



HAL
open science

Comparaison de méthodes de recalage visuel de modèles 3D pour l'orthodontie

Raphaël Destrez, Benjamin Albouy-Kissi, Sylvie Treuillet, Yves Lucas,
Arnaud Marchadier

► **To cite this version:**

Raphaël Destrez, Benjamin Albouy-Kissi, Sylvie Treuillet, Yves Lucas, Arnaud Marchadier. Comparaison de méthodes de recalage visuel de modèles 3D pour l'orthodontie. ORASIS - Congrès des jeunes chercheurs en vision par ordinateur, INRIA Grenoble Rhône-Alpes, Jun 2011, Praz-sur-Arly, France. inria-00595281v1

HAL Id: inria-00595281

<https://inria.hal.science/inria-00595281v1>

Submitted on 24 May 2011 (v1), last revised 25 May 2011 (v2)

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.

Comparaison de méthodes de recalage visuel de modèles 3D pour l'orthodontie

Comparison of visual registration methods of 3D models for orthodontics

R. Destrez^{1,3}, B. Albouy-Kissi², S. Treuillet¹, Y. Lucas¹, A. Marchadier^{1,3}

¹Laboratoire Prisme, Polytech'Orléans, 12 rue de Blois, 45067 Orléans cedex2, France

²Clermont Université, Université d'Auvergne, ISIT, BP 10448, F-63000 Clermont-Ferrand, France

³UsefulProgress, 23 rue d'Anjou, 75008 Paris, France

raphael.destrez@etu.univ-orleans.fr

Résumé

Dans cet article, nous comparons des méthodes de recalage de modèles 3D par vision pour développer un outil essentiel en orthodontie : la mise en occlusion virtuelle des deux moulages des mâchoires. Pour cela, on utilise des photos de la bouche du patient et des points mis en correspondance entre les images et les modèles dentaires surfaciques. A partir d'un ensemble de correspondances 2D/3D disponibles établies sur les deux arcades, on calcule la matrice de projection, puis on effectue le recalage de la mandibule sous le maxillaire en estimant une transformation rigide. Deux approches sont comparées selon que l'on dispose ou non de la connaissance des paramètres intrinsèques de la caméra. Le recalage de la mandibule est ensuite estimé en minimisant l'erreur de reprojection. Les tests sont effectués sur des données virtuelles puis des images réelles. A partir d'un cas virtuel « parfait », nous évaluons la dégradation des performances avec l'ajout de bruit et l'intérêt de combiner plusieurs vues. Les matrices de projections estimées sont évaluées par les erreurs de reprojection et les recalages par les écarts constatés sur les 6 paramètres de la transformation rigide par rapport à un positionnement de référence.

Mots Clefs

Recalage visuel, modèles 3D, matrice de projection, orthodontie

Abstract

In this paper, we compare two vision registration methods of 3D models to develop a main tool for orthodontics based on the virtual occlusion of two dental casts. For that purpose, we process photos of the patient mouth and match points between pictures and dental geometrical models. From a set of 2D/3D matches of the two arcades, we calculate the projection matrix, and after we do the registration of the mandible under the maxillary through a rigid transformation. Two methods with or without the knowledge of camera intrinsic parameters are compared.

Minimizing the reprojection errors, we perform the registration of the mandible. Tests are carried out on virtual data and real images. Using a virtual case, assumed as perfect, we evaluate the robustness against noise and the increase of performance using several views. Projection matrices and registration are evaluated, respectively, by reprojection errors and the recorded differences on the 6 parameters of rigid transformation compared with the reference pose.

Keywords

Visual registration, 3D models, projection matrix, orthodontics

1 Introduction

L'orthodontie est une spécialité dentaire dédiée à la correction des mauvaises positions des mâchoires et des dents afin d'optimiser l'engrènement dentaire (occlusion). La première classification des malocclusions a été définie en 1898 par E.H. Angle[1]. Le traitement, qui s'effectue aujourd'hui, soit par chirurgie soit par le biais d'appareils dentaires, a pour objectif l'optimisation de l'occlusion et le développement des bases osseuses, dans un but fonctionnel et esthétique. Pour planifier son traitement, l'orthodontiste utilise couramment des modèles en plâtre des arcades dentaires du patient qui vont lui permettre une bonne observation et réalisation de l'occlusion. Ce procédé, faisant encore office de référence, peut être remplacé par des techniques d'imagerie. Comme dans de nombreux domaines de la médecine, l'imagerie apporte de nouveaux outils pour le diagnostic, la planification ou encore le suivi des soins. Pour l'orthodontie, les modèles en plâtre peuvent être complétés par des photos prises en bouche grâce à des écarteurs [2] ou des radiographies [3]. D'autres outils ont été introduits comme le scanner à rayons X (ou CT-scan) [4][5] ou des systèmes de numérisation du visage [6][7][8][9] qui permettent d'obtenir des informations supplémentaires sur les tissus mous et sur l'esthétique du visage. Ces méthodes ne permettent pas de s'affranchir de l'utilisation des

moulages en plâtre. De plus, ces techniques sont coûteuses et leurs dispositifs encombrants donc peu répandues. Le véritable apport de l'imagerie réside dans la possibilité d'obtenir des moulages 3D numériques à partir de techniques de mesure 3D sans contact. Ces modèles 3D sont principalement obtenus par numérisation des moulages en plâtre à l'aide d'un laser surfacique [10] ou d'un tomographe à rayons X [15] avec des résolutions de l'ordre de 100µm. Ces techniques présentent des différences en termes de rapidité et de coût mais ont le même inconvénient majeur : aucune information ne permet un ajustement des deux arcades dentaire conforme à l'occlusion réelle du patient.

Certaines méthodes apportent cette référence par l'utilisation d'un support en silicone qui nécessite une opération supplémentaire lors de la prise d'empreintes dentaires [11] ou d'une autre référence [7]. Le positionnement de la mandibule peut aussi être obtenu grâce à un scanner à rayon X ou à d'autres systèmes plus lourds [12]. Aucun de ces systèmes n'est susceptible d'apporter une solution numérique permettant de reproduire l'occlusion du patient.

Dans la pratique, après la numérisation des moulages, cette phase d'ajustement de l'occlusion est informatisée [15]. Un technicien spécialisé ajuste manuellement l'occlusion des arcades dentaires numériques à l'aide d'un outil logiciel en se basant sur les photos en bouche du patient (figure 2a). Cette étape est longue et le résultat de l'ajustement est dépendant de l'opérateur.

Notre objectif est donc d'automatiser au maximum la mise en occlusion numérique afin de la rendre plus immédiate et indépendante de l'opérateur. Pour respecter une pratique courante chez les orthodontistes, nous avons choisi d'utiliser les photographies de la mâchoire en position d'occlusion naturelle comme source d'information pour la mise en occlusion automatique des modèles virtuels. Nous proposons dans cet article de faire une étude comparative préalable de plusieurs méthodes pour évaluer la faisabilité et la précision atteinte, selon différentes configurations de points de vue et de correspondances 2D/3D.

2 Problématique

Les modèles 3D des arcades sont obtenus par deux acquisitions dans des repères différents. Il est alors nécessaire de faire un recalage de la mandibule en dessous du maxillaire en déterminant la transformation rigide mettant en occlusion les arcades. Nous proposons d'utiliser les photos couleurs de la bouche du patient qui représentent la véritable occlusion « in vivo » observée selon plusieurs points de vue (figure 2a). Entre ces images et les modèles surfaciques des arcades, nous déterminons un ensemble de correspondances entre des points singuliers 3D et leurs projections 2D dans les images. La transformation rigide entre les modèles peut alors être estimée à partir de ces correspondances 2D/3D.

Le modèle de formation des images retenu est celui de la projection centrale (modèle sténopé). La relation entre les points 3D M_j et leurs projections correspondantes m_{ij} dans l'image i peut s'établir au moyen de la matrice de projection en utilisant les coordonnées homogènes :

$$m_{ij} \propto P_i M_j \quad (1)$$

où \propto signifie « égal à un facteur d'échelle près ». La matrice de projection P_i de taille 3×4 peut se décomposer en un produit de deux matrices contenant, d'une part, les paramètres intrinsèques de l'appareil photo et, d'autre part, les paramètres extrinsèques :

$$P_i = K[R_i|t_i] \quad (2)$$

où t_i est le vecteur de positionnement de l'appareil photo, R_i la matrice de rotation et K est la matrice de calibrage de l'appareil photo :

$$K = \begin{pmatrix} fr_x & s & x_0 \\ 0 & fr_y & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

où s se rapporte à l'inclinaison des pixels, x_0 et y_0 sont les coordonnées du point principal dans les images, r_x et r_y les résolutions horizontale et verticale du capteur et f la distance focale de l'appareil. Pour les appareils photographiques actuels, on peut considérer les pixels carrés et le point principal au centre des images, fixant $r_x = r_y = r$, (x_0, y_0) et $s = 0$. Sans grande incidence sur la précision, cette simplification permet de construire la matrice K à partir de la taille de l'image et de la distance focale fr exprimée en pixels.

A partir d'un ensemble de correspondances 2D/3D disponibles sur les deux arcades, on propose une résolution du problème en deux étapes : d'abord estimer la matrice de projection sur les points du maxillaire, puis effectuer le recalage de la mandibule par des techniques itératives (DeMenthon) [13] ou de minimisation par exemple pour affiner des paramètres initiaux pour l'estimation de la matrice de projection [14]. Deux cas de figures se présentent selon que l'on connaît la distance focale ou non. Si l'appareil photo est calibré, il s'agit de déterminer sa pose (position et orientation), soit 6 ddl (degrés de liberté). En l'absence de la focale a priori, c'est la matrice de projection P_i dans sa globalité qui est à estimer, soit 11 ddl. Dans notre étude, nous nous sommes placés dans un cas sur-contraint en prenant 10 mise en correspondances par arcades. Le recalage rigide de la mandibule sous le maxillaire comporte 6 ddl supplémentaires. Plusieurs vues peuvent être utilisées simultanément pour le recalage. Ils existent plusieurs méthodes de mise en occlusion mais aucune ne fait office de référence. Il nous est donc difficile de fixer un seuil de précision souhaité, mais nous tenterons de rapprocher d'une position de référence obtenue par un spécialiste.

2.1 Estimation de P_i connaissant K

Lorsque K est connue, la détermination de la matrice de projection de l'image i se résume à l'estimation des paramètres extrinsèques : 3 angles d'Euler définissant

l'orientation R_i et 3 composantes de translation du vecteur t_i . L'indétermination des 2 ensembles d'angles d'Eulers obtenus peut être levée en considérant que les angles seront assez proches de la position initiale. Pour déterminer les paramètres intrinsèques, nous utilisons dans un premier temps l'algorithme POSIT de DeMenthon [13] pour une première estimation des 6 paramètres à partir des correspondances établies sur le maxillaire. Puis, à partir de cette initialisation, les 6 paramètres sont optimisés par l'algorithme de Levenberg-Marquardt en minimisant, l'erreur quadratique se_i de reprojection pour n_i points:

$$se_i = \sum_{j=1}^{n_i} \sum_{k=1}^2 [m_{ijk} - \tilde{m}_{ijk}]^2 \quad (4)$$

où m_{ijk} est la k -ième coordonnée du point 2D de référence j sur l'image i et \tilde{m}_{ijk} est la k -ième coordonnée de la reprojection par P_i du point 3D correspondant au point 2D j sur l'image i .

De même, pour mesurer les erreurs de reprojection obtenues et les comparer lors des tests, on calcule l'erreur quadratique moyenne (EQM) de reprojection mse_i :

$$mse_i = \sqrt{\frac{1}{n_i} \sum_{j=1}^{n_i} \sum_{k=1}^2 [m_{ijk} - \tilde{m}_{ijk}]^2} \quad (5)$$

Cette méthode est dénommée « *WiK* » (pour « *With K* »).

2.2 Estimation de P_i sans connaissance de K

Les photos provenant de divers cabinets, il ne sera pas toujours possible de calibrer l'appareil photo. Dans ce cas, lorsque K est inconnue, la matrice de projection P_i est estimée par minimisation au sens des moindres carrés du système d'équations issues de l'ensemble des correspondances 2D/3D du maxillaire, en fixant le dernier élément à 1. Ensuite, les 11 paramètres de la matrice P_i sont optimisés par l'algorithme de Levenberg-Marquardt en minimisant se_i (équation 4). Cette approche est dénommée « *WoK* » (pour « *Without K* ») dans les expérimentations qui suivent.

2.3 Recalage de la mandibule

Une fois la matrice de projection estimée par l'une des deux méthodes précédentes, la mandibule peut être recalée en position d'occlusion sous le maxillaire. Le repère de référence est lié au maxillaire (figure 1): l'origine est le centre de gravité du nuage de points du maxillaire, l'axe Y orienté vers le haut et l'axe Z parallèle aux deux rangées de molaires. Le repère initial de la mandibule est identique à celui de référence mais centré sur le centre de gravité de la mandibule.

Le recalage consiste à calculer la transformation rigide T de sorte que les projections des points 3D de la mandibule (en utilisant les matrices P_i estimées à partir du maxillaire) coïncident avec les points détectés dans les images :

$$m_{i,mand} \propto P_i T M_{mand} \quad (5)$$

où M_{mand} est un point 3D de la mandibule et $m_{i,mand}$ est sa projection sur la photographie i . La transformation T

est définie par 6 ddl : 3 angles d'Euler α , β et γ et 3 translations. Elle est estimée par minimisation de l'erreur de reprojection (équation 4), en utilisant l'algorithme de Levenberg-Marquardt et une initialisation par la transformation identité.

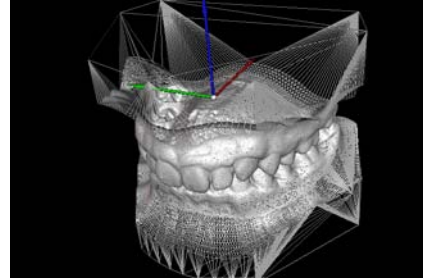


Figure 1 : Repère de référence du recalage.

3 Expérimentations

Afin de tester et valider les deux étapes précédentes, des tests sont effectués sur des données virtuelles puis des images réelles. A partir d'un cas virtuel « parfait », nous évaluons la dégradation des performances avec l'ajout de bruit et l'intérêt de combiner plusieurs vues. Les images virtuelles sont obtenues par des captures d'écran à partir du rendu des modèles 3D réalisé sous VTK (figure 2b). Plusieurs points de vue peuvent ainsi être simulés en maîtrisant les caractéristiques de la prise de vue (focale, angle de vue, etc...). Ceci nous permet de disposer d'images sans distorsions mais ayant des caractéristiques similaires aux photos réelles et de fabriquer un « cas parfait » pour ensuite contrôler le niveau de bruit sur les coordonnées des points. Les images réelles ont été prises à partir d'un appareil photo numérique de 8 mégapixels (Canon EOS 350D) avec un objectif macro de 60 mm et un flash annulaire (figure 2a). Dans les expérimentations présentées, les données virtuelles et réelles sont issues de 2 patients différents.

Pour les configurations manuelles, on s'est limité à cinq essais pour dégager une tendance, avant d'envisager des tests plus lourds.

Les données présentes dans les différentes figures et tableaux sont moyennées sur l'ensemble des tests effectués.

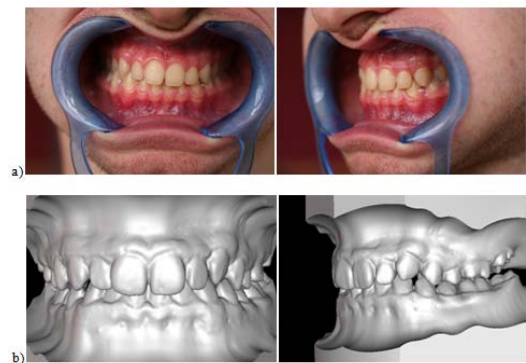


Figure 2 : Vue de face (gauche) et vue de 3/4 (droite) (a) images réelles (1282×921) et (b) vues virtuelles (650×433)

3.1 Validation du calcul de P_i

Afin d'évaluer l'estimation de la matrice de projection, les tests sont effectués sur des mâchoires correctement recalées en occlusion. Les deux méthodes précédentes sont comparées sur les données virtuelles et sur les images réelles. Les matrices de projections estimées sont évaluées par les erreurs de reprojction. Nous avons conduit ce test pour deux points de vue différents : une vue de face et une vue de $\frac{3}{4}$ qui correspond à une des vues les plus latérales que l'on puisse obtenir. La figure 2b représente une configuration typique de ces points de vue.

3.1.1 Données virtuelles

Afin de créer un jeu de données parfaites, dix points singuliers sont désignés manuellement sur le modèle 3D du maxillaire, puis dix autres sur celui de la mandibule. Les projections parfaites de ces points dans les vues virtuelles sont directement accessibles par les coordonnées écran du modèle projectif simulé par VTK. Dans ce cas, les correspondances 2D/3D peuvent être considérées comme exactes (figure 3), et l'estimation de la matrice de projection est parfaite quelque soit la méthode. A partir de ce « cas parfait », nous ajoutons un bruit uniforme à chaque composante des coordonnées des points 2D afin d'évaluer le comportement de nos deux méthodes d'estimation face au bruit. Le choix de cette nature de bruit traduit notre volonté de confronter notre méthode à des contraintes plus importantes. De plus, lors de la future automatisations de la mise en correspondance 2D/3D, nous ne savons pas de quelles natures seront les erreurs introduites. Les tableaux 1 et 2 présentent les erreurs de reprojction (équation 5) \pm l'écart-type constatées après l'étape d'optimisation (équation 4) pour les deux approches WiK et WoK. Ils indiquent l'erreur quadratique moyenne et l'erreur maximale respectivement sur les points appartenant au maxillaire et ceux de la mandibule. Pour chaque niveau de bruit testé, nous moyennons 100 réalisations différentes. Afin d'évaluer le niveau d'erreur introduit par un opérateur, nous avons également relevé les erreurs dans le cas où les projections dans l'image sont sélectionnées manuellement au lieu d'être déduites automatiquement.

La première observation générale est que l'erreur relevée pour la mandibule est toujours supérieure à celle du maxillaire. Ceci s'explique par le fait que seules les correspondances 2D/3D du maxillaire sont utilisées pour estimer la matrice de projection. Comme on pouvait s'y attendre, les erreurs augmentent linéairement avec le niveau de bruit. Différencier maxillaire et mandibule permet de valider les deux méthodes d'estimation de la projection, car les erreurs sur le maxillaire sont du même ordre de grandeur. Par contre, les écarts entre les erreurs sur la mandibule et le maxillaire sont significativement supérieurs dans le cas de la méthode WoK. Ainsi, dans le cas de la sélection manuelle, l'erreur quadratique moyenne pour la mandibule pour le point de vue de $\frac{3}{4}$ est

de 6,67 pixels (soit 0,33 mm) pour la méthode WoK alors qu'elle n'est que de 2,69 pixels pour la méthode WiK. Les écart-types restent assez faibles. Cela montre la supériorité de la méthode WiK pour l'estimation de la matrice de projection même si les erreurs sur le maxillaire sont légèrement plus faibles pour la méthode WoK. Des résultats de tests plus complets sont illustrés en figure 4 pour la méthode WiK.

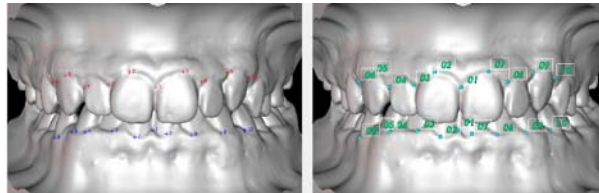


Figure 3 : (à gauche) Image 2D virtuelle obtenue par projection du modèle 3D sur l'écran avec projections des points 3D, (à droite) Modèle 3D de la dentition avec les points 3D sélectionnés manuellement.

Bruit en pixels	Vue de face			
	EQM sur le maxillaire	Erreur max. maxillaire	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule
2	1,38±0,20	2,18	1,92±0,33	3,01
4	2,75±0,39	4,36	3,84±0,66	6,03
Sélection manuelle	1,59	2,95	2,50	4,17
Vue de $\frac{3}{4}$				
2	1,35±0,20	2,19	1,89±0,28	2,97
4	2,70±0,40	4,38	3,78±0,56	5,93
Sélection manuelle	2,04	3,98	2,69	4,41

Tableau 1 : EQM de reprojction (en pixels) pour la méthode WiK pour les 2 points de vue virtuels

Bruit en pixels	Vue de face			
	EQM sur le maxillaire	Erreur max. maxillaire	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule
2	1,06±0,23	1,83	7,74±2,9	12,62
4	2,12±0,46	3,66	15,63±6,20	25,68
Sélection manuelle	1,61	3,34	5,73	9,89
Vue de $\frac{3}{4}$				
2	1,10±0,21	1,85	9,27±4,71	15,14
4	2,20±0,41	3,70	19,13±10,4	31,83
Sélection manuelle	1,63	3,31	6,67	11,0

Tableau 2 : EQM de reprojction (en pixels) pour la méthode WoK pour les 2 points de vue virtuels.

3.1.2 Cas réel

L'estimation de la matrice de projection a également été testée sur les deux images réelles présentées en figure 2a, avec une mise en correspondance manuelle. Les résultats pour les deux méthodes WiK et WoK sont reportés dans le tableau 3. On peut constater que les erreurs de reprojction pour les points de la mandibule sont plus importantes que celles du maxillaire, pour les mêmes raisons que dans le cas des images virtuelles. On remarque toujours la supériorité de la méthode WiK sur la méthode WoK. Enfin, alors que les erreurs par la

sélection manuelle sur une image virtuelle sont équivalentes à un bruit de 2 à 3 pixels (figure 4) pour la méthode WiK, elles sont environ deux fois plus importantes dans le cas réel. Ceci peut s'expliquer par une incertitude plus grande lors de la sélection manuelle des correspondances dans le cas réel que dans le cas virtuel. En effet, dans le cas virtuel l'image possède les mêmes caractéristiques graphiques que le modèle 3D (ombres, relief,...) qui facilite la sélection de bonnes correspondances, ce qui n'est pas le cas pour une image réelle qui possède d'autres types d'informations visuelles (couleurs, textures, éclairage différent,...).

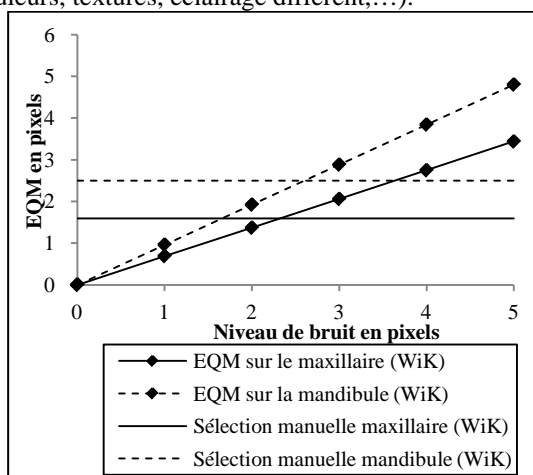


Figure 4 : Erreur de reprojection en fonction du niveau de bruit pour la méthode WiK

Méthode	Vue de face			
	EQM sur le maxillaire	Erreur max. maxillaire	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule
WiK	4,18	7,74	9,42	14,2
WoK	2,95	5,12	23,7	33,3
Vue de ¾				
WiK	4,66	9,23	9,54	17,3
WoK	3,74	5,83	13,1	19,6

Tableau 3 : EQM de reprojection (en pixels) pour les méthodes WiK et WoK sur les 2 images réelles.

3.2 Recalage de la mandibule

Afin de tester le recalage à la fois sur les données virtuelles et le cas réel, les deux modèles 3D des arcades sont positionnés dans la même configuration initiale. Cette configuration est celle d'origine du cas réel, à savoir une transformation rigide entre mandibule et maxillaire définie par des angles d'Euler $\alpha = -15^\circ$, $\beta = -6^\circ$ et $\gamma = 6^\circ$ et une translation $X = -5 \text{ mm}$, $Y = -24 \text{ mm}$ et $Z = -11 \text{ mm}$. Cette configuration sert de point de départ au recalage présenté en section 2.3. La performance du recalage au final est évaluée en considérant les écarts constatés sur les 6 paramètres de la transformation rigide (3 angles d'Euler, 3 translations) par rapport à un positionnement de référence, fourni par l'expert orthodontiste. L'erreur de reprojection après recalage sera

aussi présentée car c'est le critère minimisé par l'algorithme LM dans ce recalage.

3.2.1 Données virtuelles

Comme précédemment, un bruit uniforme est ajouté sur les données parfaites pour évaluer la robustesse de l'algorithme. Les erreurs sont moyennées sur 100 réalisations aléatoires. Nous réalisons également une série de tests avec une sélection manuelle. Les images virtuelles utilisées sont les mêmes points de vue (figure 2b). Le recalage est effectué avec chaque point de vue séparément, puis en utilisant simultanément les deux.

Les erreurs de reprojection obtenues à la fin du recalage sont reportées dans les tableaux 4 et 5, en appliquant respectivement la méthode WiK ou WoK pour le calcul de la matrice de projection, et en considérant une ou deux vues.

Bruit en pixels	Recalage à l'aide d'une seule vue			
	Vue de face		Vue de ¾	
	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule
2	1,34±0,18	2,19	1,35±0,19	2,09
4	2,68±0,36	4,37	2,69±0,37	4,18
Sélection manuelle	1,82	2,90	1,80	3,24
Recalage à l'aide les 2 vues simultanément				
2	1,63±0,22	2,56	1,65±0,22	2,63
4	3,25±0,43	5,12	3,30±0,42	5,26
Sélection manuelle	2,33	3,87	2,23	3,82

Tableau 4 : EQM de reprojection (en pixels) après recalage pour la méthode WiK sur données virtuelles.

Bruit en pixels	Recalage à l'aide d'une seule vue			
	Vue de face		Vue de ¾	
	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule
2	1,86±0,53	3,32	2,48±2,10	4,55
4	3,86±1,40	6,96	4,53±3,81	8,56
Sélection manuelle	2,28	4,01	1,96	4,09
Recalage à l'aide les 2 vues simultanément				
2	5,12±2,01	6,97	9,44±3,73	12,27
4	9,90±4,77	11,65	18,48±5,82	20,77
Sélection manuelle	3,55	5,24	5,04	7,78

Tableau 5 : EQM de reprojection (en pixels) après recalage pour la méthode WoK sur données virtuelles.

La première remarque est que les erreurs de reprojection obtenues par le recalage automatique sur la mandibule sont inférieures à celles indiquées en tableau 3. Ceci s'explique par le critère minimisé qui opère ici sur les points de la mandibule. Les erreurs sont légèrement plus faibles si le recalage est fait avec une seule vue plutôt que les deux, car dans ce dernier cas, l'optimisation est un compromis entre les deux jeux de points. Cette différence est plus significative pour la méthode WoK. L'erreur augmente moins linéairement que précédemment mais cette tendance est toujours présente. Le cas parfait est

représenté par une erreur nulle. La sélection manuelle est équivalente à un bruit moyen (2-3 pixels) pour la méthode WiK, alors que pour la méthode WoK elle est équivalente à un bruit plus faible (1-2 pixels).

La performance du recalage est observée sur les 6 paramètres de la transformation rigide (3 angles d'Euler, 3 translations). Les figures 5 à 8 présentent les écarts constatés à la fin du recalage par rapport au positionnement de référence fourni par l'expert orthodontiste. Nous présentons ici les meilleurs résultats, obtenus dans le cas d'un recalage simultané avec deux vues. Globalement, les erreurs 3D avec la méthode WiK sont moins importantes qu'avec l'autre méthode et leur accroissement en fonction du bruit est toujours linéaire. Dans le cas « parfait », le recalage utilisant 2 points de vue simultanément offre de très bons résultats.

Les droites horizontales indiquent les résultats de la sélection manuelle (SM). Pour la méthode WoK, les erreurs pour un bruit de 5 pixels n'apparaissent pas car trop importantes : jusqu'à 7 mm d'erreur sur un axe pour le centre de gravité et 6 degrés d'erreur dans l'estimation d'un angle d'Euler sur les tests ayant pu converger.

Concernant les erreurs sur le positionnement du centre de gravité (figures 5 et 6), les coordonnées en Z sont les moins précises. Pour la méthode WiK, toutes les erreurs sont assez faibles. L'erreur maximale est constatée pour la sélection manuelle (SM) : 0,26 mm. Pour la méthode WoK, les erreurs selon l'axe Y sont faibles car c'est l'axe perpendiculaire à la direction vers laquelle la caméra est tournée ; celles selon l'axe Z, correspondant souvent à la profondeur dans les images, peuvent être plus importantes en atteignant presque 0,8 mm pour la sélection manuelle. Concernant les erreurs sur les angles (figures 7 et 8), c'est l'angle β selon Y qui semble le plus difficile à estimer avec presque 0,8 degré d'erreur pour la sélection manuelle avec la méthode WiK. Quelque soit la méthode, c'est l'angle γ qui semble le plus simple à estimer.

3.2.2 Cas réel

La méthode de recalage est illustrée sur un cas réel avec les deux méthodes d'estimation de la matrice de projection (figure 9). Le protocole est le même que pour les données virtuelles dans le cas d'une sélection manuelle des points (SM). Les résultats sont présentés dans les tableaux 6, 7 et 8.

On constate, comme pour le cas virtuel, que les erreurs de reprojection sont plus fortes si on utilise simultanément les deux images (tableau 6). Ces erreurs restent néanmoins assez importantes et toujours un peu plus élevées pour la méthode WoK (jusqu'à 9,70 pixels) que pour la méthode WiK (jusqu'à 7,84 pixels).

Pour les erreurs de recalage 3D dans ce cas réel, les tests faits avec une seule vue présentent quelques fois des aberrations, qui ne permettent pas d'obtenir un recalage satisfaisant sur les erreurs 3D (jusqu'à 40 mm). En utilisant les 2 vues couleurs simultanément, le recalage est

nettement amélioré, même si les erreurs 3D sont plus importantes que celles obtenues dans le cas virtuel (tableaux 7 et 8). Les différences entre les deux méthodes d'estimation de la matrice de projection ne sont pas significatives même si la méthode WiK offre des résultats légèrement meilleurs, surtout concernant l'estimation des angles d'Euler. En moyenne, l'écart en translation reste inférieur à 3 millimètres et l'orientation à 3 degrés. Les écart-types sont assez importants et sont, souvent, légèrement inférieurs à la moyenne de la valeur lui correspondant : pour un bruit de 4 pixels avec la méthode WiK et en utilisant 2 images, les écart-types pour les angles d'Euler sont $\delta\alpha = 0,25$, $\delta\beta = 0,31$, $\delta\gamma = 0,13$.

Malgré tout, les tests répétitifs sur des images réelles montrent que le recalage reste très sensible à la sélection des points, même en essayant de choisir soigneusement des points identiques. Il arrive parfois que l'estimation avec une image soit très bonne alors qu'avec la seconde le recalage soit médiocre. Le recalage utilisant simultanément deux vues est alors entaché par les données de la seconde image. Les expérimentations sur des images réelles mériteraient d'être développées pour approfondir l'influence de la position des points sélectionnés et des points de vue. Enfin les erreurs sur lesquelles se base la minimisation sont sans doute trop importantes pour espérer une très bonne mise en occlusion.

Méthode	Recalage à l'aide d'une seule vue			
	Vue de face		Vue de ¾	
	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule	EQM sur la mandibule	Erreur max. mandibule
WiK	4,81	8,84	4,59	7,34
WoK	6,71	12,7	6,76	11,1
Recalage à l'aide des 2 vues simultanément				
WiK	7,84	13,3	6,37	11,3
WoK	9,70	16,9	9,40	16,3

Tableau 6 : EQM de reprojection (en pixels) sur les points de la mandibule après recalage dans un cas réel

	Axe X	Axe Y	Axe Z	3D
	Vue de face			
WiK	3,15	2,24	8,64	10,3
WoK	4,03	2,62	4,87	7,25
Vue de ¾				
WiK	4,02	2,50	3,33	6,35
WoK	5,14	0,35	4,90	7,20
Recalage à l'aide des 2 vues simultanément				
WiK	1,03	1,45	1,08	2,15
WoK	1,13	1,72	1,06	2,77

Tableau 7: Erreurs 3D (en mm) sur la translation après recalage dans le cas réel Erreurs 3D (en mm) sur la translation après recalage dans le cas réel

4 Conclusion

Une méthode de recalage visuel de modèle 3D a été proposée pour répondre à une problématique de mise en occlusion d'arcades dentaires. Par minimisation d'erreurs de reprojection, la mandibule est déplacée et orientée pour correspondre au mieux à l'occlusion réelle visible sur les images 2D. Deux méthodes d'estimation de la matrice de reprojection sont testées

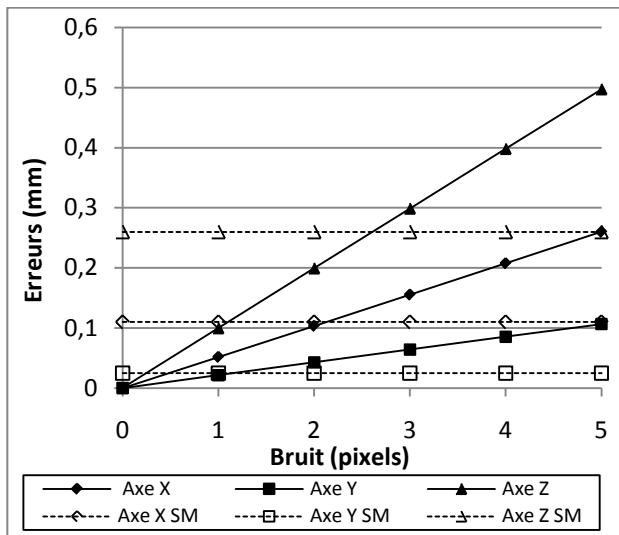


Figure 5 : Erreurs sur le centre de gravité sur les données virtuelles (méthode WiK).

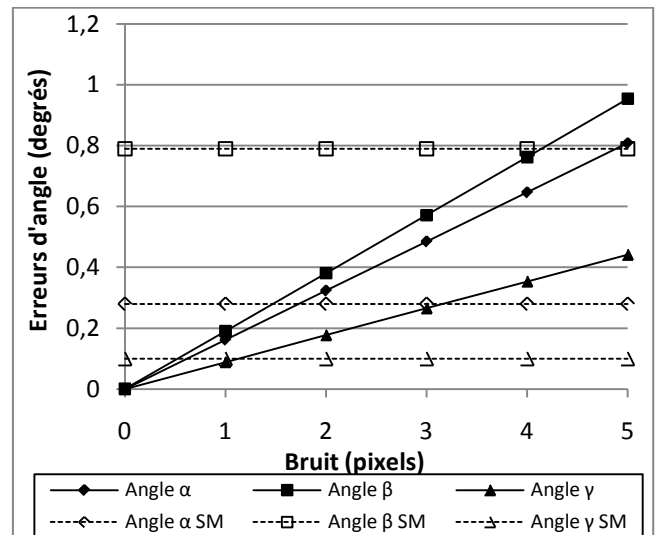


Figure 7 : Erreurs sur les angles sur les données virtuelles (méthode WiK).

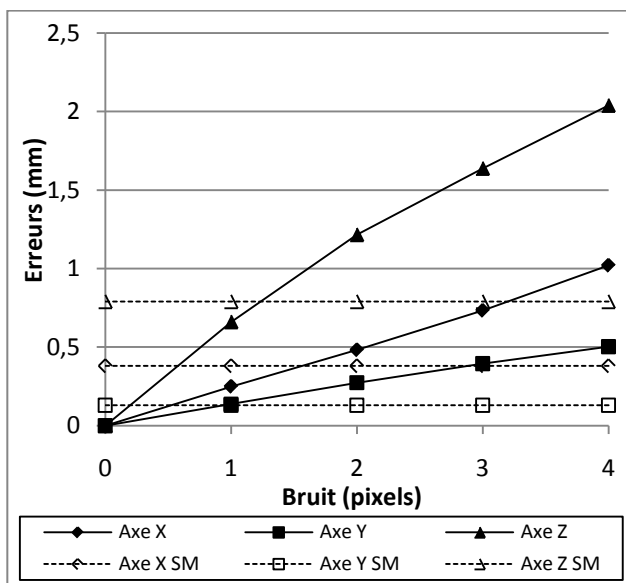


Figure 6 : Erreurs sur le centre de gravité sur données virtuelles (méthode WoK).

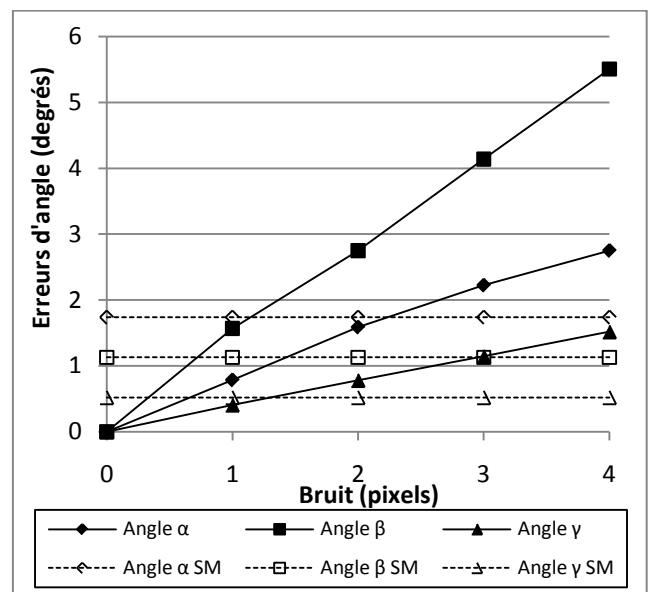


Figure 8 : Erreurs sur les angles d'Euler sur données virtuelles (méthode WoK).

Méthode	Recalage à l'aide d'une seule vue					
	Vue de face			Vue de ¾		
	α	β	γ	α	β	γ
WiK	1,46	3,35	1,06	4,04	2,55	1,37
WoK	5,52	3,98	2,35	1,33	3,35	1,72
Méthode	Recalage à l'aide des 2 vues simultanément					
	α	β	γ			
	WiK	2,03	1,78	0,16		
WoK	2,57	1,25	1,49			

Tableau 8: Erreurs 3D (en degrés) sur la rotation après recalage dans le cas réel

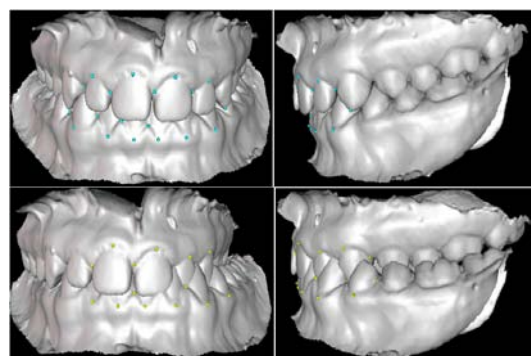


Figure 9 : Arcades mises en occlusion dans un cas réel avec la méthode WiK (en haut) et avec la méthode WoK (en bas)

et comparées : avec connaissance a priori de la matrice des paramètres intrinsèques K (WiK) ou sans (WoK).

Ces premières expérimentations démontrent qu'un recalage automatique des deux arcades dentaires peut s'appuyer sur des données extraites d'images en bouche du patient. Les méthodes mises en place sont efficaces dans le cas virtuel « parfait » aussi bien pour l'estimation de la matrice de projection ou du recalage, mais les performances de ces tests se dégradent avec l'ajout de bruit, d'incertitudes ou avec des contraintes de prises de vue réelles. Dans ces conditions, la méthode WiK offre de meilleurs résultats sur tous les aspects testés même si dans le cas réel les erreurs de reprojctions ainsi que les erreurs 3D après recalage sont très importantes.

L'étape suivante de ces travaux est l'automatisation de la sélection manuelle des correspondances 2D/3D entre les images en bouche et les modèles 3D des arcades dentaires. Notre stratégie vise à rapprocher ces représentations 2D et 3D pour faciliter leur mise en correspondance, par une reconstruction 3D à partir de deux ou plusieurs vues pour caractériser des primitives 3D (rayon de courbure), et réciproquement par l'exploitation de primitives 2D (gradient colorimétrique, texture), voire l'enrichissement du modèle 3D par un placage de ces informations. Au final, ces approches visent à améliorer la mise en correspondance automatique et donc l'estimation de la matrice de projection. Il peut être aussi intéressant de compléter la présente étude par l'impact des distorsions sur des cas virtuels. Concernant le recalage, l'erreur de reprojction n'est sans doute pas l'unique et meilleur critère à minimiser : des rapports de distances entre plusieurs points critiques ou des distances 3D obtenues à partir du calcul de points 3D triangulés sont certainement pertinentes.

Remerciements

Nous remercions le laboratoire Ortho-Concept (<http://www.ortho-concept.com/>) pour nous avoir fourni la majorité des données numériques.

Bibliographie

- [1] *Treatment of malocclusion of the teeth and fractures of the maxillae: Angle's system*, S.S. White Dental Manufacturing Company, 6th edition, 1900.
- [2] G. Ettorre, M. Weber, H. Schaaf, J. C. Lowry, M. Y. Mommaerts, et H. Howaldt, "Standards for digital photography in cranio-maxillo-facial surgery - Part I: Basic views and guidelines," *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 34, n°. 2, pp. 65-73, March 2006.
- [3] B. Holly Broadbent, "A NEW X-RAY TECHNIQUE and ITS APPLICATION TO ORTHODONTIA," *The Angle Orthodontics*, vol. 1, n°. 2, pp. 45-66, April 1931.
- [4] R. Chung, M. Lagravere, C. Flores-Mir, G. Heo, J.

P. Carey, et P. Major, "Analyse comparative des valeurs céphalométriques de céphalogrammes latéraux générés par CBCT versus céphalogrammes latéraux conventionnels," *International Orthodontics*, vol. 7, n°. 4, pp. 308-321, Déc. 2009.

- [5] J. M. Plooij, T. J. Maal, P. Haers, W. A. Borstlap, A. M. Kuijpers-Jagtman, et S. J. Bergé, "Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review" *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. Available online 20 November 2010.
- [6] M. Terajima, Y. Furuichi, Y. Aoki, T. K. Goto, K. Tokumori, et A. Nakasima, "A 3-dimensional method for analyzing facial soft-tissue morphology of patients with jaw deformities," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 135, n°. 6, pp. 715-722, June 2009.
- [7] Sohmura, Taiji et al., *High-resolution 3-D shape integration of dentition and face measured by new laser scanner*, New York, NY, ETATS-UNIS: Institute of Electrical and Electronics Engineers, vol. 23. 2004.
- [8] S. A. Schendel et C. Lane, "3D Orthognathic Surgery Simulation Using Image Fusion," *Seminars in Orthodontics*, vol. 15, n°. 1, pp. 48-56, 2009.
- [9] F. A. Rangel et al., "Integration of digital dental casts in 3-dimensional facial photographs," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 134, n°. 6, pp. 820-826, Déc. 2008.
- [10] J. Asquith, T. Gillgrass, et P. Mossey, "Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study," *Eur J Orthod*, vol. 29, n°. 5, p. 517-522, Oct. 2007.
- [11] S. G. Alfano et R. J. Leupold, "Using the neutral zone to obtain maxillomandibular relationship records for complete denture patients," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 85, n°. 6, pp. 621-623, June 2001.
- [12] R. Enciso, A. Memon, D. A. Fidaleo, U. Neumann, et J. Mah, "The virtual craniofacial patient: 3D jaw modeling and animation," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 94, pp. 65-71, 2003.
- [13] D. F. Dementhon et L. S. Davis, "Model-based object pose in 25 lines of code," *International Journal of Computer Vision*, vol. 15, n°. 1, pp. 123-141, 1995.
- [14] Z. Zhang, "A Flexible New Technique for Camera Calibration", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, n°. 11, p. 1330-1334, 2000.
- [15] www.ortho-concept3d.com