
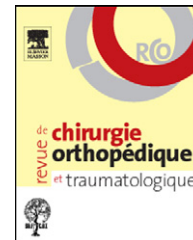




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
 EM|consulte
www.em-consulte.com



MÉMOIRE ORIGINAL

Apport du système EOS[®] dans l'analyse expérimentale de la cinématique fémoropatellaire : évaluation de l'incertitude[☆]

EOS[®] orthopaedic imaging system to study patellofemoral kinematics: Assessment of uncertainty

C. Azmy^{a,*}, S. Guérard^b, X. Bonnet^b, F. Gabrielli^b, W. Skalli^b

^a Centre hospitalier intercommunal de Villeneuve-Saint-Georges, 40, allée de la source, 94195 Villeneuve-Saint-Georges cedex, France

^b CNRS UMR 8005, laboratoire de biomécanique, arts et métiers Paristech, école nationale supérieure d'arts et métiers, 151, boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris, France

Acceptation définitive le : 19 octobre 2009

MOTS CLÉS

Genou ;
Articulation fémoropatellaire ;
Cinématique ;
Étude expérimentale ;
Stéréo radiographie ;
Système EOS[®]

Résumé

Introduction. – La connaissance précise de la cinématique articulaire du genou et plus particulièrement celle de l'articulation fémoropatellaire est un apport supplémentaire très intéressant à l'évaluation d'implants prothétiques. Le but est de contribuer à l'amélioration des performances des arthroplasties totales de genou, notamment en améliorant l'évaluation du fonctionnement de l'appareil extenseur dont l'optimisation est un enjeu important.

Objectif. – L'objectif de cette étude est de proposer un nouveau montage expérimental pour l'analyse cinématique de l'articulation du genou et plus particulièrement celle de l'articulation fémoropatellaire et de valider sa pertinence en termes de précision et d'incertitude. Cette technique combine la reconstruction 3D à la capture de mouvement.

Matériels et méthodes. – Huit pièces anatomiques non embaumées de genoux sains ont été testées sur un montage à fémur fixe et tibia libre. Les cycles de flexion–extension étaient réalisés en appliquant un effort de traction au tendon quadricipital et un effort de rappel à l'extrémité distale du tibia. Le suivi cinématique des articulations fémorotibiale et fémoropatellaire était obtenu par un système optoélectronique à infrarouge après l'acquisition de la géométrie osseuse et de la position des marqueurs à partir d'un nouveau système de stéréoradiographie numérique EOS[®] couplée à un logiciel spécifique de reconstruction tridimensionnelle. Les repères permettant l'interprétation de cette cinématique étaient calculés à partir des reconstructions des

DOI de l'article original : [10.1016/j.otsr.2009.10.013](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.10.013).

[☆] Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, en utilisant le DOI ci-dessus.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : charafazmy@hotmail.com (C. Azmy).

pièces anatomiques. L'incertitude liée à la détermination de ces repères a été évaluée et son impact sur la mesure cinématique a été estimé.

Résultats. – Les essais sur huit genoux ont permis de valider le banc d'essai développé pour l'analyse expérimentale de la cinématique de l'articulation fémoropatellaire lors du mouvement de flexion–extension. Les incertitudes de mesure liées à la méthode utilisée étaient inférieures à $0,4^\circ$ en rotation (deux écart-types) et inférieures à 1,8 mm en translation (deux écart-types) pour le tibia et étaient inférieures à $0,4^\circ$ en rotation (deux écart-types) et 1,2 mm en translation (deux écart-types) pour la *patella*.

Discussion. – Ce protocole couplant imagerie tridimensionnelle et suivi cinématique permet d'observer en temps réel les pièces osseuses pendant toute la durée de l'essai. Ce banc d'essai permet d'obtenir une cinématique fémoropatellaire et fémorotibiale in vitro avec un niveau de précision qui en fait un outil fiable. Cette évaluation expérimentale personnalisée combinant géométrie osseuse et suivi cinématique de l'articulation étudiée permettra l'évaluation objective d'implants et la validation de modèles en éléments finis personnalisés du genou notamment du compartiment fémoropatellaire.

© 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Introduction

L'analyse de la cinématique tridimensionnelle de l'articulation du genou, qu'il s'agisse d'une articulation native [1,2], prothésée [3,4] ou présentant une laxité ligamentaire [5,6], est nécessaire à une évaluation plus objective et quantitative des liens entre lésions anatomopathologiques, signes physiques et éventuellement signes fonctionnels.

Aujourd'hui, l'évaluation de cette cinématique est largement étudiée dans la littérature [7,8] au cours d'expérimentations réalisées in vivo ou in vitro [9,10,11].

Plusieurs techniques ont été utilisées lors des études in vitro qu'il s'agisse de radiostéréogrammétrie (RSA) [12,13] ou de marqueurs passifs [14,15] ou actifs [16], ou de gonio-métrie, ou encore de dispositifs de capture magnétique.

Cependant, l'évaluation quantitative des implants prothétiques se heurte encore à l'analyse de la cinématique fémoropatellaire (FP), qu'il y ait ou non resurfaçage de la *patella*.

Si les échecs liés aux complications FP sur les arthroplasties totales de genou ont été diminués, cela ne fut pas obtenu uniquement par des modifications portant directement sur la FP (par exemple un positionnement en rotation mieux adapté de l'implant fémoral).

Une telle évaluation quantitative et tridimensionnelle reste donc à améliorer afin de participer à l'amélioration du dessin des pièces et par la même optimiser le fonctionnement de l'appareil extenseur. L'objectif de cette étude est de proposer une nouvelle méthode pour accéder aux informations cinématiques d'un genou donné en combinant une reconstruction 3D [17] et un suivi optoélectronique du mouvement de flexion–extension.

Cette méthode a été utilisée pour décrire la cinématique in vitro de huit membres inférieurs selon des conditions de chargement contrôlées. Toutes les incertitudes de mesure ont été quantifiées dans le but de calculer l'incertitude globale de la méthode et de valider la pertinence du montage en termes de précision et d'incertitudes. L'incertitude est une notion qui tient compte des erreurs aléatoires et des erreurs systématiques non maîtrisées.

Matériel et méthodes

Les pièces anatomiques

Cinq membres inférieurs gauches et trois membres inférieurs droits fraîchement congelés, prélevés sur des sujets âgés de 58 à 72 ans, ont été étudiés.

Il s'agissait de huit genoux sains indemnes de gonarthrose (évoluée) ou de laxité ligamentaire et ne présentant pas de récurvatum.

Les principales caractéristiques des pièces anatomiques sont reportées dans le [Tableau 1](#).

Les pièces ont été conservées par congélation à -20°C , puis décongelées à température ambiante 24 heures avant l'essai. Les pièces ont été testées à température ambiante avec une humidification en cours d'essai par vaporisation d'eau.

Protocole de préparation des pièces anatomiques

La préparation des pièces anatomiques consistait en l'excision des tissus mous excepté : le tendon quadricipital, le système capsuloligamentaire du genou et les ligaments tibiofibulaires supérieurs et inférieurs.

Le montage expérimental

Le dispositif utilisé, développé et validé par le Laboratoire de biomécanique (LBM) de l'Ensam Paris, CNRS UMR 8005 est l'aboutissement de travaux successifs ayant permis l'évolution du banc d'essai genou depuis un système à tibia fixe [18] à un système à fémur fixe.

Des tripodes, constitués de marqueurs passifs à infrarouge, étaient fixés respectivement sur la diaphyse fémorale, sur la face antérieure de la *patella* et enfin sur la face latérale de la jonction métaphysodiaphysaire proximale du tibia. Enfin, le fémur était fixé sur le banc d'essai. Il s'agissait donc d'un montage de type fémur fixe, permettant la mobilisation continue du genou cadavérique par un actionneur asservi qui met en traction le tendon quadrici-

Tableau 1 Caractéristiques des pièces anatomiques testées.

Référence	PA04028	PA04029	PA04030	PA04034	PA04035	PA04036	PA04038	PA04039
Âge (ans)	65	65	58	60	60	71	72	72
Sexe	H	H	H	F	F	H	F	F
Sens	G	D	G	G	D	G	G	D

pital. Un effort de rappel de 50 N était appliqué au niveau du pilon tibial en direction du centre de la tête fémorale (Fig. 1) sans gêner la rotation libre du tibia.

Les mesures des déplacements des marqueurs selon six degrés de liberté (trois rotations et trois translations) étaient obtenues grâce à un système de détection optoélectronique et permettaient de déduire la cinématique des pièces osseuses auxquelles ils étaient fixés. Ces déplacements étaient calculés lors du traitement des données et fournissaient les courbes de déplacements en fonction de l'angle de flexion–extension caractérisant ainsi le genou testé.

Chaque pièce anatomique avait subi préalablement six cycles de flexion–extension qui ne montraient pas de phénomène d'hystérésis.

Acquisition et traitement des données

L'acquisition continue des positions dans l'espace des différentes pièces anatomiques lors du mouvement de flexion–extension était effectuée grâce à un système optoélectronique de capture du mouvement POLARIS® (NDI, Ontario/Canada) (fréquence d'acquisition de 60 Hz). Pour cela, les neuf marqueurs passifs répartis en trois tripodes étaient fixés rigidement respectivement sur le fémur, le tibia et la *patella* (Fig. 2).

Afin d'exprimer les déplacements mesurés dans un repère anatomique lié au fémur, le genou était placé dans le système EOS® qui permet d'obtenir des radiographies numé-

riques, précalibrées, selon deux incidences orthogonales (face et profil) simultanées. Un algorithme de reconstruction décrit par Laporte et al. [17] permettait la reconstruction en trois dimensions des trois pièces osseuses (Fig. 3) ainsi que des tripodes. Ensuite, le lien entre marqueurs (qui étaient mesurés par le système optoélectronique) et pièces osseuses était déterminé par calcul matriciel.

Algorithme de reconstruction

Le système EOS® permet d'obtenir directement des images numérisées. Les données issues de cette numérisation sont prises en charge par un logiciel né de la collaboration avec le laboratoire de biomécanique, Ensam, Paris et le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, ETS, Montréal. Ce logiciel est fondé sur l'algorithme *non stereo-corresponding contour* (NSCC) qui permet d'exploiter sur les radiographies aussi bien des repères ponctuels que des contours. Il fait appel à un atlas d'objets génériques tridimensionnels préalablement constitué. Ceux-ci sont décomposés en régions anatomiques définies une fois pour toute qui seront utilisées pour réaliser différentes reconstructions.

La reconstruction 3D se déroulait suivant les étapes suivantes :

- l'identification sur les radiographies de points anatomiques et de contours 2D qui seront confrontés à ceux des objets génériques ;

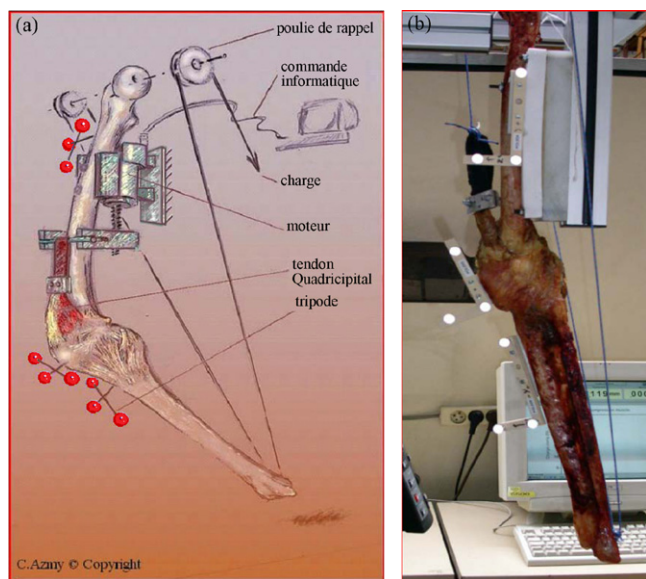


Figure 1 Schéma (Illustration : C. Azmy) et photo du montage expérimental.

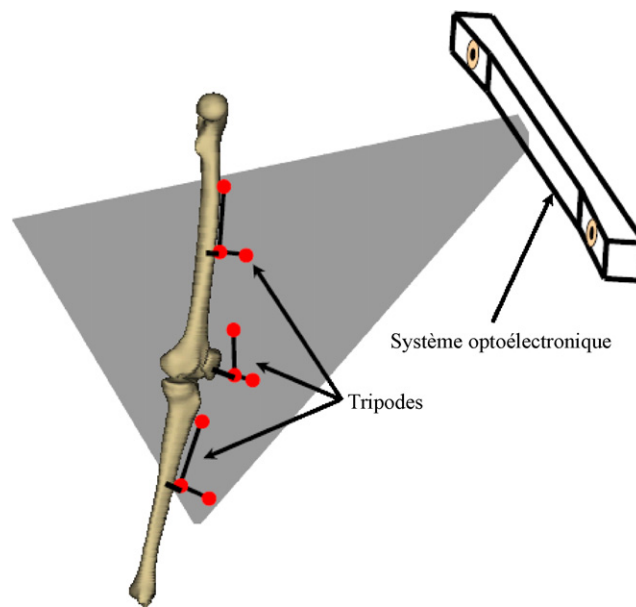


Figure 2 Système optoélectronique de mesure du mouvement des trois pièces anatomiques et position des trois tripodes sur le membre inférieur.

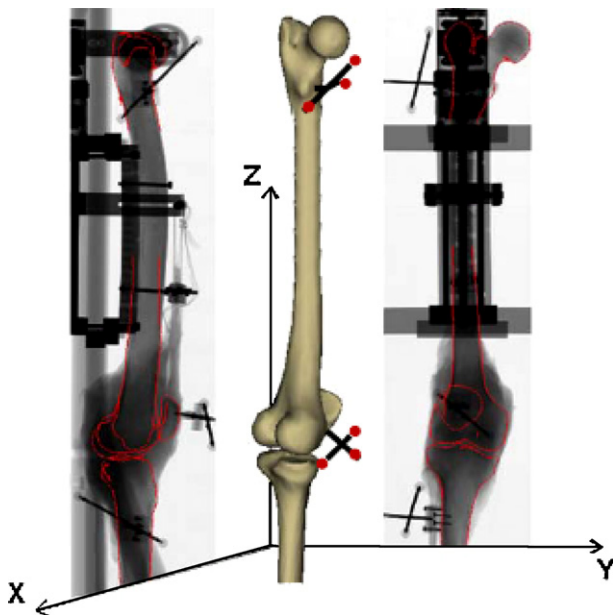


Figure 3 Reconstruction tridimensionnelle de l'articulation du genou à partir de deux clichés stéréoradiographiques (Laporte et al. [17]) : la position 3D des tripodes, obtenue grâce à EOS[®], permet de passer aux repères osseux anatomiques. EOS[®] est un système d'imagerie à Rayons X né de la collaboration du Pr.J Dubouset, Georges Charpak (prix Nobel de Physique) Biospace, Laboratoire de Biomécanique ENSAM - CNRS UMR 8005 - ParisTech et le Laboratoire de recherches en Imagerie et Orthopédie (LIO) de Montréal.

- le recalage itératif après association de ces deux informations dans les plans radiographiques ;
- le krigeage permettant, grâce une déformation itérative, l'obtention du modèle 3D personnalisé [19].

Définition des repères anatomiques

Les repères anatomiques utilisés (Fig. 4) étaient définis comme suit :

- pour le fémur : l'origine du repère fémoral O_f était située au milieu de l'intervalle $[m, l]$, m et l étant les centres respectivement de deux sphères condyliennes (médiale et latérale) construites par approximation aux moindres carrés de la partie postérieure des deux condyles. L'axe Y_f passait par O_f et le centre de la tête du fémur (assimilée à une sphère), l'axe X_f était la perpendiculaire au point O_f au plan formé par l'axe Y_f et le segment $[m, l]$. L'axe Z_f était la perpendiculaire au point O_f au plan formé par les axes X_f et l'axe Y_f . L'axe Z_f était dirigé médialement pour un genou droit (latéralement pour un genou gauche) (Fig. 4) ;
- pour la *patella* : une régionalisation de la *patella* était réalisée : « bord latéral », « bord médial » et « pointe ». On calculait pour chaque région considérée le barycentre correspondant, « m » pour la région « bord médial », « l » pour la région « bord latéral » et « p » pour la région « pointe ». L'origine du repère O_p était située au milieu du segment $[l, m]$, l'axe Y_p part du point p vers le centre O_p , l'axe Z_p appartenait au plan formé par les trois points (l, m et p) et était orthogonal à Y_p au point O_p . Z_p était dirigé médialement pour le genou droit (latéralement pour un genou gauche) et l'axe X_p était orthogonal au point O_p au plan formé de Y_p et Z_p [20] ;
- pour le tibia : l'origine du repère tibial O_t était l'intersection de l'axe mécanique du tibia et la surface des plateaux tibiaux, l'axe Y_t était l'axe mécanique tibial (passant par le milieu du dôme talien et le milieu des sommets des épines tibiales), l'axe Z_t était la projection du segment biglénoidal tibial selon un plan perpendiculaire à Y_t et l'axe X_t était le produit vectoriel de Y_t et Z_t .

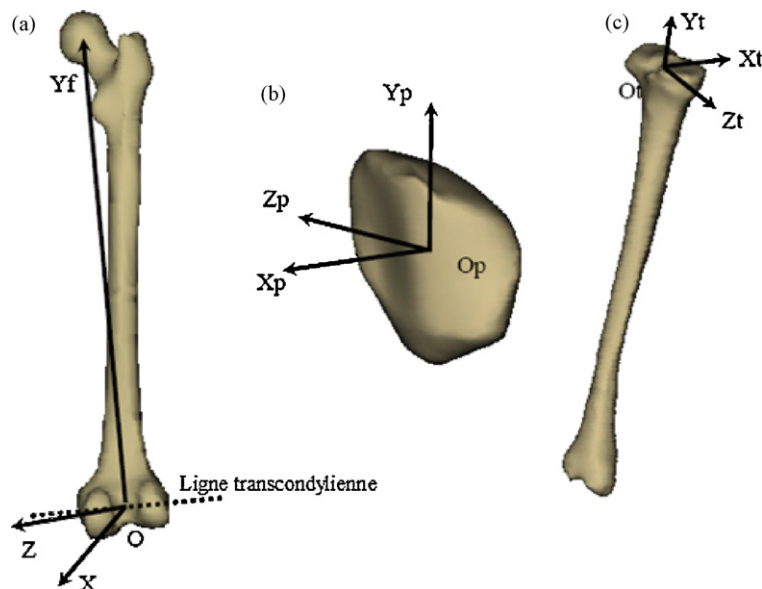


Figure 4 Construction des repères pour le fémur (a), la *patella* (b) et le tibia (c).

Cinématique

Il s'agissait d'une analyse cinématique continue calculée en considérant chaque position par rapport au fémur (segment fixe). Le mouvement de la *patella* a été indexé à l'amplitude de flexion du genou. Le secteur étudié allait de 0 à 120° sachant que la position de référence 0 choisie était celle à laquelle le genou était verrouillé en extension et qu'aucun genou ne présentait de recurvatum.

Un calcul matriciel donnait la cinématique des tripodes de marqueurs et par conséquent (grâce aux matrices de passage) la cinématique des pièces osseuses dont ils étaient solidaires.

Celle-ci a été étudiée selon six degrés de liberté dont trois rotations et trois translations. Ces composantes étaient définies comme suit :

- trois rotations (Fig. 4) :
 - abduction–adduction (rotation selon l'axe Xp),
 - bascule (rotation selon l'axe Yp),
 - flexion–extension (rotation de la *patella* suivant l'axe Zp) ;
- trois translations (Fig. 4) :
 - translation antéropostérieure selon l'axe Xp,
 - translation proximodistale selon l'axe Yp,
 - translation médiolatérale selon l'axe Zp.

Évaluation des incertitudes de mesure

L'incertitude est une notion qui tient compte des erreurs aléatoires et des erreurs systématiques non maîtrisées. C'est donc surtout cette seconde erreur qui a été étudiée. Concernant la répétabilité du banc d'essai celle-ci a été certifiée par l'accréditation du Comité français d'accréditation (Cofrac) selon la norme ISO 17025.

Les incertitudes liées au calcul des repères anatomiques

Les incertitudes liées au calcul des repères anatomiques du genou étaient estimées par la mesure de la reproductibilité lors de la reconstruction tridimensionnelle issue des radiographies EOS®.

Neuf genoux ont été reconstruits trois fois par deux opérateurs différents et ont permis le calcul des écarts associés aux reconstructions osseuses et donc associés aux repères anatomiques déterminés à partir de ces reconstructions. Cela permettait de confirmer la robustesse des repères utilisés.

Les incertitudes liées au recalage des tripodes

Les incertitudes liées au recalage des tripodes correspondaient aux erreurs de reproductibilité interopérateur de la méthode de recalage des billes des tripodes sur les radiographies EOS®.

Les incertitudes liées à la mesure optoélectronique

Les incertitudes liées à la mesure optoélectronique correspondaient aux écarts entre position réelle des tripodes et position mesurée à l'aide du système de capture de mouvement à marqueurs passifs.

Méthode d'estimation

Ces incertitudes ont été évaluées à l'aide d'une simulation dite de Monte-Carlo [21]. Il s'agit d'une méthode courante d'estimation d'incertitude par simulation numérique, qui consiste à brouter un jeu de données d'entrée pour étudier l'effet de ce bruit sur les variables de sortie.

Cette méthode est utilisable même pour des effectifs réduits ne suivant pas obligatoirement une loi normale mais dont les résultats peuvent être présentés selon une distribution normale et donc en termes de moyenne et d'écart-types. Elle est en outre particulièrement adaptée à l'évaluation de la robustesse des repères.

Résultats

Évaluation des incertitudes de mesure

Incertitudes calculées liées aux différents chaînons de l'étude

Le Tableau 2 présente les incertitudes calculées liées aux différents chaînons de l'étude (calcul des repères, recalage des tripodes et mesure optoélectronique) pour les différents degrés de liberté. L'ensemble de ces résultats est présenté pour deux écart-types (correspondant à l'intervalle de confiance à 95%).

Incertitudes liées au calcul des repères.

Pour les translations. Elles étaient de 0,6 mm selon l'axe X, de 0,4 mm selon l'axe Y et de 0,6 mm selon l'axe Z.

Pour les rotations. Elles étaient de 0,4° selon l'axe X, de 0,2° selon l'axe Y et de 0,6° selon l'axe Z.

Incertitudes liées au recalage des tripodes.

Pour les translations. Elles étaient de 0,4 mm selon l'axe X, de 0,4 mm selon l'axe Y et de 0,4 mm selon l'axe Z.

Pour les rotations. Elles étaient de 0,4° selon l'axe X, de 0,8° selon l'axe Y et de 0,2° selon l'axe Z.

Incertitudes liées à la mesure optoélectronique.

Pour les translations. Elles étaient de 0,14 mm selon l'axe X, de 0,14 mm selon l'axe Y et de 0,14 mm selon l'axe Z.

Pour les rotations. Elles étaient de 0,8° selon l'axe X, de 0,4° selon l'axe Y et de 0,2° selon l'axe Z.

Les incertitudes étaient globalement inférieures à 1° pour les rotations et de l'ordre de 0,5 mm pour les translations.

Les incertitudes globales liées aux mouvements des segments osseux

Les incertitudes globales liées aux mouvements de la *patella* et du tibia exprimés dans le repère fémoral ont été estimées et sont présentées, pour deux écart-types (correspondant à l'intervalle de confiance à 95%), dans le Tableau 3.

Incertitudes liées aux mouvements de la patella.

Tableau 2 Évaluation des incertitudes de mesure (à deux écart-types).

	Rotations autour de l'axe			Translations suivant l'axe		
	x (°)	y (°)	z (°)	x (mm)	y (mm)	z (mm)
Incertitudes liées au calcul des repères	0,4	0,2	0,6	0,6	0,4	0,6
Incertitudes liées au recalage des tripodes	0,4	0,8	0,2	0,4	0,4	0,4
Incertitudes liées à la mesure optoélectronique	0,8	0,4	0,2	0,14	0,14	0,14

Tableau 3 Évaluation des incertitudes de mesure du mouvement (à deux écart-types).

	Rotations autour de l'axe			Translations suivant l'axe		
	x (°)	y (°)	z (°)	x (mm)	y (mm)	z (mm)
Incertitudes globales liées aux mouvements du tibia exprimés dans le repère fémoral	0,4	0,4	0,4	1,8	1,5	1,5
Incertitudes globales liées aux mouvements de la <i>patella</i> exprimés dans le repère fémoral	0,4	0,4	0,4	1,2	1,2	1,2

Pour les translations. Elles étaient de 1,2 mm selon l'axe X, de 1,2 mm selon l'axe Y et de 1,2 mm selon l'axe Z.

Pour les rotations. Elles étaient de 0,4° selon l'axe X, de 0,4° selon l'axe Y et de 0,4° selon l'axe Z.

Incertitudes liées aux mouvements du tibia.

Pour les translations. Elles étaient de 1,8 mm selon l'axe X, de 1,5 mm selon l'axe Y et de 1,5 mm selon l'axe Z.

Pour les rotations. Elles étaient de 0,4° selon l'axe X, de 0,4° selon l'axe Y et de 0,4° selon l'axe Z.

Les incertitudes étaient globalement inférieures à 1° pour les rotations et comprises entre 1,5 mm et 2 mm pour les translations.

Cinématique du genou normal : corridors expérimentaux

Présentation des données

En ordonnées sont présentées les valeurs mesurées du mouvement patellaire selon un axe particulier et en abscisse le degré de flexion du genou. Cela permet d'obtenir des courbes schématisant la cinématique patellaire des différents genoux (Fig. 5).

Nous désignons par le terme «corridor» la zone où se situent ces courbes à l'intérieur du système d'axes. Le «corridor» est dit large lorsque les courbes sont

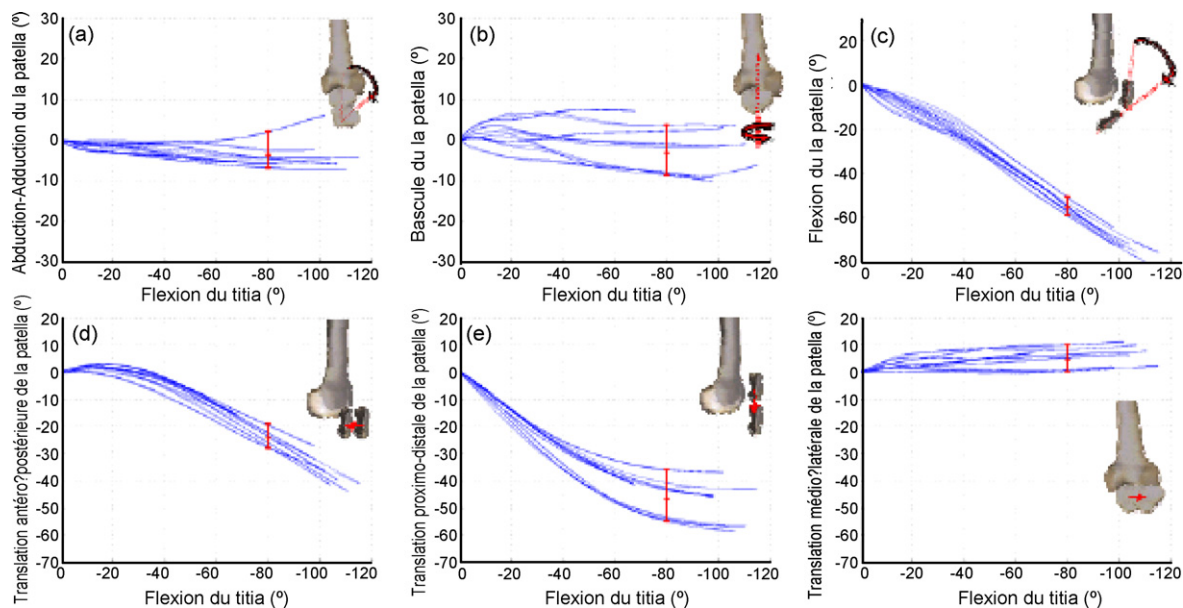


Figure 5 Résultats expérimentaux : mouvements de la *patella* (rotations et translations) exprimés dans le repère fémoral lors d'une sollicitation flexion–extension du genou.

relativement dispersées et il est dit étroit dans le cas contraire.

Dans la Fig. 5, les résultats expérimentaux correspondant aux mouvements de la *patella* exprimés dans le repère lié au fémur sont présentés pour les huit genoux sains testés.

Chaque courbe est une moyenne de six cycles sur une pièce anatomique.

Mouvements de la *patella* lors du passage de l'extension à la flexion

- Abduction—adduction (rotation selon l'axe Xp) [Fig. 5(a)] : elle ne dépassait pas 8° et augmentait progressivement avec la flexion du genou (mais pas toujours dans le même sens).
- Bascule (rotation selon l'axe Yp) [Fig. 5(b)] : le corridor était moins étroit mais ne dépassait pas 8°.
- Flexion—extension (rotation de la *patella* suivant l'axe Zp) [Fig. 5(c)] : la *patella* effectuait une flexion continue liée à la flexion du genou.
- Translation antéropostérieure selon l'axe Xp [Fig. 5(d)] : la *patella* effectuait une translation postérieure s'accéléralant à partir de 30° de flexion du genou et pouvant atteindre 40 mm.
- Translation proximodistale selon l'axe Yp [Fig. 5(e)] : elle suivait régulièrement la flexion du genou puis se ralentissait à partir de 60° à 80° tout en montrant plus de variabilité.
- Translation médiolatérale selon l'axe Zp [Fig. 5(f)] : elle ne dépassait pas 10 mm, augmentait de 0 à 20° de flexion du genou et ne se faisait pas dans le même sens pour tous les genoux.

Discussion

Ce banc d'essai permet d'obtenir une cinématique FP in vitro avec un niveau de précision qui en fait un outil fiable. L'incertitude estimée est de 1,2 mm pour les translations et de 0,4° pour les rotations.

Plusieurs études récentes utilisent l'IRM ou l'analyse stéréophotogrammétrique de Roentgen (RSA) [9] pour évaluer la cinématique de l'articulation en interpolant une succession de positions discrètes. D'autres études, combinant les reconstructions tridimensionnelles et la fluoroscopie permettent d'accéder à la cinématique 3D du genou lors d'un mouvement plan [4,22]. D'autres auteurs proposent de combiner les reconstructions 3D avec des systèmes magnétiques [23] ou avec des systèmes électrogoniométriques [14] dans le but d'analyser la cinématique spécifique à la morphologie particulière d'un sujet. En effet, les reconstructions 3D permettent d'augmenter la précision des mesures grâce à l'utilisation de systèmes de coordonnées adaptés aux segments osseux étudiés [24].

La cinématique de la *patella* lors d'un cycle de flexion—extension du genou peut être calculée de deux manières : soit en considérant les positions successives de celle-ci et en se référant à chaque fois à la position précédente ; soit en considérant chaque position par rapport à un segment fixe. C'est cette seconde méthode qui est utilisée lors de nos essais, le segment fixe étant le fémur [11].

Nous utilisons le fémur comme référentiel plutôt que le tibia.

Les montages à tibia fixe [25,26] étaient censés, entre autre, reproduire la rotation automatique en appui monopodal. Cela aurait été déterminant dans le cadre d'une étude réalisée in vivo où existe une asymétrie en fonction du type de travail des muscles (concentriques, excentriques) ainsi que du recrutement des divers chefs musculaires (en fonction du degré de flexion et de la position relative des segments osseux). Mais cela n'a pas à notre sens beaucoup d'intérêt in vitro tant il est difficile de reproduire expérimentalement ces paramètres et dont les resultants confirment bien l'absence d'asymétrie entre flexion et extension [10].

Le choix du fémur fixe est également adopté par de nombreuses équipes [27,12,2,14,15]. Outre la simplicité technique, cela évite d'introduire un biais dans la mesure où notre objectif est d'étudier la cinématique de la *patella* par rapport au fémur.

Dans ce cas de figure où le fémur est pris comme référentiel, plusieurs options existent.

En effet, dans la littérature, les auteurs décrivent le mouvement de la *patella* soit par rapport à la trochlée fémorale [10], soit par rapport aux condyles fémoraux postérieurs [10] ou la partie antérieure des condyles ou encore par rapport au fémur entier. Chaque méthode a ses avantages et ses inconvénients. L'utilisation des parties antérieures des condyles n'est pas judicieuse en raison de leur grande variabilité anatomique par opposition aux condyles postérieurs qui sont moins sujets à cette variabilité et donc plus fiables. Celle de la trochlée est intéressante puisque le centrage de la *patella* est un critère important mais ce repère n'est pas toujours exploitable, notamment dans les dysplasies FP [10].

Un certain nombre de bancs d'essais décrits dans la littérature [15] n'utilise que la portion distale du fémur, ce qui ne permet pas d'avoir une information complète sur la géométrie du fémur et rend la tête fémorale inaccessible au calcul d'axe. Alors que l'utilisation du fémur entier a l'avantage de rapporter la course patellaire à la morphologie globale du membre. En effet, la technique proposée s'appuie sur l'acquisition de la morphologie 3D du fémur, du tibia et de la *patella* par le système EOS®. L'enveloppe ainsi reconstruite permet de calculer numériquement un système de coordonnées lié à chaque pièce osseuse pour analyser la cinématique tridimensionnelle du genou.

Système d'axe [28]

Déterminer les mouvements relatifs des différents segments osseux revient à se référer à ceux des systèmes d'axes liés rigidement à ces segments. Encore faut-il choisir pour chacun d'eux un système d'axes pertinent et robuste. Ce choix de repère est l'un des problèmes clé ; en effet, les mesures de course patellaire y sont très sensibles [10].

Le système d'axe proposé par Grood et Suntay est largement utilisé dans la littérature. Il a été modifié par Hefzy et Lafortune pour l'analyse de la FP [10]. Ces repères sont construits en déterminant des points anatomiques sur des clichés radiologiques en deux dimensions [28], ce qui augmente l'incertitude de mesure.

Nous avons gardé le principe général de ce repère en ce sens que nous utilisons un point proximal (centre de la tête fémorale) et deux points distaux situés au niveau des condyles fémoraux. L'orientation et la dénomination des axes ont été également conservées, les modifications apportées concernent essentiellement la manière dont sont déterminés les points anatomiques. En effet, il s'agit d'une détermination numérique du système de coordonnées par un calcul tenant compte de la morphologie 3D spécifique à chaque pièce, ce qui nous permet d'améliorer significativement la précision des mesures. La robustesse de ce système de coordonnées a été testée par des campagnes de mesure de la répétabilité intra-opérateur et de la reproductibilité interopérateur. Quant au repère *patellaire* il s'agit d'un repère original que nous avons développé en collaboration avec l'équipe de l'unité CNRS UMR8005.

Modalité de mobilisation du genou

Dans la littérature, la mobilisation du genou est réalisée selon divers protocoles. Les études *in vitro* utilisent soit une traction sur le tendon quadricipital, soit des poids attachés par des câbles aux différents chefs musculaires du quadriceps [10] en tenant compte du ratio théorique des divers chefs. Aussi bien le poids que la direction des chefs musculaires ont été utilisés de manière variable et l'influence de ces paramètres a été diversement appréciée. Ce qui montre la complexité de l'influence du quadriceps sur la cinématique FP [11].

Dans notre étude, nous réalisons une traction sur le tendon quadricipital sans différencier ses chefs musculaires. Celui-ci était maintenu par un clamp relié à un moteur asservi informatiquement. Une force de rappel de 50 N est appliquée au pilon tibial sans empêcher la rotation de celui-ci lors de l'essai.

Même si l'on s'accorde à considérer que l'essentiel des anomalies de la course patellaire survient dans les premiers degrés de flexion, il est important d'analyser un large secteur au-delà de 90° de flexion si ce n'est la totalité; mais cela dépend des possibilités techniques de la méthode utilisée. Notre banc d'essai permet d'étudier la quasi-totalité du secteur de flexion–extension. Ce qui est notamment intéressant dans les tests d'arthroplastie de genou.

Quant à la différence dans le schéma de la course patellaire selon que l'on mobilise le genou dans le sens flexion–extension ou dans le sens extension–flexion, elle est restée en général minime, les courbes étant le plus souvent superposées (Fig. 5).

Par ailleurs, lors de la flexion–extension du genou, il existe une rotation automatique du tibia à laquelle les auteurs s'accordent à attribuer une influence réelle sur la course patellaire [16] même si celle-ci n'est pas connue de manière précise [10]. Cette difficulté d'appréciation peut être liée à l'existence probable de plusieurs axes instantanés de rotation au cours du cycle de flexion/extension [29]. Les études où l'on contrôle cette rotation [27] montrent une grande variabilité dans cette cinématique FP; c'est la raison pour laquelle un certain nombre d'auteurs laisse la rotation libre. Nous avons opté pour cette seconde solution dans notre étude grâce à une méthode permettant d'appliquer dans le même temps une force de rappel au tibia.

Tableau 4 Quelques exemples d'estimation d'erreur de mesure lors d'études *in vitro* (liste non exhaustive) [10].

Auteurs	Erreur en translation (mm)	Erreur en rotation (°)
Reider et al.	0,5	0,5
Ahmed et al.	0,2	0,1
Van Kampen and Huiskes	0,05	0,1
Heegaard et al.	0,05	0,1
Nagamine et al.	0,2	0,5
Goh et al.	1,5	2
Kwak et al.	0,05	Non renseigné
Sakai et al.	0,4	0,5
Hefzy et al.	0,9	0,3

Il existe en outre une légère laxité en varus valgus en dehors de toute lésion ligamentaire [10], cette laxité variant lors de la flexion–extension. Certains auteurs négligent ce paramètre ou le laissent libre, comme dans notre étude, en considérant qu'il fait partie intégrante du mouvement de flexion–extension. Cependant, il faut bien rappeler que nous avons obtenu des niveaux d'incertitudes faibles sur des genoux stables. En cas de laxité, comme ce pourrait être le cas sur un genou prothésé mal équilibré, nous ne pouvons exclure de voir augmenter le niveau d'incertitude sur la mesure des déplacements.

Précision de la technique

À ce jour, l'analyse quantitative précise de la cinématique FP est difficilement accessible [10]. La précision de la technique est un paramètre important, sachant que les anomalies de la course peuvent être minimes mais avec des conséquences plus significatives sur les contraintes surtout dans le cas des arthroplasties totales où le jeu ligamentaire est radicalement modifié et les paramètres patellaires difficilement mesurables.

Le niveau de précision qui n'est pas toujours indiqué dans les publications reste à quantifier de manière plus précise et est exprimé en termes d'incertitudes sur chaque degré de liberté.

Dans la littérature [10], les incertitudes documentées correspondent à des études statiques pour lesquelles le degré de flexion du genou est fixé. Elles varient alors de 0,05 à 1,5 mm pour les translations et de 0,03 à 2° pour les rotations (Tableau 4).

Les sources d'incertitudes sur le résultat de nos essais sont nombreuses. Chacune de ces incertitudes a été évaluée indépendamment pour en déduire la précision globale (Tableaux 2 et 3).

Pour ce faire, ont été évaluées la répétabilité intra-opérateur et la reproductibilité interopérateur, lors de la reconstruction tridimensionnelle, lors du calcul de repère et lors de la mesure optoélectronique.

La chaîne de calcul d'incertitudes a été validée par le Cofrac et ce banc d'essai est donc accrédité selon la norme ISO 17025.

Interprétation des mouvements de la *patella* lors du passage de l'extension à la flexion

Les valeurs obtenues montrent des corridors étroits en ce qui concerne les translations, la flexion–extension et l'abduction–adduction ce qui témoigne du niveau de précision de la technique. Nombre d'études montrent une médialisation initiale de la *patella* (maximum entre 15 et 40°) puis parfois une légère translation latérale.

Concernant la bascule, le corridor est plus étalé et les résultats sont plus variables, ce qui est en accord avec les données de la littérature [10].

On peut dire que le schéma général de la course patellaire est globalement en accord avec ce qui est décrit dans la littérature. Cependant, il faut rappeler que l'hétérogénéité des études sur le plan des définitions et de la méthodologie notamment le choix des systèmes de coordonnées rend difficile toute tentative sérieuse de comparaison des résultats [10]. Il est bien établi que les différences dans le choix des systèmes de coordonnées influent sur les résultats de manière significative.

La masse des tripodes peut entraîner un certain biais, d'où l'importance de la centrer dans la *patella*. Cependant, cette masse reste faible (elle fait moins de 50 g) et semble avoir un rôle mineur devant la mise en traction du tendon quadricipital. L'erreur systématique qui pourrait en résulter n'empêche pas la comparaison.

Plus que la valeur absolue obtenue, c'est le niveau de précision et la reproductibilité du système qui sont importants dans ce travail. Ce montage permet de réaliser des études reproductibles et fiables, ce qui peut être particulièrement utile dans des études comparatives d'arthroplasties de genou dont la qualité de la course patellaire fait partie des critères de performances.

En outre, cette technique de détermination du système de coordonnées peut également être utilisée *in vivo* [30] en mettant à profit le caractère moins irradiant du système EOS® comparativement aux autres systèmes d'imagerie à rayon X comme le scanner.

Conclusion

Ce protocole couplant imagerie tridimensionnelle et suivi cinématique continu permet d'observer en temps réel les pièces osseuses tout au long de l'essai. Ce banc d'essai permet d'évaluer la cinématique FP et fémorotibiale *in vitro*, notamment sur prothèse de genou qu'il s'agisse de prothèse totale de genou avec ou sans resurfaçage ou de prothèse unicompartmentale, notamment FP.

Outre la précision et la reproductibilité du dispositif, il faut noter l'utilisation d'une nouvelle technique de détermination du système de coordonnées. En effet, celui-ci est déterminé numériquement et est lié à l'anatomie spécifique de chaque spécimen.

Ce montage ouvre des perspectives pour l'évaluation d'implants prothétiques du genou notamment de la course FP, y compris en phase de conception.

Conflit d'intérêt

Aucun pour l'ensemble des auteurs.

Remerciements

L'auteur remercie :

- le Dr A. Asselineau, chef du service de chirurgie orthopédique et traumatologique du centre hospitalier intercommunal de Villeneuve-Saint-Georges, pour son aide précieuse ;
- Le Pr David Mitton, Arts et métiers Paristech, École nationale supérieure d'arts et métiers – CNRS ;
- M. Sbastien Laporte, Maître de conférences. Arts et métiers Paristech, École nationale supérieure d'arts et métiers – CNRS ;
- M. Benjamin Aubert, programmeur en informatique du laboratoire de biomécanique à l'Ensam Paris.

Références

- [1] Amis AA, Senavongse W, Bull AM. Patellofemoral kinematics during knee flexion–extension: an *in vitro* study. *J Orthop Res* 2006;24:2201–11.
- [2] Nagamine R, Otani T, White SE, McCarthy DS, Whiteside LA. Patellar tracking measurement in the normal knee. *J Orthop Res* 1995;13:115–22.
- [3] Ostermeier S, Buhrmester O, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C. Dynamic *in vitro* measurement of patellar movement after total knee arthroplasty: an *in vitro* study. *BMC Musculoskelet Disord* 2005;6:30.
- [4] Banks SA, Harman MK, Bellemans J, Hodge WA. Making sense of knee arthroplasty kinematics: news you can use. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85(Suppl. 4):64–72.
- [5] Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An *in vitro* biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:258–64.
- [6] Li G, Suggs J, Gill T. The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: a three-dimensional computational simulation. *Ann Biomed Eng* 2002;30:713–20.
- [7] Laprade J, Lee R. Real-time measurement of patellofemoral kinematics in asymptomatic subjects. *Knee* 2005;12:63–72.
- [8] Sholukha V, Leardini A, Salvia P, Rooze M, Van sint jan S. Double-step registration of *in vivo* stereophotogrammetry with both *in vitro* 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging. *J Biomech* 2006;39:2087–95.
- [9] Komistek RD, Dennis DA, Mabe JA, Walker SA. An *in vivo* determination of patellofemoral contact positions. *Clin Biomech* 2000;15:29–36.
- [10] Katchburian MV, Bull AM, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop* 2003;412:241–59.
- [11] Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc* 2007;15:48–56.
- [12] Van Kampen A, Huiskes R. The three-dimensional tracking pattern of the human patella. *J Orthop Res* 1991;8:372–82.
- [13] Heegard J, Leyvraz P-F, Van kampen A, Rakotomanana L, Rubin PJ, Blankevoort L. Influence of soft structures on patellar three-dimensional tracking. *Clin Orthop* 1994;299:235–43.

- [14] Goh JC, Lee PY, Bose K. A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77:225–31.
- [15] Omori G, Koga Y, Bechtold JE, Gustilo RB, Nakabe N, Sasagawa K, et al. Contact pressure and three-dimensional tracking of unresurfaced *patella* in total knee arthroplasty. *Knee* 1997;4:15–21.
- [16] Sandmeier RH, Burks RT, Bachus KN, Billings A. The effect of reconstruction of the medial patellofemoral ligament on patellar tracking. *Am J Sports Med* 2000;28:345–9.
- [17] Laporte S, Skalli W, De guise JA, Lavaste F, Mitton D. A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2003;6:1–6.
- [18] Jenny JY, Lefebvre Y, Vernizeau M, Lavaste F, Skalli W. Validation d'un protocole expérimental d'étude optoélectronique de la cinématique active continue de l'articulation du genou in vitro. *Rev Chir Orthop* 2002;88:790–6.
- [19] Laporte S. Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation. Thèse de doctorat. École nationale supérieure d'arts et métiers, Paris; 2002.
- [20] Azmy C, Gabrielli F. Évaluation d'une technique non invasive d'analyse de la cinématique fémoropatellaire in vivo. Mémoire de DEA arts et métiers Paristech, École nationale supérieure d'arts et métiers, Paris; 2004.
- [21] Kalos MH, Whitlock PA, Monte Carlo Methods, Volume I: Basics. New York: Wiley-Interscience Publications, John Wiley and Sons; 1986, p.1–6. 2nd edition: 2007, 186 pp.
- [22] Mahfouz MR, Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA. A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images. *IEEE Trans Med Imaging* 2003;22:1561–74.
- [23] Crompton PA, Sati M, Orr TE, Bourquin Y, Dumas GA, Nolte LP. Animation of *in vitro* biomechanical tests. *J Biomech* 2001;34:1091–6.
- [24] Von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Bringmann C, Vogl T, Englmeier KH, Graichen H. A new *in vivo* technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint. *J Biomech* 2004;37:927–34.
- [25] Harding ML, Harding L, Goodfellow JW. A preliminary report of a simple rig to aid study of the functional anatomy of the cadaver human knee joint. *J Biomech* 1977;10:517–23.
- [26] Kurosawa H, Walker PS, Abe S, et al. Geometry and motion of the knee for implant and prosthesis design. *J Biomech* 1985;18:487–99.
- [27] Ahmed AM, Shi S, Hyder A, Chan KH. The effect of quadriceps tension characteristics on the patellar tracking pattern. *Trans Orthop Res Soc* 1988:280.
- [28] Pennock GR, Clark KJ. An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. *J Biomech* 1990;23:1209–18.
- [29] Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MAR. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:1196–8.
- [30] Schlatterer B, Suedhoff I, Bonnet X, Catonne Y, Maestro M, Skalli W. Skeletal landmarks for TKR: evaluation of their accuracy using EOS imaging acquisition system. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:2–11.