique. Elle peut se faire via des marqueurs repères [7] mais elle est alors invasive ou via suivi externe du C-arm par camera [6], mais en impliquant d’importantes modifications de la routine chirurgicale.

La localisation du C-arm grâce à des capteurs inertiels et à des modèles physiques simples doit permettre une calibration non invasive et abordable. Dans cette communication, nous présentons la mise en œuvre de cette méthode pour deux capteurs différents. Nous étudions également la propagation des erreurs d’estimation d’attitude (position et orientation) jusqu’aux projetés 2D.

2 Méthodes et outils

2.1 Géométrie du C-arm

La géométrie du C-arm, Fig. 1, est décrite par quatre repères orthonormés directs : le repère de reconstruction $\{w\}$ qui est le repère fixe autour duquel tourne le C et dans lequel la reconstruction volumique est effectuée, le repère détecteur réel $\{d\}$, le repère détecteur virtuel $\{d'\}$ qui a la même orientation que $\{d\}$ mais a pour origine ${}^w o$ et le repère lié à la source $\{s\}$. Les notations utilisées sont décrites dans la table 1.

Pour une TVFC, des projections 2D sont acquises durant

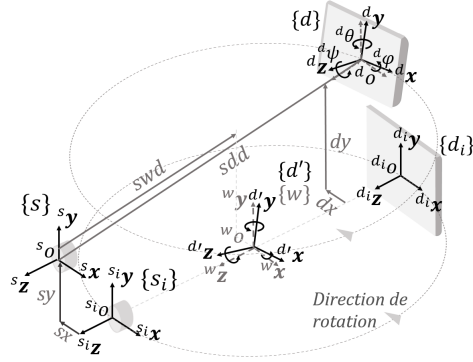


FIGURE 1 – Géométrie et trajectoire du C-arm comparée à une trajectoire circulaire idéale représentée par les repères détecteur idéal $\{d_i\}$ et source idéale $\{s_i\}$.

TABLE 1 – Table des symboles

Symbole	Sens
$a, \mathbf{a}$ et $\mathbf{A}$	scalaire, vecteur et matrice respectivement
$\dot{a}$	dérivée temporelle de a
$\mathbf{A}^t/a^t$	transposée de la matrice $\mathbf{A}$ /du vecteur $\mathbf{a}$
$\text{diag}(\mathbf{a})$	matrice carrée diagonale de diagonale $\mathbf{a}$
$\mathbf{I}$	matrice identité de taille adaptée
$\{a\}$	repère physique
${}^w\mathbf{a}$	vecteur $\mathbf{a}$ exprimé dans le repère $\{w\}$
$\mathbf{a}_k$	vecteur $\mathbf{a}$ pour l'échantillon k
${}^d q$	quaternion unitaire de la rotation de $\{w\}$ à $\{d\}$
${}^d\mathbf{R}$	matrice de rotation de $\{w\}$ à $\{d\}$

une rotation continue de l'arceau. Nous étudions la rotation autour d'un seul axe ${}^w\mathbf{y}$. En raison des jeux et des flexions mécaniques, les trajectoires du détecteur et de la source s'écartent sensiblement d'une trajectoire circulaire suivant 3 translations et 3 rotations. Ces mouvements ne sont pas reproductibles. Au vu des angles d'inclinaison maximaux, la source est supposée isotrope. Son orientation peut donc être négligée lors du calcul de la matrice de projection (voir § 2.4.1).

2.2 Modèles des mesures

Les problèmes d'estimation d'attitude pour la source et le détecteur sont similaires. Nous allons donc uniquement développer ce problème pour le détecteur.

Le gyromètre (resp. accéléromètre) renvoie des mesures des vitesses angulaires (resp. accélérations) du détecteur $\{d\}$ par rapport au repère de reconstruction $\{w\}$. Ces grandeurs sont exprimées dans $\{d\}$. Nous notons les vitesses angulaires ${}^d\boldsymbol{\omega}$ et les accélérations d'entraînement ${}^w\mathbf{a}$. Pour un échantillon k , les modèles de mesure des gyromètres $\mathbf{y}_{\omega,k}$ et des accéléromètres $\mathbf{y}_{a,k}$ sont

$$\begin{cases} \mathbf{y}_{\omega,k} = \mathbf{M}_{\omega} {}^d\boldsymbol{\omega}_k + {}^d\boldsymbol{\delta}_{\omega} + {}^d\mathbf{n}_{\omega,k}, \\ \mathbf{y}_{a,k} = \mathbf{M}_a {}^d\mathbf{R}_k ({}^w\mathbf{a}_k - {}^w\mathbf{g}) + {}^d\boldsymbol{\delta}_a + {}^d\mathbf{n}_{a,k}. \end{cases} \quad (1)$$

L'indice ω fait référence au gyromètre et l'indice a à

l'accéléromètre. $\mathbf{M}$ est la matrice de gain et des défauts d'alignements d'axes, ${}^d\boldsymbol{\delta}$ est le biais constant des capteurs, ${}^d\mathbf{n}$ est le bruit du capteur. Les bruits de mesure sont modélisés par des bruits blancs gaussiens centrés dont les matrices de covariance sont $\boldsymbol{\Sigma}_{\omega} = \text{diag}(\sigma_{\omega,x}^2, \sigma_{\omega,y}^2, \sigma_{\omega,z}^2)$ et $\boldsymbol{\Sigma}_a = \text{diag}(\sigma_{a,x}^2, \sigma_{a,y}^2, \sigma_{a,z}^2)$. Enfin, ${}^d\mathbf{R}$ est la matrice de rotation de $\{w\}$ à $\{d\}$ et ${}^w\mathbf{g}$ est le vecteur gravité, dirigé selon ${}^w\mathbf{y}$.

2.3 Estimateurs

2.3.1 Navigation à l'estime

La navigation à l'estime est l'une des méthodes les plus simples pour estimer l'attitude. Elle se base sur le modèle d'interpolation linéaire entre 2 instants de mesures bruitées (position, vitesse) (détails Fig. 2) et risque d'être peu précise pour des temps d'intégration relativement importants.

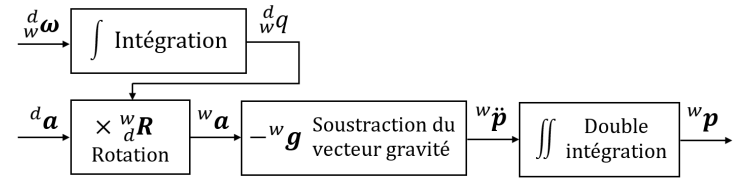


FIGURE 2 – Schéma bloc de la navigation à l'estime.

2.3.2 Filtre de Kalman étendu

Pour pallier aux défauts de la navigation à l'estime, nous implantons deux filtres de Kalman différents pour estimer la position et l'orientation. Au vu de la vitesse de rotation et des durées d'acquisition du C-arm (de l'ordre de 1 min), les dérives des gyromètres sont négligeables et la norme de l'accélération de Coriolis est bornée par $|{}^w\mathbf{a}_c| \leq 10^{-4} \text{ m/s}^2$, valeur qui est du même ordre de grandeur que les bruits de mesures.

On implante deux filtres de Kalman additifs contraints discrets [1] de vecteurs d'états $[q \ \boldsymbol{\omega}]$ pour l'estimation d'orientation où q est le quaternion unitaire d'orientation [4] et $\boldsymbol{\omega}$ la vitesse angulaire et $[\mathbf{p} \ \mathbf{v} \ \mathbf{a}]$ pour l'estimation de position. Ici, $\mathbf{p}$, $\mathbf{v}$, $\mathbf{a}$ sont la position, la vitesse et l'accélération respectivement.

Nous utilisons un filtre de Kalman en temps discret. Cela impose de discrétiser les équations différentielles du modèle dynamique. Les erreurs de discrétisation engendrées par la méthode d'Euler [10] sont de l'ordre de la période d'échantillonnage Δt , soit, de $\approx 1 \text{ mm}$ et de $\approx 0,1^\circ$ pour une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Ces erreurs sont potentiellement supérieures à la précision désirée. On choisit donc d'échantillonner à l'ordre 2 (méthode Midpoint [10]) qui entraîne une erreur négligeable de l'ordre de Δt^2 ($\approx 0,01 \text{ mm}$ et $\approx 0,001^\circ$). À l'instant $k\Delta t$, les équations dynamiques en régime discret pour l'estimation de position s'écrivent

$$\mathbf{v}_{k+1} = \mathbf{v}_k + f_v \left(t_k + \frac{\Delta t}{2}, \mathbf{v}_k + \frac{\Delta t}{2} \mathbf{a}_k \right) \Delta t, \quad (2a)$$

$$\mathbf{p}_{k+1} = \mathbf{p}_k + f_p \left(t_k + \frac{\Delta t}{2}, \mathbf{p}_k + \frac{\Delta t}{2} \mathbf{v}_k \right) \Delta t, \quad (2b)$$

$$\mathbf{a}_{k+1} = -\omega_k^2 \mathbf{p}_k. \quad (2c)$$

Ici, $\dot{\mathbf{p}} = f_p(t, \mathbf{p}(t))$, $\dot{\mathbf{v}} = f_v(t, \mathbf{a}(t))$ et $t_k = t_0 + k\Delta t$ avec t_0 l'instant initial. Les équations (2a) et (2b) proviennent des relations classiques de la dynamique. L'équation (2c) est tirée de l'expression de l'accélération pour un mouvement circulaire uniforme. De même, le modèle dynamique discret pour l'estimation de l'orientation sous sa forme quaternionique à l'instant $k\Delta t$ est

$$q_{k+1} = \left(\left(\mathbf{I} + \frac{1}{2} \Omega_k \Delta t + \frac{1}{2!} \left(\frac{1}{2} \Omega_k \Delta t^2 \right) \right) q_k, \quad (3a)$$

$$\omega_{k+1} = \omega_k. \quad (3b)$$

Ici, Ω représente la matrice antisymétrique de la vitesse angulaire. L'équation (3a) est tirée de l'expression de dérivation d'un quaternion [4]. L'équation (3b) renvoie à l'hypothèse de vitesse angulaire constante. On utilise les modèles de mesures (1). Les bruits d'état et de mesure sont supposés indépendants et leurs matrices de covariance sont fixées à partir des mesures expérimentales.

2.4 Géométrie projective du C-arm

2.4.1 Géométrie projective

Chaque point $\mathbf{x}$ de l'espace projectif 3D est décrit par ses coordonnées homogènes : $\mathbf{x} = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ x_4]^t$. Le C-arm est modélisé par un sténopé. Sa géométrie de projection est donc représentée par la matrice de projection homogène

$$\mathbf{P} = \mathbf{IE} \quad (4)$$

avec :

$$\mathbf{I} = \begin{bmatrix} sdd & 0 & sx - dx & 0 \\ 0 & sdd & sy - dy & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{E} = \begin{bmatrix} & & & -sx \\ & & & -sy \\ & & & -swd \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$\mathbf{E}$ est la matrice dite Extrinsèque dépendante de 6 paramètres qui caractérisent la position du C-arm par rapport au repère de reconstruction. Ces paramètres sont l'orientation du détecteur $[{}^d\phi \ {}^d\theta \ {}^d\psi]^t$ décrite par la matrice de rotation ${}^d_w\mathbf{R}$ et la position de la source dans le repère de reconstruction $[sx \ sy \ swd]^t$. $\mathbf{I}$ est la matrice dite Intrinsèque dépendante de 3 paramètres intrinsèques qui définissent la position relative source-détecteur avec sdd la distance source-détecteur et $[sx - dx \ sy - dy]^t$ les coordonnées du point de perçage (défini comme la projection de l'origine du repère source $\{s\}$ sur le plan du détecteur).

2.4.2 Propagation de l'erreur

Soit δx l'incertitude sur x . La borne supérieure de l'incertitude sur la matrice de projection $\mathbf{P}$ s'écrit :

$$\delta \mathbf{P} \leq \sum_z \left| \frac{\partial \mathbf{P}}{\partial z} \right| \delta z \quad (5)$$

Ici, $z \in \{dx, dy, sx, sy, swd, sdd, {}^d\phi, {}^d\theta, {}^d\psi\}$. Nous supposons que les paramètres sont indépendants. La formule détaillée, le détail des calculs et une analyse des résultats sont présentés sur la documentation technique [5].

3 Résultats

3.1 Plateforme expérimentale

Les mesures expérimentales sont réalisées sur une maquette grandeur nature d'un C-arm. La maquette Fig. 3 est une table tournante motorisée sur laquelle a été monté un bras en bois équipé de centrales inertielles de différents constructeurs.

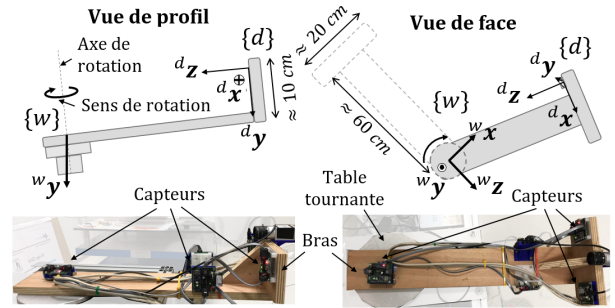


FIGURE 3 – Schéma et photographies du bras rotatif.

Le bras motorisé simule le mouvement du détecteur ou de la source à rayons X d'un C-arm. Le bras est isocentrique et la rotation se fait autour d'un axe légèrement incliné par rapport au vecteur gravité. Il est sujet à d'importantes vibrations mécaniques mais présente une excellente reproductibilité ($\approx 99\%$). Cela nous permet de simuler des trajectoires qui nous serviront de base pour évaluer la précision des différents estimateurs.

Le MPU6050 de TDK-Invensense [3] est composé de capteurs à bas coût qui doivent être calibrés manuellement et qui sont sujets à d'importantes non-linéarités. Nous avons grossièrement calibré ces capteurs afin d'évaluer l'influence de la calibration sur les estimés d'attitude.

Le NavChip ISNC02 de Thales-visionix [9] est calibré en usine et est compensé en température et pour les désalignements des axes. Ils représentent des capteurs parfaitement calibrés.

Les écarts types de bruit de mesure sont comparables pour les 2 capteurs.

3.2 Erreurs sur les estimées

Pour une rotation continue de 120° à une vitesse angulaire de $10^\circ/s$, les données acquises par le ISNC02 (noté N) et le MPU6050 (noté M) sont analysées grâce aux filtres de Kalman (notés K) et à la navigation à l'estime (notée D). On les compare ensuite aux données simulées. Nous réalisons 5 acquisitions. L'erreur absolue moyenne maximum (AME) entre

les données simulées et les estimations et les écarts-types (SD) sont présentés dans la table 2 pour les orientations et dans la table 3 pour les positions.

TABLE 2 – Erreurs d’estimation pour l’orientation

Filtre	$\phi^d [^\circ]$		$\theta^d [^\circ]$		$\psi^d [^\circ]$	
	AME	SD	AME	SD	AME	SD
N_K	0,16	0,0018	0,12	0,0018	0,20	0,0016
N_D	0,22	0,0020	0,07	0,0019	0,19	0,0027
M_K	0,27	0,0029	0,13	0,0021	0,25	0,0032
M_D	0,29	0,0032	0,17	0,0022	0,27	0,0035

TABLE 3 – Erreurs d’estimation pour la position

Filter	$d_{p_x} [mm]$		$d_{p_y} [mm]$		$d_{p_z} [mm]$	
	AME	SD	AME	SD	AME	SD
N_K	2,9	0,032	1,7	0,025	2,9	0,036
N_D	3,0	0,039	1,6	0,039	3,2	0,041
M_K	12	0,097	9,1	0,080	14	0,093
M_D	96	0,093	61	0,084	102	0,10

Pour l’orientation, les deux capteurs renvoient des estimations précises ($AME < 0,3^\circ$ pour tous les estimateurs). En ce qui concerne l’estimation de position, le MPU6050 ($AME \approx 1$ cm pour (K) et $AME \approx 1$ dm pour (D)) est beaucoup moins précis que l’ISNC02 ($AME \leq 3,2$ mm pour les deux algorithmes). À noter que (K) réduit l’erreur de suivi de l’arceau équipé des capteurs grossièrement calibrés d’environ 80%.

3.3 Erreurs sur les projetés

On projette une grille carrée de 5 x 5 marqueurs sur le plan détecteur Fig. 4. La distance source-détecteur est $sdd = 1,5$ m et la distance source-grille est $swd = 0,7$ m.

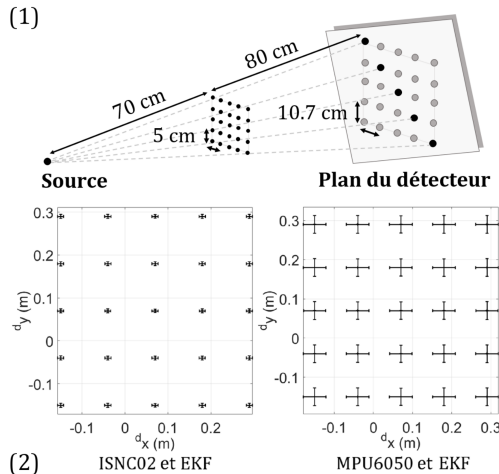


FIGURE 4 – (1) Scénario de projection; (2) barres d’erreurs obtenues sur les projetés pour le ISNC02 et le MPU6050.

Les erreurs sur l’orientation du détecteur et les translations hors plan (swd et sdd) ont peu d’impact sur les projetés 2D en comparaison aux translations dans le plan (dx , dy , sx et sy). Si l’on propage les erreurs engendrées par le filtrage de Kalman exposé § 3.2, on obtient une AME totale sur les projetés 2D de (7, 4 mm, 4, 7 mm) pour le ISNC02 et de (29 mm, 23 mm) pour le MPU6050. Les barres d’erreurs sont affichées sur la Fig. 4.

4 Discussions et conclusion

Dans ce papier, nous avons formalisé le problème de suivi de la trajectoire d’un C-arm grâce à des capteurs inertiels afin d’estimer la précision de localisation atteinte par cette méthode de calibration. Nous avons également développé un formalisme d’un Kalman quaternionique qui prend en compte la nature quaternionique des mesures et la connaissance *a priori* sur la trajectoire du C-arm (modèle dynamique).

Nous avons, ensuite développé un modèle de propagation d’erreurs qui permet de relier les erreurs d’estimation d’attitude et les erreurs sur les projetés 2D sur le plan détecteur à travers les coefficients de la matrice de projection du C-arm.

Nous avons, enfin, validé nos modèles et nos algorithmes expérimentalement. La précision angulaire requise pour la TVFC est atteinte par les gyromètres ($< 0,3^\circ$). La meilleure précision atteinte pour la position ($\leq 3,2$ mm) n’est pas encore suffisante pour la TVFC. Cependant, elle convient à d’autres usages cliniques tel que l’enregistrement 2D/3D.

Références

- [1] B. D. Anderson and J. B. Moore. *Optimal filtering*. Courier Corporation, 2012.
- [2] M. J. Daly, J. H. Siewerdsen, Y. B. Cho, D. A. Jaffray, and J. C. Irish. Geometric calibration of a mobile C-arm for intraoperative cone-beam CT. *Medical physics*, 35(5) :2124–2136, 2008.
- [3] Inven Sense Inc. MPU-6000 and MPU-6050 product specification revision 3.4, 2013.
- [4] Y. B. Jia. Quaternions and rotations. *Com S*, 477(577) :15, 2008.
- [5] I. Lemammer. Documentation complémentaire, 2019.
- [6] M. Mitschke, N. Navab, and O. Schtz. Online geometrical calibration of a mobile C-arm using external sensors. 3976 :580–587, 2000.
- [7] L. Smith, M. Pleasance, R. Seeton, N. Archip, and R. Rohling. Automatic detection of fiducial markers in fluoroscopy images for on-line calibration. *Medical physics*, 32(6Part1) :1521–1523, 2005.
- [8] N. K. Strobel, B. Heigl, T. M. Brunner, O. Schuetz, M. M. Mitschke, K. Wiesent, and T. Mertelmeier. Improving 3D image quality of X-ray C-arm imaging systems by using properly designed pose determination systems for calibrating the projection geometry. 5030 :943–955, 2003.
- [9] Thales Visionix Inc. Navchip precision 6-axis MEMS inertial measurement unit, 2015.
- [10] E. Wahlén. Numerical methods, 2014.