

Proposition d'une procédure d'étalonnage pour la numérisation du corps humain

I. LEANDRY^a, C. BREQUE^B, V. VALLE^a

^aAxe PEM/ PPRIME, UPR 3346, CNRS, Université de Poitiers, ENSMA, BP 30179
86962 Futuroscope Chasseneuil Cedex, France.

^bAxe RoBioSS/ PPRIME, UPR 3346, CNRS, Université de Poitiers, ENSMA, BP 30179
86962 Futuroscope Chasseneuil Cedex, France.

Résumé :

Dans cet article, nous développons une procédure d'étalonnage d'un système optique, basé sur la lumière structurée, adaptée à la numérisation de grands objets. Le but de ces travaux est l'application de cette technique de mesure optique au corps humain afin d'en fournir des mesures anthropométriques personnalisées. L'analyse se base sur une étude systématique de cas de polynômes dont le degré varie de 1 à 4. Les premiers résultats montrent qu'il est nécessaire d'utiliser un degré de polynôme au moins égale à trois pour avoir une bonne estimation du relief recherché.

Abstract :

In this article, a procedure of calibration of an optical system, based on the light structured and adapted to the digitalization of large dimension objects is developed. The purpose of these works is an application of the optical technique to human body. The aim is to calculate anthropometrical parameters for each body segment. The analysis bases itself on a systematic study of case of polynomials the degree of which varies from 1 to 4. The first results show that it is necessary to use a degree of polynomial at least equal to three to have a good estimation of the analyzed relief

Mots clefs: mesure de relief, étalonnage, numérisation du corps humain

1 Introduction

La modélisation du corps humain est, de nos jours, un enjeu majeur pour notre société notamment dans les domaines de la santé, du sport et de l'ergonomie. Actuellement cette modélisation s'appuie sur des modèles anthropométriques proportionnels comme celui de WINTER [1] ou géométriques comme ceux d'HANAVAN [2] ou de HAZTE [3]. Elle s'appuie aussi sur des techniques comme le scanner, utilisées dans le milieu médical. Les applications sont diverses et variées:

- analyse du mouvement humain pour le diagnostic de certaine pathologie
- analyse du mouvement humain pour l'amélioration du geste sportif.
- fabrication d'orthèse personnalisées etc....

Les modèles anthropométriques sont à la base de l'analyse biomécanique du corps humain puisqu'ils définissent les segments et les centres articulaires (pour la cinématique) mais aussi les paramètres inertiels segmentaires qui avec la cinématique permettent d'obtenir des grandeurs cinétiques et dynamiques. Cependant, l'application d'un modèle anthropométrique à un sujet donné peut s'avérer fastidieux à mettre en place. En effet, la prise de mesure étant d'environ 1h30 (pour les modèles géométriques) peut devenir pénible surtout s'il s'agit d'un individu âgé ou handicapé. Quant à la précision de mesure elle varie en fonction de la personne qui prend les mesures et du patient. Tous ces inconvénients peuvent être évités si on a accès à une méthode rapide et précise permettant d'accéder à des mesures anthropométriques

personnalisées du corps humain. Cette procédure passe par la numérisation du corps humain. De plus, pour exclure les éventuels mouvements des sujets au cours de la numérisation, le temps d'acquisition total doit être très court. Afin de respecter ces contraintes, on se propose d'utiliser un système de mesure optique basé sur le principe de la lumière structurée [4]. La personne à numériser se tient debout, immobile, dans un volume préalablement calibré. Lors de travaux précédents, il a été montré que deux prises de vue (une de face et une arrière) étaient nécessaires pour numériser entièrement un corps humain [5]. Avant toute utilisation, il est important de procéder à l'étalonnage du système. Dans cet article, nous développons une procédure d'étalonnage adaptée à la numérisation de grands volumes et donc adaptée aux dimensions du corps humain.

2 Principe de la méthode optique

La méthode de projection de lumière structurée est basée sur le principe de projection de franges. Elle permet de mesurer la forme d'un objet, sans contact, et ainsi d'obtenir les coordonnées tridimensionnelles d'un grand nombre de points appartenant à sa surface. Le relief de l'objet est une fonction décrivant l'altitude $z = f(x, y)$ du point de la surface. Des lignes quasi-sinusoïdales, générées par ordinateur, sont projetées sur la surface de l'objet à l'aide d'un vidéo projecteur LCD. Projetées avec une incidence α sur un plan de référence, les lignes dessineront un réseau de pas : $p = p_0 / \cos \alpha$.

Les franges déformées par le relief de l'objet d'étude sont ensuite observées par une caméra CCD dans une direction perpendiculaire au plan de référence. L'analyse des images se fait par la méthode de décalage de phase, ou quasi-hétérodynage, combiné au code gray qui permet le calcul de la phase absolue. Le quasi-hétérodynage a été largement expliquée dans les travaux de Breque et al [4]. Il permet d'avoir une image « phasée » de l'objet. Autrement dit, en chaque point de l'image de coordonnée (i, j) , une phase φ est associée. Dans le cadre d'une application au corps humain, deux systèmes d'acquisition, chacun composé d'un vidéo projecteur LCD et d'une caméra CCD, sont utilisés (figure 1).

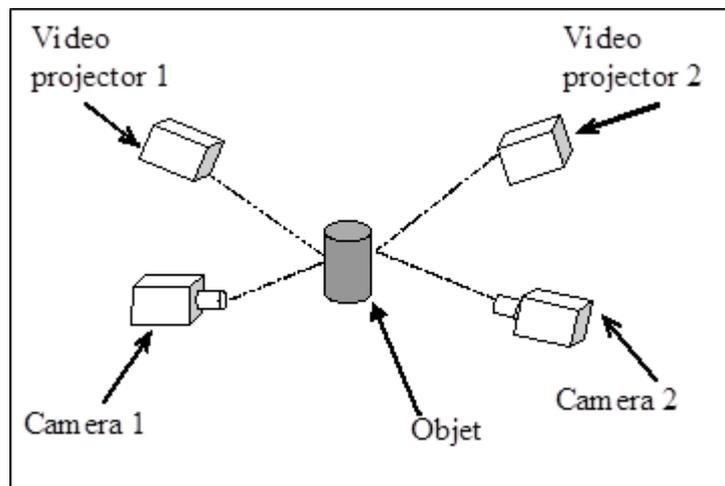


Figure 1 schéma du montage

3 Méthode de calibration

3.1 Théorie

Les méthodes actuelles, basée sur le modèle sténopé [6] [7], ne permettent pas un étalonnage efficace compte tenu du volume à mesurer ($2 \times 2 \times 2 \text{ m}^3$) et de la distance d'acquisition (3m). La nouvelle calibration proposée consiste à calculer la position de points qui définissent le volume à calibrer. Cette procédure se décompose en deux étapes. La première est la transformation permettant le passage du repère monde R_0 au repère camera R_c (passage des coordonnées (X, Y, Z) aux coordonnées (i, j, φ) ; φ étant la phase de la lumière projetée, calculée à partir de la combinaison de la méthode de quasi hétérodynage [8] et du code gray.

Elle est calculée à partir de la méthode de suivi de marqueurs La deuxième étape est le calcul du relief de l'objet étalon (ici position des points) permettant ainsi de déterminer les coefficients des polynômes utilisées pour le calcul du relief des objets à numériser. Afin de déterminer le degré du polynôme nécessaire au calcul du relief, l'analyse se base sur une étude systématique de cas de polynômes dont le degré varie de 1 à 4. Le système permettant le passage des coordonnées liées au repère caméra à ceux liées au repère monde s'écrit de la façon suivante :

$$R_0 = M_0^1 R_1 \quad (1)$$

Avec R_0 : repère monde $(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$,

$$R_1 = P_n(\vec{i}, \vec{j}, \vec{\varphi})$$

et M_0^1 : matrice de transformation

$$M_0^1 \text{ est de la forme: } M_0^1 = \begin{bmatrix} a_0 & a_1 & \dots & \dots & a_n \\ b_0 & \dots & \dots & \dots & b_n \\ c_0 & \dots & \dots & \dots & c_n \end{bmatrix}$$

n est le nombre de coefficient de la forme polynomial. Il dépend du degré du polynôme considéré.

Puisque cette étude est basée sur les travaux de Breque et al, l'accent se portera plus précisément sur le polynôme de degré 3 :

$$\left\{ \begin{array}{l} X = a_0 * i^3 + a_1 * j^3 + a_2 * \varphi^3 + a_3 * i^2 * j + a_4 * i * j^2 + a_5 * i * \varphi^2 + a_6 * i^2 * \varphi + a_7 * \varphi * j^2 \\ + a_8 * j * \varphi^2 + a_9 * i * j * \varphi + a_{10} * i^2 + a_{11} * j^2 + a_{12} * \varphi^2 + a_{13} * i * j + a_{14} * i * \varphi + a_{15} * j * \varphi \\ + a_{16} * i + a_{17} * j + a_{18} * \varphi \\ \\ Y = b_0 * i^3 + b_1 * j^3 + b_2 * \varphi^3 + b_3 * i^2 * j + b_4 * i * j^2 + b_5 * i * \varphi^2 + b_6 * i^2 * \varphi + b_7 * \varphi * j^2 \\ + b_8 * j * \varphi^2 + b_9 * i * j * \varphi + b_{10} * i^2 + b_{11} * j^2 + b_{12} * \varphi^2 + b_{13} * i * j + b_{14} * i * \varphi + b_{15} * j * \varphi \\ + b_{16} * i + b_{17} * j + b_{18} * \varphi \\ \\ Z = c_0 * i^3 + c_1 * j^3 + c_2 * \varphi^3 + c_3 * i^2 * j + c_4 * i * j^2 + c_5 * i * \varphi^2 + c_6 * i^2 * \varphi + c_7 * \varphi * j^2 \\ + c_8 * j * \varphi^2 + c_9 * i * j * \varphi + c_{10} * i^2 + c_{11} * j^2 + c_{12} * \varphi^2 + c_{13} * i * j + c_{14} * i * \varphi + c_{15} * j * \varphi \\ + c_{16} * i + c_{17} * j + c_{18} * \varphi \end{array} \right.$$

En effet, Breque et al ont développé, dans leur modèle, des équations dont le degré ne dépasse pas 3 et dont les coefficients sont des fonctions des différents paramètres du système d'acquisition.

3.2 Procédure

L'objet étalon se compose d'une toile noire tendue sur un cadre métallique qui se déplace sur 5 profondeurs, définissant ainsi un volume de (2x2x2m3). 25 taches blanches sont disposées sur cette toile car les degrés de polynôme testé vont jusqu'au degré 4. Il s'agit de faire l'acquisition de 16 images des franges projetées (8 pour le quasi-hétérodynage et 8 pour le code gray) sur le plan et cela pour chaque profondeur (figure 1).

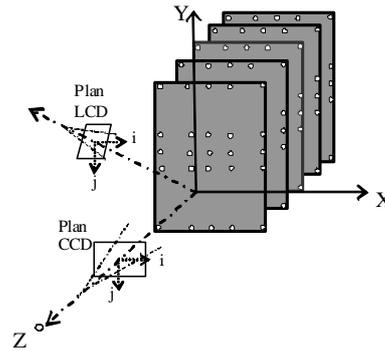


Figure 2 procédure d'étalonnage

Chaque tache est localisée par ses coordonnées (i, j) dans le plan image de la camera par application de la méthode de suivi de marqueurs [9]. On associe ensuite, à ces coordonnées, la phase φ calculée en chaque pixel. Le centre d'une tache est donc repéré par ses coordonnées (i, j, φ) dans R_c et par ses coordonnées (X, Y, Z) dans R_0 . A partir de ces deux systèmes de coordonnées, il est possible d'écrire un système linéaire de type : $\underline{B} = \underline{A} \cdot \underline{X}$

Ce système permet de calculer les différents coefficients de la matrice de transformation à l'aide de la méthode de gauss.

4 Résultats

Les premiers résultats montrent qu'il est nécessaire d'utiliser un degré de polynôme au moins égale à trois pour avoir une bonne estimation du relief recherché.

4.1 Calcul d'erreur

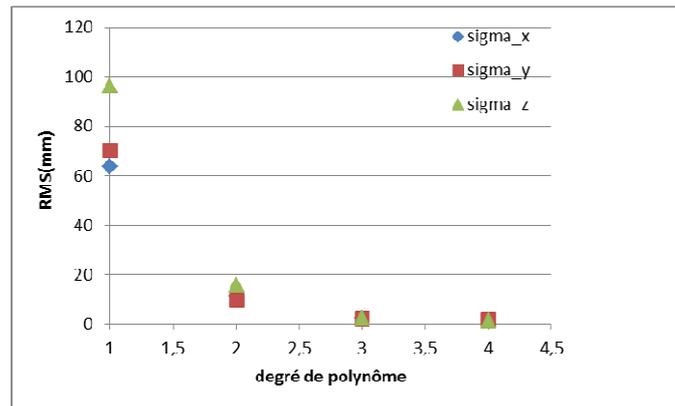
Deux approches sont utilisées pour le calcul des erreurs. La première est l'erreur locale et la deuxième l'erreur globale

4.1.1 Erreur locale

L'erreur locale est calculée sur une petite zone de la toile (1600 pix²). L'erreur correspond à l'écart type entre les points calculés et le meilleur plan passant par ces points. On obtient une erreur de l'ordre du dixième de millimètre.

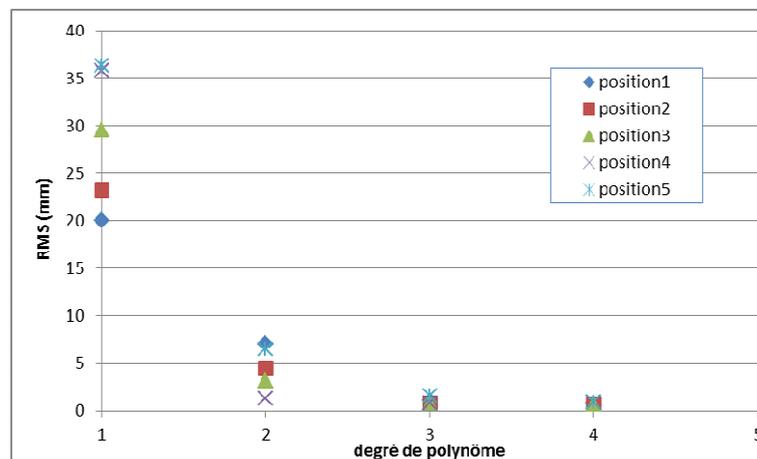
4.1.2 Erreur globale

L'erreur globale est estimée suivant deux principes ; l'une utilise les points de calibration et l'autre un plan défini par une toile blanche tendue. La première détermine l'erreur commise en calculant la position des taches pour chaque degré de polynôme utilisé. Elle correspond à l'écart type entre la position calculée des points de calibration et leurs positions réelles. On en obtient ainsi une première estimation.



Graph 1 évolution de l'erreur commise sur la position des taches en fonction du degré de polynôme utilisé

Le graphe 1 montre qu'il n'y a pas de grande évolution de l'erreur entre le degré 3 et le degré 4. Il semblerait qu'il soit nécessaire et suffisant d'appliquer un degré de polynôme égal à 3 pour avoir une bonne estimation du relief recherché. En effet, on obtient une erreur de l'ordre du millimètre sur une dimension de 5800mm. La deuxième approche permet de vérifier et valider la première estimation puisque l'objet testé à pour dimension 5800mm.



Graph 2 évolution de l'erreur commise sur un plan en fonction du degré de polynôme utilisé pour chaque profondeur

Le graphe 2 confirme les premiers résultats. Les deux courbes ont la même allure. L'erreur correspondant au polynôme de degré 3 présente une oscillation entre 0.95 et 1.5 mm soit en moyenne une erreur 1,2 mm.

4.2 Application

En appliquant cette méthode optique avec l'étalonnage développé à la face avant d'un mannequin de vitrine mesurant 1.80m, on obtient une bonne estimation du relief recherché (figure 2). Si on compare deux dimensions du mannequin, à savoir la largeur d'épaule et la taille on observe :

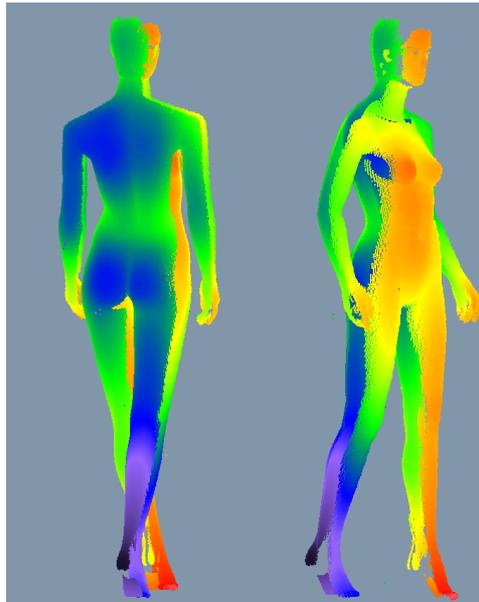


Figure représentation graphique d'un mannequin de vitrine
(Prise de vue de face)- les points rouges sont les points de
calibration- les croix noires sont les points de calibration recalculés

5 Conclusion

Dans cet article, nous avons développé une méthode d'étalonnage permettant de numériser les grands objets (corps humain) tout en restant à une distance de travail faible. Le modèle proposé prend en compte les distorsions lié à la projection et les éventuelles distorsions optiques liées à la caméra. L'erreur obtenue est de l'ordre du millimètre. C'est une erreur acceptable compte tenue de l'application biomécanique que l'on en fait.

Références

- [1] D. WINTER, Biomechanics and motor control of human movement, 2nd edition, New York, (1990).
- [2] H. Hatze, Journal of Biomechanics, 13, 833-843 (1980)
- [3] Hanavan, Technical report, 64-102 (2008)
- [4] C. Brèque, J.C. Dupré, F. Brémand, Optics and Laser in Engineering, (2002), 241-260
- [5] I Leandry, C. Breque, P. Lacouture, V. Valle, 14th International Conference on Experimental Mechanics (2010)
- [6] E Zappa and G Busca, Fourier-transform profilometry calibration based on an exhaustive geometric model of the system, Opt Lasers Eng 47 (2009), pp. 754–767
- [7] F Zhu, W Liu, H Shi, X He, Accurate 3D measurement system and calibration for speckle projection method, optics and Lasers in Engineering, Volume 48, Issue 11, November 2010, pp 1132-113
- [8] Y. Morimoto, M. Fujisaa, 33, 3709-3714 (1994)
- [9] N. Bretagne, V. Valle, J.C. Dupre, Development of the marks tracking technique for strain field and volume variation measurements, NDT & E International, Volume 38, Issue 4, June 2005, Pages 290-298