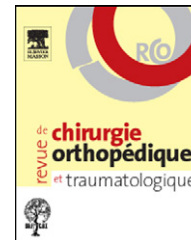




Disponible en ligne sur
SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

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



MÉMOIRE ORIGINAL

Étude de la reproductibilité d'un système de mesure optique pour l'évaluation clinique de la rotation active du genou en situation d'appui chez des sujets sains[☆]

Reproducibility of an optical measurement system for the clinical evaluation of active knee rotation in weight-bearing, healthy subjects

R. Testa^{a,b,c,d,*}, J. Chouteau^{a,b,c,d}, A. Viste^{a,b,c,d}, L. Cheze^{a,b,c},
M.-H. Fessy^{a,b,c,d}, B. Moyen^{a,b,c,d}

^a Université de Lyon, 69000 Lyon, France

^b IFSTTAR, UMR T9406, LBMC, Bron, France

^c Université Lyon-1, Villeurbanne, France

^d Service de chirurgie orthopédique, centre hospitalier Lyon-Sud, 69495 Pierre-Bénite cedex, France

Acceptation définitive le : 3 octobre 2011

MOTS CLÉS

Genou ;
Rotation ;
Laxité ;
Système de mesure ;
Optoélectronique ;
Cinématique

Résumé

Introduction. — Lors d'une consultation, l'examen du genou est souvent réalisé de manière passive par le clinicien et sans outils précis de mesure. Il a été montré, d'une part, qu'un examen du genou réalisé debout et de manière active par le patient donne des résultats différents, d'autre part, qu'un système de mesure précis apporte des informations essentielles au clinicien lors de cet examen.

Hypothèse. — Nous avons voulu vérifier la reproductibilité d'un système de mesure optoélectronique flexible et rapide pour évaluer la laxité rotatoire du genou en charge.

Patients et méthode. — Onze sujets ont été équipés de deux cibles rétro réfléchissantes sur le membre inférieur afin de suivre les mouvements du fémur et du tibia en 3D. Les sujets ont réalisé des rotations interne et externe, genou en extension et en flexion à 30°. Lors de chaque phase, sept paramètres étaient mesurés : rotation interne, externe et laxité globale en extension et en

DOI de l'article original : [10.1016/j.otsr.2011.08.017](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.08.017).

[☆] 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 : rtesta@free.fr (R. Testa).

flexion à 30°, ainsi que la valeur de rotation neutre en flexion à 30°. Deux sessions de mesures ont été réalisées afin de tester la reproductibilité. Une analyse de fiabilité et une comparaison des genoux droits et gauches ont été réalisées sur les mesures obtenues.

Résultats. – Le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) calculé pour la reproductibilité était supérieur à 0,9 pour cinq des sept mesures testées. L'ICC calculé pour la comparaison droite-gauche était supérieur à 0,75 pour cinq des sept mesures.

Discussion. – Les résultats obtenus confirment l'hypothèse selon laquelle les mesures avec ce système sont reproductibles. En outre, nous obtenons des résultats sur la comparaison droite-gauche en accord avec la littérature. Ce système est rapide, reproductible et sa flexibilité permettra de réaliser d'autres protocoles de test en charge lors d'évaluations cliniques.

Type d'étude. – Expérimentale.

Niveau de preuve. – 2.

© 2012 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Introduction

L'examen clinique du genou se fait souvent en position allongée et de manière passive. L'examineur effectue des tests standardisés tels que le test de Lachman ou le ressaut dynamique. Ces tests lui permettent entre autre d'évaluer les laxités du genou sur tous les axes : flexion-extension, varus-valgus, rotation interne-externe [1,2]. De multiples études ont montré l'intérêt et la précision d'appareils de mesure comme le KT-1000, le Genucom [3,4], le GNRB [5] ou le Telos [3,6]. Ils permettent d'obtenir des valeurs objectives de la laxité du genou en translation antéropostérieure. Quelques études ont également évalué la reproductibilité de protocoles basés sur des systèmes électromagnétiques pour objectiver les tests de pivot-shift [7] ou de protocoles basés sur des systèmes optoélectroniques pour mesurer les rotations du genou lors de la marche [8]. Il a de plus été montré dans une publication récente qu'une mesure à l'aide d'un système objectif est bénéfique pour les analyses quantitatives des laxités rotatoires du genou [9].

Contrairement à l'examen clinique, dans les études expérimentales biomécaniques du genou, les mesures de rotation peuvent aussi être réalisées de manière active, le sujet effectuant des mouvements debout et en charge. Shultz et al. [10] ont montré des différences sur les rotations interne-externe du genou selon que le membre inférieur était en charge ou non. Lo et al. [11], dans une étude in vitro simulant les mouvements du genou, ont aussi montré l'intérêt de travailler sur un genou en charge. Les données, enregistrées par des systèmes d'analyse du mouvement, sont ensuite traitées afin d'extraire les informations d'amplitude articulaire du genou en flexion, varus-valgus et rotation interne-externe utiles au clinicien. Le protocole de test est souvent lourd. Il comprend une calibration longue, une palpation de points anatomiques, un équipement du sujet avec des capteurs puis une acquisition des mouvements du sujet. Les données acquises doivent ensuite être traitées afin d'extraire les amplitudes articulaires. Pour toutes ces raisons, ces systèmes sont surtout utilisés dans les protocoles de recherche. Leur utilisation dans des études cliniques n'est pas envisageable.

Pourtant, la mesure des rotations du tibia par rapport au fémur prend de plus en plus d'importance dans l'étude des pathologies du genou. En effet, actuellement

beaucoup d'études sont réalisées sur la restitution de la cinématique en rotation après chirurgie du LCA en fonction de la technique utilisée, simple faisceau ou faisceaux multiples, chirurgie de rupture partielle ou complète. Les études tentent de comparer la cinématique après opération et rééducation à la cinématique d'un genou sain [12,13]. Pour l'arthroplastie du genou aussi, l'analyse cinématique devient essentielle en fonction du dessin de la prothèse et du caractère rotatoire ou non du plateau en polyéthylène. Il est important également d'étudier dans quelle mesure les prothèses permettent la rotation du tibia par rapport au fémur [14,15], espérant ainsi rétablir une cinématique plus proche du genou normal.

Dans ce contexte, nous avons souhaité développer un système de mesure optoélectronique simple afin de tester, en conditions cliniques et de manière rapide et reproductible, les laxités en rotation interne et externe du genou en charge. Ce travail se focalise sur les rotations interne et externe du tibia par rapport au fémur car ce sont celles qui posent le plus de problèmes au clinicien. Afin de valider ce système, nous avons réalisé un test de reproductibilité des mesures sur onze sujets sains. Nous avons ensuite comparé les mesures des membres inférieurs droits avec celles des membres inférieurs gauches afin de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse selon laquelle un genou peut valablement être comparé au genou controlatéral sur des mesures de rotation interne-externe du tibia.

Patients et méthode

Population testée

L'étude a été réalisée sur une série continue de 11 sujets, dix hommes et une femme, d'âge moyen 27 ans et neuf mois (min 21–max 37) et de poids moyen 77 kg (min 54–max 110). Aucun n'avait d'antécédent pathologique ou traumatique aux membres inférieurs. Les deux genoux de chaque sujet ont été étudiés. Nous avons donc obtenu des données pour une série continue de 22 genoux sains.

Système de mesure

Nous avons utilisé un système de positionnement optique tridimensionnel transportable (Polaris, Northern Digital Inc.,

Waterloo, ON, Canada). Ce matériel est utilisé régulièrement lors de la chirurgie assistée par ordinateur. Deux caméras solidaires, calibrées et couplées à des sources de lumière détectent les mouvements de cibles. Chaque cible est composée de trois billes rétro réfléchissantes dont les positions relatives sont précisément connues. Les cibles sont directement identifiées par le système. Leur position dans l'espace de travail est envoyée via un port série à l'ordinateur. Ce système peut fonctionner à une fréquence paramétrable à 20, 30 ou 60 Hz. Pour notre étude, nous avons choisi une fréquence de 30 Hz. La précision du suivi des cibles par le système (0,5 mm et 0,5°), donnée par le constructeur, a été souvent étudiée et rapportée [16–18].

Un logiciel a été développé au sein de notre service sous LabView (National Instruments Corporation, Austin, Texas, États-Unis) afin d'acquérir et de traiter les données issues du Polaris. Ce logiciel avait plusieurs fonctions :

- entrée des données du patient pour le suivi (état civil, type de test) ;
- initialisation du test lorsque le sujet était en position de référence décrite ci-après (définition des axes de référence) ;
- calcul et affichage en temps réel des rotations relatives du tibia par rapport au fémur selon les trois axes de rotation du « *joint coordinate system* » (JCS) défini par Grood et Suntay [19], repris dans les recommandations de la Société internationale de biomécanique [20] et confirmé par Martelli comme bon repère d'étude du genou [21] ;
- enregistrement des valeurs instantanées acquises pour une autre analyse éventuelle ;
- affichage et enregistrement des maxima et minima obtenus durant un mouvement ;
- réinitialisation des maxima et des minima à la fin de chaque répétition du mouvement.

Lors des tests, le système était toujours piloté par le même opérateur expérimenté et maîtrisant l'outil.

Protocole de test

Le sujet était debout, les membres inférieurs en sous-vêtement ou bien en short et les pieds nus. Il était équipé de deux cibles, l'une sur la face latérale de la cuisse environ 10 cm au-dessus de l'épicondyle latéral et l'autre sur la face antérolatérale de la jambe environ 10 cm en dessous de la tête de la fibula. Ces cibles ont été développées spécialement pour l'étude du membre inférieur. Elles étaient de forme rectangulaire et composées d'un support rigide en mélamine de 7 mm d'épaisseur sur la face externe visible par les caméras et d'une mousse en EVA haute densité profilée afin d'augmenter la congruence de la face interne en contact avec le segment. Les cibles étaient fixées aux segments à l'aide d'une bande compressive auto-adhésive. La mousse étant rugueuse, la cible ne glissait pas sur le membre une fois fixée. Le sujet équipé effectuait quelques mouvements simples afin de s'assurer de la tenue des cibles sur les segments.

L'utilisation de cibles larges sur lesquelles étaient fixés les trois éléments rétro réfléchissants permettait de réduire l'une des erreurs de mesures dues aux tissus mous. En effet,

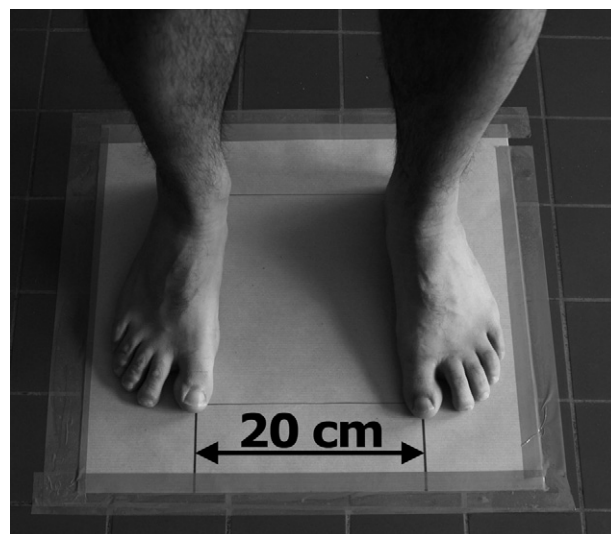


Figure 1 Position des pieds au sol pour le test.

la cible n'était pas déformée par le mouvement relatif d'une zone par rapport à une autre. De plus, afin de réduire une autre source connue d'artefacts liés aux mouvements parasites des tissus mous, notre test était réalisé sans impacts, les pieds restant à la même position durant tout le test, et les mouvements étaient réalisés à vitesse lente.

Les pieds du sujet étaient espacés de 20 cm. Pour cela, deux lignes repères parallèles distantes de 20 cm étaient représentées au sol de manière à ce que chaque ligne passe sous un pied du sujet sous le milieu du talon et sous le milieu du gros orteil du sujet (Fig. 1). Une cible de référence était fixée verticalement sur un support (Fig. 2a). Ce support était placé de manière à ce que la cible de référence soit parallèle aux lignes repères. Cette cible permettait de définir les axes de référence lors de l'initialisation de la mesure.

Comme nous ne nous intéressions qu'aux rotations du segment tibia par rapport au segment fémur, la position exacte des cibles n'avait pas d'importance. Il suffisait que la cible soit solidaire du segment auquel elle était rattachée pour que ses variations d'orientation correspondent à celles de l'os sous-jacent. En effet, les rotations relatives de deux repères dans l'espace sont indépendantes de la position des origines des repères, elles dépendent seulement de l'orientation des repères. Afin que les orientations des repères liés à nos cibles soient interprétables, nous utilisons une position de référence pour laquelle nous recalons les repères techniques fixés aux segments osseux afin de les aligner avec le repère de la cible de référence. Une matrice de recalage du repère technique vers le repère de référence était alors calculée. Cette matrice servait ensuite tout au long de la séquence de mesure et elle restait valide tant que le sujet ne bougeait pas ses pieds par rapport au sol.

Position initiale en extension

Au début du test, le sujet était en position neutre, les pieds sur les lignes repère. Les genoux étaient en extension. Le sujet avait le regard droit fixant un point à l'horizon en face de lui (Fig. 2a).

Lorsque le sujet était en position et que toutes les cibles étaient visibles par le système, l'opérateur initialisait

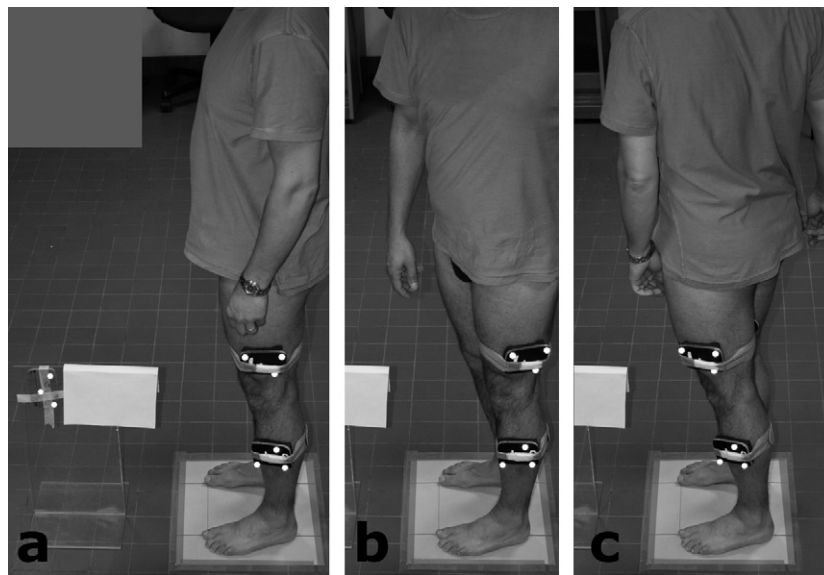


Figure 2 Positions lors du test en extension ; a : position initiale, repère vertical sur son support à gauche de l'image ; b : position en rotation du tronc 90° côté gauche ; c : position en rotation 90° du tronc 90° côté droit.

la position de référence, i.e. les valeurs de rotations en flexion-extension (FE), rotation interne-externe (Ri Re) et Varus-Valgus (Var-Val) étaient mises à 0 dans le système.

Calcul du joint coordinate system

Une fois la position initiale en extension réalisée, le système calculait la position de référence. Partant du principe que le sujet était debout et en extension, les pieds écartés de 20 cm, alignés l'un par rapport à l'autre et alignés avec la cible de référence, l'axe vertical (Y) de la cible de référence correspondait à l'axe vertical du fémur et à l'axe vertical du tibia en position de référence. De la même manière, l'axe antéro-postérieur (X) et l'axe médiolatéral (Z) de la cible de référence correspondaient aux axes X et Z du fémur et du tibia en position de référence. Ensuite, durant toute la phase de mesure, le JCS ainsi créé était utilisé pour l'interprétation des rotations. Les rotations du repère tibia étaient décrites dans le repère fémur avec la séquence de décomposition dans l'ordre suivant : Z, X, Y. L'axe Z était l'axe médiolatéral lié au fémur, l'axe Y était l'axe vertical lié au tibia et l'axe X était l'axe dit « flottant » qui, à chaque instant, était perpendiculaire aux deux autres axes.

Mouvements de rotation interne-externe en extension

Une fois la position initiale enregistrée, il était demandé au sujet de réaliser une rotation lente de la tête et des épaules de 90° vers un côté (Fig. 2b) en conservant les genoux en extension et les deux pieds fixes au sol. L'opérateur contrôlait le respect de la consigne lors du mouvement. Une fois la rotation réalisée, le sujet revenait en position neutre et marquait un temps d'arrêt d'une à deux secondes afin d'éviter toute prise de vitesse en rotation pour la suite du mouvement. Ensuite, le sujet réalisait la même rotation lente de l'autre côté jusqu'à 90° (Fig. 2c) et revenait en position neutre. Si le mouvement avait été réalisé correctement, les valeurs étaient enregistrées. La valeur maximale (positive) correspondait à la rotation interne et la valeur

minimale (négative) correspondait à la rotation externe. Une rotation interne-externe complète durait dix secondes environ et le mouvement était assez lent pour s'affranchir des effets de peau parasites pouvant être entraînés par la vitesse de déplacement. Le mouvement complet était répété cinq fois. La durée d'une phase de test était de une minute environ.

Mouvements de rotation à 30° de flexion

Le sujet fléchissait ensuite les jambes à 30°. Il contrôlait sa flexion en regardant l'affichage en temps réel sur l'écran de l'ordinateur. Une fois la flexion stabilisée, le sujet effectuait les mêmes mouvements de rotation interne et externe qu'en extension. Le respect de la flexion à 30° était contrôlé par l'opérateur durant le mouvement et par le sujet lorsque celui-ci revenait en rotation neutre. Une fluctuation de flexion de $\pm 3^\circ$ était acceptée. La rotation neutre à 30° était enregistrée automatiquement au début de chaque répétition du test pour être comparée à la rotation neutre en extension.

Les deux membres inférieurs du sujet étaient mesurés successivement. L'ordre dans lequel les membres inférieurs étaient testés était choisi de manière aléatoire.

Test de reproductibilité du système

Afin de mesurer la reproductibilité du système et du protocole, chaque sujet passait le test deux fois à au moins une journée d'intervalle (temps médian entre deux tests un jour, mini : un jour, maxi 30 jours).

Données obtenues

Lors d'une même phase de test, nous avons deux conditions de test pour chaque genou : l'extension (notée : flexion0) et la flexion à 30° (notée : flexion30). Pour chaque mouvement complet de rotation interne (R_interne) et rotation externe (R_externe) on calculait une amplitude de rotation globale ($R_{\text{globale}} = R_{\text{interne}} - R_{\text{externe}}$). Les

5 répétitions étaient ensuite moyennées pour chaque condition de test (flexion0 et flexion30). Les cinq répétitions de rotation neutre à 30° de flexion étaient moyennées elles aussi (R_neutre).

Pour chaque genou et lors de chaque test, nous obtenions donc les valeurs R_Interne, R_Extérieure et R_Globale à Flexion0 et à Flexion30, ainsi que la valeur R_Neutre pour la Flexion30, soit sept valeurs.

Analyse statistique

Des statistiques descriptives des moyennes et des écarts-types ont été réalisées pour les mesures obtenues lors des deux phases de test (test 1 et test 2) sur les 22 genoux pour les sept valeurs testées.

Lors d'un test de reproductibilité d'un système sur des mesures successives, il est habituel d'utiliser le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) [22,23]. Vincent et al. [24] donnent une échelle pour laquelle l'ICC est bon si ICC supérieure à 0,7 et très bon si ICC supérieure 0,8. Nous avons testé indépendamment la qualité de l'échelle pour la rotation neutre (R_neutre) à 30° de flexion, la rotation interne (R_interne), la rotation externe (R_externe) et la rotation globale (R_Globale). Les tests statistiques ont été effectués pour les deux conditions, flexion0 et flexion30.

Dans un second temps, nous avons testé la reproductibilité des mesures (du test 1) entre les deux genoux, droit et gauche, pour chaque sujet avec le même outil statistique.

Pour les statistiques descriptives ainsi que pour l'outil d'analyse de fiabilité d'échelle nous avons utilisé le logiciel SPSS 18 (SPSS 18, IBM Corp. New York, États-Unis).

Résultats

Le temps d'un test complet (les deux membres inférieurs d'un sujet) était d'environ cinq minutes. En comptant le temps d'explication du test et celui d'équipement et de déséquipement du sujet, l'opérateur effectuait la manipulation complète en moins de dix minutes.

Les valeurs brutes sur les 22 genoux sont données dans le Tableau 1. Les moyennes et les écarts-types sont donnés dans le Tableau 2 (colonnes 1 à 4). La rotation neutre en Flexion30 était en moyenne de 4,77° lors du premier test et de 4,75° lors du second test (i.e. rotations internes par rapport à la position de référence en extension). Les rotations internes et externes moyennes étaient moindres en flexion par rapport à l'extension lors des deux tests.

Les ICC entre le test 1 et le test 2 sont donnés en dernière colonne du Tableau 2. La rotation interne en extension (0,73)

Tableau 1 Résultats bruts pour tous les sujets et toutes les conditions aux deux tests.

Sujet	Côté	Extension				Flexion30					
		Test 1		Test 2		Test 1			Test 2		
		RI	RE	RI	RE	R0	RI	RE	R0	RI	RE
1	Droit	9,02	-15,29	12,93	-17,25	4,02	7,28	-15,72	8,19	8,51	-14,30
	Gauche	10,81	-19,29	10,42	-17,33	6,79	6,82	-9,97	0,95	6,09	-9,15
2	Droit	10,40	-13,18	7,50	-12,33	9,93	9,22	-19,09	9,11	7,28	-18,54
	Gauche	15,61	-18,52	9,17	-15,82	11,88	8,58	-21,02	9,84	4,01	-16,29
3	Droit	5,80	-17,31	6,03	-14,15	0,78	10,95	-14,51	4,82	10,22	-15,95
	Gauche	9,50	-16,33	10,73	-17,94	2,18	13,65	-18,75	2,62	13,23	-20,08
4	Droit	7,18	-11,05	7,04	-10,19	3,12	8,02	-9,48	5,35	7,76	-12,10
	Gauche	7,13	-17,91	6,17	-17,58	5,00	8,84	-13,23	2,44	7,69	-12,13
5	Droit	7,21	-16,28	8,40	-17,64	5,33	6,71	-11,26	7,74	6,10	-18,58
	Gauche	7,22	-16,99	8,38	-18,07	4,12	7,82	-16,38	2,08	7,77	-15,40
6	Droit	8,05	-15,17	4,21	-12,25	1,92	5,16	-10,97	5,10	6,13	-15,85
	Gauche	11,48	-13,79	8,27	-16,28	-2,57	9,73	-13,81	0,67	9,85	-9,18
7	Droit	5,63	-6,56	3,13	-3,89	6,90	7,12	-6,90	2,50	3,29	-2,12
	Gauche	5,07	-7,52	3,88	-6,05	2,64	4,78	-6,52	4,84	1,72	-4,06
8	Droit	9,05	-15,36	7,71	-14,81	6,41	6,23	-5,52	4,92	6,14	-5,62
	Gauche	9,53	-21,17	9,24	-21,79	7,94	6,23	-10,40	7,38	6,09	-6,96
9	Droit	9,96	-13,43	9,61	-11,50	3,93	11,06	-8,90	4,56	8,54	-11,61
	Gauche	10,59	-16,54	9,12	-12,68	10,88	9,19	-19,69	9,93	10,64	-12,59
10	Droit	8,92	-7,87	6,41	-6,05	0,91	6,24	-6,51	5,24	3,87	-3,79
	Gauche	9,94	-10,49	8,93	-7,07	6,89	4,16	-3,68	5,49	4,85	-4,60
11	Droit	9,17	-14,51	9,43	-11,73	1,69	4,53	-3,84	-0,03	4,15	-2,40
	Gauche	7,35	-11,67	7,35	-12,50	4,26	2,92	-3,70	0,80	3,53	-5,76

R0: rotation neutre; RE: rotation externe; RI: rotation interne.

Tableau 2 Valeurs des rotations interne, externe et globale moyennées sur tous les genoux pour les 2 tests et coefficients de corrélations intraclasse (ICC) entre test 1 et test 2.

		Test 1		Test 2		ICC Test1/test2
		Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type	
Flexion0°	R_interne	8,85	2,32	7,91	2,33	0,73
	R_externe	-14,37	3,88	-13,40	4,65	0,95
	R_globale	23,22	5,26	21,32	6,31	0,90
Flexion30°	R_neutre	4,77	3,51	4,75	3,03	0,75
	R_interne	7,51	2,54	6,70	2,79	0,90
	R_externe	-11,36	5,47	-10,78	5,70	0,90
	R_globale	18,87	7,50	17,48	7,80	0,92

En gras, les ICC > 0,75 considérés comme bons ou très bons selon les auteurs.

et la rotation neutre à 30° de flexion (0,75) étaient les deux seules valeurs dont l'ICC était en dessous de 0,90.

Pour les comparaisons entre genou droit et genou gauche, les résultats sont donnés dans le [Tableau 3](#). La mesure en rotation neutre était positive en Flexion30 à droite et à gauche. Les valeurs de rotations interne et externe étaient aussi plus faibles en flexion qu'en extension. Les coefficients de corrélation intra classe étaient entre 0,74 et 0,86.

Discussion

Les rotations interne-externe du genou sont souvent étudiées de manière passive avec un matériel lourd [22,25,26]. Nous pensons qu'il est important de pouvoir tester le membre inférieur en condition réelle c'est-à-dire dans des mouvements actifs en charge.

Nos résultats en extension sont en accord avec l'étude de Musahl et al. [26] effectuée in vitro par deux examinateurs. Toutefois, l'article de Mushal ne teste que quatre genoux et surtout, le choix du repère utilisé pour interpréter les rotations n'est pas bien décrit, rendant impossible la comparaison en flexion. Nous retrouvons d'ailleurs des rotations moindres en flexion30, aussi bien en interne qu'en externe par rapport à cette étude. Cela s'explique par notre protocole de test qui est en charge et actif. Le poids sur le genou entre alors en compte dans la stabilisation [27], les ménisques agissent comme moyens d'union du fait de leur forme en réduisant les laxités [28–30]. Les muscles sont

actifs lors du test, ils participent eux aussi à la coaptation du genou [31].

Les valeurs de rotation interne en position neutre lors de la flexion à 30° (4,77 lors du test 1 et 4,75 lors du test 2) révèlent une rotation interne du tibia lors de la flexion. Ce type de rotation dite physiologique a aussi été mise en évidence par Kanisawa et al. [32] dans une étude en charge après reconstruction du LCA. Lors d'un mouvement de montée et de descente d'une marche de 25 cm, la rotation interne moyenne à 30° lors de cette étude est de 12°. Nous observons une rotation plus faible qui peut s'expliquer par le fait que le sujet n'est pas en appui monopodal, ni dans une phase dynamique.

Cette rotation neutre moindre en flexion à 30° pourrait aussi s'expliquer par l'effet de peau souvent décrit dans les études sur les systèmes optoélectroniques [33–35]. Toutefois, nos mires sont des tripodes indéformables. Nous avons donc supprimé le problème des mouvements relatifs des capteurs les uns par rapport aux autres nécessitant une correction [36,37]. De plus, nous réalisons des mouvements très lents et sans impacts afin de réduire les causes d'erreurs mises en évidence par Benoit et al. [34] lors de mouvements de marche ou de réception avec changement brusque de direction. Malgré cela, il est actuellement impossible de s'affranchir totalement des effets liés à la contraction musculaire pouvant entraîner des mouvements parasites des mires en conservant un protocole non invasif [38].

Les ICC entre le test 1 et le test 2 sont bons pour un test actif. Ils sont presque constamment au-dessus de 0,90 ce

Tableau 3 Valeurs des rotations interne, externe et globale moyennées sur tous les genoux pour le test 1 en détaillant droite et gauche. Coefficients de corrélations intra classe (ICC) entre droite et gauche.

		Droite		Gauche		ICC Droite/gauche
		Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type	
Flexion0°	R_interne	8,22	1,59	9,47	2,82	0,74
	R_externe	-13,27	3,44	-15,47	4,14	0,79
	R_globale	21,49	3,97	24,95	5,99	0,82
Flexion30°	R_neutre	4,08	2,85	5,46	4,09	0,65
	R_interne	7,50	2,15	7,52	3,00	0,79
	R_externe	-10,25	4,68	-12,47	6,18	0,80
	R_globale	17,75	6,07	19,99	8,85	0,86

qui révèle une bonne qualité de répétabilité du protocole et du système [39]. En extension, seul l'ICC de la rotation interne est en dessous de 0,75. Nous pensons qu'il sera possible d'augmenter cet ICC assez facilement car pour ce mouvement, en analysant a posteriori les courbes brutes des trois rotations conjuguées (flexion, rotation interne-externe et varus-valgus), nous avons détecté un discret mouvement de flexion conjugué à la rotation interne chez certains sujets et de manière non systématique. Ce type de test actif et rapide pourra être effectué sur des personnes à plusieurs stades du traitement : avant la chirurgie, après la rééducation et enfin à deux ans, date habituelle de consultation pour des chirurgies du LCA et des chirurgies de prothèse dans notre service. Le résultat du test pourra être corrélé aux données statiques des radiographies, aux évaluations effectuées par le praticien lors des consultations et aux questionnaires subjectifs de qualité de vie.

Les résultats de fiabilité d'échelle obtenus pour le test de comparaison droite-gauche sont bons. Ils sont toutefois inférieurs aux résultats sur la répétitivité test 1/test 2. Ils doivent être pris en compte avec précaution car ils sont effectués sur 11 genoux à la place de 22. Toutefois, ils confirment les études considérant que pour l'être humain, en l'absence d'autres données, l'étude du membre controlatéral sain donne une bonne indication pour un membre pathologique [40,41]. Cela permettra d'analyser des résultats dès les premiers tests en comparant les données des deux genoux. Néanmoins, nous pouvons émettre l'hypothèse que lors de tests avant/après chirurgie, si cela est possible, il faudra préférer étudier un genou par rapport à lui-même plutôt que ce genou par rapport au genou controlatéral.

Le système n'est pas aussi précis que certains matériels cliniques existants [26] car la priorité a été donnée à la flexibilité de l'outil et à la rapidité du test. Le moyen de fixation des cibles est simplifié au maximum et les cibles sont peut-être susceptibles de bouger durant les mouvements de test. Dans le test de rotations que nous avons effectué, cela ne semble pas être le cas car la reproductibilité de l'ensemble système de mesure et protocole de test est bonne. Comme cet outil de mesure est flexible, il peut être utilisé pour étudier d'autres types de mouvements simples dans un champ réduit : flexion-extension, varus-valgus, mouvements combinés tels que montée d'une marche ou lever d'une chaise. Il sera donc important de tester la reproductibilité des mesures pour les autres tests que nous pourrions développer.

Conclusion

Le système validé par cette étude permet à un opérateur expérimenté d'effectuer une mesure reproductible des rotations des genoux d'un patient en une dizaine de minutes. Comme ce test est réalisé de manière active par le patient, il peut être effectué avant l'examen clinique du médecin et les résultats sont disponibles pour la consultation. Le système, composé d'un module d'acquisition sur pied mobile et d'un ordinateur portable relié au module peut être déplacé facilement et installé rapidement. Des populations pathologiques sont en cours d'évaluation afin de créer une base de données. À partir d'un test préopératoire et d'un autre test postopératoire et postéducation, ce dispositif

permettra de quantifier en milieu clinique le gain objectif obtenu lors d'une chirurgie ligamentaire ou lors d'une arthroplastie.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

Références

- [1] Malanga G, Andrus S, Nadler S, McLean J. Physical examination of the knee: a review of the original test description and scientific validity of common orthopedic tests. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:592–603.
- [2] Lubowitz JH, Bernardini BJ, Reid 3rd JB. Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *Am J Sports Med* 2008;36:577–94.
- [3] Boyer P, Djian P, Christel P, et al. Reliability of the KT-1000 arthrometer (Medmetric) for measuring anterior knee laxity: comparison with Telos in 147 knees. *Rev Chir Orthop* 2004;90:757–64.
- [4] Highgenboten CL, Jackson A, Meske NB. Genucom, KT-1000, and Stryker knee laxity measuring device comparisons. Device reproducibility and interdevice comparison in asymptomatic subjects. *Am J Sports Med* 1989;17:743–6.
- [5] Robert H, Nouveau S, Gageot S, Gagnière B. A new knee arthrometer, the GNRB®: experience in ACL complete and partial tears. *Orthop Traumat: Surg Res* 2009;95:171–6.
- [6] Beldame J, Bertiaux S, Roussignol X, et al. Laxity measurements using stress radiography to assess anterior cruciate ligament tears. *Orthop Traumat: Surg Res* 2011;97:34–43.
- [7] Labbe DR, de Guise JA, Godbout V, et al. Accounting for velocity of the pivot shift test manoeuvre decreases kinematic variability. *Knee* 2010;18:88–93.
- [8] Hagemester N, Parent G, Van de Putte M, et al. A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech* 2005;38:1926–31.
- [9] Testa R, Chouteau J, Philippot R, et al. In vitro analysis of varus-valgus laxity of the knee joint: comparison of clinical evaluation with measurements using a reference motion analysis system. *IRBM* 2010;31:302–8.
- [10] Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen AD, et al. Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo—Part I: assessment of measurement reliability and bilateral asymmetry. *J Orthop Res* 2007;25:981–8.
- [11] Lo J, Muller O, Wunschel M, et al. Forces in anterior cruciate ligament during simulated weight-bearing flexion with anterior and internal rotational tibial load. *J Biomech* 2008;41:1855–61.
- [12] Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, et al. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon. A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A:907–14.
- [13] Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, et al. Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:89–94.
- [14] Chouteau J, Lerat JL, Testa R, et al. Kinematics of a cementless mobile bearing posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *Knee* 2009;16:223–7.
- [15] Chouteau J, Lerat JL, Testa R, et al. Mobile-bearing insert translational and rotational kinematics in a PCL-retaining total knee arthroplasty. *Orthop Traumat Surg Res* 2009;95:254–9.

- [16] Chassat F, Lavallée S. Experimental protocol of accuracy evaluation of 6-D localizers for computer-integrated surgery: application to four optical localizers, in medical image computing and computer-assisted intervention – MICCAI'98; 1998, 277–84.
- [17] Lopomo N, Bignozzi S, Martelli S, et al. Reliability of a navigation system for intra-operative evaluation of antero-posterior knee joint laxity. *Comput Biol Med* 2009;39:280–5.
- [18] Martelli S, Zaffagnini S, Bignozzi S, et al. Validation of a new protocol for computer-assisted evaluation of kinematics of double-bundle ACL reconstruction. *Clin Biomech* 2006;21:279–87.
- [19] Grood E, Suntay W. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983;105:136–44.
- [20] Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech* 2002;35:543–8.
- [21] Martelli S, Zaffagnini S, Falcioni B, Motta M. Determination of an optimal kinematic protocol for computer-assisted evaluation of anterior cruciate ligament deficiency. *Ann Biomed Eng* 2001;29:1112–21.
- [22] Tsai A, Musahl V, Steckel H, et al. Rotational knee laxity: reliability of a simple measurement device in vivo. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2008;9:35, doi:10.1186/1471-2474-9-35 [<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/35>].
- [23] Philippot R, Chouteau J, Testa R, Moyon B. In vitro analysis of patellar kinematics: validation of an opto-electronic cinematic analysis protocol. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18(2):161–6 [E-pub 2009 Oct 14].
- [24] Vincent WJ. *Statistics in kinesiology*. 3rd Edition Human Kinetics; 2005.
- [25] Park HS, Wilson NA, Zhang LQ. Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation. *J Orthop Res* 2008;26:937–44.
- [26] Musahl V, Bell K, Tsai A, et al. Development of a simple device for measurement of rotational knee laxity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1009–12.
- [27] Hsieh HH, Walker PS. Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58:87–93.
- [28] Masouros SD, McDermott ID, Amis AA, Bull AM. Biomechanics of the meniscus-meniscal ligament construct of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:1121–32.
- [29] Vedi V, Williams A, Tennant SJ, et al. Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:37–41.
- [30] Renstrom P, Johnson RJ. Anatomy and biomechanics of the menisci. *Clin Sports Med* 1990;9:523–38.
- [31] Welsh RP. Knee joint structure and function. *Clin Orthop Relat Res* 1980;147:7–14.
- [32] Kanisawa I, Banks AZ, Banks SA, et al. Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003;11:16–22.
- [33] Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry—Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* 2005;21:212–25.
- [34] Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M, et al. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture* 2006;24:152–64.
- [35] Bonnefoy A, Pradon D, Chèze L. Les systèmes d'analyse du mouvement : techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News* 2005;26:24–32.
- [36] Cheze L, Fregly BJ, Dimnet J. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J Biomech* 1995;28:879–84.
- [37] Dumas R, Cheze L. Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods. *J Biomech* 2009;42:2214–7.
- [38] Sudhoff I, Van Driessche S, Laporte S, et al. Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait Posture* 2007;25:533–43.
- [39] Vincent WJ. *Statistics in kinesiology*-3rd Edition; 2005.
- [40] Shultz SJ, Nguyen AD. Bilateral asymmetries in clinical measures of lower-extremity anatomic characteristics. *Clin J Sport Med* 2007;17:357–61.
- [41] Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, et al. Intraoperative comparison of knee laxity between anterior cruciate ligament-reconstructed knee and contralateral stable knee using navigation system. *Arthroscopy* 2010;26:1203–11.