



HAL
open science

Mise au point d'un outil de mesure de la cinématique du genou en contexte clinique

Rodolphe Testa

► **To cite this version:**

Rodolphe Testa. Mise au point d'un outil de mesure de la cinématique du genou en contexte clinique. Médecine humaine et pathologie. Université Claude Bernard - Lyon I, 2011. Français. NNT : 2011LYO10277 . tel-00751932

HAL Id: tel-00751932

<https://theses.hal.science/tel-00751932>

Submitted on 14 Nov 2012

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.

N° d'ordre

Année 2011

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

ECOLE DOCTORALE

Mécanique, Energétique, Génie Civil, Acoustique (MEGA)

DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

TITRE :

Mise au point d'un outil de mesure de la cinématique du genou en contexte clinique

Soutenue publiquement le **Vendredi 25 Novembre 2011** par

Mr Rodolphe TESTA

Directeur de thèse : Mr. le Professeur Bernard Moyen

JURY :

Mme le Professeur Laurence CHEZE

Mr le Professeur Moussa HAMADOUCHE

Mr le Professeur Stéphane BOISGARD

Mr le Professeur Bernard MOYEN

Mr le Docteur Julien CHOUTEAU

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

M. A. Bonmartin

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur G. Annat

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

M. le Professeur D. Simon

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur J-F. Mornex

Secrétaire Général

M. G. Gay

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. Etienne

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : M. le Professeur F-N. Gilly

UFR d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. Bourgeois

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : M. le Professeur F. Locher

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. Matillon

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur P. Farge

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. le Professeur F. Gieres

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. Fleury

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme le Professeur H. Parrot

Département GEP

Directeur : M. N. Siauve

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. Akkouche

Département Mathématiques

Directeur : M. le Professeur A. Goldman

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. Ben Hadid

Département Physique

Directeur : Mme S. Fleck

Département Sciences de la Terre

Directeur : Mme le Professeur I. Daniel

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. C. Collignon

Observatoire de Lyon

Directeur : M. B. Guiderdoni

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon 1

Directeur : M. P. Fournier

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. Pignault

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. le Professeur C. Coulet

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. le Professeur J-C. Augros

Institut Universitaire de Formation des Maîtres

Directeur : M. R. Bernard

Je dédie ce travail à ma famille. S'il est un bien que toute personne peut souhaiter avoir, c'est une famille qui l'entoure, le soutienne et l'aime. J'ai le bonheur d'avoir cela et chaque jour, mon premier travail est de tout faire pour conserver ce bien précieux.

Maryline, Livie,

Vous qui me supportez au quotidien, je vous remercie du plus profond de mon cœur, qui bat pour et grâce à vous. Je vous remercie de me donner votre force, vos sourires, votre amour. Je vous remercie pour tous ces moments de bonheurs que l'on passe ensemble. Je vous remercie de m'aider à m'améliorer. J'espère vous apporter autant que vous m'apportez.

Papa, Maman, Fabian,

Je vous aime et je suis fier de vous avoir comme Parents et comme Frère.

Papa, Maman, m'avez appris l'essentiel, le principal, ce qui fait qu'on avance dans la vie en se posant les bonnes questions et en effectuant les choix qui nous semblent bons. Vous m'avez appris cela et plus encore.

Fabian, tu es un exemple pour moi. Sans un pépin au genou, j'aurai peut-être essayé de suivre ta voie, en moins bien. Ce LCA a finalement eu une bonne idée de rompre à l'obstacle 6 du P.C., ton petit frère a arrêté de te copier et a trouvé son chemin à lui... (Encore désolé pour le piochon)...

Monsieur le Professeur B. Moyen,

Votre rigueur dans le travail scientifique, votre remise en cause perpétuelle afin de toujours faire au mieux, votre finesse et votre esprit d'analyse forcent notre admiration. A cet égard, nous espérons que toutes ces années à vos côtés nous auront permis d'acquérir un soupçon de vos qualités. Nous voyons avec regret cette période d'apprentissage auprès de vous se terminer. Ce faisant, nous espérons pouvoir continuer avec vous nos travaux de recherche sur les Lung Chin et autres Bai Hao Yin Zhen.

Soyez assuré de notre indéfectible amitié et de notre plus profonde admiration.

Monsieur le Professeur J.L. Lerat,

Votre puissance de travail, votre envie de transmettre le savoir et votre bienveillance ont marqué notre mémoire. Nous avons pu sentir auprès de vous cet esprit de compagnonnage qui caractérise l'enseignement de votre art. C'est auprès de vous que nous avons retrouvé la soif d'apprendre car vous avez cru en nous avant nous même.

Soyez assuré de notre sincère attachement et de notre plus profond respect.

Monsieur le Docteur J.L. Besse,

Nous avons été très heureux d'apprendre les fondements de la recherche auprès de vous lors de notre Master. Vous avez toujours été disponible pour nous, votre esprit scientifique et votre franchise nous rendent fière d'avoir été votre étudiant. Nous espérons que nos diverses collaborations cinématographique-chirurgicales hanteront les congrès encore longtemps grâce à vous en souhaitant qu'il y en ait beaucoup d'autres à venir.

Soyez assuré de notre sincère amitié.

Monsieur le Docteur J. Chouteau,

Merci à vous d'avoir accepté de m'encadrer dans ce travail. Nous sommes heureux d'avoir pu collaborer avec vous dans ces nombreux travaux qui furent l'objet de votre thèse puis de la mienne. Nous vous souhaitons toute la réussite professionnelle et personnelle qu'une personne de votre qualité peut espérer.

Soyez assuré de notre profonde reconnaissance.

Mme le Professeur L. Cheze,

Merci à vous pour votre participation active dans ce travail. Il est des personnes qui arrivent à rendre simples et clairs des concepts qui ont toujours semblés obscurs. Vous faites partie de ces personnes. Sans vos éclairages tout au long de ces années, nous n'aurions jamais été en mesure de comprendre autant de choses en biomécanique. Votre acuité et votre rapidité d'esprit sont des dons qui provoquent notre respect, teinté d'un peu de jalousie. Nous espérons pouvoir continuer à collaborer avec vous encore longtemps.

Soyez assurée de notre sincère et respectueuse amitié.

Mr le Professeur M.H. Fessy

Nous vous remercions de nous avoir accueillis dans votre service. Travailler avec vous nous a permis de rendre un peu moins étrangère cette articulation située au-dessus du genou et sur laquelle il nous semble finalement intéressant de se pencher.

Soyez assuré de notre sincère reconnaissance.

A Mr Marcel Heyte et Mr Louis Despierre,

Dans le passé, sans forcément le savoir, vous m'avez inculqué des valeurs auxquelles je crois encore aujourd'hui. Elles resteront avec moi toute ma vie.

Titre français : Mise au point d'un outil de mesure de la cinématique du genou en contexte clinique

Résumé français

Ce travail rapporte le développement et la validation d'un système de mesure pour l'étude cinématique des rotations du genou en 3 dimensions. Pour cela, nous avons dans un premier temps étudié in-vitro les avantages apportés par un système de mesure de référence par rapport à l'évaluation du clinicien.

Dans un second temps, nous avons développé un outil de mesure optoélectronique utilisable dans un contexte clinique. Nous avons réalisé une étude de reproductibilité de ce système pour des mesures de rotation interne-externe en charge sur une série de sujets sains.

Enfin, nous avons utilisé le système en condition réelle lors d'une étude clinique de revue à 2 ans de recul. 16 sujets opérés d'une rupture partielle du LCA ont été revus lors d'une consultation. Des mesures de rotation interne-externe du genou en charge ainsi que des mesures de proprioception ont été réalisées.

Titre anglais: Development of a device for clinical kinematic evaluation of the knee

Résumé anglais

The purpose of this work was to develop and to validate a new device for clinical 3D rotational kinematic evaluation of the knee. With this aim in view, we demonstrated in-vitro the advantages of using a device for clinical evaluation of the knee.

After, we developed a clinical opto-electronic device. We validated it with a protocol for knee examination during an active weight bearing test of rotational laxity on healthy subjects.

Last, the device was used in actual conditions for a clinical study. 16 patients were examined 2 years after an ACL partial reconstruction. Weight bearing tests of rotational laxity and proprioception evaluation were performed on the patients.

Mots clef en français

Genou ; rotation ; laxité ; système de mesure ; optoélectronique

Mots clef en anglais

Knee ; rotation ; opto-electronic device

Intitulé et adresse du laboratoire

Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) - UMR_T9406 UCBL IFSTTAR
25 , Avenue François Mitterrand, Case 24
69675 Bron CEDEX - FRANCE

Sommaire

Sommaire	1
Introduction générale	4
Le genou	6
Os	7
Surfaces articulaires	9
Fémur	10
Tibia	11
Patella	13
Les Moyens d'union	14
Les ménisques	14
L'appareil capsulo-ligamentaire	16
L'appareil musculaire	20
Notions d'analyse du mouvement	23
Matériels utilisés	23
Méthode de calcul des rotations	27
Etude 1 : Intérêt de la mesure assistée pour l'examen clinique du genou	32
Introduction	32
Matériel et méthodes	33
Population et méthode de prélèvement	33
Dispositif expérimental	34

Test de laxité en varus-valgus _____	36
Extraction des données d'analyse du mouvement _____	37
Analyse statistique _____	40
Résultats _____	41
Discussion _____	42
Conclusion _____	44
<i>Etude 2 : Validation d'un système clinique de mesure des rotations actives du genou</i> _____	46
Développement du Système. _____	46
Choix matériel-logiciel _____	47
Phase d'initialisation _____	48
Principe d'installation des cibles et de calibration _____	49
Utilisation durant un test _____	50
Introduction de l'étude _____	51
Matériel et méthodes _____	52
Population testée. _____	52
Système de mesure. _____	53
Protocole de test. _____	53
Position initiale en extension _____	54
Mouvements de rotation interne-externe en extension. _____	55
Mouvements de rotation à 30° de flexion. _____	56
Test de reproductibilité du système _____	56
Données obtenues _____	56
Analyse statistique _____	57
Résultats _____	58
Discussion _____	61

Conclusion	63
Application clinique	64
Rappels sur la proprioception	64
Introduction	64
Matériel et méthode	65
Population testée	65
Protocoles de mesure	65
Analyses statistiques.	66
Résultats	67
Discussion	69
Conclusion	71
Conclusion générale	73
Table des illustrations	76
Table des tableaux	77
Références	78
Annexe 1: Article relatif à l'étude 1 Publié dans IRBM	84
Annexe 2: Article relatif à l'étude 2 Accepté pour publication dans OTSR	94
Annexe 3: Curriculum vitae Liste des publications	119

Introduction générale

Le genou est une articulation très complexe. Il fait l'objet d'études depuis de nombreuses années (Williams 1880). La flexion est le principal mouvement de cette articulation, mais des mobilités en varus-valgus et rotation interne-externe sont aussi présentes. On note aussi une translation antéro-postérieure modérée sur un genou sain. Cette translation a été beaucoup étudiée car elle est associée à la rupture du ligament croisé antérieur (LCA). Très longtemps, le genou a été étudié in-vitro de manière passive. Le complexe ligamentaire du genou était apparenté à un système 4 barres croisées où seules la flexion et la translation antéro-postérieure étaient représentées (Kapandji 1970). De nos jours, il est devenu évident que l'étude du genou doit aussi être réalisée in-vivo et sur genou en charge. De plus, les rotations commencent à faire l'objet d'études car elles sont révélatrices de pathologies associées à la rupture du LCA (Lubowitz 2008; Malanga 2003).

De nombreux systèmes existent en biomécanique pour étudier la cinématique du genou. Certains systèmes ont été adaptés à la mesure clinique comme le KT-1000 qui mesure les translations antéro-postérieures (Anderson 1989; Daniel 1985). Des systèmes existent aussi pour la mesure des rotations (Favre 2006; Fuentes 2011; Piriya-prasarth 2008). Pour des raisons de temps d'installation, l'évaluation des laxités est encore souvent effectuée manuellement par l'examineur. L'appréciation des troubles de rotation du genou à l'aide du ressaut dynamique (Pivot Shift) (Lemaire 1967) est un bon indicateur de la laxité due à la rupture du LCA. Mais ce type de test est très opérateur dépendant et peu reproductible. Il ne permettra pas de quantifier, après une opération du LCA, les bienfaits d'un type de reconstruction par rapport à un autre (opération de K Jones ou DIDT à 2 faisceaux). Nous sommes pourtant persuadés que les systèmes de mesure objectifs peuvent apporter un plus indéniable à l'évaluation réalisée par le clinicien.

Pour vérifier cette hypothèse, une première partie de notre travail a consisté à comparer, in-vitro, l'évaluation du clinicien et la mesure objective des rotations lors d'un test de varus-valgus contraint du genou. Nous avons pour cela utilisé un système de mesure 3D par stéréophotogrammétrie faisant référence en biomécanique.

Ce type d'outil est fiable et reproductible. Néanmoins, il nécessite un long temps pour la préparation avant utilisation puis pour l'analyse des données acquises avant de pouvoir exploiter les résultats. C'est pourquoi nous avons développé, dans la seconde partie de notre travail, un système de mesure des rotations du genou. Cet outil devait prendre peu de place et nécessiter une calibration la plus simple possible afin d'être utilisable en clinique lors de l'examen du genou. De plus, il devait apporter en temps réel une mesure fiable et reproductible au clinicien. Une étude sur sujets sains lors d'un protocole de test de la rotation interne-externe du genou en charge a permis de vérifier la fiabilité du système.

Enfin, dans une dernière partie, nous présentons une application du système lors d'une étude sur la réparation des ruptures partielles du LCA. Actuellement, la question est posée de l'intérêt de la reconstruction d'un seul faisceau sur un LCA dont le second faisceau est sain. Est-ce que la reconstruction d'un faisceau rompu permet de redonner une rotation naturelle au genou opéré ? Est-ce que ce seul faisceau restant est suffisant pour garder un peu de proprioception au genou ? La littérature n'est pas très riche de réponses dans le domaine de la proprioception. Nous ne pouvons donc qu'apporter un début de réponse en effectuant ces tests. Lors de l'examen clinique, l'outil développé a donc été utilisé afin de mesurer les rotations internes-externes en charge, ainsi que la proprioception du genou opéré par rapport au genou sain.

Le genou

C'est l'articulation intermédiaire des deux os longs du membre inférieur, le fémur en haut et le tibia en bas. La patella (ou rotule) fait aussi partie de l'articulation du genou. On note plusieurs surfaces articulaires en contact. La patella est en contact avec le fémur au niveau de la trochlée et forme l'articulation fémoro-patellaire. Le tibia est en contact avec le fémur et forme l'articulation fémoro-tibiale. Sur le plan anatomique, il est habituel de considérer qu'il existe deux compartiments distincts sur l'articulation fémoro-tibiale, le compartiment médial et le compartiment latéral.

Le genou permet principalement la flexion-extension de la jambe par rapport à la cuisse. Lors de mouvements actifs, on retrouve une amplitude pouvant aller de 5° d'hyper extension à 135° de flexion. En passif, la mobilité est de 10° d'hyper extension à 145° de flexion (Rowe 2000). Du fait de la faible congruence des surfaces articulaires, le genou est aussi mobile dans les autres axes de rotation. En translation antéro-postérieure, le genou sain a une mobilité moyenne de 3,7mm (Balasch 1999). Plusieurs moyens d'union augmentent la congruence et la stabilité de l'articulation fémoro-tibiale : les ménisques, les ligaments, la capsule articulaire et les muscles. Du fait de la géométrie des surfaces en contact, on observe une rotation automatique du genou lors du passage de l'extension à la flexion.

Lors des descriptions qui suivent, les axes de référence du genou seront ceux décrits par Grood et Suntay (Grood 1983) pour un membre inférieur. Sur une personne en position neutre debout pour un segment osseux donné, Y est l'axe vertical vers le haut et Z est l'axe horizontal médio-latéral allant vers l'extérieur. L'axe X est l'axe antéro-postérieur horizontal et il complète la séquence d'axes XYZ de manière à créer un repère orthonormé direct. Pour un membre droit en position neutre, X est dirigé vers l'avant et pour un membre gauche, X est dirigé vers l'arrière. Lors de l'étude du genou, on étudie la position et l'orientation du repère tibial relativement au repère fémoral (Figure 1). De plus, au niveau du genou, lorsque l'on décrit un mouvement, les rotations sont décomposées selon une

séquence de 3 axes mobiles, considérés dans un ordre donné ZXY. Ces axes sont construits de la manière suivante : l'axe de flexion Zf est fixé au fémur, l'axe de rotation interne-externe Yt est fixé au tibia et l'axe de varus-valgus X est flottant et perpendiculaire aux deux autres axes.

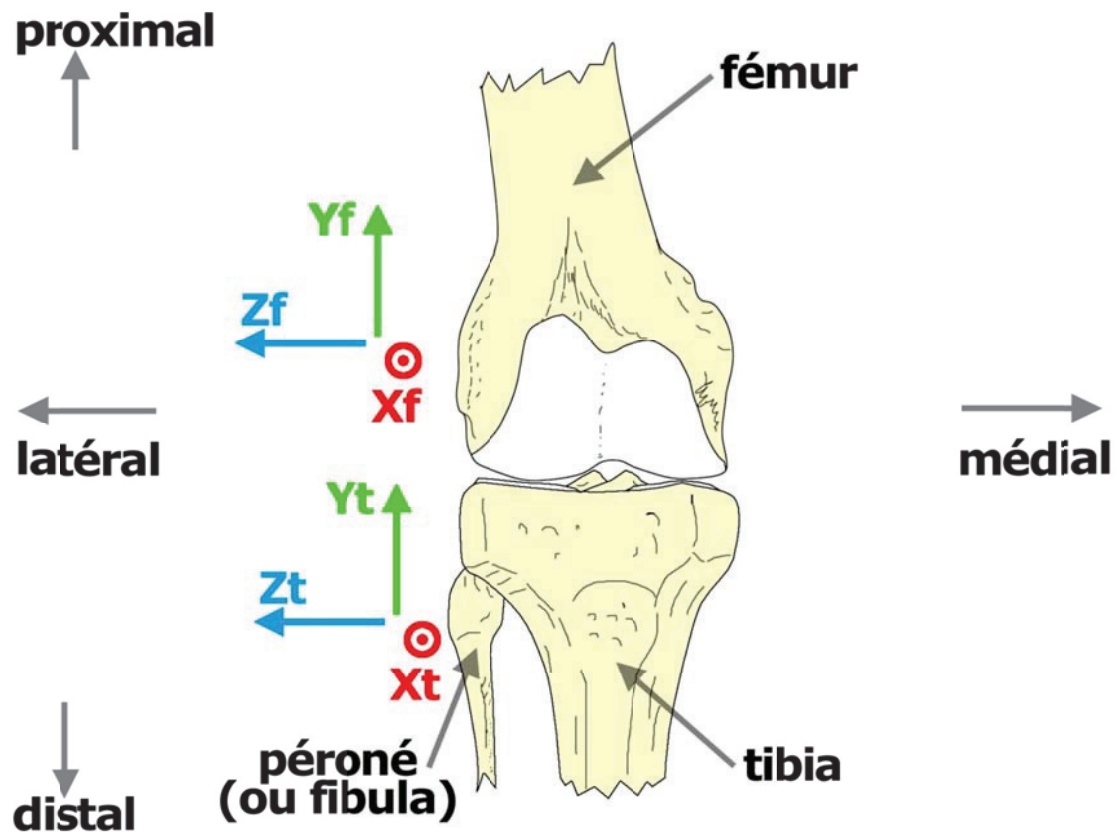


Figure 1: Genou droit, vue de face. Axes de référence des segments osseux selon Grood et Suntay

Os

L'os est composé d'une matrice essentiellement collagène sur laquelle se structure l'os minéral. Le matériau minéral donne sa résistance en compression à l'os et le matériau collagène sa résistance en traction. Plus l'os est minéralisé, plus il est rigide. Il existe plusieurs sortes d'os, les os courts comme ceux qui composent l'arrière pied, les os plats comme ceux qui composent le crane et des os longs comme le fémur et le tibia.

Depuis la fin du 19^{ème} siècle, la structure et la forme des os longs ont été beaucoup étudiées (Hall 2005). Ils sont composés de deux extrémités (épiphyses) entrant souvent en jeu au sein d'une articulation. Ces extrémités sont séparées par le corps de l'os (diaphyse). Si on sectionne l'os au niveau de la diaphyse, on observe qu'il est plus ou moins en forme de tube avec une partie externe très compacte (corticale) et une partie centrale composée de travées renforçant la structure de l'os et de moelle rouge (os spongieux). L'os est recouvert d'un tissu conjonctif (périoste) qui nourrit l'os et participe à sa réparation lors de fractures.

La résistance de l'os long a fait l'objet de nombreuses études répertoriées par Beaupied (Beaupied 2007) et par Meyrueis (Meyrueis 2004). Le système de mesures international (BIPM 2006) préconise d'utiliser pour les mesures de contraintes le Pascal (Pa) qui est la mesure de la force (en Newton) rapportée à la surface sur laquelle elle est appliquée (N/m^2). Par extension, on utilise souvent le Méga Pascal (MPa) car il représente une force (N) rapportée à une surface en mm^2 . On trouve aussi d'anciennes publications utilisant le kgf et par extension le kgf/mm^2 à la place du Newton et du Méga Pascal. Un kgf est équivalent à la force exercée par un poids de 1kg soit 9,81 N mais est souvent arrondi à 10 N.

Les protocoles de test situent la contrainte limite de résistance à la traction des os autour de 100 MPa (Comtet 1967). Elle est équivalente à la résistance du chêne. Pour un fémur, en considérant que la surface portante de l'os est d'environ $2,3\text{ cm}^2$ sur une coupe diaphysaire axiale, cela donne une charge à la rupture en traction de près de 2,3 tonnes dans l'axe de l'os. Pour la résistance en compression, on trouve des valeurs entre 125 et 245 MPa soit pour un fémur une charge à la rupture en compression d'environ 4 tonnes (si on prend 180 MPa pour le calcul). Mais cette situation idéale est rare et les forces sont souvent appliquées de manière excentrée, ce qui entraîne des contraintes en flexion, torsion et cisaillement. Par exemple, lors d'un appui monopodal, le poids appliqué de manière verticale sur la tête du fémur se traduit par des contraintes en compression, et des

contraintes en traction. Ces contraintes se répartissent tout au long de l'os en s'enroulant (Blaimont 1968).

La résistance de l'os au cisaillement est environ de 100 MPa et sa résistance en flexion est entre 100 et 200 MPa selon l'endroit mesuré. Toujours selon Comtet, l'os a une résistance à la torsion autour de 50 MPa.

On notera aussi que l'os cortical est environ 10 fois plus résistant que l'os spongieux. L'os cortical est anisotrope. La résistance en traction d'une éprouvette décroît en fonction de l'augmentation de l'angle de prélèvement par rapport à l'axe long de l'os.

Surfaces articulaires

Il existe plusieurs types de zones de contact entre les os. Certains os sont en contact sans possibilité de mouvement (os du crâne, symphyse pubienne). Ce sont des synarthroses et le tissu de liaison peut être un tissu conjonctif ou bien un cartilage fibreux. Les articulations mobiles sont des diarthroses (genou, hanche). Dans ce cas, on retrouve une capsule articulaire qui isole l'articulation du reste du corps, une membrane synoviale qui tapisse l'intérieur de la capsule, des moyens d'union et des surfaces articulaires sur chaque zone d'os en contact.

Les surfaces articulaires du genou sont recouvertes de cartilage hyalin sur 2 à 5 mm d'épaisseur. Ce tissu est formé de grosses cellules (les chondrocytes) qui résident au sein d'une matrice de collagène (type II principalement) et de glycosaminoglycane (Broom 1986). Lorsque l'on s'intéresse aux caractéristiques biomécaniques du genou, on peut retenir plusieurs propriétés importantes du cartilage.

Du fait de sa forte proportion en eau (jusqu'à 80%) et de la présence de collagène dans sa matrice, le cartilage est très résistant à la compression et permet donc d'amortir les chocs (Mow 1988). Par exemple, lors de la course ou lors de la réception d'un saut, le cartilage du genou subit des

contraintes correspondant à des forces exercées par un poids approchant 10 fois le poids du corps. L'élévation de la pression au sein de l'articulation entraîne l'augmentation de la rigidité de la matrice du cartilage. L'acide hyaluronique contenu dans le liquide articulaire associé à la porosité de la surface du cartilage entraîne un coefficient de friction très bas en créant une sorte de 3^{ème} corps qui sépare les cartilages et réduit les frottements lors du mouvement. Le coefficient de friction mesuré est très bas (0,02). En tension, la disposition anisotropique des fibres du cartilage entraîne une rigidité qui augmente. On peut noter que sous l'effet de compressions successives, comme lors d'une course de longue durée, le cartilage se comprime petit à petit et ne retrouve son épaisseur qu'après un certain temps.

Fémur

La partie inférieure du fémur, où se situe le genou, présente plusieurs surfaces articulaires (Figure 2). La trochlée entre en contact avec la rotule pour former l'articulation fémoro-patellaire. Les condyles interne et externe entrent en contact avec le tibia pour former l'articulation fémoro-tibiale.

La trochlée est située sur la partie antérieure du fémur. Elle a une forme de gouttière qui réunit dans un creux les deux parties convexes externe et interne. La trochlée est en contact avec la partie postérieure de la rotule. Elle agit comme une poulie pour transmettre la force du quadriceps au tibia (en latin, trochlea=poulie). Distalement, les deux versants de la trochlée sont prolongés par les condyles.

Les condyles occupent la partie inférieure du fémur et se prolongent sur la partie postérieure de celui-ci. Ils sont séparés par l'échancrure inter condylienne où résident les ligaments croisés. En vue de profil, les condyles représentent une courbe en forme de spirale dont le rayon diminue lorsque l'on va d'avant en arrière (Frain 1984).

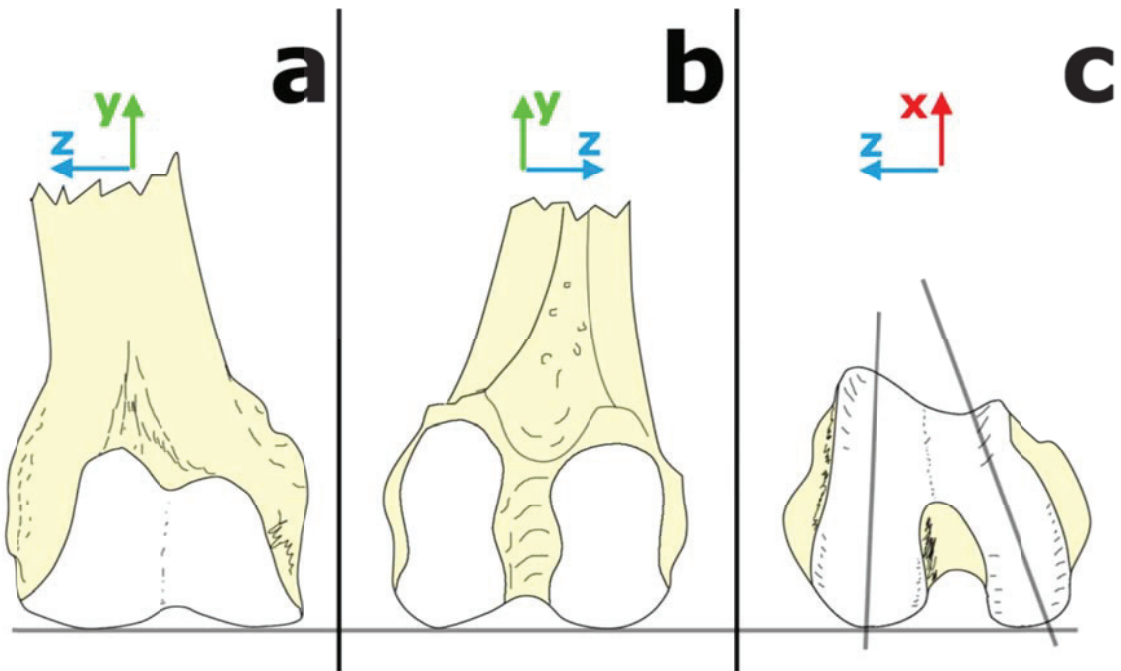


Figure 2: Partie distale du fémur droit. a : face. b : arrière. c : dessous avec représentation des axes condyliens

On peut noter plusieurs caractéristiques intéressantes des condyles pour l'étude des mouvements du genou. La spirale du condyle latéral est plus petite que celle du condyle médial. Le condyle latéral est donc plus court que le condyle médial. Si on regarde le fémur par en dessous (Figure 2 c) on voit que l'échancrure inter condylienne est étroite vers l'avant et s'élargit vers l'arrière. Alors que le condyle latéral est aligné avec le plan sagittal du fémur, le condyle médial est oblique et s'éloigne de l'axe antéro-postérieur vers l'arrière.

Tibia

La jambe est composée de deux os longs : Le tibia qui est l'os principal de la jambe et la fibula (aussi appelée péroné) qui ne fait pas partie de l'articulation du genou (Figure 3 a). Le tibia s'élargit à son sommet et présente deux glènes recouvertes de cartilage hyalin en regard des condyles interne et externe du fémur. Deux protubérances en forme d'épine situées au centre du plateau tibial séparent les glènes médiales et latérales. Ces épines contribuent à la stabilité du genou en limitant

les mouvements latéraux du fémur par rapport au tibia. La glène médiale est légèrement concave dans les deux axes médio-latéral et antéro-postérieur. La glène latérale est légèrement concave dans l'axe médio-latéral et légèrement convexe dans l'axe antéro-postérieur (Bull 1999). Cette convexité entraîne une mauvaise congruence entre le condyle externe convexe et la glène correspondante convexe aussi.

La combinaison des géométries fémorale et tibiale entraîne un phénomène de rotation automatique du tibia en interne (environ 15°) lors des 20 premiers degrés de flexion du genou lors du passage entre l'extension et la flexion du genou sans charge.

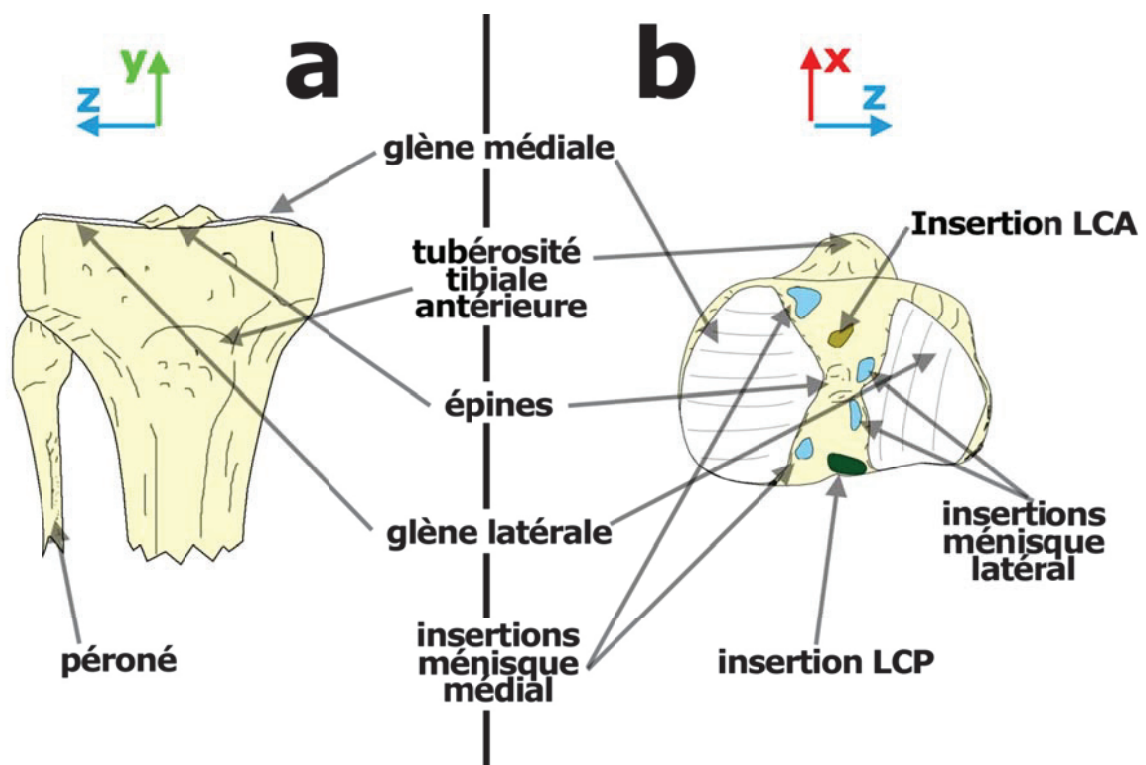


Figure 3: Partie proximale du Tibia Droit. a: face. b: dessus

Patella

La patella, aussi appelée rotule, est le plus gros os sésamoïde du corps (Figure 4). Elle est en contact avec le fémur et elle est fixée au tibia via le tendon rotulien. Sa face postérieure (Figure 4c) est articulaire avec la trochlée puis avec les condyles lorsque la flexion est suffisante. Les trois quarts supérieurs de la face postérieure de l'os sont recouverts d'un épais cartilage avec une crête saillante (Figure 4 d) qui vient en regard de la gouttière trochléenne. La partie médiale par rapport à la crête est moins grande que la partie latérale.

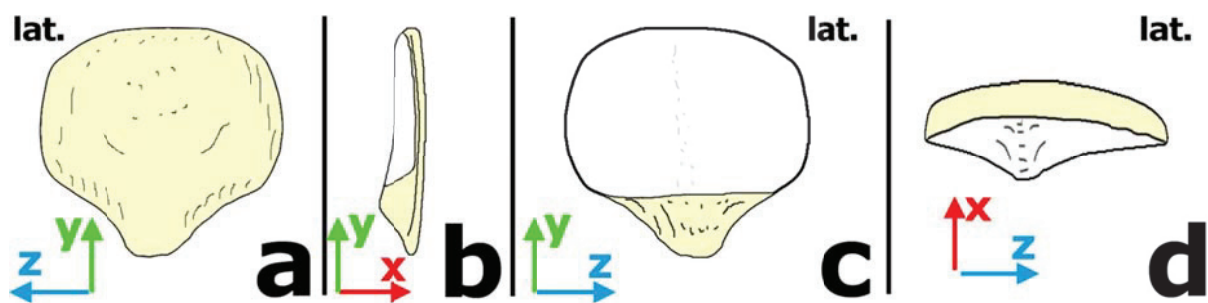


Figure 4: Patella droite. a: face. b: profil. c: postérieure. d: dessus

L'articulation fémoro-patellaire est une sorte de poulie de transmission pour la force exercée par le quadriceps. Son caractère excentré augmente ainsi le moment de la force exercée par le quadriceps. Cet os subit d'énormes pressions lors de la flexion excentrique du genou (squat par exemple). Lorsque le quadriceps est contracté, la patella augmente la stabilité du genou en se plaquant contre celui-ci. Cette stabilité est encore augmentée lorsque le genou est en flexion car la patella est engagée dans la trochlée.

On peut aussi noter que la droite d'action du quadriceps et celle de l'ensemble patella, ligament rotulien, tubérosité tibiale antérieure ne sont pas alignées. Elles forment un angle ouvert vers l'extérieur. Du fait de cet angle, on note une tendance naturelle de la patella à se subluser vers

l'extérieur. On note aussi que la patella appuie plus sur la trochlée externe. Cela participe à la rotation externe du fémur par rapport au tibia.

Les Moyens d'union

Les ménisques

Ce sont des fibrocartilages composés de 75% d'eau environ. On trouve aussi des cellules fusiformes, polygonales ainsi que du collagène (principalement de type I). Les deux ménisques du genou sont accrochés au tibia (Figure 3 b). En vue de dessus, avant du tibia vers le haut, les ménisques sont de forme arrondie (Figure 5). Le ménisque médial a une forme ouverte plutôt en C et le ménisque latéral a une forme fermée plutôt en O. Si on coupe le ménisque perpendiculairement à sa courbe, il présente une forme triangulaire en pointe vers le centre et épais vers le bord (Masouros 2008).

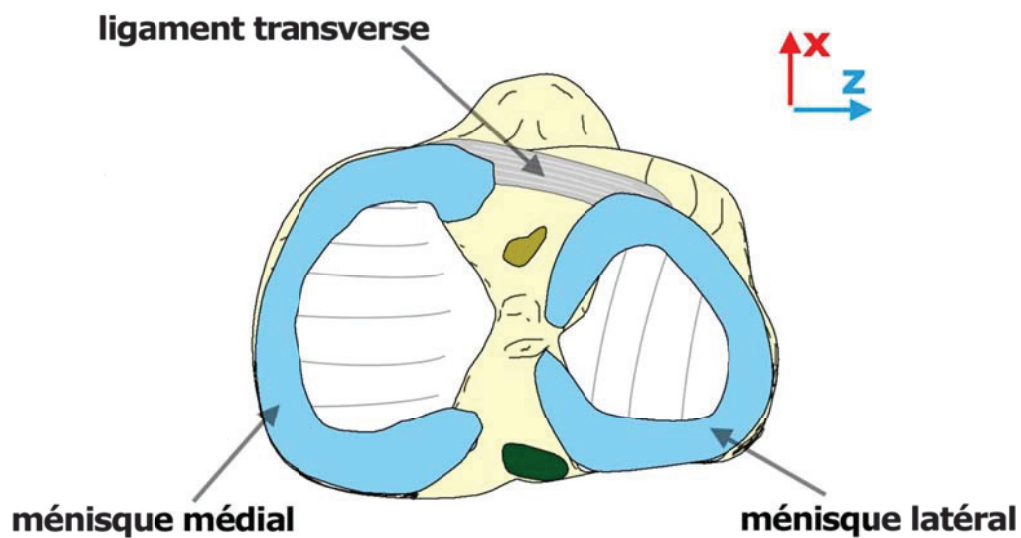


Figure 5: Tibia droit, vue de dessus. Ménisques, vue de dessus

On attribue de manière générale plusieurs rôles aux ménisques du genou. Ils jouent un rôle d'amortisseur en répartissant les contraintes entre le tibia et le fémur lors des chocs relatifs aux différents mouvements. Ce sont autant de contraintes en moins sur les cartilages du fémur et du tibia (Masouros 2008; Vedi 1999). Masouros explique qu'avec une charge de près de 1500 N, les ménisques représentent 59 à 71% de la surface de contact entrant en jeu au sein du genou. La méniscectomie entraîne une réduction de la surface de contact qui a pour conséquence une augmentation des contraintes pouvant atteindre 235%. Ce même article donne le module d'élasticité du ménisque humain approximativement à 110 MPa dans la circonférence pour seulement 10 MPa en radial. Le cartilage articulaire présente, quant à lui, un module de 10 MPa en moyenne.

Les ménisques participent à l'augmentation de la congruence de l'articulation en extension entre les plateaux tibiaux plutôt plats et les condyles fémoraux arrondis. Les ménisques ont aussi un rôle dans la proprioception du genou (Freeman 1967; Messner 1998) notamment lors de la flexion (Karahan E-Pub 2009).

Les cornes postérieures des ménisques sont fixes et servent de cales lors de la flexion (Vedi 1999). Les cornes antérieures sont très mobiles et suivent le fémur lors de ses mouvements. Elles sont reliées entre elles par le ligament transverse (Figure 5). Les ménisques avancent et reculent au cours de la flexion. Ils suivent aussi les mouvements de rotation interne ou externe du genou. Le ménisque médial est beaucoup moins mobile que le ménisque latéral. Cela, combiné au profil convexe de la surface articulaire latérale du tibia, explique la stabilité médiale et la mobilité latérale du genou sain lors de la flexion-extension (Dennis 2005; Freeman 2005).

La composition des ménisques emprisonne l'eau et l'acide hyaluronique. Lors du mouvement, la compression des ménisques fait ressortir le liquide qui sert de 3^{ème} corps lubrifiant. Les ménisques sont ainsi une sorte de réservoir de lubrifiant pour le genou (Renstrom 1990).

En résumé, les ménisques du genou ont plusieurs fonctions : amortissement et transfert de charge, stabilisation articulaire, réservoir de lubrification.

L'appareil capsulo-ligamentaire

D'une manière générale, les articulations sont isolées du reste du corps par des capsules fibreuses qui assurent une stabilité complémentaire. Ces capsules peuvent être fines et souples ou s'épaissir jusqu'à devenir rigides. Les capsules articulaires sont formées de plusieurs plans superposés. La face interne de la capsule est généralement recouverte d'une membrane synoviale innervée et vascularisée. Cette membrane sécrète le liquide synovial qui irrigue l'articulation, nourrit ses composants et les lubrifie. Certains épaissements particuliers de la capsule articulaire forment les ligaments. Ces structures passives, lorsqu'elles sont mises en tension par les mouvements, unissent et stabilisent les surfaces articulaires.

L'appareil capsulo-ligamentaire du genou fait l'objet d'études depuis longtemps (Girgis 1975; Williams 1880). Dans le présent travail, nous ne détaillerons que certains ligaments du genou, ceux qui présentent le plus d'importance pour la stabilité de l'articulation.

Les ligaments collatéraux

Le ligament collatéral médial est sur l'extérieur de la capsule articulaire. Il part du bord postérieur du condyle médial et va jusqu'à la face médiale du tibia (Figure 6). Il a une forme de bandelette large et peu épaisse. Il participe à la stabilité du genou en limitant le valgus et la rotation externe du tibia via son attache vers le point d'angle postéro interne. On peut identifier deux structures distinctes dans ce ligament. La partie superficielle appelée ligament collatéral tibial, et la partie profonde appelée ligament capsulaire médial (Chhabra 2001).

Le ligament collatéral latéral est à l'extérieur de la capsule articulaire. Il part de la face latérale du condyle latéral et se dirige en bas et en arrière jusqu'au sommet de la fibula (Figure 6). Il est plus

court que le ligament collatéral médial. Il participe à la stabilité du genou en limitant le varus et la rotation interne du tibia via son attache vers le point d'angle postéro externe (Chhabra 2001).

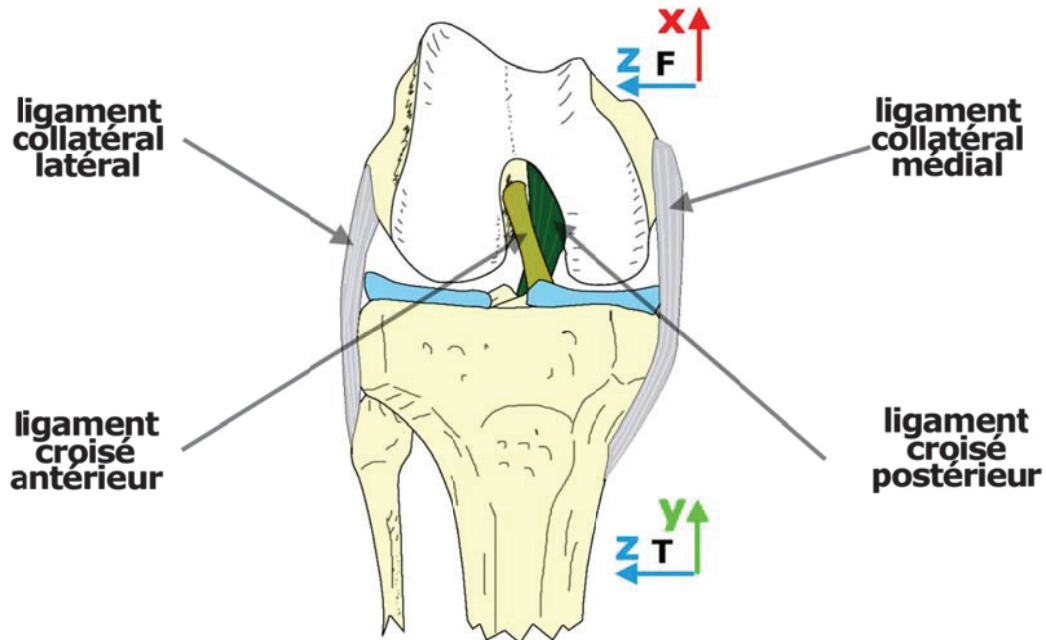


Figure 6: Genou droit en flexion à 90°, vue de face. Les ligaments collatéraux et les ligaments croisés

Ligament croisé antérieur (LCA) et ligament croisé postérieur (LCP)

Ces deux ligaments sont formés de tissu conjonctif dense et sont tapissés de membrane synoviale. Ils sont composés en grande partie d'eau (70%) et de collagène (type I majoritairement). Quand on regarde le genou de face, le LCA et le LCP se croisent au niveau de l'échancrure inter condylienne. On parle souvent de pivot central du genou.

Les zones d'insertion du LCA ont fait l'objet de nombreuses études (Fineberg 2000; Girgis 1975; Odensten 1985). Du côté tibial, il s'insère en avant et latéralement par rapport aux épines tibiales (Figure 3 b). L'insertion tibiale est oblongue d'avant en arrière et mesure entre 17 et 30 mm selon les auteurs. En vue de face, le LCA part en haut, vers l'arrière et latéralement, à l'intérieur de l'échancrure inter condylienne pour s'accrocher en haut et en arrière de l'échancrure sur le condyle

latéral (Figure 6). L'insertion fémorale est oblongue aussi, presque en demi-cercle, avec la partie arrondie qui suit la courbe du condyle et la partie droite oblique en arrière et vers le bas.

L'insertion tibiale du LCP est en arrière du plateau tibial au milieu du tibia (Figure 3 b). Elle a plus ou moins la forme d'un quadrilatère trapézoïde et sa taille varie entre 17 et 25 mm selon les auteurs (Girgis 1975; Sheps 2005). En vue de face, le LCP vient vers le haut en avant et latéralement à l'intérieur de l'échancrure inter condylienne. Il croise le LCA par l'arrière pour venir s'insérer sur le fémur en haut de l'échancrure en débordant vers le condyle interne (Figure 6).

Ces deux ligaments sont très peu innervés de fibres sensibles à la douleur, ce qui explique la faible douleur après une rupture simple du LCA avant le développement d'une hémarthrose (Schutte 1987). Par contre, ils sont pourvus de nombreux mécanorécepteurs, ce qui en fait des structures importantes pour la proprioception du genou (Kennedy 1982). Le diamètre du LCP est 50% plus important que celui du LCA. La résistance en extension du LCA a beaucoup été étudiée. Elle est de 2500 N pour Chhabra (Chhabra 2001) mais de seulement 1730 N pour Noyes (Noyes 1974). De plus, cette valeur décroît avec l'âge du patient pour atteindre un peu plus de 700 N chez le sujet âgé. La résistance du LCP est sujette à plus de controverses. Elle serait de 4000 N pour certains mais il semble que cela soit surévalué.

Si on regarde ces deux ligaments d'une manière plus approfondie, on remarque qu'ils agissent comme des rubans dont toutes les fibres ne sont pas en tension simultanément. Pour le LCA, on décrit habituellement un faisceau postéro-latéral tendu en extension et un faisceau antéro-médial tendu en flexion. Certains auteurs décrivent même trois faisceaux (Franke 1976). Sur le tibia, le faisceau antéro-médial s'insère en avant et médialement alors que le faisceau postéro-latéral s'insère en arrière et médialement. Sur la zone d'insertion fémorale, les fibres du faisceau antéro-médial s'insèrent en arrière et en haut de l'échancrure inter-condylienne alors que les fibres du faisceau postéro-latéral se retrouvent en bas et en avant. On a donc un effet d'enroulement du ligament sur lui-même lors de la flexion.

Pour le LCP, on décrit aussi deux faisceaux principaux. Le faisceau antéro-latéral, volumineux, est détendu en extension et tendu en flexion. Ce faisceau participe au contrôle de la translation postérieure du tibia par rapport au fémur. Le faisceau postéro-médial, plus fin et plus court, est tendu en extension puis détendu en flexion pour se retendre vers la flexion maximale (au-delà de 120°). On décrit aussi un faisceau oblique qui est toujours en tension. Deux autres faisceaux appelés ligament de Humphrey et ligament de Wrisberg s'insèrent sur le ménisque externe au niveau du tibia. Ces deux ligaments ne sont pas toujours retrouvés lors d'études anatomiques. Ils sont en tension lors de la flexion et de l'hyperflexion.

Les mouvements relatifs du LCA et du LCP ont beaucoup été décrit comme un système 4 barres (Kapandji 1970). En réalité le fonctionnement est beaucoup plus complexe. Il y a une réelle interaction entre les deux ligaments lors des mouvements du genou et la rupture de l'un des ligaments ou même d'un seul faisceau change tout l'équilibre ligamentaire du genou (Bull 1999; Bull 2002; Markolf 2008)

Les ligaments capsulaires postérieurs

On peut observer un épaississement de la capsule articulaire à l'arrière du genou. Cet épaississement, accroché d'une part au fémur et au tibia en arrière des condyles et des plateaux, et d'autre part aux ménisques, forme une sorte de coque semi-rigide. Cette coque contribue au blocage du genou lors de la translation postérieure du fémur (Terry 1985). C'est aussi un élément passif qui évite l'hyper extension et contribue à la stabilité du genou en extension.

Les ligaments patellaires latéraux.

Plusieurs structures ligamentaires stabilisent la patella avant et pendant son engagement dans la trochlée lors de la flexion du genou. Sur le plan médial, le ligament patello-fémoral médial est la principale structure stabilisatrice (Philipot 2009b) évitant la luxation latérale de la rotule. Ce ligament est secondé par le ligament patello-méniscal médial et le ligament patello-tibial médial. Sur le plan latéral, on retrouve un rétinaculum patello-fémoral latéral, ainsi qu'une extension de la

bandelette du muscle tracteur ilio-tibial. Les structures ligamentaires médiales sont les plus importantes car la patella a plutôt tendance à se luxer du côté latéral.

L'appareil musculaire

Les muscles sont des moyens d'union actifs d'une articulation. Ils sont normalement rattachés à chacun des os composant l'articulation. Par sa contraction, soit un muscle provoque le mouvement pour lequel il est prévu (action concentrique), soit il freine le mouvement opposé à sa contraction (action excentrique). Il existe des muscles avec plusieurs « chefs » implantés en plusieurs sites sur un os ; ces chefs se rejoignent en corps musculaires et se terminent par un ou plusieurs tendons. Le muscle est recouvert d'une aponévrose qui l'isole des autres structures avoisinantes et favorise le glissement des muscles les uns par rapport aux autres. Aux extrémités du muscle, ces aponévroses forment les gaines des tendons.

Au niveau du genou, beaucoup de muscles sont bi-articulaires. Ils ont des insertions au niveau du pelvis et au niveau du tibia. Ces muscles peuvent être à la fois fléchisseurs de hanche et extenseurs du genou ou bien extenseurs de hanche et fléchisseurs du genou.

Quadriceps, appareil extenseur

L'action du quadriceps est indissociable de la patella. En effet, les quatre chefs du muscle, le vaste médial, le vaste latéral, le grand droit et le vaste intermédiaire se réunissent en un tendon quadricipital (TQ) sur la partie supérieure de la patella. Le grand droit est un muscle bi-articulaire. Il s'insère sur le pelvis et il est donc aussi fléchisseur de la hanche. L'appareil extenseur se termine par le ligament patellaire qui relie la patella au tibia sur la tubérosité tibiale antérieure. Ce ligament est aussi appelé tendon rotulien (TR). Lorsque le genou est en flexion, les tendons du quadriceps viennent envelopper la patella (Figure 7). Des expansions du vaste médial et du vaste latéral sont présents sur les côtés et viennent s'insérer sur le TR, augmentant la stabilité de la patella.

Le tenseur du fascia lata est un muscle secondaire de l'extension du genou. Il est assisté par le gluteus maximus et le tractus ilio-tibial.

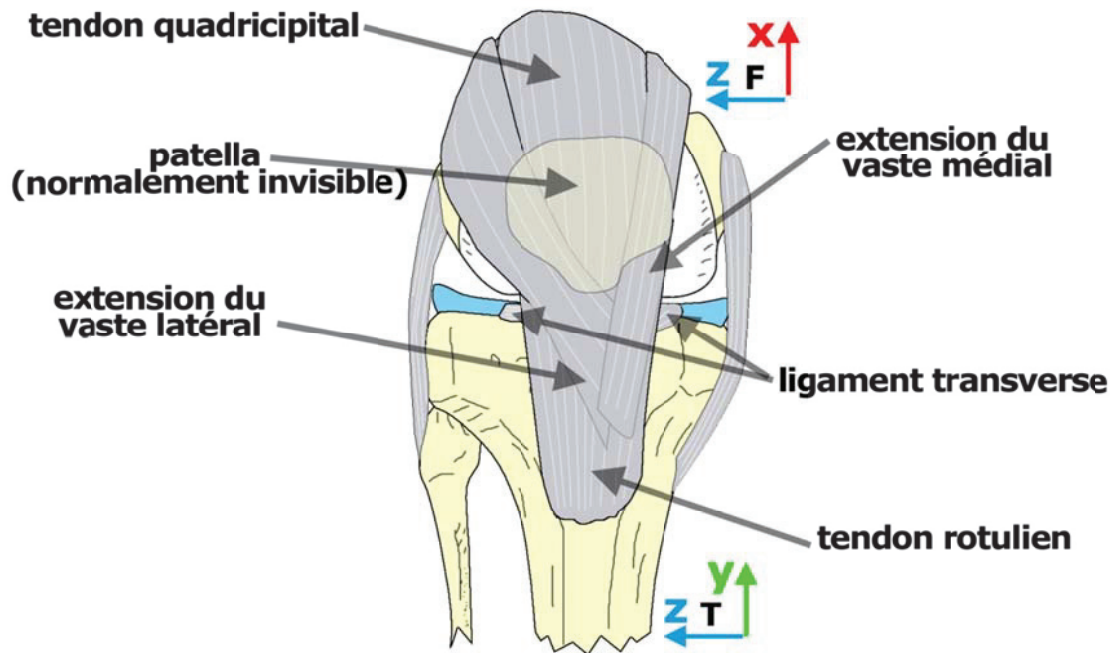


Figure 7: Genou droit en flexion, vue de face. Tendons de la patella

D'un point de vue mécanique, il est intéressant de noter que, contrairement à ce qui était supposé à une époque, la patella n'agit pas comme une poulie sans frottements qui transmettrait 100% de la force du quadriceps au tibia. Il existe des frictions et des pertes dues à la compression de la rotule sur le fémur (Buff 1988).

J. Mason (Mason 2008) a revu les différents articles étudiant les forces au niveau du TQ et du TR lors de mouvements de tous les jours et lors de squats. On peut tirer plusieurs données intéressantes de cet article de revue:

- La force mesurée au niveau du TR est fonction de la force du quadriceps et de la flexion. On observe un maximum de force au niveau du TR entre 20° et 30° de flexion qui peut dépasser les 100% de la force du TQ (Huberti 1984).
- La force de compression de la patella contre le fémur est fonction de l'angle de flexion et de la force du quadriceps. Elle trouve son maximum autour de 60° de flexion et atteint 80 à 95% de la force mesurée au niveau du TQ selon les différentes études.
- Lors de squats, la compression de la patella sur le fémur peut atteindre 7 fois le poids du corps.
- Les forces médio latérales en fonction de la flexion sont toujours des forces médiales, elles s'opposent donc à la subluxation latérale de la rotule, sauf si la rotule est en position haute par rapport à la trochlée.

Muscles fléchisseurs

Plusieurs groupes musculaires interviennent dans la flexion du genou. Les ischio-jambiers sont des muscles bi-articulaires fléchisseurs du genou et extenseurs de la hanche. Leur action sur la flexion du genou est d'autant plus efficace que la hanche est fléchie elle aussi. Du côté médial, le sartorius et le gracilis sont aussi des muscles bi-articulaires entre le pelvis et le genou mais ils agissent en fléchisseurs à la fois pour la hanche et pour le genou. Du côté latéral, le biceps crural (ou biceps fémoral) est à la fois extenseur de la hanche par son insertion proximale sur l'arrière du pelvis et fléchisseur du genou par son insertion distale sur la partie externe du péroné. Lorsque le genou est en flexion, le biceps crural agit comme un rotateur externe de la jambe.

Enfin, le muscle gastrocnémien est un biceps bi-articulaire. Ses deux chefs, médial et latéral, s'insèrent au-dessus et en arrière des deux condyles et se rejoignent à l'arrière du calcaneum. Ce muscle est à la fois fléchisseur du genou et extenseur plantaire du pied.

Notions d'analyse du mouvement

Plusieurs types d'appareils permettent d'analyser les mouvements d'objets dans l'espace. Certains, comme les goniomètres électroniques (Piriyaprasarth 2008) ou les gyroscopes (Favre 2008; Favre 2006) permettent une étude des rotations. D'autres, permettent d'acquérir les 6 degrés de liberté du déplacement d'un objet. Ils fonctionnent grâce au phénomène de perturbation du champ magnétique (Amis 2008), à partir d'émetteurs et de récepteurs ultrasonores (Dvir 2000) ou à partir d'images issues de plusieurs caméras dans un espace calibré (Cappozzo 2005).

Lors de l'étude du mouvement d'un objet dans l'espace, on étudie en fait l'évolution dans le temps de la position et de l'orientation d'un repère local rattaché à l'objet. Cela se fait par rapport à un repère global fixe ou par rapport à un autre repère local qui peut être mobile. Dans notre cas, afin d'étudier les mouvements en rotation du genou, nous nous intéressons au mouvement relatif d'un repère rattaché au tibia par rapport à un autre repère rattaché au fémur. L'orientation de ces repères, la position de référence ainsi que la méthode de décomposition des rotations en flexion-extension, varus-valgus et rotation interne-externe sont très importantes afin de comparer les résultats avec ceux de la littérature.

Matériels utilisés

Lors de notre travail, nous avons utilisé deux types d'appareils optoélectroniques pour analyser le mouvement : un système Motion Analysis® (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) et un Polaris® (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada). Ces deux systèmes sont parmi les plus précis du commerce (Chassat 1998; Richards 1999). Ils fonctionnent sur le même principe de stéréophotogrammétrie. Un sujet est équipé de capteurs rétro réfléchissants sphériques. Des caméras sont équipées d'éclairages annulaires d'une longueur d'onde précise couplées à un filtre chromatique. Les caméras fonctionnent de manière synchronisée. Une calibration est nécessaire

pour que le système calcule les paramètres internes (focale de l'objectif, déformation de l'image) et externes (position, orientation) des caméras. Cette calibration peut être faite une fois pour toutes en usine, comme c'est le cas pour le Polaris[®], ou bien au début de chaque session d'acquisition comme c'est le cas pour le Motion Analysis[®]. Ensuite, à partir des images 2D collectées par chaque caméra, un algorithme de reconstruction permet de calculer la position des capteurs dans l'espace (Bonnetoy 2005; Cappozzo 2005). Il existe toutefois quelques différences entre les deux systèmes.

Le Motion Analysis[®] est un système très ouvert. Il peut s'adapter à de nombreuses conditions de test. Il est possible de paramétrer le nombre de caméras, la focale et la distance de mise au point des objectifs, les traitements de bas niveau des caméras (contraste, seuillage, identification...), la fréquence d'acquisition, le volume de la scène observée, la taille et le nombre des capteurs à acquérir. Une fois la calibration effectuée, les acquisitions se font dans un repère global ce qui permet de recalibrer les mesures avec des éléments de la scène non acquis ou bien acquis via un autre système.

Il est possible de coupler le Motion Analysis[®] à d'autres outils tels que des plateformes de force, des électromyogrammes ou des plateformes de pression (Figure 8). Un logiciel d'analyse du mouvement puissant est utilisé pour piloter ce système. Il permet de créer des modèles de reconstruction complexes, et de traiter les données acquises à l'aide de filtres et d'outils d'extrapolation quand cela est nécessaire. Les contraintes d'un tel système sont nombreuses. Il faut compter un temps non négligeable pour la mise en place des caméras, pour la calibration de l'espace de travail, le développement du modèle, le traitement des données brutes et l'exportation des données. Ces caractéristiques en font un système très utile en recherche mais plus compliqué à utiliser dans le contexte de l'évaluation clinique.

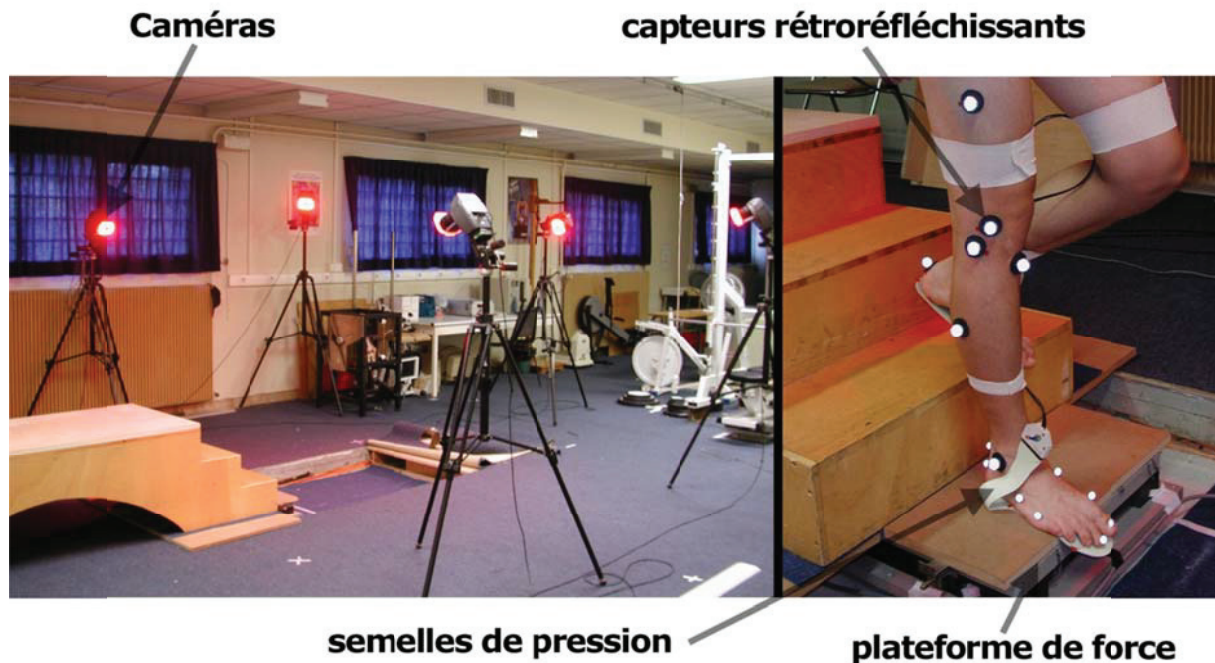


Figure 8: Motion Analysis System®. Configuration de descente d'escaliers. Couplage avec plateforme de force et semelles de pression

Le Polaris® est un système beaucoup plus simple. Il est composé de deux caméras solidaires sur un socle et calibrées en usine. L'espace de mesure est restreint à peu près à un cube de 1m de côté et à une distance fixe des caméras. Chaque capteur est un tripode composé de cibles rétro réfléchissantes dont les positions relatives sont connues. Des fichiers de calibration contenant les définitions des géométries des tripodes à rechercher sont chargés dans le système lors de l'initialisation. Les capteurs doivent être orientés de manière à être visibles des 2 caméras à la fois (Wiles 2004). Un nombre limité de tripodes peut être utilisé simultanément. Le système n'étant pas fixe dans l'espace, les acquisitions sont effectuées dans un repère relatif à la position du système. Si l'on souhaite définir un repère global, il faut utiliser l'un des tripodes comme repère fixe (Figure 9). De plus, les informations de position et d'orientation des tripodes sont transmises sous forme de quaternion et il n'y a qu'une bibliothèque de fonctions de base pour le système. Il faut donc développer la totalité du programme d'acquisition et de traitement des données pour notre étude.

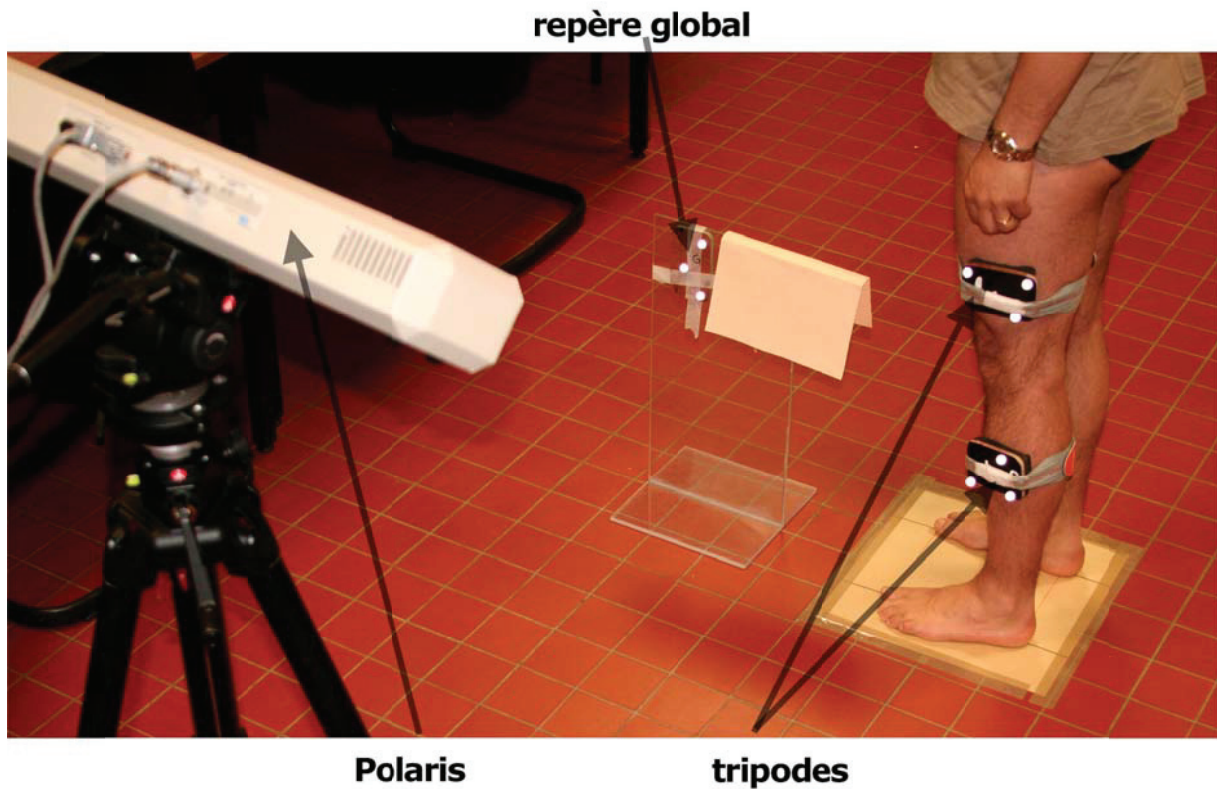


Figure 9: Système Polaris avec cibles installées sur un sujet et repère global

Les systèmes utilisant la stéréophotogrammétrie ne sont pas exempts de défauts. Deux principales sources d'erreur sont souvent citées. La mauvaise position des marqueurs par rapport aux repères anatomiques entraîne une erreur sur la localisation des axes de référence. Cette erreur se répercute sur les repères rattachés aux segments corporels et sur la définition de la position neutre de départ du mouvement (Chiari 2005). L'autre source d'erreur correspond aux phénomènes de glissement de la peau et de déformation des tissus mous. Les marqueurs sont souvent collés sur la peau et ils sont censés représenter le mouvement de segments osseux situés en dessous. Lors de mouvements rapides, la peau subit des mouvements parasites qui entraînent des erreurs (Benoit 2006; Leardini 2005). Afin de minimiser ces parasites, différentes méthodes de correction existent : certaines sont basées sur une hypothèse de rigidité des segments corporels et corrigent les trajectoires de marqueurs de manière indépendante pour chaque segment, sans faire d'hypothèse a

priori sur les articulations situées entre eux (Cheze 1995; Soderkvist 1993) ; d'autres utilisent la construction d'un modèle cinématique du membre étudié, basé sur des hypothèses a priori sur les liaisons articulaires et calculent les paramètres cinématiques du modèle en minimisant l'écart entre les trajectoires expérimentales des marqueurs et celles respectant le modèle (Duprey 2010; Reinbolt 2005).

Méthode de calcul des rotations

Comme nous l'avons présenté en début de chapitre et en figure 1, les axes de référence utilisés pour créer les repères tibiaux et fémoraux dans notre travail sont ceux proposés par Grood et Suntay à l'International Society of Biomechanics (ISB) (Grood 1983). La méthode consiste à décomposer le mouvement en une séquence de rotations autour de 3 axes dans l'ordre Z, X, Y ; les axes Z et Y sont liés respectivement au segment proximal et distal de l'articulation et l'axe X est dit « flottant ». Martelli (Martelli 2001) a aussi validé cette séquence pour l'analyse cinématique du genou parmi plusieurs méthodes de décomposition des angles. La séquence de rotations du tibia par rapport au fémur se décompose en :

- 1 Flexion-extension autour de l'axe Z lié au fémur.
- 2 Varus- valgus (ou adduction-abduction) autour d'un axe flottant X.
- 3 Rotation interne-externe autour de l'axe Y lié au tibia.

L'axe X flottant est défini à chaque instant par la perpendiculaire aux axes Y et Z. Une position de référence en extension permet d'initialiser les angles à zéro.

Nous utilisons la méthode matricielle pour mettre en forme les repères mobiles des segments osseux. Comme nous ne nous intéressons ici qu'aux rotations, nous utilisons des matrices de rotation 3x3 pour lesquelles l'inverse et la transposée sont égales :

$${}^1_2\mathbf{R} = ({}^2_1\mathbf{R})^{-1} = ({}^2_1\mathbf{R})^t$$

De plus, pour obtenir la matrice permettant de passer d'un repère 1 à un repère 3, il est possible d'utiliser une séquence de changement de repères :

$${}^1_3\mathbf{R} = {}^1_2\mathbf{R} \cdot {}^2_3\mathbf{R}$$

A partir des coordonnées des capteurs acquises en stéréophotogrammétrie dans le repère global (G), nous obtenons un repère osseux technique (Tec) pour chaque segment. Nous utilisons dans nos calculs une notation des matrices de rotation en colonne. Ainsi, pour une matrice de passage du repère global au repère technique, les trois colonnes de la matrice représentent les composantes des trois vecteurs (X, Y, Z) du repère technique exprimés dans le repère global. Par exemple, pour le tibia, nous avons la notation suivante:

$${}_{T.Tec}^G\mathbf{R}$$

Une phase d'initialisation (To) de la position est effectuée afin d'aligner le tibia et le fémur en position neutre pour la flexion-extension, le varus-valgus et la rotation interne-externe par rapport à un repère de référence global. Une matrice de passage du repère global dans le repère anatomique (Anat) est calculée lors de cette initialisation. Pour le tibia:

$$\#_{T.Anat}^G\mathbf{Ro}$$

A partir de cette matrice et de la matrice du repère technique acquise au même instant, on peut calculer la matrice de passage du repère technique vers le repère anatomique lors de l'initialisation. Cette matrice est calculée une fois pour toute à l'initialisation. Elle sera ensuite considérée constante et utilisée pour « réaligner » les repères lors des mesures de tous les mouvements. Pour le tibia :

$$\text{Passage (Technique} \rightarrow \text{Anatomique)} : \#_{T.Anat}^G\mathbf{Ro} = ({}_{T.Tec}^G\mathbf{R})^{-1} \cdot {}_{T.Anat}^G\mathbf{Ro} = {}_{G}^{T.Tec}\mathbf{Ro} \cdot \#_{T.Anat}^G\mathbf{Ro}$$

Une fois l'initialisation effectuée, à chaque instant « i », nous calculons la matrice de rotation du repère anatomique (${}_{Anat}^G \mathbf{R}_i$) d'un segment dans le repère global à l'aide de la matrice de rotation du repère technique instantané (${}_{Tec}^G \mathbf{R}_i$) issue des capteurs et de la matrice de passage constante calculée ci-dessus. A l'instant i, pour le tibia, la matrice de rotation du repère anatomique dans le repère global est calculée comme suit :

$${}_{T.Anat}^G \mathbf{R}_i = {}_{T.Tec}^G \mathbf{R}_i \cdot {}_{T.Anat}^{T.Tec} \mathbf{R}$$

Le fémur est traité de la même manière. Nous obtenons donc les matrices de rotation des repères anatomiques dans le repère global pour les deux segments à chaque instant. A partir de ces deux matrices, il est possible de déduire la rotation d'un segment dans le repère local de l'autre. Dans notre cas, pour suivre les recommandations de Grood et Suntay (Grood 1983), nous interprétons le repère du tibia dans le repère du fémur à chaque instant du mouvement. Nous obtenons une matrice 4 des rotations de la manière suivante :

$$Qr = ({}_{F.Anat}^G \mathbf{R}_i)^{-1} \cdot {}_{T.Anat}^G \mathbf{R}_i$$

La convention de décomposition des rotations successives selon l'ordre ZXY donne les angles (α , β , γ). La flexion-extension est l'angle α correspondant à la rotation autour de Z. Le varus-valgus est l'angle β correspondant à la rotation autour de X. La rotation interne-externe est l'angle γ correspondant à la rotation autour de l'axe Y.

Par identification, en multipliant les matrices de rotation élémentaires, l'expression analytique de la matrice Qr est la suivante :

$$Qr = \begin{bmatrix} \cos\alpha \cdot \cos\gamma - \sin\alpha \cdot \sin\beta \cdot \sin\gamma & -\sin\alpha \cdot \cos\beta & \cos\alpha \cdot \sin\gamma + \sin\alpha \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma \\ \sin\alpha \cdot \cos\gamma + \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \sin\gamma & \cos\alpha \cdot \cos\beta & \sin\alpha \cdot \sin\gamma - \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma \\ -\cos\beta \cdot \sin\gamma & \sin\beta & \cos\beta \cdot \cos\gamma \end{bmatrix}$$

Pour obtenir les angles en degrés, les calculs sont effectués en utilisant les éléments les plus simples de la matrice Qr. La notation utilisée ci-dessous est [ligne][colonne] :

$$\alpha = \tan^{-1}(-Qr[1][2] / Qr[2][2]) \cdot 180 / \pi$$

$$\beta = \sin^{-1}(Qr[3][2]) \cdot 180 / \pi$$

$$\gamma = \tan^{-1}(-Qr[3][1] / Qr[3][3]) \cdot 180 / \pi$$

Lors de nos études, nous avons travaillé sur des genoux droits et gauches. Les conventions d'axe prises sont telles qu'Y étant toujours dirigé vers le haut et Z toujours dirigé vers l'extérieur, l'axe X est dirigé vers l'avant pour les genoux droits et vers l'arrière pour les genoux gauches afin de respecter le caractère direct des repères XYZ. Une fois les angles calculés, les rotations sont fonction du côté étudié et du signe de l'angle comme le montre le Tableau 1.

Tableau 1: Rotation effective en fonction du côté étudié et du signe de l'angle.

Angle calculé	Signe de l'angle	Côté étudié	
		Droit	Gauche
α	Positif	Extension	Flexion
	Négatif	Flexion	Extension
β	Positif	Varus	Varus
	Négatif	Valgus	Valgus
γ	Positif	Rotation Interne	Rotation Externe
	Négatif	Rotation Externe	Rotation Interne

Etude 1 : Intérêt de la mesure assistée pour l'examen clinique du genou

Introduction

L'examen clinique du genou est souvent réalisé manuellement et sans appareil de mesure par le chirurgien dans le cadre de la consultation. Les rares mesures réalisées avec appareil dans le service d'orthopédie du CHU de Lyon-Sud sont des mesures en translation antéro-postérieures du genou. Nous utilisons pour cela un KT-1000 ou bien son évolution, le KT-2000. Ce dispositif est reconnu comme précis et son utilité dans l'examen des ruptures du LCA a été prouvée de nombreuses fois (Highgenboten 1989). Nous utilisons aussi la mesure sur radiographies dynamiques (Lerat 2000).

Toutefois, depuis quelques temps, il a été montré que les laxités rotatoires du genou étaient intéressantes à étudier car le LCA est aussi un stabilisateur du genou en varus-valgus (Girgis 1975). Sur un genou ayant une rupture du LCA, il est intéressant de mettre en évidence des lésions associées à la rupture du LCA (Musahl 2007; Olsen 2004; Schmitz 2008). Après l'opération, il est aussi intéressant d'étudier les laxités rotatoires résiduelles. Elles permettent de prévoir une éventuelle dégradation précoce des cartilages (Jonsson 2004)

Ces mesures de laxité rotatoire sont aussi très intéressantes à étudier pour d'autres problèmes du genou comme l'arthrose (van der Esch 2008). Elles permettent également de vérifier le bon fonctionnement des prothèses du genou dont la mobilité en rotation et en translation a été étudiée (Chouteau 2009a; Chouteau 2009b; Chouteau 2009c).

Afin d'assister le chirurgien, différents types de systèmes ont été développés pour mesurer les rotations du genou. Ils peuvent utiliser plusieurs sortes de technologies : goniométrie électronique, positionnement 3D optoélectronique ou même magnétique, accélérométrie... Ces systèmes ont été validés en précision et en reproductibilité lors de nombreuses études (Boyer 2004; Daniel 1985; Favre 2008; Kupper 2007b; Lorbach 2009a; Lorbach 2009b; Piriyaarasarth 2007; Piriyaarasarth 2008). Les études réalisées comparent souvent les systèmes entre eux pour valider leur précision et pour mesurer les laxités dues à certaines pathologies.

Il serait donc intéressant de pouvoir disposer à la fois des données obtenues par l'évaluation clinique d'un opérateur et de celles obtenues dans le même temps par un système de mesure de référence afin de pouvoir les comparer, ce qui n'a que rarement été fait. On trouve quelques études de ce type sur les laxités antéro-postérieures (Balasch 1999; Hurley 2008). Des évaluations manuelles y sont comparées à des mesures instrumentées. Mais même dans ces études, les comparaisons ne sont pas réalisées sur une seule phase de mesure, elles sont réalisées de manière séparée et cela peut entraîner un biais.

Le but de cette première étude a été de comparer, lors d'une seule phase de test sur des pièces anatomiques saines, les évaluations cliniques effectuées par un opérateur expérimenté et les mesures objectives issues d'un système de référence. L'évaluation réalisée par l'opérateur était un test de varus-valgus forcé du genou. Notre hypothèse était que l'évaluation clinique manuelle serait moins précise que la mesure réalisée par le système de référence.

Matériel et méthodes

Population et méthode de prélèvement

Notre étude a porté sur 6 membres inférieurs fraîchement congelés (âge moyen des donneurs 71,4 ans \pm 5,8 ans), indemnes de toute lésion ligamentaire et méniscale. Ces pièces ont toutes été prélevées par le même opérateur et selon la même technique. Lors du prélèvement, la section

proximale du membre était réalisée en dessous du grand trochanter en conservant toute la jambe et le pied intact. Les pièces anatomiques utilisées ont ensuite servi à une autre étude (Philippot 2009a) qui nous a permis de vérifier, suite à une dissection du genou, que l'articulation était bien exempte de toute lésion.

Dispositif expérimental

Après une phase de décongélation de 24 heures à température ambiante, le fémur était installé sur une plaque en bois où il était fermement fixé à l'horizontale à l'aide de 2 vis trans-osseuses. La jambe pendait dans le vide. Le genou pouvait être manipulé librement dans les 6 degrés de liberté jusqu'à 100° de flexion minimum (Figure 10).

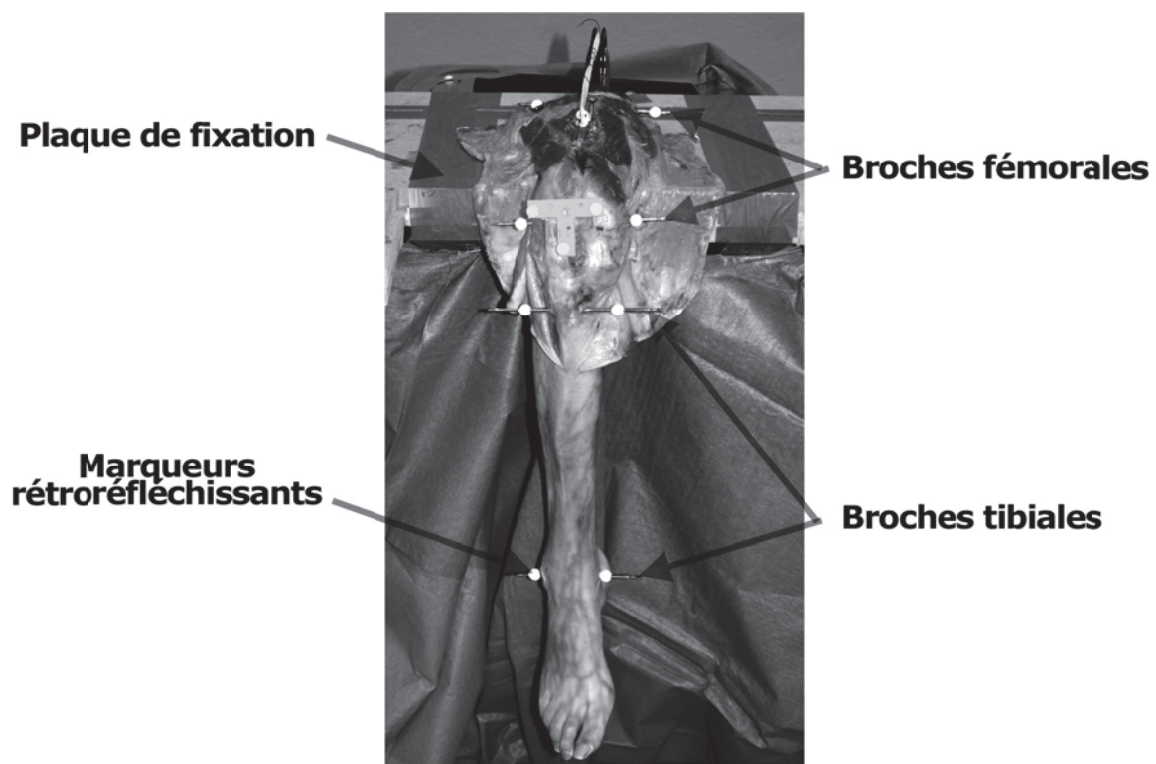


Figure 10: Membre inférieur en place pour le test

Une broche était introduite au niveau des épicondyles du fémur selon l'axe bi-épicondylien et était équipée de 2 cibles réfléchissantes sphériques fixées à l'aide de colle au contact de la peau. Une

cible était au contact de « l'épicondyle médial » (ME sur la Figure 11) et l'autre était au contact de « l'épicondyle latéral » (LE sur la Figure 11).

Une seconde broche était insérée vingt centimètres plus haut dans le fémur. Le centre de la diaphyse était repéré et deux autres cibles étaient fixées à distance équivalente de part et d'autre de ce centre. Les deux cibles étaient nommées « fémur médial » (MF) et « fémur latéral » (LF).

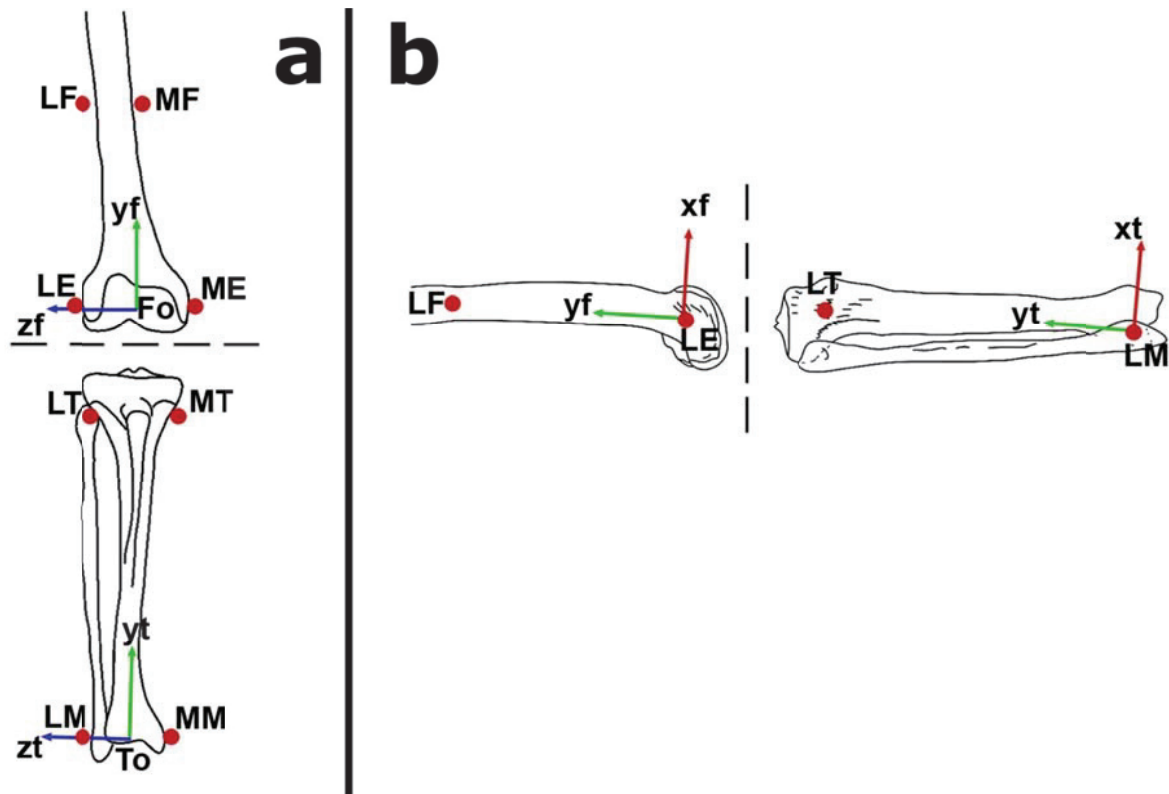


Figure 11: Schéma du dispositif expérimental. a: vue de face. b: vue de profil par l'extérieur. Les flèches avec initiales en minuscule représentent les axes des repères liés aux os, les cercles rouges avec initiales en majuscules représentent les cibles fixées

Deux autres broches étaient insérées dans le tibia. La première broche était bi-malléolaire, les deux cibles équipant cette broche étaient fixées au contact de la « malléole médiale » (MM) et de la « malléole latérale » (LM). La seconde broche était trans-tibiale à hauteur de la tubérosité tibiale antérieure (TTA). Les deux cibles équipant la seconde broche étaient équidistantes de la TTA et

étaient nommées « tibia médial » (MT) et « tibia latéral » (LT). L'intérêt d'utiliser des broches sur des pièces anatomiques était de s'affranchir de l'effet de peau connu dans les systèmes optiques d'analyse du mouvement (Benoit 2006; Leardini 2005; Manal 2003).

Le système de mesure de référence utilisé lors de notre étude était le Motion Analysis® (Motion Analysis Corporation, USA) présenté dans le chapitre précédent. Il était composé de 6 caméras. La fiabilité et la précision de ce type de système a déjà été décrite dans de nombreux articles (Bonnetoy 2005; Chiari 2005). Le système a été calibré pour une zone englobant la jambe sur tout son périmètre de mobilité (1,8m * 0,8m * 1,2m). En prenant en compte ce volume, la précision du système après calibration et le fait que les marqueurs étaient solidaires des os, les erreurs de mesure en rotation étaient inférieures à 0,3°. L'acquisition a été effectuée à 200Hz et les données brutes ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe bas de type Butterworth (fréquence de coupure: 6Hz, ordre : 5).

Test de laxité en varus-valgus

Il était demandé à l'opérateur d'évaluer la laxité en varus-valgus forcé à l'aide d'un test standardisé (Kupper 2007a; Lubowitz 2008; Malanga 2003). Le test était réalisé à deux conditions de flexion différentes pour chaque genou (0 et 25°). L'opérateur tenait la partie postérieure du fémur juste au-dessus du genou d'une main et la partie postérieure du talon de l'autre main. Il étendait la jambe jusqu'à l'extension complète. Quand l'opérateur était dans cette position et prêt à commencer le test, l'acquisition de données était lancée sur le système d'analyse du mouvement. En forçant le mouvement du tibia du côté latéral puis médial plusieurs fois, l'opérateur évaluait le varus en extension (Varus0_Op) et le valgus en extension (Valgus0_Op) et il annonçait ses résultats. Il était ensuite demandé à l'opérateur de fléchir la jambe à 25°. L'évaluation de cette flexion était faite par l'opérateur sans artifices. Ensuite, il répétait le même test pour le varus (Varus25_Op) et pour le valgus (Valgus25_Op). Il annonçait de nouveau ses résultats. L'acquisition était stoppée à l'issue de l'annonce des résultats à 25° de flexion.

Toutes les valeurs de varus et de valgus étaient données en valeur absolue par l'opérateur. A partir des valeurs annoncées, nous avons calculé la laxité globale médio-latérale manuelle en extension comme étant la somme de Varus0_Op et Valgus0_Op. De la même manière, la laxité globale médio-latérale manuelle en flexion à 25° était la somme de Varus_25_Op et de Valgus25_Op. Nous avons nommé respectivement ces deux mesures de laxité globale médio-latérale manuelle Laxity0_Op et Laxity25_Op.

Extraction des données d'analyse du mouvement

Nous avons utilisé la méthode présentée dans le chapitre précédent afin d'extraire les données d'analyse du mouvement. Les deux repères respectant les conventions de l'ISB pour le genou (Grood 1983; Wu 2002) ont été définis de la manière suivante :

Pour le fémur :

- L'origine Fo était le milieu des cibles « épicondyle médial » et « épicondyle latéral ».
- L'axe **zf** était colinéaire à l'axe bicondylien et pointait toujours vers l'extérieur.
- Une cible virtuelle « Cuisse » était définie comme le milieu de « fémur médial » et « fémur latéral ».
- Un « plan fémur » de référence était créé à l'aide des 3 points « épicondyle médial », « épicondyle latéral » et « cuisse ».
- L'axe **yf** était défini de manière à créer un repère (**yf**, **zf**) dans le « plan fémur » de référence.
- L'axe **xf** était le produit vectoriel des axes **yf** et **zf**.
- Fo, **xf**, **yf** et **zf** formaient le repère orthonormé direct du fémur.

De la même manière, pour le tibia :

- L'origine To du tibia était située au milieu des cibles « malléole médiale » et « malléole latérale ».

- L'axe **zt** était colinéaire à l'axe bi malléoles et pointait toujours vers l'extérieur.
- Une cible virtuelle TTA était définie comme le milieu de « tibial médial » et « tibia Latéral ».
- Un « plan tibia » de référence était créé à l'aide des 3 points « malléole médiale », « malléole latérale » et « TTA »
- L'axe **yt** était défini de manière à créer un repère (**yt,zt**) dans le « plan tibia » de référence.
- L'axe **xt** était le produit vectoriel des axes **yt** et **zt**.
- To, **xt**, **yt**, et **zt** formaient le repère orthonormé direct du tibia.

Du fait de la latéralisation des différentes pièces anatomiques, sur les jambes droites, les axes **xf** et **xt** pointaient vers l'avant et sur les jambes gauches, ils pointaient vers l'arrière.

Sur la Figure 11, les axes des repères fémoraux et tibiaux ont été représentés sur une jambe droite par des flèches et des initiales en minuscule.

A l'aide du logiciel Skeleton® intégré au Motion Analysis®, nous avons recréé les repères définis ci-dessus. Le mouvement du genou était ensuite donné directement par les positions relatives successives du repère tibial dans le repère du fémur. Ce mouvement était décomposé en 3 rotations et 3 translations. Les rotations étaient calculées par une séquence ZXY selon les recommandations de l'ISB (Wu 2002). Skeleton® permet d'exporter dans un fichier Header-Translations-Rotation (HTR) toutes les données calculées.

Dans notre étude, seules les rotations du genou autour de l'axe **zf** (Rotation z) et autour de l'axe **xf** (Rotation x) ont été étudiées. La « Rotation z » donnait la flexion du genou et la « Rotation x » donnait le varus et le valgus (Figure 12). Sur les genoux gauches, à cause du choix de repère, nous avons inversé les valeurs de Rotation z afin d'avoir des données comparables aux genoux droits pour le reste de l'étude (**Erreur ! Source du renvoi introuvable..** A cause de la forme des os, de la position

des cibles et du choix des systèmes de coordonnées, l'extension complète réalisée par l'opérateur ne correspondait pas à 0 pour la courbe de flexion. La flexion moyenne était de 7,7° (-2,6° à 14, 9°) pour l'extension complète. La position neutre du genou ne correspondait pas à 0 pour la courbe de varus-valgus. La position neutre moyenne était de 5,7° (-1,4° à 10, 4°).

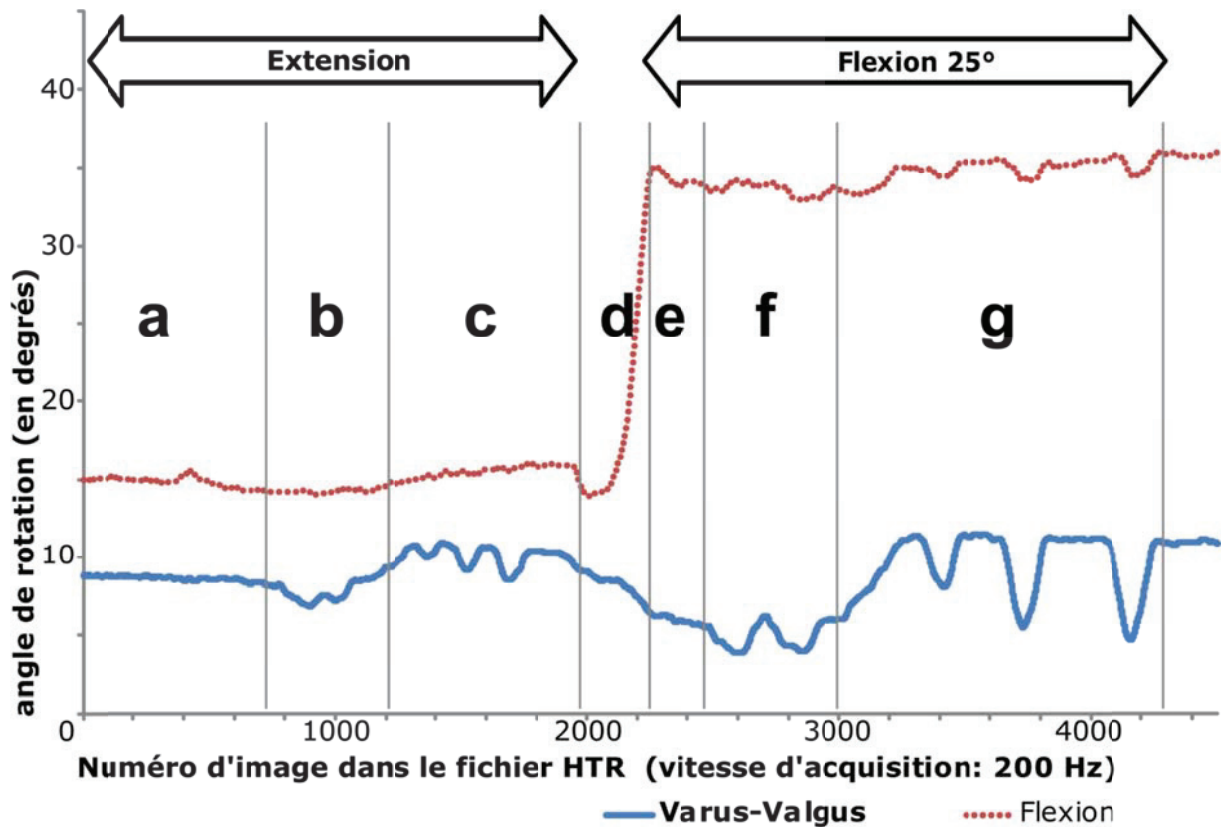


Figure 12: Exportation des données depuis le fichier HTR

Pour obtenir les vraies valeurs de flexion d'un genou lorsqu'il était demandé à l'opérateur de fléchir à 25°, nous avons extrait les deux données suivantes sur la Figure 12 :

- Extension_Motion. La valeur de l'angle d'extension complète du genou était la moyenne sur la courbe « Flexion » dans la zone a (entre le début de l'acquisition et le début de la mobilisation en varus-valgus par l'opérateur).

- Flexion25_Motion. La valeur de la flexion 25° demandée à l'opérateur était la moyenne sur la courbe « Flexion » dans la zone **e** (à partir de la stabilisation de la flexion du genou jusqu'au début de la mobilisation en varus-valgus par l'opérateur).

Flexion_Réelle. La flexion réelle réalisée par l'opérateur lorsqu'il lui était demandé de fléchir la jambe à 25° était la différence entre Flexion25_Motion et Flexion0_Motion.

La zone d'extension (parties **a**, **b** et **c** de la Figure 12) et la zone de flexion 25° (parties **e**, **f** et **g** de la Figure 12) étaient facilement identifiables (flèches au-dessus des courbes de la Figure 12).

Dans la zone d'extension, sur la courbe de varus-valgus, la moyenne des valeurs de la partie **a** donnait la valeur neutre du genou en extension. En soustrayant la valeur minimale extraite dans la partie **b** de la courbe à la valeur neutre en extension, nous obtenions le valgus du genou en extension. En soustrayant la valeur neutre en extension à la valeur maximale de la partie **c**, nous obtenions le varus du genou en extension. Le varus et le valgus en extension étaient des valeurs positives. En les additionnant, nous obtenions la laxité globale médio latérale en extension.

De la même manière nous avons calculé la valeur neutre du genou en flexion à 25° dans la zone **e**, son valgus avec le minimum dans la zone **f** et son varus avec le maximum dans la zone **g**. Enfin nous avons aussi calculé la laxité globale médio latérale à 25° de flexion en additionnant le varus et le valgus.

Analyse statistique

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de SPSS® (IBM Corp. New York, USA). En premier lieu, nous avons décrit tous les groupes par leur moyenne, leur dispersion et leur variabilité (variabilité = dispersion/ moyenne).

Pour tous les tests statistiques, le seuil de significativité était fixé à 0,05.

Nous avons testé la flexion réelle réalisée par l'opérateur par rapport à la valeur de 25° demandée à l'aide d'un test T pour échantillon unique. Le groupe testé était le groupe des valeurs de Flexion_Réelle et la valeur de l'hypothèse à vérifier était 25°.

Nous avons ensuite testé l'hypothèse d'absence de différence entre les données obtenues par l'opérateur et celles obtenues par le Motion Analysis® aux deux conditions de test (extension et flexion à 25°). Pour cela, nous avons réalisé une analyse ANOVA multiple à mesures répétées sur 3 variables (varus, valgus et laxité globale médio latérale) avec les 2 facteurs fixes suivants :

- **Condition de test**, qui peut prendre deux valeurs, extension ou flexion à 25°.
- **Méthode de mesure**, qui peut aussi prendre deux valeurs, Opérateur ou Motion Analysis.

Résultats

Lorsque la flexion réelle ($23,4^\circ \pm 3,3^\circ$) obtenue par l'opérateur a été testée par rapport à la valeur cible de 25°, il n'a pas été établi de différence significative ($p=0,30$). L'angle de la flexion réellement réalisée était conforme à la valeur demandée. La condition de flexion 25° était donc utilisable pour la suite de l'étude.

Les valeurs moyennes, les déviations standards et les variabilités pour les différentes conditions de test sont détaillées dans le Tableau 1 pour l'extension et dans le Tableau 2 pour la flexion à 25°.

Tableau 1 : Statistiques descriptives pour l'extension. Les moyennes et les dispersions sont calculées avec une valeur pour chacun des 6 genoux.

Méthode de mesures	Opérateur			Motion Analysis®		
	Varus	Valgus	Laxité	Varus	Valgus	Laxité
Moyenne (en degrés)	2,17	0,67	2,83	2,35	2,36	4,71
Dispersion (en degrés)	2,32	1,03	1,94	0,40	0,85	1,10
Variabilité	1,07	1,55	0,68	0,17	0,36	0,23

Tableau 2 : Statistiques descriptives pour la flexion à 25°. Les moyennes et les dispersions sont calculées avec une valeur pour chacun des 6 genoux.

Méthode de mesures	Opérateur			Motion Analysis®		
	Varus	Valgus	Laxité	Varus	Valgus	Laxité
Moyenne (en degrés)	3,33	1,67	5,00	3,72	2,56	6,29
Dispersion (en degrés)	3,78	2,07	2,28	0,97	0,91	1,05
Variabilité	1,13	1,24	0,46	0,26	0,36	0,17

Les résultats de l'ANOVA multiple sont dans le Tableau 3. Ces résultats montrent clairement que la condition de test est un facteur de différenciation pour le valgus ($p=0,025$) et pour la laxité globale médio latérale ($p=0,032$). Pour la méthode de mesure, nous avons un test positif sur la laxité globale médio latérale ($p=0,013$). Le résultat négatif pour la combinaison des facteurs sur la laxité globale médio latérale montre une indépendance du facteur condition de test et du facteur méthode de mesure.

Tableau 3 : Résultats de l'ANOVA multiple. Valeurs significatives en gras souligné

Facteur Testé	Varus	Valgus	Laxité
Condition de test	0,763	<u>0,025</u>	<u>0,032</u>
Méthode de Mesure	0,187	0,274	<u>0,013</u>
Condition de test * Méthode de mesure	0,913	0,466	0,671

Discussion

Les statistiques descriptives sur les différentes conditions de test (Tableau 1 et Tableau 2) montrent la forte variabilité de l'évaluation de l'opérateur par rapport au système de référence. Quelle que soit la condition de test, la variabilité est toujours supérieure pour l'évaluation que pour les mesures réelles. Les mesures du système de référence sont comparables avec les valeurs « in-vivo » déjà publiées (Shultz 2007b; Shultz 2007c). Comme les laxités globales médio latérales sont elles aussi sous estimées lors de l'évaluation clinique, cela signifie que la sous-estimation d'un varus n'est pas compensée par la surestimation du valgus correspondant.

Cependant, la précision de l'opérateur est au moins vérifiée pour la flexion lors du test. La flexion demandée est obtenue sans différence significative avec la consigne de 25°. Un examinateur expérimenté peut être considéré comme reproductible pour la condition de flexion lors d'un test du genou.

Lors du test en varus-valgus forcé, les différences entre l'extension et la flexion à 25° sont statistiquement significatives pour le valgus ($p=0.025$) et pour la laxité globale médio latérale ($p=0,032$) en accord avec les études précédentes (Shultz 2007b; Shultz 2007c). Si on ajoute à cela que le système de mesure a une variabilité plus faible que la simple évaluation par l'examineur, on en déduit que l'utilisation du système de mesure en condition clinique est un plus indéniable.

Les résultats statistiques montrent aussi une différence significative pour la laxité globale médio latérale ($p=0,013$). Comme on peut le voir sur la Figure 13, la variabilité est plus grande pour l'opérateur que pour le système de mesure objectif. De plus, en moyenne, l'opérateur sous-estime toujours la laxité.

Lors d'un test clinique réel, il est possible de penser qu'une évaluation manuelle par un opérateur, même expérimenté, pourrait donner lieu à une non détection sur des laxités, là où un opérateur assisté d'un système de mesures détecterait des différences. Les études qui ont porté sur les systèmes de mesure objectifs ont démontré une augmentation de la précision ainsi que de la reproductibilité des mesures (Highgenboten 1989; Piriyaarasarth 2008). De par sa variabilité supérieure à celle d'un système de référence (Tableau 1, Tableau 2), un opérateur seul risque de laisser passer de faibles variations qui pourraient avoir leur importance sur le plan clinique. En fait, deux types de comparaisons sont réalisés par l'opérateur lors de l'examen du genou. Soit le clinicien examine le genou supposé pathologique par rapport au genou controlatéral supposé sain, soit il compare un genou après opération par rapport aux données issues de l'examen de ce même genou avant opération. Dans le second cas, il a été prouvé que la détection de laxités résiduelles, même

faibles, pouvait avoir de l'importance (Jonsson 2004). En effet, elles permettent de prévoir le développement d'arthroses du genou opéré.

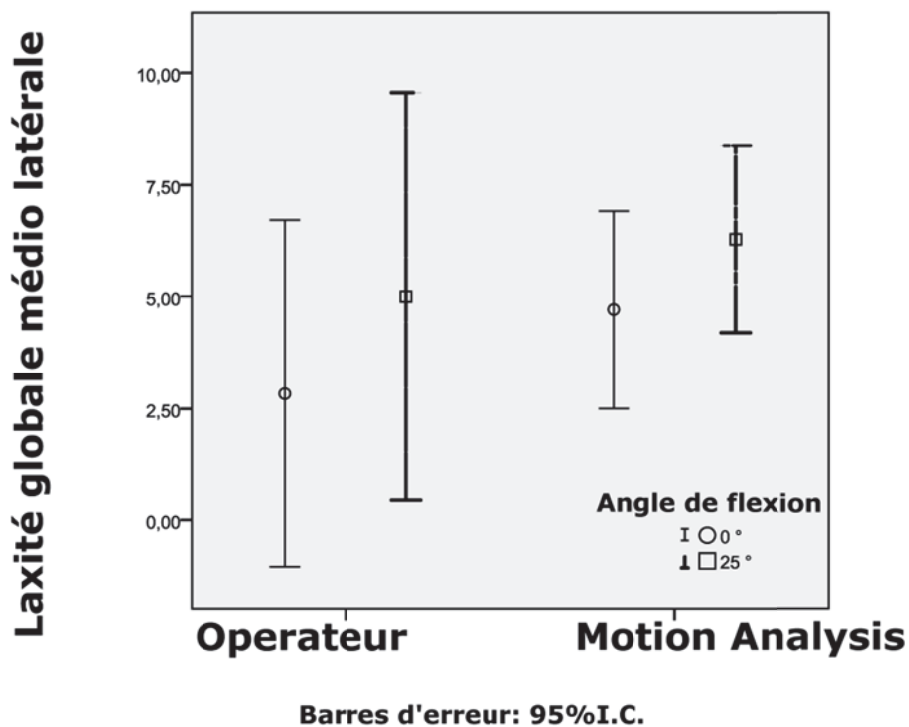


Figure 13: Comparaison des laxités globales médio latérales pour l'opérateur et le Motion Analysis® à 0° et 25° de flexion

Enfin, la sous-estimation systématique des laxités en varus-valgus et de la laxité globale médio latérale par le clinicien serait sans aucun doute corrigée par l'utilisation d'un système de mesure.

Conclusion

Cette étude a permis de confirmer qu'un système de mesure objectif donnait une évaluation plus précise qu'un opérateur seul, même si celui-ci est expérimenté. D'un autre côté, même si l'opérateur est moins précis, lorsqu'il effectue l'examen normal du genou, ses évaluations sont impartiales et, même si ses résultats présentent une variabilité plus grande que ceux obtenus à l'aide d'un système de mesure objectif, ils sont similaires et du même ordre de grandeur que le système de mesure. Le

système de mesure donnera juste l'opportunité à l'opérateur d'être plus pointu dans son évaluation et de détecter plus efficacement les pathologies.

Toutefois, les méthodes précises d'analyse du mouvement en 3D sont contraignantes. Leur précision serait utile lors d'un examen clinique, mais leurs contraintes les rendent impossibles à utiliser au quotidien car elles demandent trop de temps pour la mise en place du protocole, la calibration et l'analyse des données (Favre 2008; Schmitz 2008).

Pour ces raisons, il nous a semblé intéressant de développer un système de mesure précis et utilisable en conditions cliniques. Il faut que ce système soit rapide à mettre en place sans une longue calibration ni un protocole fastidieux d'équipement du patient. Le système doit donner des mesures directement exploitables par le chirurgien, sans besoin d'un traitement fastidieux des données. Il doit être ouvert pour s'adapter à différents types de mesures. En particulier, nous souhaitons pouvoir utiliser un tel système pour des tests actifs et en charge du sujet. Enfin, afin de l'utiliser dans le milieu clinique, nous devons démontrer sa reproductibilité. C'est le sujet de l'étude menée ci-après.

Etude 2 :

Validation d'un système clinique de mesure des rotations actives du genou

Développement du Système.

Nous avons souhaité développer un système simple afin de tester, en conditions cliniques et de manière rapide et reproductible, les laxités en rotation du genou en charge. Le cahier des charges du système de mesure clinique des rotations du genou était le suivant.

- Le système doit être facilement transportable et installable dans une pièce de consultation.
- La mise en place du système doit être rapide.
- La préparation du patient doit être simple et la position approximative des capteurs ne doit pas entraîner d'erreurs.
- La calibration doit être réduite au minimum.
- La vitesse d'acquisition doit permettre de suivre des mouvements lents.
- Les mesures doivent être données en temps réel par le système.
- Toutes les données doivent pouvoir être sauvegardées.

Choix matériel-logiciel

Nous avons étudié les possibilités techniques des différents matériels utilisables. Les systèmes de positionnement magnétiques sont intéressants car ils permettent de suivre les positions relatives de différents solides dans l'espace sans problème de masquage des capteurs comme cela peut arriver pour les systèmes optiques. Toutefois, les systèmes magnétiques nécessitent une liaison filaire entre la source magnétique, les capteurs de position et le système de traitement ce qui rend leur installation compliquée. De plus, la précision des mesures est dépendante des objets environnants pouvant perturber le champ magnétique.

Les systèmes de goniométrie électronique ont aussi été étudiés. Les modèles ayant fait l'objet d'études récentes (Piriyaarasarth 2008) ne mesurent que les mouvements sur deux axes de rotation. De plus, l'installation semble approximative par rapport à la position neutre et le temps d'installation et d'initialisation du matériel semble long. C'est un système fermé et toute la partie du calcul des rotations semble faite par un logiciel fourni. Il faut réaliser une analyse des données à la suite de l'acquisition.

Nous avons finalement décidé d'utiliser le système d'analyse du mouvement par stéréophotogrammétrie Polaris® (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada). Il est souvent utilisé au bloc opératoire au sein d'un système fermé ne permettant que peu de mesures. Mais, il est possible d'utiliser les bibliothèques d'application de bas niveau fournies gratuitement par l'entreprise construisant le Polaris® afin de développer notre propre application. Le système étant calibré en usine, dès la mise en route et le lancement de l'acquisition, il donne en continu la position des capteurs qu'il acquière par rapport à sa propre position. Le pilotage du système se fait au choix par une interface RS-232 ou RS 422.

Afin de développer une application stable pour utiliser le Polaris®, nous avons choisi le logiciel LabView® (National Instruments Corporation, Austin, Texas, USA). C'est un logiciel de programmation graphique permettant de développer facilement la partie Interface Homme Machine (IHM) du

programme tout en permettant de tirer parti des technologies multi-cœur des ordinateurs portables récents. De plus, le développement est facilité par de nombreuses bibliothèques de programmation pour l'acquisition, le traitement des données et leur affichage en temps réel. Les programmes développés sous LabView® sont multiplateformes. Ils peuvent être facilement adaptés pour MacOS, Linux ou Windows.

LabView® permet aussi de faire de la programmation événementielle. C'est une méthode de programmation qui permet de ne pas se limiter à une application qui suit un canevas précis et répétitif. Il est possible de créer une application plus ouverte dans laquelle il est possible de modifier des paramètres tout au long de l'application et de gérer de manière interactive les événements générés par l'opérateur (clic de souris, entrée au clavier...).

En utilisant les capacités multi-cœur et la programmation événementielle, l'acquisition et le traitement basique des données seront réalisés en continu au sein de l'application, pendant qu'une boucle événementielle attendra les événements de l'opérateur tels que la calibration, l'entrée des données de test ou l'enregistrement. Le tout fonctionnant en parallèle.

Phase d'initialisation

Le Polaris® fonctionne en détectant la position de cibles dans l'espace. Chaque cible est composée de trois billes réfléchissantes dont les positions relatives sont connues de manière précise et codées dans des fichiers d'initialisation. Dans notre application, quatre cibles sont définies pour les objets suivants : fémur, tibia, repère de référence droit et repère de référence gauche. Après la mise en route, le logiciel initialise le Polaris® en lui envoyant des fichiers de paramètres pour les cibles qu'il doit suivre ainsi que la fréquence d'acquisition à laquelle il doit fonctionner (20, 30 ou 60 Hz). Cette initialisation ne prend que quelques secondes. A la suite de cela, le Polaris® est mis en mode acquisition par une chaîne de commande. Durant tout le reste du déroulement du programme, le Polaris® envoie une chaîne de données binaires contenant les positions des cibles mémorisées lors de l'initialisation et qui sont visibles par les deux caméras à la fois.

Principe d'installation des cibles et de calibration

Chaque cible a été réalisée suivant des côtes précises sur des pièces de forme rectangulaire et composées d'un support rigide sur la face externe visible par les caméras et d'une mousse dense profilée pour augmenter la congruence de la face interne en contact avec le segment. Chaque cible est fixée au segment à l'aide d'une bande compressive auto adhésive. La mousse étant rugueuse, la cible ne glisse pas sur le membre une fois fixée. Les deux autres cibles servant de repère de référence droit et gauche ont été fixées sur un plexiglas plan vertical.

Au début d'un test, les cibles sont installées sur la partie latérale de la cuisse (pour la cible fémorale) et de la jambe (pour la cible tibiale) comme on peut le voir sur la Figure 9. On place le sujet en position de référence : debout, membre inférieur en extension et pieds écartés de 20 cm. Le sujet regarde un point à l'horizon en face de lui. Une fois que le sujet est dans cette position de référence, le support de repère global de référence est aligné avec les pieds du sujet pour initialiser les repères lors de la position de référence. La cible correspondant au genou étudié est laissée visible pour le système alors que celle correspondant à l'autre genou est masquée. Nous partons du principe qu'une fois le membre inférieur en extension et aligné avec la cible de référence, le tibia et le fémur sont dans leur position neutre en charge. Les rotations résiduelles sont considérées comme physiologiques. Cette méthode simple permet de réaliser une installation rapide.

- Les cibles n'ont pas besoin d'être installées précisément sur des points anatomiques, il suffit de les installer de manière à les solidariser avec les segments corporels auxquels elles se rapportent.
- La position de référence permet de recalibrer les repères techniques sur les repères anatomiques du tibia et du fémur lors de la calibration du test.

Lorsque la position de référence est obtenue, l'opérateur calibre le système par rapport au repère global.

A partir de ce moment-là, le logiciel calcule les rotations du genou dans les trois axes en temps réel à chaque arrivée d'information venant du Polaris®. Tous les mouvements de rotation effectués par le sujet sont exprimés en temps réel par le logiciel à partir de la position de référence, pour laquelle, par hypothèse, les rotations du genou sont nulles.

Utilisation durant un test

Le Polaris® peut être bougé, les cibles peuvent disparaître à cause d'un mouvement puis réapparaître sans conséquence pour la calibration. Les deux situations rendant une nouvelle calibration obligatoire sont : le déplacement d'une cible sur le segment corporel où elle est fixée et un changement de position des pieds du sujet rendant la position de référence obsolète.

Grâce au repère de référence détecté, le système a connaissance du côté testé et il traite les données de rotation effectives en fonction du côté étudié (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) en temps réel pour fournir les angles en flexion ou extension, varus ou valgus et rotation interne ou externe.

Le sujet se met dans la position du test et un enregistrement de la position neutre du test ainsi qu'une remise à zéro des maxima et minima pour les trois rotations est réalisée. Cette position neutre du test peut être différente de la position de référence. Par exemple, si l'on souhaite tester la rotation interne-externe en charge à 30° de flexion, la position de référence étant en extension, on enregistre une position neutre pour 30° de flexion avant le test de rotation.

Le sujet effectue le mouvement demandé par le protocole. Le système affiche en instantané les trois rotations et il mémorise et affiche les maxima et minima des trois rotations. Lors du test, l'opérateur a un œil sur l'écran, mais il vérifie surtout que le sujet suive la consigne du test. Une fois le mouvement terminé, il peut vérifier les extrema mémorisés. L'opérateur peut aussi enregistrer dans un fichier tableur les données d'extrema et de position neutre qu'il a acquises lors du mouvement. Un enregistrement de l'ensemble des données brutes acquises peut aussi être réalisé.

A tout moment durant le test, une nouvelle calibration est possible en se mettant dans la position de référence avec la cible de repère visible.

Introduction de l'étude

L'examen clinique du genou est souvent réalisé en position allongée et de manière passive pour le sujet. L'examineur effectue des tests standardisés tels que le test de Lachman ou le ressaut dynamique (Lubowitz 2008; Malanga 2003). Ces tests, dédiés à l'examen du LCA, explorent quantitativement la laxité sagittale du genou (Lachman) et qualitativement l'exagération de la rotation (pivot shift). Les tests cliniques ont aussi pour but d'évaluer les laxités du genou selon tous les axes de rotation. Nous avons montré, dans l'étude précédente (Testa 2010), que les systèmes de mesure objectifs ont un intérêt indéniable pour les analyses quantitatives des rotations du genou.

A la différence de l'examen clinique, lors d'études réalisées en biomécanique, le genou peut être testé lors de mouvements actifs. Le sujet est alors debout et le genou est en charge. Shultz (Shultz 2007b) a montré des différences sur les rotations interne-externe du genou selon que le membre inférieur était en charge ou non. Lo (Lo 2008), lors d'une étude in-vitro simulant les mouvements du genou a aussi montré l'intérêt de faire des examens sur un genou en charge. Les données d'études, enregistrées la plupart du temps 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. Comme nous l'avons détaillé dans la conclusion de notre étude précédente (Testa 2010), les systèmes d'analyse du mouvement en 3D précis nécessitent une mise en œuvre contraignante. Leur précision serait utile lors d'un examen clinique, mais les contraintes inhérentes à ces systèmes les rendent impossibles à utiliser en routine clinique car ils demandent trop de temps pour la mise en place du protocole, la calibration et l'analyse des données. Dans l'étude de mouvements simples in-vitro, Magit (Magit 2008) a montré dans une étude in-vitro que les marqueurs cutanés étaient presque aussi précis que les marqueurs osseux lors de mesures quasi statiques. Il n'a trouvé aucune différence significative lors d'un test de rotation interne-externe passif

à 30° et à 90°. Il utilisait un ancillaire de support pour le marqueur cutané et il travaillait avec un système de positionnement magnétique mais un système optique est théoriquement aussi précis qu'un système magnétique.

La mesure des rotations du tibia par rapport au fémur prend de plus en plus d'importance dans l'étude des pathologies du genou. Beaucoup de travaux actuels traitent de la restitution de la cinématique rotatoire sur les genoux opérés du LCA. Les études mettent en concurrence les techniques de reconstruction à un faisceau et les techniques reconstituant les deux faisceaux, la reconstruction de rupture complète ou de rupture partielle (Georgoulis 2007; Stergiou 2007; Woo 2002). 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 tibial en polyéthylène, il est important d'étudier dans quelle mesure une prothèse restitue la rotation du genou sain dans les différents plans (Chouteau 2009b; Chouteau 2009c).

C'est dans ce contexte que nous avons développé le système de mesure présenté ci-avant. Le travail qui suit se focalise sur l'étude des rotations interne-externe du tibia par rapport au fémur. Ce sont celles qui posent le plus de problèmes au clinicien. Afin d'évaluer notre 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 rotations interne-externe du tibia.

Matériel et méthodes

Population testée.

L'étude a été réalisée sur une série continue de 11 sujets, 10 hommes et une femme, d'âge moyen 27 ans et 9 mois (min 21 - max 37) et de poids moyen 77 kg (min 54 - max 110). Aucun n'avait d'antécédent pathologique ou traumatique au niveau des 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.

Le but de cette étude était d'évaluer le système de mesure mobile présenté ci-avant et composé d'un Polaris® et du logiciel de mesure en temps réel. Nous avons réglé la fréquence d'acquisition à 30Hz. La précision du suivi des cibles donnée par le constructeur est la suivante : <0,5 mm et <0,5° (Chassat 1998; Lopomo 2009; Martelli 2006).

Protocole de test.

Lors des tests, le système a toujours été piloté par le même opérateur expérimenté maîtrisant l'outil de mesure. Le sujet était debout, les membres inférieurs en sous-vêtement ou bien en short et les pieds nus. Il était équipé des cibles fémorales et tibiales sur les faces latérales des segments du genou étudié. Le sujet équipé effectuait quelques mouvements simples afin de s'assurer de la tenue des cibles sur les segments.

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 (Figure 14).

Une cible de référence était fixée verticalement sur un support (Figure 15a). Ce support était placé de manière à ce que la cible de référence soit parallèle aux lignes repères antéro postérieures sur lesquelles les pieds sont alignés. Cette cible permettait de définir les axes de référence lors de l'initialisation de la mesure.

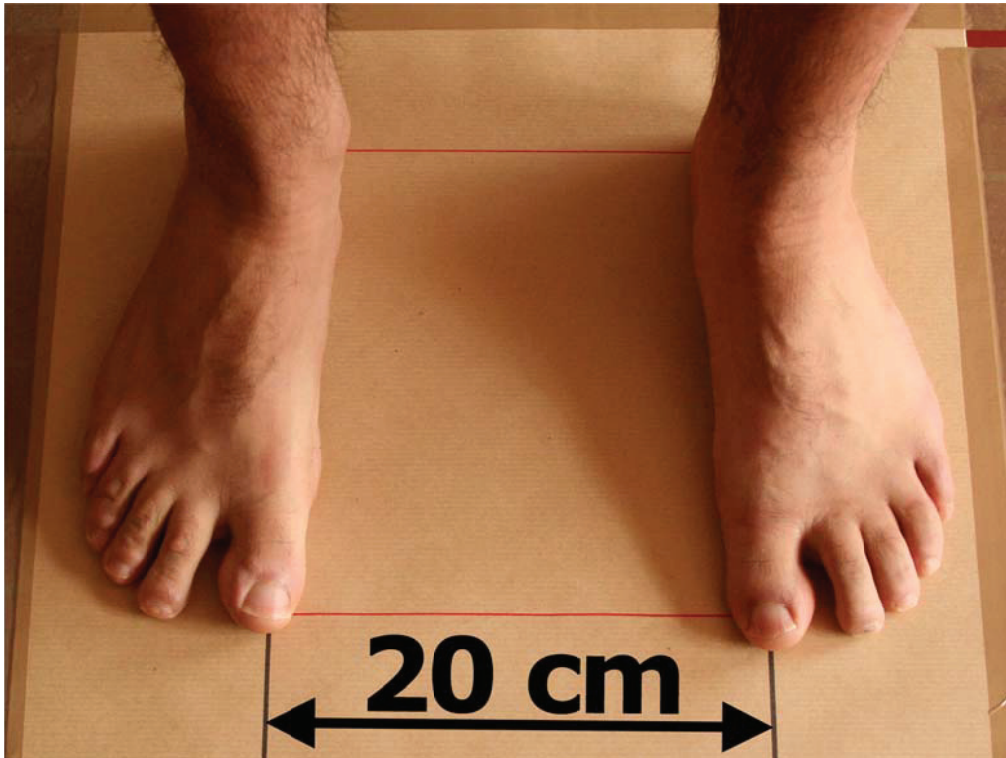


Figure 14: Position des pieds au sol pour le test

Position initiale en extension

Au début du test, le sujet était en position de référence, les pieds sur les lignes repères. Les genoux étaient en extension. Le sujet avait le regard droit, fixant un point à l'horizon en face de lui (Figure 15a). Lorsque le sujet était en position et que toutes les cibles étaient visibles par le système, l'opérateur initialisait 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. De plus, le côté à étudier était repéré grâce à la cible de référence.

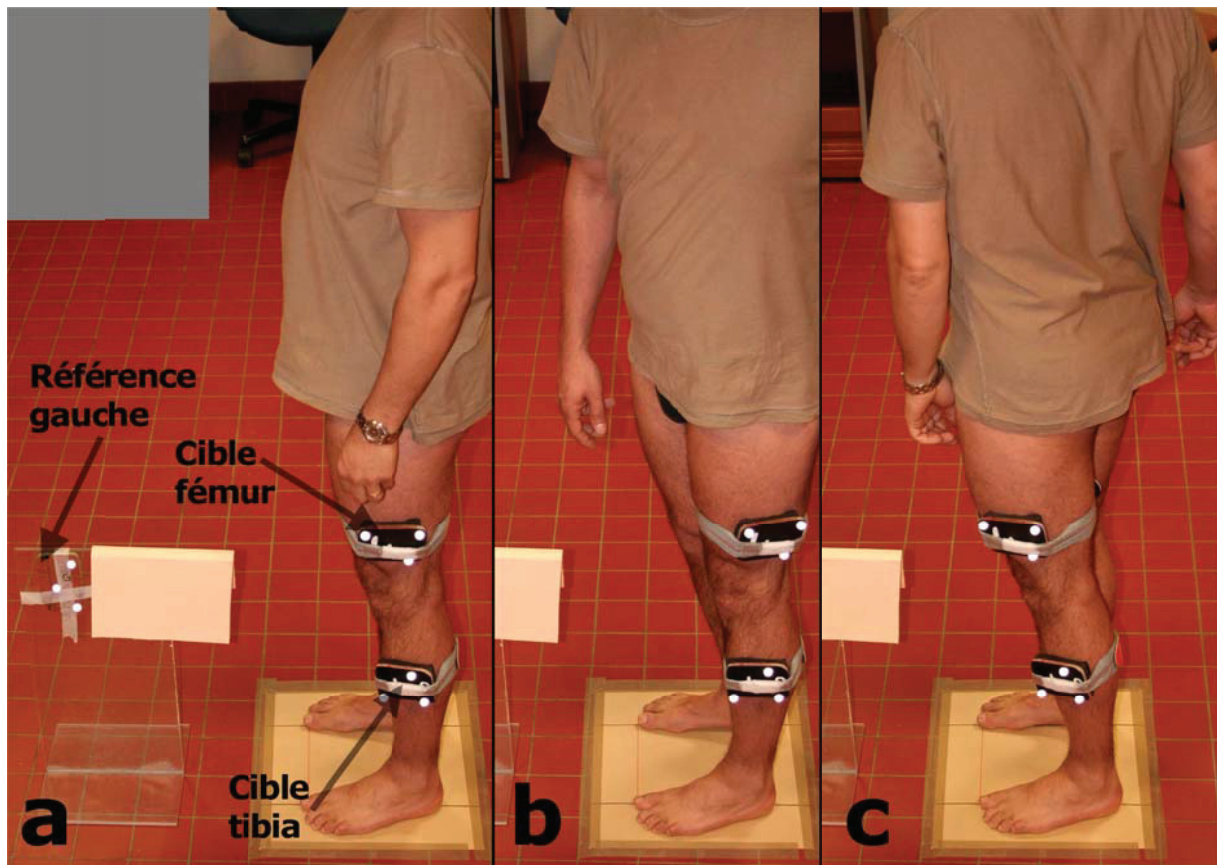


Figure 15: positions lors du test en extension.

a : position initiale, repère vertical sur son support à gauche de l'image.

b : position en rotation 90° gauche des épaules, rotation interne du tibia gauche.

c : position en rotation 90° droite des épaules, rotation externe du tibia gauche.

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 pour atteindre un repère visuel avec le regard droit (Figure 15b) 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° (Figure 15c) et revenait en position neutre. Si le mouvement avait bien été réalisé, la valeur maximale (positive) correspondant à la rotation interne et la valeur minimale (négative) correspondant à la rotation externe étaient enregistrées. Le mouvement complet était répété cinq fois. La durée d'une phase de test était d'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 a été choisi de manière aléatoire.

Test de reproductibilité du système

Afin de mesurer la répétabilité du système et du protocole, chaque sujet a passé le test deux fois à au moins une journée d'intervalle (temps médian entre deux tests 1 jour, mini : 1 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_Extérieure) on calculait une amplitude de rotation globale ($R_{Globale} = R_{Interne} - R_{Extérieure}$). Les cinq 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_Externe et R_Globale à Flexion0 et à Flexion30, ainsi que la valeur R_Neutre pour la Flexion30.

Analyse statistique

Des statistiques descriptives ont été réalisées pour les mesures obtenues lors des deux phases de test (Test1 et Test2). Ce sont les moyennes et les écarts-types sur les 22 genoux des R_Interne, R_Externe, R_Globale (à Flexion0 et à Flexion30) et R_Neutre (à Flexion30)

Lors d'un test de reproductibilité d'un système sur des mesures successives, il est habituel d'utiliser le coefficient de corrélation intra classe (ICC) (Philippot 2009a; Tsai 2008). Dans son livre traitant des outils statistiques pour l'étude du vivant (Vincent 2005), Vincent donne une échelle de valeurs pour l'ICC. Celui-ci est considéré comme très bon s'il est supérieur à 0,80 et bon s'il est supérieur à 0,70. Nous avons testé indépendamment la qualité de l'échelle pour la rotation neutre (R_Neutre) à 30 degrés de flexion, la rotation interne (R_Interne), la rotation externe (R_Externe) et la laxité rotatoire globale (R_Globale) qui est la différence entre R_Interne (positive) et R_Externe (négative). Les tests statistiques ont été effectués pour les deux conditions, Flexion0 et Flexion30.

Dans un second temps, nous avons testé la reproductibilité des mesures entre les deux jambes pour chaque sujet, toujours avec le même outil statistique. Nous avons utilisé les résultats obtenus au test 1 et nous avons comparé la jambe droite de chaque sujet à sa jambe gauche.

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, USA).

Résultats

La durée d'un test complet (les deux membres inférieurs d'un sujet) était environ de 5 minutes (évaluée après coup sur les horodatages de fichiers de données). En comptant le temps d'explication du test et celui d'équipement et de déséquipement du sujet, l'opérateur effectuait la manipulation entière en moins de 10 minutes.

Les valeurs brutes pour les 11 sujets (22 genoux) sont données dans le Tableau 4.

Tableau 4: Résultats bruts pour tous les sujets et toutes les conditions aux deux tests

Sujet	Côté	Extension						Flexion30					
		Test1			Test 2			Test 1			Test 2		
		RI	RE	RI	RE	RI	RE	RO	RI	RE	RO	RI	RE
1	Droit	9.02	-15.29	12.93	-17.25	4.02	7.28	8.19	-15.72	8.19	8.51	-14.30	
	Gauche	10.81	-19.29	10.42	-17.33	6.79	6.82	0.95	-9.97	0.95	6.09	-9.15	
2	Droit	10.40	-13.18	7.50	-12.33	9.93	9.22	9.11	-19.09	9.11	7.28	-18.54	
	Gauche	15.61	-18.52	9.17	-15.82	11.88	8.58	9.84	-21.02	9.84	4.01	-16.29	
3	Droit	5.80	-17.31	6.03	-14.15	0.78	10.95	4.82	-14.51	4.82	10.22	-15.95	
	Gauche	9.50	-16.33	10.73	-17.94	2.18	13.65	2.62	-18.75	2.62	13.23	-20.08	
4	Droit	7.18	-11.05	7.04	-10.19	3.12	8.02	5.35	-9.48	5.35	7.76	-12.10	
	Gauche	7.13	-17.91	6.17	-17.58	5.00	8.84	2.44	-13.23	2.44	7.69	-12.13	
5	Droit	7.21	-16.28	8.40	-17.64	5.33	6.71	7.74	-11.26	7.74	6.10	-18.58	
	Gauche	7.22	-16.99	8.38	-18.07	4.12	7.82	2.08	-16.38	2.08	7.77	-15.40	
6	Droit	8.05	-15.17	4.21	-12.25	1.92	5.16	5.10	-10.97	5.10	6.13	-15.85	
	Gauche	11.48	-13.79	8.27	-16.28	-2.57	9.73	0.67	-13.81	0.67	9.85	-9.18	
7	Droit	5.63	-6.56	3.13	-3.89	6.90	7.12	2.50	-6.90	2.50	3.29	-2.12	
	Gauche	5.07	-7.52	3.88	-6.05	2.64	4.78	4.84	-6.52	4.84	1.72	-4.06	
8	Droit	9.05	-15.36	7.71	-14.81	6.41	6.23	4.92	-5.52	4.92	6.14	-5.62	
	Gauche	9.53	-21.17	9.24	-21.79	7.94	6.23	7.38	-10.40	7.38	6.09	-6.96	
9	Droit	9.96	-13.43	9.61	-11.50	3.93	11.06	4.56	-8.90	4.56	8.54	-11.61	
	Gauche	10.59	-16.54	9.12	-12.68	10.88	9.19	9.93	-19.69	9.93	10.64	-12.59	
10	Droit	8.92	-7.87	6.41	-6.05	0.91	6.24	5.24	-6.51	5.24	3.87	-3.79	
	Gauche	9.94	-10.49	8.93	-7.07	6.89	4.16	5.49	-3.68	5.49	4.85	-4.60	
11	Droit	9.17	-14.51	9.43	-11.73	1.69	4.53	-0.03	-3.84	-0.03	4.15	-2.40	
	Gauche	7.35	-11.67	7.35	-12.50	4.26	2.92	0.80	-3.70	0.80	3.53	-5.76	

Les valeurs moyennées sur les 22 genoux ainsi que les écarts types sont donnés dans le Tableau 5 (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 deuxième test. Les valeurs étaient positives et révélaient donc une rotation interne du tibia lors de la flexion. Les rotations internes et externes moyennes étaient réduites en flexion par rapport à l'extension lors des deux tests.

Les coefficients de corrélation intra classe entre le Test1 et le Test2 sont donnés en dernière colonne du Tableau 5. La rotation interne en extension (0,73) ainsi que la rotation neutre à 30° de flexion (0,75) étaient les deux seules valeurs en dessous de 0,90.

Tableau 5: Valeurs de rotation interne externe et globale moyennées sur tous les genoux pour les deux tests et coefficients de corrélation intra classe (ICC) entre test 1 et test 2

		TEST 1		TEST 2		ICC Test1/Test2
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart 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

Pour les mesures entre genou droit et genou gauche, les résultats sont donnés dans le Tableau 6. On retrouve une rotation neutre moyenne positive en Flexion30 pour la droite comme pour la gauche. Les valeurs de rotations interne et externe sont aussi plus faibles en flexion qu'en extension. Les coefficients de corrélation intra classe sont entre 0,74 et 0,86.

Tableau 6: Valeurs de rotation interne, externe et globale moyennés sur tous les genoux pour le test 1 en détaillant droite et gauche. ICC entre droite et gauche

		DROITE		GAUCHE		ICC Droite/gauche
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart 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

Discussion

Les rotations interne-externe du genou sont souvent étudiées de manière passive au moyen d'un matériel lourd (Musahl 2007; Park 2008; Tsai 2008). Nous pensons qu'il est important de pouvoir tester le membre inférieur en condition réelle. C'est-à-dire lors de tests en charge et pour des mouvements actifs représentant le quotidien du patient.

Nos résultats en extension sont en accord avec l'étude de Musahl (Musahl 2007) effectuée in-vitro par un examinateur. Par contre, nous retrouvons des rotations réduites en flexion30, aussi bien en interne qu'en externe contrairement à ces mêmes études. Cela s'explique par le protocole de test qui est en charge et actif dans notre cas ; le poids du corps sur le genou entre alors en compte dans la stabilisation (Hsieh 1976). Les ménisques agissent comme moyens d'union du fait de leur forme en réduisant les laxités (Masouros 2008; Renstrom 1990; Vedi 1999). Les muscles sont actifs lors du test, ils participent eux aussi à la coaptation du genou (Welsh 1980).

Les coefficients de corrélation intra classe entre le Test1 et le Test2 sont bons pour un test actif (Tableau 5 dernière colonne). Nous sommes presque toujours au-dessus de 0,90 ce qui révèle une

bonne qualité de répétabilité du protocole et du système (Vincent 2005). Il sera possible d'augmenter la qualité des mesures en rotation interne en extension. En effet, lors de la rotation interne du tibia, après analyse des données brutes, nous avons détecté des flexions chez certaines personnes et de manière non systématique.

Ce type de test actif est rapide et pourra être effectué sur des personnes à plusieurs stades du traitement : avant la chirurgie, après la rééducation et enfin à 2 ans post opératoire. Les données du sujet pourront être comparées 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 (Tableau 6 dernière colonne). Ils sont toutefois inférieurs aux résultats sur la répétitivité Test1/Test2. 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'humain, en l'absence d'autres données, l'étude du membre controlatéral sain donne une bonne indication pour un membre pathologique (Miura ; Shultz 2007a). Cela permettra de commencer à 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 (Musahl 2007) 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 levé d'une chaise. Il sera donc important de tester la reproductibilité des mesures pour les autres tests que nous pourrions développer.

Conclusion

Le système évalué dans le présent article 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 alors 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 permettant de détecter les pathologies à partir de tests simples de flexion-extension et de rotations interne-externe. A partir d'un test préopératoire et d'un autre test post-opératoire et post-rééducation, ce dispositif permettra de quantifier en milieu clinique le gain objectif obtenu lors d'une chirurgie ligamentaire ou lors d'une arthroplastie.

Application clinique

Rappels sur la proprioception

Lattanzio, dans un article de revue (Lattanzio 1998b), présente les différents sites entrant en jeu dans la proprioception du genou. Il répertorie entre autre les muscles du genou et les ligaments croisés du genou (Lattanzio 1998a; Lattanzio 1998b). Lattanzio présente aussi les tests de proprioception du genou et les sépare en deux groupes. Les tests de détection de légers mouvements passifs de l'articulation par le sujet testé et les tests de reproduction d'une position de flexion demandée. Pour les tests de reproduction de la flexion, il est possible d'effectuer des mesures avec le membre inférieur en charge ou bien avec le membre inférieur libre soit en suspension soit avec le sujet allongé latéralement. Enfin, il est important de noter que la proprioception des articulations est influencée par la fatigue (Lattanzio 1998b; Sterner 1998).

Lorsqu'un genou est opéré, sa proprioception peut être altérée (Lephart 1998). Cette altération évolue avec le temps mais peut persister longtemps, même après plus de 6 mois (Zhou 2008). Il est donc intéressant de tester le genou opéré longtemps après l'opération.

Introduction

Le système que nous avons développé durant ces travaux a été évalué lors de la seconde étude en cours de publication (acceptée pour publication dans *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*). Le but de cet outil est d'être utilisé lors de la consultation dans le domaine clinique. Ce système a donc été employé lors d'une revue de patients opérés du LCA par le professeur Moyen dans le cadre de la thèse de médecine du Dr Viste. Des tests de rotation et des tests de proprioception devaient être effectués.

Le protocole de revue qui a été décidé par le chirurgien comprenait un examen du genou, un questionnaire de qualité de vie et une série de tests biomécaniques et proprioceptifs. Il a été décidé de réaliser les deux types de test avec le système de mesure que nous avons développé pour l'étude précédente. En effet, ce système est assez ouvert pour pouvoir s'adapter à un test de proprioception clinique.

Matériel et méthode

Population testée

L'étude a porté sur une série de 16 personnes opérées pour une rupture partielle du LCA. Il s'agissait d'une rupture isolée du faisceau antéro médial. Tous les sujets ont subi une chirurgie reconstructrice du LCA sur le faisceau était rompu. Sur les 16 personnes revues, seules 15 ont été incluses dans notre étude car elles avaient toutes l'autre genou sain. La 16^{ème} personne avait été opérée précédemment de l'autre genou pour un LCA rompu.

Protocoles de mesure

Rotations en charge

Le matériel utilisé était le système de mesure clinique et son logiciel présentés dans l'étude 2. Le protocole de test des rotations internes et externes du genou en charge était le même que celui qui a été évalué lors de l'étude 2. Il était effectué en bilatéral car l'hypothèse était que l'opération de reconstruction d'une rupture partielle du LCA redonnait sa cinématique d'origine au genou opéré. Nous souhaitons comparer la population des genoux sains à la population des genoux opérés sur les critères de rotation interne, externe, et de rotation globale médio latérale.

Proprioception

Le protocole de test développé pour l'étude de la proprioception était réalisé en bilatéral pour les mêmes raisons. Le sujet était équipé des cibles tibiale et fémorale. Il était assis sur le bord d'une

table. Le clinicien positionnait le membre inférieur en extension à l'horizontale en tenant l'arrière du talon avec une main. Le support repère était aligné avec le membre inférieur pour réaliser l'initialisation à la position de référence en extension.

Ensuite, le clinicien fléchissait la jambe du patient à 30° en contrôlant la flexion en temps réel sur l'écran de l'ordinateur du système. Il vérifiait que le sujet avait les yeux fermés pour ne pas avoir de repère visuel, il contrôlait aussi que le quadriceps soit relâché. Une fois la position mémorisée par le patient, la jambe était tendue à nouveau par le clinicien.

Deux tests étaient effectués à chaque angle de flexion. Un test actif était réalisé par le patient. Il fléchissait seul son genou à l'angle précédemment mémorisé. Lorsque le patient avait atteint la flexion qu'il pensait être la bonne, l'angle était enregistré par le logiciel.

Ensuite, après un retour en extension et une nouvelle flexion de la part du clinicien pour redonner l'angle de 30° au patient, un test passif était réalisé par le clinicien. Le patient laissait son membre inférieur relâché pendant que le clinicien le fléchissait à une vitesse comprise entre 5° et 10° par seconde. Lorsque l'angle semblait bon au patient, il le signalait au clinicien qui stoppait son mouvement. L'angle était enregistré par le logiciel.

Ce test était réalisé à trois flexions différentes : 30°, 60° et 90°. Nous avons donc un test sous deux conditions (passif et actif) pour deux états de genou (opéré et sain) à trois angles de flexion (30°, 60° et 90°)

Analyses statistiques.

Nous avons réalisé une analyse statistique descriptive pour les moyennes et les écarts types sur le test de rotation en charge. Ensuite, nous avons réalisé une ANOVA multiple à mesures répétées sur les trois variables : rotation interne, rotation externe et rotation globale médio-latérale avec les deux facteurs fixes suivants :

- **Etat du genou**, qui peut prendre deux valeurs, Opéré ou Sain.
- **Angle de test**, qui peut prendre deux valeurs, extension ou flexion à 30

Pour le test de proprioception, nous avons aussi réalisé une analyse statistique descriptive pour les moyennes et les écarts types ainsi qu'une ANOVA à mesures répétées, sur la variable de **différentiel de flexion**, qui était la différence entre la flexion réalisée et la flexion demandée (différentiel positif si le sujet a fléchi plus que demandé et négatif si le sujet a fléchi moins que demandé). Les trois facteurs fixes de l'ANOVA étaient :

- **Etat du genou**, qui peut prendre deux valeurs, Pathologique ou Sain.
- **Condition de test**, qui peut prendre deux valeurs, active ou passive
- **Angle de test**, qui peut prendre trois valeurs, flexion à 30°, à 60° ou à 90°.

Résultats

Le tableau des moyennes et des écarts types pour le test de rotation en charge (Tableau 7) montre des valeurs très proches entre les genoux opérés et les genoux sains. L'ANOVA multiple ne montre d'ailleurs aucune différence significative (Tableau 8).

Tableau 7: Valeurs de rotation moyenne interne externe et globale pour les genoux pathologiques et sains lors du test en charge

		Pathologique		Sain	
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Flexion0°	R Interne	10,00	3,96	9,43	3,42
	R Externe	-13,66	3,92	-13,01	4,67
	R Globale	23,66	6,47	22,47	6,46
Flexion30°	R Interne	9,50	2,56	8,63	2,80
	R Externe	-14,01	4,77	-14,35	5,41
	R Globale	23,51	6,47	22,99	7,49

Tableau 8: Résultats de l'ANOVA multiple sur le test de rotation en charge. Aucune valeur significative

Facteur	Test Multivarié	Test Univarié		
		R. Int	R. Ext	R. Global
Etat	0,350	0,146	0,862	0,438
Angle	0,507	0,363	0,407	0,870
Etat * Angle	0,504	0,681	0,311	0,589

Les tableaux suivants présentent les données de différentiel de flexion et d'écart type pour les flexions cibles de 30° (Tableau 9), de 60° (Tableau 10) et de 90° (Tableau 11). Ces tableaux montrent qu'il y a peu de différence entre les données des genoux opérés et des genoux sains. Mais on note que les différentiels actifs sont en moyenne positifs et les différentiels passifs sont en moyenne négatifs.

Tableau 9: Différentiel de flexion moyen pour la flexion cible de 30°

Etat	Actif		Passif	
	Opéré	Sain	Opéré	Sain
Différentiel de Flexion	3,35	3,40	-2,38	-2,51
Ecart type	5,68	5,23	3,22	3,61

Tableau 10: Différentiel de flexion moyen pour la flexion cible de 60°

Etat	Actif		Passif	
	Opéré	Sain	Opéré	Sain
Diff Flexion	8,06	8,12	-3,30	-2,51
Ec.Type	6,79	9,07	3,64	4,35

Tableau 11: Différentiel de flexion moyen pour la flexion cible de 90°

Etat	Actif		Passif	
	Opéré	Sain	Opéré	Sain
Diff Flexion	4,12	5,59	-3,90	-2,86
Ec.Type	5,36	5,68	3,59	3,67

Les résultats de l'ANOVA à mesures répétées sont fournis dans le Tableau 12. Aucune différence n'a été montrée pour l'état du genou. Par contre, les deux autres facteurs étaient statistiquement différents. Pour la condition de test, actif ou passif, nous avons **p=0,000**. Pour l'angle de test, nous avons **p=0,008**. Pour le facteur combiné de (condition * angle de test) nous avons aussi une différence statistiquement significative avec **p=0,021**.

Tableau 12: Résultats de l'ANOVA sur le test de proprioception.

Facteur	Tests(significatif si p <0,05)
Etat	0,458
Condition	0,000
Angle	0,008
Etat * Condition	0,955
Etat * Angle	0,708
Condition*Angle	0,021
Etat * Condition * Angle	0,942

Discussion

Les résultats présentés ne trouvent aucune différence significative pour le test de rotation et pour le test de proprioception lorsqu'il s'agit d'étudier les genoux opérés par rapport aux genoux sains. Sans même regarder les résultats des ANOVA, les statistiques descriptives sont très proches entre les états opéré et sain.

Pour la rotation, les résultats non significatifs confirment ce qui est présenté dans d'autres études. L'opération du LCA (partielle ou non) restitue une cinématique qui tend à s'approcher de la normale (Bulgheroni 1997). Pour Stergiou (Stergiou 2007), la cinématique après reconstruction du LCA est non seulement restituée en flexion-extension, mais elle est aussi restituée dans les autres plans lors d'activités du quotidien. Zaffagnini (Zaffagnini 2008), lors d'une étude per opératoire, montre que dans la reconstruction du LCA à plusieurs faisceaux, l'orientation du tunnel est importante pour la restitution de la cinématique du genou. Toutefois, l'étude de Misonoo (Misonoo

E-Pub 2011) montre des cinématiques différentes pour le genou après opération par rapport au genou sain. Mais dans ce cas, le mouvement effectué pour le test est une réception de saut monopodale avec un déplacement latéral qui sollicite énormément l'articulation. Les résultats des différentes études sur la question semblent différer aussi selon le type de groupe de comparaison utilisé, groupe de contrôle séparé ou bien genou controlatéral (Webster E-Pub 2010).

Les résultats sur la proprioception ne sont pas significatifs pour la comparaison entre genou sain et genou opéré. Par contre, les résultats sont significatifs pour la méthode de mesure passive versus active ($p=0,000$), pour l'angle de mesure cible ($p=0,008$) ainsi que pour l'effet combiné de la méthode de mesure et de l'angle ($p=0,021$). Nous pouvons voir (Figure 16) que le différentiel de flexion par rapport à la flexion demandée est en moyenne toujours positif pour la flexion active et négatif pour la flexion passive. Nous montrons là que la flexion active est souvent supérieure à la flexion cible demandée (car le différentiel est positif) et la flexion passive est inférieure à la flexion cible demandée. De plus, sur la Figure 16, on voit aussi que le différentiel en valeur absolue est toujours supérieur pour la flexion active que pour la flexion passive. Si on ajoute à cela que les données issues des tableaux 10 à 12 montrent des écarts types toujours supérieurs en test actif qu'en test passif, nous pouvons en déduire que les tests passifs sont plus discriminants que les tests actifs lors de l'étude de la proprioception. Toujours sur la figure 16, nous pouvons voir l'influence de l'angle sur le différentiel de flexion et la différence de pattern des courbes « actif » et « passif ».

Toutefois, nous ne devons pas omettre le biais possible au niveau des capteurs du fémur lors des tests actifs. En effet, il y a une contraction du quadriceps lors du test actif qui peut entraîner des mouvements parasites. Ce type de mouvement parasite a été remarqué pour des rotations interne-externe lors de pré-tests. En effet, nous avons constaté que lors de contractions forcées statiques du quadriceps lorsque le sujet était dans la même position assise que pour les tests de proprioception, la valeur mesurée de rotation interne-externe variait légèrement. Cependant, nous n'avons rien remarqué sur les valeurs de flexion.

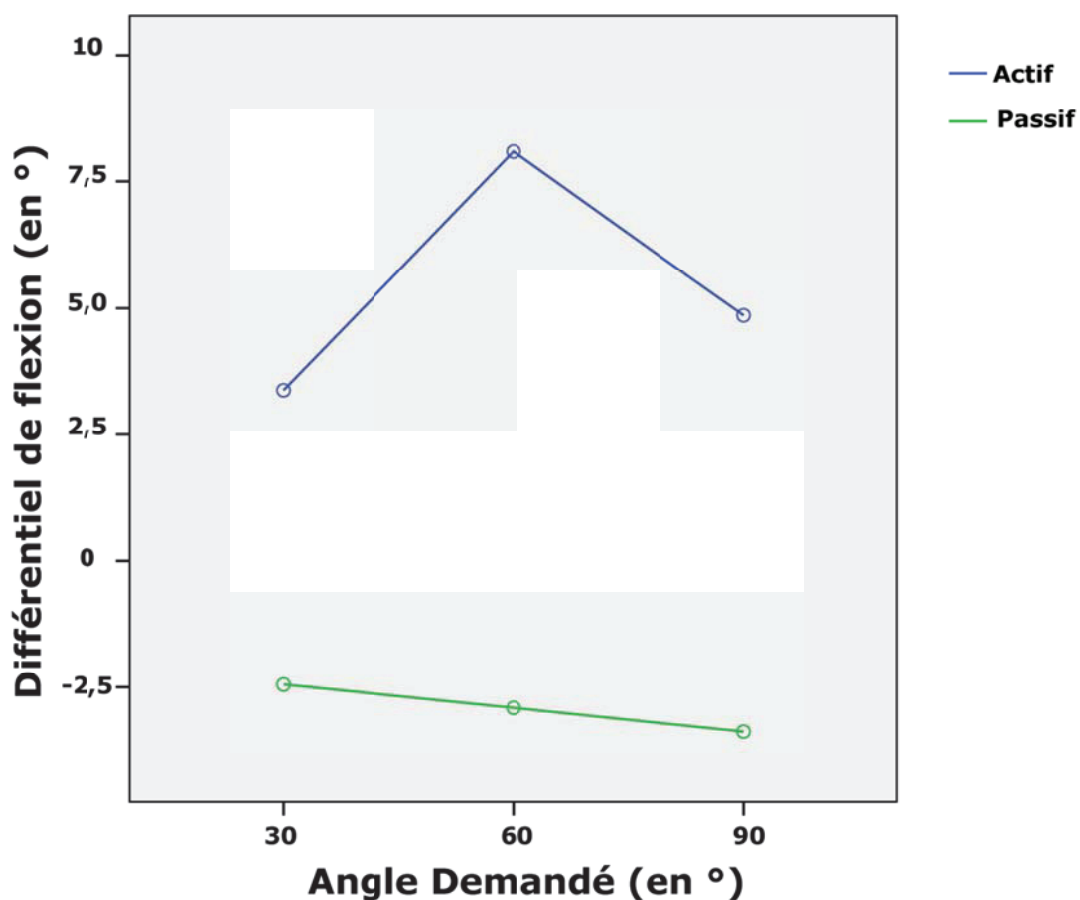


Figure 16: Différentiel de flexion en fonction de l'angle demandé

Conclusion

Les résultats de ces tests cliniques montrent une absence de différence entre les genoux opérés d'une rupture partielle du LCA et les genoux sains. Cela montre que l'opération remplit bien le rôle de reconstruction qui lui est demandé. Ces données devront être intégrées aux autres éléments de l'étude réalisée par le docteur Viste. Il sera ainsi possible de pondérer les résultats des tests objectifs avec le questionnaire de qualité de vie et l'examen clinique des genoux.

De plus, les résultats sur les tests de proprioception laissent présager que la méthode de mesure (actif ou passif) a une importance sur les résultats. Il serait intéressant de réaliser sur sujets sains des

tests de proprioception complets permettant de comparer la variabilité des mesures entre tests actifs et tests passifs, tests en charge et tests libres.

Conclusion générale

Lors de ce travail de thèse, nous avons pu nous rendre compte de la complexité de l'articulation du genou. Cette articulation est l'une des plus sollicitée du corps humain. De nombreuses pathologies peuvent dégrader son fonctionnement. Ces pathologies peuvent être présentes à chaque niveau, méniscal, cartilagineux, ligamentaire, osseux. Elles peuvent être dues à des malformations, des traumatismes ou même des usures du corps avec le temps.

Quoiqu'il en soit, il est très important d'étudier les mouvements du genou sain et ceux du genou pathologique afin de pouvoir détecter les signes de différentes pathologies. La biomécanique humaine présente de multiples difficultés par rapport à la mécanique classique. Il est impossible de créer un défaut afin de l'étudier sur le vivant. Les études sont donc réalisées in-vitro pour recréer ces conditions pathologiques quand cela est possible. Sinon, elles sont faites sur des sujets sains ou des sujets pathologiques mais dans ce cas-là, les études doivent être le plus faiblement invasives possible.

Nous avons pu démontrer lors de notre première étude que la mesure objective des mobilités secondaires du genou pouvait compléter efficacement l'évaluation du chirurgien. Cet apport augmente la précision et permet d'affiner le diagnostic. Mais le problème de ce type de mesure est le temps consommé pour une simple mesure de laxité avec un outil caractéristique de la biomécanique moderne. Cet outil est puissant mais difficile à mettre en œuvre dans le domaine clinique.

C'est pourquoi, après avoir étudié les différents outils cliniques existants, nous avons décidé de créer un outil adapté aux besoins de l'évaluation clinique. Dans notre seconde étude, nous avons évalué cet outil via un test clinique actif des rotations du genou. Nous avons créé un système simple, rapide à utiliser et donnant des résultats en temps réel pendant l'examen.

Lors de l'application clinique qui a suivi, nous avons remarqué que l'outil donnait entière satisfaction pour les tests de rotation en charge. Pour les tests de proprioception, nous avons mis en évidence l'importance du protocole. Il sera intéressant d'étudier plus en avant cet aspect des tests cliniques dans de futures études sur sujets sains afin de mettre en place un protocole standard d'étude de la proprioception.

Avec quelques modifications basiques du logiciel, il sera possible, à partir de plusieurs mesures successives d'un même mouvement test, d'afficher directement les moyennes et les écarts types des tests successifs qui nous ont servi de base pour nos études. Nous pensons aussi que ce système pourra être adapté à d'autres articulations. Il faudra intégrer au logiciel un mode de paramétrage des séquences de rotation. Actuellement, le système fonctionne pour le genou avec une séquence ZXY. En modifiant le logiciel de manière à pouvoir paramétrer la séquence de rotation et le tableau de correction, il sera possible de traiter quasiment toutes les configurations articulaires afin de réaliser des études mono articulaires.

Avec une modification plus importante prenant en compte un capteur de plus, le système pourrait aussi être utilisable pour des études bi articulaires, mais nous devons étudier l'utilité de cette dernière possibilité en gardant à l'esprit que cet outil doit être utilisé en milieu clinique. Cet outil n'est pas destiné à l'étude biomécanique en recherche, où il existe déjà de nombreux systèmes plus aboutis et plus puissants que le nôtre.

Quoiqu'il en soit, cet outil est déjà opérationnel lors de l'étude statique du genou sain, en charge ou non. Il permet de mesurer rapidement et assez précisément les flexions, rotations internes-externes et les varus-valgus. Il est donc possible de mener des recherches cliniques afin d'explorer plus loin les laxités rotatoires entraînées par les pathologies ligamentaires du genou. Il est aussi possible de mesurer les rotations résiduelles suite à des reconstructions du LCA à un seul faisceau (type K Jones) et de les comparer aux rotations résiduelles suites à des reconstructions à double faisceau (type DIDT). Enfin, nous pourrions poursuivre les travaux initiés dans le service sur l'étude

des rotations réelles des différents modèles de prothèses du genou à plateau fixe versus plateau rotatoire versus plateau rotatoire et déplacement antéro-postérieurs. De nombreuses choses restent à étudier car le genou est une articulation très complexe.

Table des illustrations

<i>Figure 1: Genou droit, vue de face. Axes de référence des segments osseux selon Grood et Suntay</i>	<i>7</i>
<i>Figure 2: Partie distale du fémur droit. a : face. b : arrière. c : dessous avec représentation des axes condyliens</i>	<i>11</i>
<i>Figure 3: Partie proximale du Tibia Droit. a: face. b: dessus</i>	<i>12</i>
<i>Figure 4: Patella droite. a: face. b: profil. c: postérieure. d: dessus</i>	<i>13</i>
<i>Figure 5: Tibia droit, vue de dessus. Ménisques, vue de dessus</i>	<i>14</i>
<i>Figure 6: Genou droit en flexion à 90°, vue de face. Les ligaments collatéraux et les ligaments croisés</i>	<i>17</i>
<i>Figure 7: Genou droit en flexion, vue de face. Tendons de la patella</i>	<i>21</i>
<i>Figure 8: Motion Analysis Sytem®. Configuration de descente d'escaliers. Couplage avec plateforme de force et semelles de pression</i>	<i>25</i>
<i>Figure 9: Système Polaris avec cibles installées sur un sujet et repère global</i>	<i>26</i>
<i>Figure 10: Membre inférieur en place pour le test</i>	<i>34</i>
<i>Figure 11: Schéma du dispositif expérimental. a: vue de face. b: vue de profil par l'extérieur. Les flèches avec initiales en minuscule représentent les axes des repères liés aux os, les cercles rouges avec initiales en majuscules représentent les cibles fixées</i>	<i>35</i>
<i>Figure 12: Exportation des données depuis le fichier HTR</i>	<i>39</i>
<i>Figure 13: Comparaison des laxités globales médio latérales pour l'opérateur et le Motion Analysis® à 0° et 25° de flexion</i>	<i>44</i>
<i>Figure 14: Position des pieds au sol pour le test</i>	<i>54</i>
<i>Figure 15: positions lors du test en extension. a: position initiale, repère vertical sur son support à gauche de l'image. b : position en rotation 90° gauche des épaules, rotation interne du tibia gauche. c : position en rotation 90° droite des épaules, rotation externe du tibia gauche.</i>	<i>55</i>
<i>Figure 16: Différentiel de flexion en fonction de l'angle demandé</i>	<i>71</i>

Table des tableaux

Tableau 1: Rotation effective en fonction du côté étudié et du signe de l'angle.	Erreur ! Signet non défini.
Tableau 2 : Statistiques descriptives pour l'extension. Les moyennes et les dispersions sont calculées avec une valeur pour chacun des 6 genoux.....	41
Tableau 3 : Statistiques descriptives pour la flexion à 25°. Les moyennes et les dispersions sont calculées avec une valeur pour chacun des 6 genoux.....	42
Tableau 4 : Résultats de l'ANOVA multiple. Valeurs significatives en gras souligné.....	42
Tableau 5: Résultats bruts pour tous les sujets et toutes les conditions aux deux tests	59
Tableau 6: Valeurs de rotation interne externe et globale moyennées sur tous les genoux pour les deux tests et coefficients de corrélation intra classe (ICC) entre test 1 et test 2	60
Tableau 7: Valeurs de rotation interne, externe et globale moyennés sur tous les genoux pour le test 1 en détaillant droite et gauche. ICC entre droite et gauche	61
Tableau 8: Valeurs de rotation moyenne interne externe et globale pour les genoux pathologiques et sains lors du test en charge.....	67
Tableau 9: Résultats de l'ANOVA multiple sur le test de rotation en charge. Aucune valeur significative	68
Tableau 10: Différentiel de flexion moyen pour la flexion cible de 30°	68
Tableau 11: Différentiel de flexion moyen pour la flexion cible de 60°	68
Tableau 12: Différentiel de flexion moyen pour la flexion cible de 90°	68
Tableau 13: Résultats de l'ANOVA sur le test de proprioception.	69

Références

- Amis, A. A., Cuomo, P., Rama, R. B. S., Giron, F., Bull, A. M. J., Thomas, R. and Aglietti, P. (2008). "Measurement of Knee Laxity and Pivot-Shift Kinematics With Magnetic Sensors." *Operative Techniques in Orthopaedics* 18(3): 196-203.
- Anderson, A. F. and Lipscomb, A. B. (1989). "Preoperative instrumented testing of anterior and posterior knee laxity." *Am J Sports Med* 17(3): 387-92.
- Balasz, H., Schiller, M., Friebel, H. and Hoffmann, F. (1999). "Evaluation of anterior knee joint instability with the Rolimeter. A test in comparison with manual assessment and measuring with the KT-1000 arthrometer." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7(4): 204-8.
- Beaupied, H., Lespessailles, E. and Benhamou, C.-L. (2007). "Analyse des propriétés biomécaniques de l'os à l'échelle macroscopique." *Revue du Rhumatisme* 74(5): 447-454.
- Benoit, D., Ramsey, D., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P. and Renström, P. (2006). "Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo." *Gait Posture* 24(2): 152-64.
- BIPM (2006). Le système international d'unités. B. i. d. p. e. mesures. Sèvres, Bureau international des poids et mesures.
- Blaimont, P. (1968). "[Biomechanical study of the human femur. Mechanical study of normal and prosthetic femur. Verification of Wolff's laws. Role of haversian modifications in adaptation of the bone to mechanical stress]." *Acta Orthop Belg* 34(5): 665-844.
- Bonnefoy, A., Pradon, D. and Chèze, L. (2005). "Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions." *ITBM-RBM News* 26(6): 24-32.
- Boyer, P., Djian, P., Christel, P., Paoletti, X. and Degeorges, R. (2004). "[Reliability of the KT-1000 arthrometer (Medmetric) for measuring anterior knee laxity: comparison with Telos in 147 knees]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 90(8): 757-64.
- Broom, N. D. (1986). "The collagenous architecture of articular cartilage--a synthesis of ultrastructure and mechanical function." *J Rheumatol* 13(1): 142-52.
- Buff, H.-U., Jones, L. C. and Hungerford, D. S. (1988). "Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint." *Journal of Biomechanics* 21(1): 17-23.
- Bulgheroni, P., Bulgheroni, M. V., Andriani, L., Guffanti, P. and Giughello, A. (1997). "Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(1): 14-21.
- Bull, A. M., Andersen, H. N., Basso, O., Targett, J. and Amis, A. A. (1999). "Incidence and mechanism of the pivot shift. An in vitro study." *Clin Orthop Relat Res*(363): 219-31.
- Bull, A. M., Earnshaw, P. H., Smith, A., Katchburian, M. V., Hassan, A. N. and Amis, A. A. (2002). "Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament." *J Bone Joint Surg Br* 84(7): 1075-81.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A. and Chiari, L. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 1: theoretical background." *Gait & Posture* 21(2): 186-196.
- Chassat, F. and Lavallée, S. (1998). "Experimental protocol of accuracy evaluation of 6-D localizers for computer-integrated surgery: Application to four optical localizers." *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI'98*: 277-284.
- Cheze, L., Fregly, B. J. and Dimnet, J. (1995). "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data." *J Biomech* 28(7): 879-84.
- Chhabra, A. M. D., Elliott, C. C. M. D. and Miller, M. D. M. D. (2001). "Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. [Article]." *Sports Medicine & Arthroscopy Review* July/August/September 9(3): 166-177.

- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A. and Cappozzo, A. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 2: Instrumental errors." *Gait & Posture* 21(2): 197-211.
- Chouteau, J., Lerat, J. L., Testa, R., Moyen, B., Fessy, M. H. and Banks, S. A. (2009a). "Cinématique d'un plateau mobile en translation et en rotation dans une prothèse totale de genou à conservation du ligament croisé postérieur. Étude d'une série de 51 cas." *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 95(4): 313-318.
- Chouteau, J., Lerat, J. L., Testa, R., Moyen, B., Fessy, M. H. and Banks, S. A. (2009b). "Kinematics of a cementless mobile bearing posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty." *The Knee* 16(3): 223-227.
- Chouteau, J., Lerat, J. L., Testa, R., Moyen, B., Fessy, M. H. and Banks, S. A. (2009c). "Mobile-bearing insert translational and rotational kinematics in a PCL-retaining total knee arthroplasty." *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 95(4): 254-259.
- Comtet, J. J., Rozier, T., Vassal, R., Arene, J. M. and Fischer, L. (1967). "[Experimental studies on the resistance of the diaphysis of long bones in man]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 53(1): 3-21.
- Daniel, D. M., Stone, M. L., Sachs, R. and Malcom, L. (1985). "Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption." *Am J Sports Med* 13(6): 401-7.
- Dennis, D. A., Mahfouz, M. R., Komistek, R. D. and Hoff, W. (2005). "In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics." *J Biomech* 38(2): 241-53.
- Duprey, S., Cheze, L. and Dumas, R. (2010). "Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization." *J Biomech* 43(14): 2858-62.
- Dvir, Z. and Prushansky, T. (2000). "Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15(9): 658-64.
- Favre, J., Jolles, B. M., Aissaoui, R. and Aminian, K. (2008). "Ambulatory measurement of 3D knee joint angle." *J Biomech* 41(5): 1029-35.
- Favre, J., Luthi, F., Jolles, B., Siegrist, O., Najafi, B. and Aminian, K. (2006). "A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries." *Knee Surgery Sports traumatology Arthroscopy* 14(7): 592-604.
- Fineberg, M. S., Zarins, B. and Sherman, O. H. (2000). "Practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery." *Arthroscopy* 16(7): 715-24.
- Frain, P., Fontaine, C. and D'Hondt, D. (1984). "[Constraints on the knee caused by meniscal and ligament derangement. Study of the internal condylotibial joint. Experimental cinematic method]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 70(5): 361-9.
- Franke, K. (1976). "Clinical experience in 130 cruciate ligament reconstructions." *Orthop Clin North Am* 7(1): 191-3.
- Freeman, M. and Pinskerova, V. (2005). "The movement of the normal tibio-femoral joint." *J Biomech* 38(2): 197-208.
- Freeman, M. A. and Wyke, B. (1967). "The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat." *J Anat* 101(Pt 3): 505-32.
- Fuentes, A., Hagemester, N., Ranger, P., Heron, T. and de Guise, J. A. (2011). "Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance gait." *Clinical Biomechanics* 26(2): 181-187.
- Georgoulis, A. D., Ristanis, S., Chouliaras, V., Moraiti, C. and Stergiou, N. (2007). "Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft." *Clin Orthop Relat Res* 454: 89-94.
- Girgis, F. G., Marshall, J. L. and Monajem, A. (1975). "The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis." *Clin Orthop Relat Res*(106): 216-31.
- Grood, E. and Suntay, W. (1983). "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee." *J Biomech Eng* 105(2): 136-44.
- Hall, B. K. (2005). Bones and cartilage: developmental and evolutionary skeletal biology.

- Highgenboten, C. L., Jackson, A. and Meske, N. B. (1989). "Genucom, KT-1000, and Stryker knee laxity measuring device comparisons. Device reproducibility and interdevice comparison in asymptomatic subjects." *Am J Sports Med* 17(6): 743-6.
- Hsieh, H. H. and Walker, P. S. (1976). "Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint." *J Bone Joint Surg Am* 58(1): 87-93.
- Huberti, H. H., Hayes, W. C., Stone, J. L. and Shybut, G. T. (1984). "Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae." *J Orthop Res* 2(1): 49-54.
- Hurley, W. L., Denegar, C. and Buckley, W. E. (2008). "The relationship between grading and instrumented measurements of anterior knee joint laxity." *J Sport Rehabil* 17(1): 60-7.
- Jonsson, H., Riklund-Ahlstrom, K. and Lind, J. (2004). "Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery." *Acta Orthop Scand* 75(5): 594-9.
- Kapandji, I. A. (1970). The physiology of the joints, Vol II. Edinburgh London, Churchill Livingstone.
- Karahan, M., Kocaoglu, B., Cabukoglu, C., Akgun, U. and Nuran, R. (E-Pub 2009). "Effect of partial medial meniscectomy on the proprioceptive function of the knee." *Arch Orthop Trauma Surg* 130(3): 427-31.
- Kennedy, J. C., Alexander, I. J. and Hayes, K. C. (1982). "Nerve supply of the human knee and its functional importance." *Am J Sports Med* 10(6): 329-35.
- Kupper, J., Loitz-Ramage, B., Corr, D., Hart, D. and Ronsky, J. (2007a). "Measuring knee joint laxity: A review of applicable models and the need for new approaches to minimize variability." *CLINICAL BIOMECHANICS* 22(1): 1-13.
- Kupper, J. C., Loitz-Ramage, B., Corr, D. T., Hart, D. A. and Ronsky, J. L. (2007b). "Measuring knee joint laxity: a review of applicable models and the need for new approaches to minimize variability." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22(1): 1-13.
- Lattanzio, P. J., Chess, D. G. and MacDermid, J. C. (1998a). "Effect of the posterior cruciate ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty." *J Arthroplasty* 13(5): 580-5.
- Lattanzio, P. J. and Petrella, R. J. (1998b). "Knee proprioception: a review of mechanisms, measurements, and implications of muscular fatigue." *Orthopedics* 21(4): 463-70; discussion 470-1; passim.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U. and Cappozzo, A. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation." *Gait & Posture* 21(2): 212-225.
- Lemaire, M. (1967). "Rupture ancienne du ligament croisé antérieur du genou; fréquence, clinique, traitement (46 cas)." *J. Chirurgie (Paris)* 83: 311-320.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M. and Rozzi, S. L. (1998). "Proprioception of the ankle and knee." *Sports Med* 25(3): 149-55.
- Lerat, J. L., Moyen, B. L., Cladiere, F., Besse, J. L. and Abidi, H. (2000). "Knee instability after injury to the anterior cruciate ligament. Quantification of the Lachman test." *J Bone Joint Surg Br* 82(1): 42-7.
- Lo, J., Muller, O., Wunschel, M., Bauer, S. and Wulker, N. (2008). "Forces in anterior cruciate ligament during simulated weight-bearing flexion with anterior and internal rotational tibial load." *J Biomech* 41(9): 1855-61.
- Lopomo, N., Bignozzi, S., Martelli, S., Zaffagnini, S., Iacono, F., Visani, A. and Marcacci, M. (2009). "Reliability of a navigation system for intra-operative evaluation of antero-posterior knee joint laxity." *Comput Biol Med* 39(3): 280-5.
- Lorbach, O., Wilmes, P., Maas, S., Zerbe, T., Busch, L., Kohn, D. and Seil, R. (2009a). "A non-invasive device to objectively measure tibial rotation: verification of the device." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17(7): 756-62.
- Lorbach, O., Wilmes, P., Theisen, D., Brockmeyer, M., Maas, S., Kohn, D. and Seil, R. (2009b). "Reliability testing of a new device to measure tibial rotation." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17(8): 920-6.

- Lubowitz, J. H., Bernardini, B. J. and Reid, J. B., 3rd (2008). "Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee." *Am J Sports Med* 36(3): 577-94.
- Magit, D. P., McGarry, M., Tibone, J. E. and Lee, T. Q. (2008). "Comparison of cutaneous and transosseous electromagnetic position sensors in the assessment of tibial rotation in a cadaveric model." *Am J Sports Med* 36(5): 971-7.
- Malanga, G., Andrus, S., Nadler, S. and McLean, J. (2003). "Physical examination of the knee: a review of the original test description and scientific validity of common orthopedic tests." *Arch Phys Med Rehabil* 84(4): 592-603.
- Manal, K., McClay Davis, I., Galinat, B. and Stanhope, S. (2003). "The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(2): 126-31.
- Markolf, K. L., Park, S., Jackson, S. R. and McAllister, D. R. (2008). "Contributions of the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament to anterior-posterior knee laxity and ligament forces." *Arthroscopy* 24(7): 805-9.
- Martelli, S., Zaffagnini, S., Bignozzi, S., Bontempi, M. and Marcacci, M. (2006). "Validation of a new protocol for computer-assisted evaluation of kinematics of double-bundle ACL reconstruction." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21(3): 279-87.
- Martelli, S., Zaffagnini, S., Falcioni, B. and Motta, M. (2001). "Determination of an optimal kinematic protocol for computer-assisted evaluation of anterior cruciate ligament deficiency." *Ann Biomed Eng* 29(12): 1112-21.
- Mason, J. J., Leszko, F., Johnson, T. and Komistek, R. D. (2008). "Patellofemoral joint forces." *J Biomech* 41(11): 2337-48.
- Masouros, S. D., McDermott, I. D., Amis, A. A. and Bull, A. M. (2008). "Biomechanics of the meniscus-meniscal ligament construct of the knee." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16(12): 1121-32.
- Messner, K. and Gao, J. (1998). "The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment." *J Anat* 193 (Pt 2): 161-78.
- Meyrueis, P., Cazenave, A. and Zimmermann, R. (2004). "Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures." *Encyclopédie Médico Chirurgicale Appareil Locomoteur*, Elsevier Masson.
- Misonoo, G., Kanamori, A., Ida, H., Miyakawa, S. and Ochiai, N. (E-Pub 2011). "Evaluation of tibial rotational stability of single-bundle vs. anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction during a high-demand activity - A quasi-randomized trial." *Knee*.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Fukuda, A., Tsukada, H. and Toh, S. "Intraoperative comparison of knee laxity between anterior cruciate ligament-reconstructed knee and contralateral stable knee using navigation system." *Arthroscopy* 26(9): 1203-11.
- Mow, V. (1988). Articular cartilage: Biomechanics. *Injury and repair of the Musculoskeletal soft Tissues.* A. A. o. O. Surgeons. Georgia: 487-537.
- Musahl, V., Bell, K., Tsai, A., Costic, R., Allaire, R., Zantop, T., Irrgang, J. and Fu, F. (2007). "Development of a simple device for measurement of rotational knee laxity." *Knee Suregery Sports traumatology Arthroscopy* 15(8): 1009-1012.
- Noyes, F. R., DeLucas, J. L. and Torvik, P. J. (1974). "Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates." *J Bone Joint Surg Am* 56(2): 236-53.
- Odensten, M. and Gillquist, J. (1985). "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction." *J Bone Joint Surg Am* 67(2): 257-62.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L. and Bahr, R. (2004). "Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis." *Am J Sports Med* 32(4): 1002-12.
- Park, H. S., Wilson, N. A. and Zhang, L. Q. (2008). "Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation." *J Orthop Res* 26(7): 937-44.

- Philippot, R., Chouteau, J., Testa, R. and Moyen, B. (2009a). "In vitro analysis of patellar kinematics: validation of an opto-electronic cinematic analysis protocol." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*
- Philippot, R., Chouteau, J., Wegrzyn, J., Testa, R., Fessy, M. H. and Moyen, B. (2009b). "Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17(5): 475-9.
- Piriyaprasarth, P. and Morris, M. (2007). "Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: A systematic review." *Knee* 14(1): 2-8.
- Piriyaprasarth, P., Morris, M., Winter, A. and Bialocerowski, A. (2008). "The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry." *BMC Musculoskeletal Disorders* 9: 6.
- Reinbolt, J. A., Schutte, J. F., Fregly, B. J., Koh, B. I., Haftka, R. T., George, A. D. and Mitchell, K. H. (2005). "Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization." *J Biomech* 38(3): 621-6.
- Renstrom, P. and Johnson, R. J. (1990). "Anatomy and biomechanics of the menisci." *Clin Sports Med* 9(3): 523-38.
- Richards, J. G. (1999). "The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems." *Human Movement Science* 18(5): 589-602.
- Rowe, P. J., Myles, C. M., Walker, C. and Nutton, R. (2000). "Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life?" *Gait Posture* 12(2): 143-55.
- Schmitz, R. J., Ficklin, T. K., Shimokochi, Y., Nguyen, A. D., Beynnon, B. D., Perrin, D. H. and Shultz, S. J. (2008). "Varus/valgus and internal/external torsional knee joint stiffness differs between sexes." *Am J Sports Med* 36(7): 1380-8.
- Schutte, M. J., Dabezies, E. J., Zimny, M. L. and Happel, L. T. (1987). "Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament." *J Bone Joint Surg Am* 69(2): 243-7.
- Sheps, D. M., Otto, D. and Fernhout, M. (2005). "The anatomic characteristics of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament." *Arthroscopy* 21(7): 820-5.
- Shultz, S. J. and Nguyen, A. D. (2007a). "Bilateral Asymmetries in clinical measures of lower-extremity Anatomic characteristics." *Clinical Journal of Sport Medicine* 17(5): 357-361.
- Shultz, S. J., Shimokochi, Y., Nguyen, A. D., Schmitz, R. J., Beynnon, B. D. and Perrin, D. H. (2007b). "Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo--Part I: assessment of measurement reliability and bilateral asymmetry." *J Orthop Res* 25(8): 981-8.
- Shultz, S. J., Shimokochi, Y., Nguyen, A. D., Schmitz, R. J., Beynnon, B. D. and Perrin, D. H. (2007c). "Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo--Part II: relationship with anterior-posterior and general joint laxity in males and females." *J Orthop Res* 25(8): 989-96.
- Soderkvist, I. and Wedin, P. A. (1993). "Determining the movements of the skeleton using well-configured markers." *J Biomech* 26(12): 1473-7.
- Stergiou, N., Ristanis, S., Moraiti, C. and Georgoulis, A. D. (2007). "Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)-deficient and ACL-reconstructed knees: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis." *Sports Med* 37(7): 601-13.
- Sterner, R. L., Pincivero, D. M. and Lephart, S. M. (1998). "The effects of muscular fatigue on shoulder proprioception." *Clin J Sport Med* 8(2): 96-101.
- Terry, G. C. and Hughston, J. C. (1985). "Associated joint pathology in the anterior cruciate ligament-deficient knee with emphasis on a classification system and injuries to the meniscocapsular ligament-musculotendinous unit complex." *Orthop Clin North Am* 16(1): 29-39.
- Testa, R., Chouteau, J., Philippot, R., Cheze, L., Fessy, M. and Moyen, B. (2010). "In vitro analysis of varus-valgus laxity of the knee joint: Comparison of clinical evaluation with measurements using a reference motion analysis system." *IRBM* 31(5-6): 302-308.
- Tsai, A., Musahl, V., Steckel, H., Bell, K., Zantop, T., Irrgang, J. and Fu, F. (2008). "Rotational knee laxity: Reliability of a simple measurement device in vivo." *BMC Musculoskeletal Disorders* 9:

- van der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Wolterbeek, N., Knol, D. and Dekker, J. (2008). "Varus-valgus motion and functional ability in patients with knee osteoarthritis." *Ann Rheum Dis* 67(4): 471-7.
- Vedi, V., Williams, A., Tennant, S. J., Spouse, E., Hunt, D. M. and Gedroyc, W. M. (1999). "Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI." *J Bone Joint Surg Br* 81(1): 37-41.
- Vincent, W. J. (2005). *Statistics in kinesiology-3rd Edition.*
- Webster, K. E. and Feller, J. A. (E-Pub 2010). "Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 26(2): 175-80.
- Welsh, R. P. (1980). "Knee joint structure and function." *Clin Orthop Relat Res*(147): 7-14.
- Wiles, A. D., Thompson, D. G. and Frantz, D. D. (2004). *Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. Medical Imaging 2004: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, San Diego, CA, USA, SPIE.
- Williams, W. R. (1880). "Anatomy of the Knee Joint." *J Anat Physiol* 14(Pt 2): 178-84.
- Woo, S. L., Kanamori, A., Zeminski, J., Yagi, M., Papageorgiou, C. and Fu, F. H. (2002). "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* 84-A(6): 907-14.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. and Stokes, I. (2002). "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* 35(4): 543-8.
- Zaffagnini, S., Bruni, D., Martelli, S., Imakiire, N., Marcacci, M. and Russo, A. (2008). "Double-bundle ACL reconstruction: influence of femoral tunnel orientation in knee laxity analysed with a navigation system - an in-vitro biomechanical study." *BMC Musculoskelet Disord* 9: 25.
- Zhou, M. W., Gu, L., Chen, Y. P., Yu, C. L., Ao, Y. F., Huang, H. S. and Yang, Y. Y. (2008). "Factors affecting proprioceptive recovery after anterior cruciate ligament reconstruction." *Chin Med J (Engl)* 121(22): 2224-8.

Annexe 1:
Article relatif à l'étude 1
Publié dans IRBM

Provided for non-commercial research and education use.
Not for reproduction, distribution or commercial use.



This article appeared in a journal published by Elsevier. The attached copy is furnished to the author for internal non-commercial research and education use, including for instruction at the authors institution and sharing with colleagues.

Other uses, including reproduction and distribution, or selling or licensing copies, or posting to personal, institutional or third party websites are prohibited.

In most cases authors are permitted to post their version of the article (e.g. in Word or Tex form) to their personal website or institutional repository. Authors requiring further information regarding Elsevier's archiving and manuscript policies are encouraged to visit:

<http://www.elsevier.com/copyright>



IRBM 31 (2010) 302–308

Original article

In vitro analysis of varus-valgus laxity of the knee joint: Comparison of clinical evaluation with measurements using a reference motion analysis system

Analyse in vitro de la laxité en varus-valgus du genou : comparaison entre l'évaluation clinique et la mesure objective par un système d'analyse du mouvement de référence

R. Testa^{a,b,c,d,*}, J. Chouteau^{a,b,c,d}, R. Philippot^{e,f}, L. Cheze^{a,b,c}, M. Fessy^{a,b,c,d}, B. Moyen^{a,b,c,d}

^a Université de Lyon, 69622, Lyon, France

^b LBMC, INRETS, UMR.T9406, 69625, Bron, France

^c Université Lyon-1, 69100 Villeurbanne, France

^d Service de chirurgie orthopédique, centre hospitalier Lyon-Sud, hospices civils de Lyon, chemin du Grand-Revoire, 69495 Pierre-Bénite cedex, France

^e Laboratoire de physiologie de l'exercice, EA 4338, Saint-Étienne, France

^f Service de chirurgie orthopédique, CHU de Saint-Étienne, Saint-Étienne, 42055 cedex 2, France

Received 28 April 2010; received in revised form 2 June 2010; accepted 27 October 2010

Available online 3 December 2010

Abstract

Introduction. – Numerous measurement devices can help clinicians during the knee examination. However, manual evaluation still remains routinely used to assess the knee laxities. The present study evaluated how accurate was a clinician for a varus-valgus stress test. We compared the clinician evaluation to the objective measurement of the knee movements during the same test session.

Methods. – We studied six fresh-frozen anatomical lower limbs. The clinician performed a varus-valgus stress test in extension and at 25° flexion. The limbs were equipped with intracortical pins in femur and tibia, and spherical retro-reflecting markers were glued on the pins. Objective knees movements were measured by means of a Motion Analysis® system (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). Two statistical analyses were performed. A single sample t-test was first used to verify the required 25° flexion. Then, a multivariate anova was performed to analyse the varus-valgus laxity under the fixed factors of measurement method and flexion of the knee.

Results. – The results for varus-valgus and total laxity of the clinician always exhibited a greater variability than objective measurements of the device. Test condition is a factor of grouping differences for Valgus and for global mediolateral laxity. Statistical analysis revealed that the objective measurement was able to show a difference between extension and 25° flexion for global mediolateral laxity, whereas the clinician was not.

Discussion. – The clinician was relatively accurate in his manual evaluation. However, we demonstrated that a measurement device could clearly help clinician to exhibit differences in laxity. This can be very useful to compare a knee to itself in two successive conditions, e.g., before and after a surgery.

© 2010 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Accuracy; In vitro; Joint instability; Knee

Résumé

Introduction. – De nombreux systèmes existent pour aider le clinicien lors de l'examen du genou. Toutefois, l'examen manuel est encore couramment utilisé pour l'évaluation des laxités. La présente étude a évalué quelle était la précision du clinicien lors d'un test standard de varus-valgus forcé. Nous avons comparé l'évaluation du clinicien par rapport aux mouvements réels du genou.

Méthode. – Nous avons utilisé six pièces anatomiques de membres inférieurs récemment congelés. Le clinicien a réalisé un test de varus-valgus forcé en extension, puis à 25° de flexion. Les membres étaient équipés de broches fixées dans le fémur et dans le tibia. Des sphères rétro-réfléchissantes étaient collées sur ces broches. Les mouvements du genou étaient obtenus à l'aide d'un système Motion Analysis® (Motion Analysis Corporation,

* Corresponding author.

E-mail addresses: rtesta@free.fr, rodolphe.testa@chu-lyon.fr (R. Testa).

Santa Rosa, CA, États-Unis). Deux analyses statistiques ont été réalisées. Un test *t* sur valeur simple a été utilisé en premier pour vérifier la condition de flexion à 25° demandée à l'opérateur. Ensuite, une anova multifactorielle a été utilisée pour analyser les laxités en varus et valgus selon les facteurs fixes de méthode de mesure et de flexion du genou.

Résultats. – Les évaluations du clinicien pour le varus, le valgus et la laxité globale ont toujours présenté une plus grande variabilité que les mesures objectives réalisées par le système. La condition de flexion du test est un facteur de groupe significatif pour le valgus et pour la laxité globale médiolatérale. L'analyse statistique a aussi révélé que le système était assez précis pour détecter une différence entre l'extension et la flexion à 25° pour la laxité globale médiolatérale, là où le clinicien ne pouvait pas la détecter.

Discussion. – Le clinicien était relativement précis dans son évaluation. Toutefois, nous avons démontré qu'un système de mesure pourrait clairement aider le clinicien à mettre en évidence des différences de laxités. Cela peut être très utile pour comparer un genou à lui-même dans deux conditions successives. Par exemple, avant et après une chirurgie du genou.

© 2010 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Genou ; In vitro ; Instabilité articulaire ; Précision

1 Introduction

During clinical examination of the knee joint, manual laxity assessment is performed by the surgeon using different standardized test procedures [1–3]. These classical evaluations are commonly performed comparing one knee to the contralateral [3], assuming that the contralateral is not pathologic. They help in the diagnosis of anterior cruciate ligament (ACL) tear. However, an increasing number of studies underline the need to investigate varus-valgus and internal–external rotational knee laxity [4–7]. Varus-valgus stress test can reveal collateral lateral ligaments lesions when measurement is different in the same knee between extension and 25° of flexion. Moreover, the ACL is the major stabilizer of the knee in varus-valgus [8]. In an ACL reconstructed knee, varus-valgus stress tests can help to predict the development of osteoarthritis of the knee [9]. Also, after a knee arthroplasty, an increase of varus or valgus laxity is a sign of abnormal frontal balance in the prosthetic knee.

Various types of knee laxity testers have been developed to help surgeon's investigations. The most common one is the KT-1000 (and its evolution KT-2000) designed to assess knee translation [10–12]. Other devices are dedicated to rotational measurements, like electronic goniometers [13] or gyroscopes and accelerometers [14,15]. Opto-electronic or magnetic 3D positioning techniques can assess both rotations and translations [16–18]. The measurement accuracy and reliability of these instruments have been widely studied [12,14,16–22]. In most cases, intrinsic accuracy of devices is high enough for clinical assessments [23]. The major problems are due to inter-observer variability or to experimental conditions. Actually, for example, the correct positioning of KT-1000 is essential to reduce the inter-observer variability [11,24–29]. For 3D positioning systems, the measurement error is mainly due to soft tissues artifacts [30].

Manually performed evaluations were compared with instrumented measurements on antero-posterior knee laxity [24,31]. However, these comparisons were not carried out on a single measurement phase but separately, which may lead to a bias. A recent study of Hoshino et al. [32] compared simultaneous manual and instrumented measurements on a pivot shift test. Therefore, it appeared to us interesting to perform simultaneous manual and instrumented measurement on a varus-valgus stress test.

The aim of the present work was to evaluate the accuracy of a clinical assessment of standardized varus-valgus stress test of the knee. For this, during a single-stage test, clinical evaluations performed by an experienced examiner were compared to measurements taken from a reference system on healthy anatomical pieces.

2 Material and methods

2.1 Population and sampling

Our study was performed on six fresh-frozen cadaveric inferior limbs (mean age of donors 71.4 years ± 5.8 years) free from ligament and meniscal lesions. All pieces were surgically obtained by the same operator according to the same technique. During sampling, the limb was proximally sectioned below the greater trochanter with preservation of the whole leg and foot.

2.2 Experimental device

After a 24 hours defrosting period at ambient temperature, the femur was placed on a wood plate and firmly fixed horizontally via two transosseous screws. The leg was left hanging. The knee could be manipulated freely in 6-DOF up to a minimum of 100° of flexion.

A pin was introduced at the level of the femoral epicondyles in line with the bi-epicondylar axis and was equipped with two spherical retro-reflecting markers stuck on the pin at the contact of the epicondyle. A marker was placed over the medial epicondyle (ME in Fig. 1) and the other one over the lateral epicondyle (LE in Fig. 1).

A second pin was inserted 20 cm above, in the femur. The centre of the diaphysis was located and two additional markers were stuck on the pin at an equal distance from this centre. The two markers were named "medial femur" (MF) and "lateral femur" (LF).

Two additional pins were introduced in the tibia. The first one was bi-malleolar, both markers of which were fixed on the pin over the medial malleolus (MM) and the lateral malleolus (LM). The second one was trans-tibial at the level of the anterior tibial tubercle (ATT). Both markers fixed on the second pin were equidistant from the ATT and named medial tibia (MT) and lateral tibia (LT). The use of pins placed on anatomical pieces

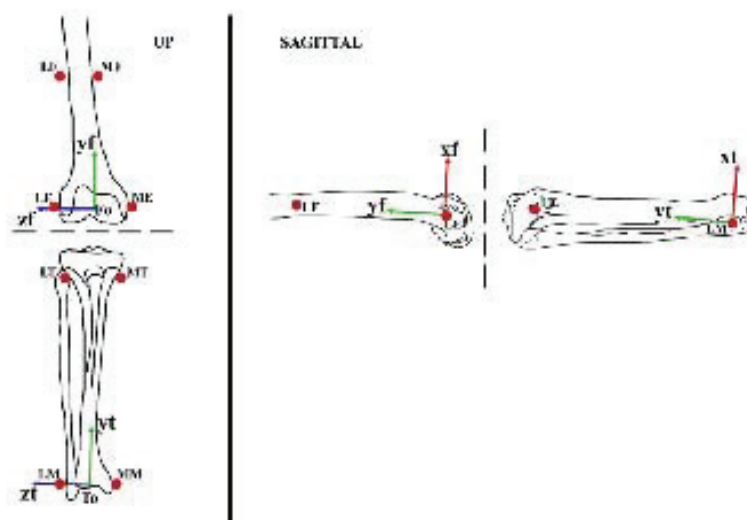


Fig. 1. Drawing of the experimental device. The arrows with small initials represent bone axes; circles with capital initials represent markers.

allows us to collect movements of bone segments without skin effects described in literature [30,33,34].

The Motion Analysis[®] system (Motion Analysis Corporation, USA), made up of six high-speed and high-resolution cameras, was the reference measurement system used in our study. The reliability and accuracy of this type of system has already been described in many papers [23,35]. This system was calibrated for an area, which includes the leg through its full range of motion (1.8 m × 0.8 m × 1.2 m). When taking into account this volume, the accuracy of the system after calibration and the interdependence of markers and bones, the degree of error of rotation measurements was lower than 0.3°. Acquisition was performed at 200 Hz and raw data were filtered using a maximally flat magnitude Butterworth type filter (cutoff frequency: 6 Hz, order: 5).

2.3 Varus-valgus laxity test

The operator was an experienced orthopedic surgeon. He was asked to perform a forced varus-valgus laxity test of the knee using a standardized test [2,3,20]. The test was performed in two different conditions for each knee (extension and 25° flexion). The operator held the posterior part of the femur, just above the knee with one hand and the posterior section of the heel using the other hand. The leg was then stretched up to full extension. Once this position was achieved and the operator ready to begin the test, data acquisition was started with the motion analysis device. While forcing lateral then medial tibial displacement several times successively, the varus in extension and valgus in extension were evaluated by the examiner. Then, the operator flexed the leg to 25°. The required flexion was evaluated by the operator without any help, like during a clinical evaluation. Then, varus and valgus were assessed with the leg at 25° of knee flexion using the same test. The operator announced his results once again. Acquisition was stopped after results of 25° of knee flexion were given.

All valgus and varus values were given as positive values by the operator. From the given values, we calculated the manual global mediolateral laxity in extension as being the sum of varus and valgus announced at extension. In the same way, the manual global mediolateral laxity at 25° of knee flexion was the sum of varus and valgus announced at 25° flexion. These laxities were calculated in order to check if an overestimation of one measurement (varus or valgus) was compensated by the underestimation of the other measurement by the operator.

2.4 Motion analysis data extraction

In order to exploit raw data obtained with the reference system, the recommendations of the “Standardization and Terminology Committee” of the International Society of Biomechanics (ISB) [36,37] were adapted to our test conditions.

Two coordinate systems were defined in the following way:

- For the femur:
 - The F0 origin was the middle of medial epicondyle and lateral epicondyle,
 - The z_f axis was co-linear to the bi-condylar axis and always pointed towards the external direction,
 - a virtual “thigh” target was defined as being the centre of medial femur and lateral femur,
 - a reference femur plane was created using the three points: medial epicondyle, lateral epicondyle and thigh,
 - the y_f axis was defined perpendicular to z_f to create a (y_f , z_f) coordinate system in the reference femur plane,
 - the x_f axis was the cross-product of y_f and z_f axes,
 - Fo, x_f , y_f and z_f formed the direct femoral orthonormal coordinate system;
- In the same way for the tibia:

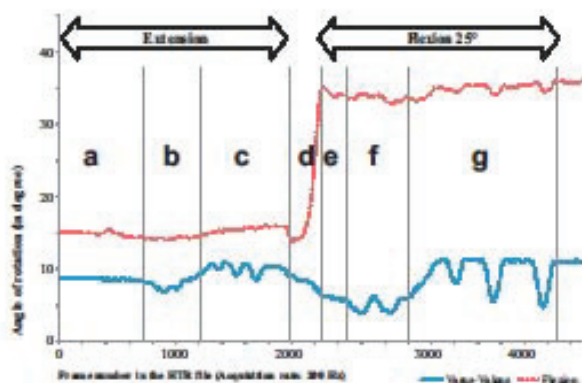


Fig. 2. Data exportation from HTR file.

- o the To origin was situated in the centre of medial malleolus and lateral malleolus,
- o the z axis was co-linear to the bi-malleolar axis and always pointed towards the external direction,
- o a virtual “shank” target was defined as being the centre of medial tibia and lateral tibia,
- o a reference tibia plane was created using the three points: medial malleolus, lateral malleolus and “shank”,
- o the yt axis was defined perpendicular to z to create a (yt , z) coordinate system in the reference tibia plane,
- o the xz axis was the cross-product of yt and z axes,
- o to, x , yt and z formed the direct tibial orthonormal coordinate system.

Due to the lateralization of the different anatomical pieces, xz and yt axes pointed anteriorly on the right legs and posteriorly on the left legs.

On Fig. 1, axes of femoral and tibial coordinate systems were represented on a right leg with arrows and small initials.

Using the Skeleton[®] software integrated to the Motion Analysis[®] system, we re-created the coordinate systems defined above. Knee motion was therefore determined directly from the successive relative positions of the tibia coordinate system with respect to the femur coordinate system. This motion was divided into three rotations and three translations. Rotations were calculated using a ZXY sequence according to the ISB recommendations [37]. A file gathering all data was created by the software for each tested knee. In our study, only knee rotations around the z axis (z rotation) and around the floating x axis (x rotation) were studied. This floating axis was defined, at each instant of time, by the cross-product of z and yt . The “ z rotation” gave the knee flexion and “ x rotation” gave varus and valgus (Fig. 2). On left knees, due to the choice of the coordinate system, we reversed the z rotation values to obtain comparable data with right knees for the remainder of the study. Due to the bone shape, the markers positioning and choice of the coordinate systems, the full extension performed by the operator did not correspond to 0 for the flexion curve. Mean flexion was 7.7° for full extension (−2.6° to 14.9°) and neutral knee positioning

did not correspond to 0 for the varus-valgus curve. Mean neutral was 5.7° (−1.4° to 10.4°).

To obtain the real flexion of the knee when the surgeon was asked to perform a 25° flexion, we extracted the two following values on Fig. 2:

- Extension_Motion. The value of knee full extension angle was the mean of the Flexion curve values on the part “a” of the graph;
- Flexion25_Motion. The value of the 25° flexion performed by the operator was the mean of the Flexion curve values on the part “e” of the graph.

By subtracting the value of Extension_Motion to the value of Flexion25_Motion, we obtained the value of the real flexion of the knee when the surgeon was asked to perform a 25° Flexion.

The Extension Zone (parts a, b and c of the Fig. 2) and Flexion 25° Zone (parts e, f and g of the Fig. 2) were identified as shown in Fig. 2 by the arrows on the upper section.

In the Extension Zone, for the varus-valgus curve, the mean value in part “a” of the graph was the neutral position of the knee for varus-valgus. By subtracting the minimal value of the part “b” to the neutral value, we obtained the valgus of the knee in extension. By subtracting the neutral value to the maximal value of the part “c”, we obtained the varus of the knee in extension. Varus and valgus in extension were positive values and the global mediolateral laxity in extension was the sum of varus and valgus.

In the same way, in the Flexion 25° Zone, we extracted in part “e” the neutral position of the knee, and in part “f” and “g” respectively, the minimal and maximal values. From these values, we obtained for the 25° flexion the varus, the valgus and the global mediolateral laxity of the knee.

2.5 Statistical analysis

All statistical analyses were performed using the SPSS 16[®]. In the first place, all groups were identified by their mean value, dispersion and variability (variability = dispersion/mean). The mean value and dispersion were calculated with one value on each of the six knees.

The chosen level of significance was set at 0.05 for all statistical tests.

The real flexion performed by the operator without any help was tested relative to the required 25° value using a single sample t test. The tested group was the flexion values group (one value for each knee) and the value of the hypothesis to check was 25°. This first test was important to evaluate if the flexion angles performed by the operator were consistent and close to the 25° flexion asked.

We then tested the hypothesis of the absence of any difference between data obtained at the two conditions of flexion by the two methods of measurement. We performed multivariate ANOVA (called multivariate general modeling in SPSS[®]) on the three variables (varus, valgus and global mediolateral laxity) with the two following fixed factors:

Table 1
Descriptive statistics for 0° test condition. Mean and dispersion are calculated with one value on each of the six knees.

Measurement	Measuring method					
	Operator			Motion Analysis®		
	Varus	Valgus	Laxity	Varus	Valgus	Laxity
Mean (in degree)	2,17	0,67	2,83	2,35	2,36	4,71
Dispersion (in degree)	2,32	1,03	1,94	0,40	0,85	1,10
Variability	1,07	1,55	0,68	0,17	0,36	0,23

- test condition, which can be extension or 25° flexion;
- measurement method, which can be operator or Motion Analysis®.

3 Results

When the real flexion ($23.4^\circ \pm 3.3$) was tested relative to the given order of 25° , no significant difference could be established ($P=0.30$). Flexion angles performed by the operator appeared quite homogeneous and close to the required value, therefore, the 25° flexion condition was usable for the remainder of the study.

The mean values, standard deviations and variabilities for the different test conditions are detailed in Table 1 for full extension and Table 2 for 25° flexion of the knee.

The multivariate ANOVA results are detailed in Table 3. We can clearly see that test condition is a factor of grouping differences for Valgus ($P=0.025$) and for global mediolateral laxity ($P=0.032$). For the measurement method, we can see a positive test for the global mediolateral laxity ($P=0.013$). The negative test for the combined factors in global mediolateral laxity demonstrates the independence of the two factors Test condition and Measurement method.

4 Discussion

The descriptive statistics of the groups (Tables 1 and 2) demonstrates the high variability of clinical evaluations relative to those of the reference system, which is confirmed in all test conditions. Varus and valgus laxities and global mediolateral laxities are always underestimated during clinical evaluations relative to the objective measurement. The objective measurement gives comparable values with the “in vivo” values published in literature [38,39]. Since global mediolateral laxity

Table 2
Descriptive statistics for 25° test condition mean and dispersion are calculated with one value on each of the six knees.

Measurement	Measuring method					
	Operator			Motion Analysis®		
	Varus	Valgus	Laxity	Varus	Valgus	Laxity
Mean (in degree)	3,33	1,67	5,00	3,72	2,56	6,29
Dispersion (in degree)	3,78	2,07	2,28	0,97	0,91	1,05
Variability	1,13	1,24	0,46	0,26	0,36	0,17

Table 3
Multivariate ANOVA results.

Factor tested	Varus	Valgus	Global mediolateral laxity
Test condition	0.763	0.025	0.032
Measurement method	0.187	0.274	0.013
Test condition × measurement method	0.913	0.466	0.671

The significative values are in bold.

is also underestimated during clinical evaluations, it means that varus underestimation is not compensated by over-evaluation of the corresponding valgus.

However, the operator’s accuracy is demonstrated in the required flexion during the test. The real flexion is obtained without demonstrating significant differences relative to the 25° instructions. The experienced operator can be considered as reproducible for flexions.

During varus-valgus stress, the difference in results between the extension and the 25° flexion is significantly confirmed for valgus and global mediolateral laxities in line with the previous studies [38,39]. However, the use of a measurement system during clinical examination appears attractive by its low variability against the operator.

Actually, the measurement methods are significantly differenced for global mediolateral laxity ($P=0.013$). As we can see on Fig. 3, variability is higher for operator than for objective measurement and in the mean, operator always underestimates the laxity.

In a clinical test, we can think there would be “non-detection” with measurements performed manually by an experienced operator alone where an examiner assisted with a measurement system would detect a difference in laxity. Studies, which were conducted on various measurement systems, demonstrated an increase in accuracy as well as reproducibility of the measurements [11,13]. By its variability (Tables 1 and 2) superior to

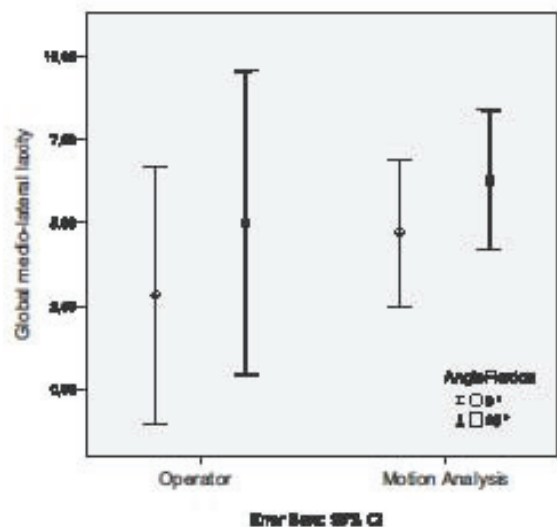


Fig. 3. Comparison of operator and Motion Analysis® global mediolateral laxities for 0 and 25° flexion.

objective device variability, an operator alone could not be able to detect slight variations, which nevertheless could be of great importance. Actually, two conditions are usually tested during clinical examinations. The clinician assesses either the affected knee relative to the healthy one, or the operated knee relative to the data obtained during preoperative clinical evaluation. It was demonstrated that detection of residual laxity, even if low, is of great importance [9] since it helps predicting the development of knee joint arthrogenesis.

Finally, systematic underestimation of varus-valgus laxities and global mediolateral laxities by the examiner can be corrected by the use of a measurement device.

Our study required a long-time preparation of anatomical pieces. Anatomical pieces had to be used over a short-time period to avoid any deterioration of test conditions. Due to these constraints, we were not able to perform repeatability and reproducibility tests, which therefore reduce the significance of our results. Moreover, healthy anatomical pieces were hard to obtain which explains the small sample we had at our disposal for statistical analysis.

5 Conclusion

Our study confirms that the reference device offers a more accurate evaluation than the operator. On the other hand, during evaluation of the normal knee, the examiner is unbiased and his results, even if more variable than those obtained with a reference device, are similar and in the same order of size. The use of a reference device provides the examiner with a more precise evaluation while giving him the opportunity to detect pathologies more efficiently. Accurate motion analysis methods are quite demanding. They offer accurate and unbiased measurements but cannot be used in clinical conditions [6,15] because they are time consuming for protocol setup and for data post processing. Therefore, a simple, rapid and accurate clinical system adaptable to the various knee tests could be interesting to develop.

Conflict of interest statement

All authors declare having no commercial relationships, which may lead to a conflict of interest.

References

- [1] Watkins M, Riddle D, Lamb R, Personius W. Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting. *Phys Ther* 1991;71(2):90–6.
- [2] 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(4):592–603.
- [3] Lubowitz JH, Bermanini BJ, Reid 3rd JB. Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *Am J Sports Med* 2008;36(3):577–94.
- [4] Musahl V, Bell KM, Tsai AG, Costic RS, Allaire R, Zantop T, et al. Development of a simple device for measurement of rotational knee laxity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15(8):1009–12.
- [5] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med* 2004;32(4):1002–12.
- [6] Schmitz RJ, Ficklin TK, Shimokochi Y, Nguyen AD, Beynon BD, Perrin DH, et al. Varus/valgus and internal/external torsional knee joint stiffness differs between sexes. *Am J Sports Med* 2008;36(7):1380–8.
- [7] van der Esch M, Steultjens M, Harlaar J, Wolterbeek N, Knol D, Dekker J. Varus-valgus motion and functional ability in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2008;67(4):471–7.
- [8] Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975;106:216–31.
- [9] Jonsson H, Riklund-Ahlstrom K, Lind J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5–9 years after surgery. *Acta Orthop Scand* 2004;75(5):594–9.
- [10] Anderson AE, Lipscomb AB. Preoperative instrumented testing of anterior and posterior knee laxity. *Am J Sports Med* 1989;17(3):387–92.
- [11] 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(6):743–6.
- [12] Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcom L. Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med* 1985;13(6):401–7.
- [13] Priyaprasarth P, Morris ME, Winter A, Bialocerkowski AE. The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:6.
- [14] Favre J, Jolles B, Aissaoui R, Aminian K. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *J Biomech* 2008;41(5):1029–35.
- [15] Favre J, Jolles BM, Aissaoui R, Aminian K. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *J Biomech* 2008;41(5):1029–35.
- [16] Lorbach O, Wilmes P, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, et al. A non-invasive device to objectively measure tibial rotation: verification of the device. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17(7):756–62.
- [17] Lorbach O, Wilmes P, Theisen D, Brockmeyer M, Maas S, Kohn D, et al. Reliability testing of a new device to measure tibial rotation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17(8):920–6.
- [18] Amis AA, Cuomo P, Rama RBS, Giron F, Bull AMJ, Thomas R, et al. Measurement of knee laxity and pivot-shift kinematics with magnetic sensors. *Oper Tech Orthop* 2008;18(3):196–203.
- [19] Priyaprasarth P, Morris M, Winter A, Bialocerkowski A. The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:6.
- [20] Kupper J, Loitz-Ramage B, Corr D, Hart D, Ronsky J. Measuring knee joint laxity: a review of applicable models and the need for new approaches to minimize variability. *Clin Biomech* 2007;22(1):1–13.
- [21] Priyaprasarth P, Morris M. Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: a systematic review. *Knee* 2007;14(1):2–8.
- [22] Boyer P, Djian P, Christel P, Panletti X, Degeorges R. Reliability of the KT-1000 arthrometer (Medmetric) for measuring anterior knee laxity: comparison with Telos in 147 knees. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2004;90(8):757–64.
- [23] Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait Posture* 2005;21(2):197–211.
- [24] Balasch H, Schiller M, Friebe H, Hoffmann F. Evaluation of anterior knee joint instability with the Rolimeter. A test in comparison with manual assessment and measuring with the KT-1000 arthrometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999;7(4):204–8.
- [25] Daniel DM, Malcom LL, Losse G, Stone ML, Sachs R, Burks R. Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67(5):720–6.
- [26] Pugh L, Mascarenhas R, Arneja S, Chin PY, Leith JM. Current concepts in instrumented knee-laxity testing. *Am J Sports Med* 2009;37(1):199–210.
- [27] Quesale WS, Snyder-Mackler L, Handling KA, Richards JG. Instrumented examination of knee laxity in patients with anterior cruciate deficiency:

- a comparison of the KT-2000, Knee Signature System, and Genucom. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19(6):345–51.
- [28] Sernert N, Helmers J, Kartus C, Ejerhed L, Kartus J. Knee-laxity measurements examined by a left-hand- and a right-hand-dominant physiotherapist, in patients with anterior cruciate ligament injuries and healthy controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15(10):1181–6.
- [29] Sernert N, Kartus JJJr, Ejerhed L, Karlsson J. Right and left knee laxity measurements: a prospective study of patients with anterior cruciate ligament injuries and normal control subjects. *Arthroscopy* 2004;20(6):564–71.
- [30] 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(2):212–25.
- [31] Hurley WL, Denegar C, Buckley WE. The relationship between grading and instrumented measurements of anterior knee joint laxity. *J Sport Rehabil* 2008;17(1):60–7.
- [32] Hoshino Y, Kuroda R, Nagamune K, Yagi M, Mizuno K, Yamaguchi M, et al. In vivo measurement of the pivot-shift test in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an electromagnetic device. *Am J Sports Med* 2007;35(7):1098–104.
- [33] Benoit D, Ramsey D, Lamoontagne M, Xu L, Wretenberg P, Renström P. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture* 2006;24(2):152–64.
- [34] Manal K, McClay Davis I, Galinat B, Stanhope S. The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs skin mounted targets. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003;18(2):126–31.
- [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(6):24–32.
- [36] 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(2):136–44.
- [37] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, 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. *J Biomech* 2002;35(4):543–8.
- [38] Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen AD, Schmitz RJ, Beynonn BD, Perrin DH. Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo—Part II: relationship with anterior-posterior and general joint laxity in males and females. *J Orthop Res* 2007;25(8):989–96.
- [39] Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen AD, Schmitz RJ, Beynonn BD, Perrin DH. 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(8):981–8.

Annexe 2:
Article relatif à l'étude 2
Accepté pour publication dans
OTSR

Titre :

Reproductibilité d'un protocole optoélectronique de mesure clinique du genou lors d'un test actif de rotation en charge sur sujets sains

Titre Anglais :

Validation of an opto-electronic clinical protocol for knee examination during an active weight bearing test of rotational laxity on healthy subject

Titre courant (68 caractères) :

Reproductibilité d'un protocole de mesure des rotations en charge du genou

Auteurs

R Testa 1, J Chouteau 1-2, A Viste 1-2, L Cheze 1, M-H Fessy 1-2, B Moyen 1-2

1 : Université de Lyon, F-69000, Lyon, France ;

IFSTTAR, UMR T9406, LBMC, Bron ;

Université Lyon 1, Villeurbanne ;

2 : Service de Chirurgie Orthopédique, Centre Hospitalier Lyon-Sud, F-69495 Pierre Bénite CEDEX

Auteur Correspondant :

Rodolphe Testa

Centre Hospitalier Lyon-Sud

Service de chirurgie orthopédique

69495 Pierre Bénite CEDEX

Tel : +33 4 78 86 14 31

courriel : rodolphe.testa@chu-lyon.fr

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 dans une étude récente qu'un examen du genou réalisé debout et de manière active par le patient donne des résultats différents des mesures classiques. De plus, une autre étude récente a montré 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.

Matériel et méthode : Une population de 11 sujets a été équipée 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, 7 paramètres étaient mesurés : rotation interne, externe et laxité globale en extension et en 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 du protocole. Une analyse de fiabilité et une comparaison des genoux droits et gauches ont été réalisées sur les mesures obtenues.

Résultats : le coefficient de corrélation intraclass (ICC) calculé pour la reproductibilité du système était supérieur à 0,9 pour 5 des 7 mesures testées. L'ICC calculé pour la comparaison droite gauche était supérieur à 0,75 pour 5 des 7 mesures.

Discussion : Les résultats obtenus confirment l'hypothèse selon laquelle les mesures avec notre système sont reproductibles. En outre, nous obtenons des résultats sur la comparaison droite-gauche en accord avec la littérature. Notre 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 2

Mots clef: genou ; rotation ; laxité ; système de mesure ; optoélectronique

Keywords : knee; rotation; opto-electronic device

Reproductibilité d'un protocole optoélectronique de mesure clinique du genou lors d'un test actif de rotation en charge sur sujets sain.

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 en rotation 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 GNBR [5] ou encore le Telos [3, 6]. Ils permettent d'obtenir des valeurs objectives de la laxité du genou en translation antéro-postérieure. 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 un plus pour les analyses quantitatives des laxités rotatoires du genou [9].

Contrairement à l'examen clinique, lors d'études dans le domaine de la recherche en biomécanique du genou, les mesures de rotation peuvent aussi être réalisées de manière active, le sujet effectuant des mouvements debout et en charge. Shultz [10] a montré des différences sur les rotations interne-externe du genou selon que le membre inférieur était en charge ou non, Lo [11], dans une étude in vitro simulant les mouvements du genou, a aussi montré l'intérêt de travailler sur un genou en charge. Les données, enregistrées la plupart du temps 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.

Matériel et méthode

Population testée

L'étude a été réalisée sur une série continue de 11 sujets, 10 hommes et une femme, d'âge moyen 27 ans et 9 mois (min 21 - max 37) et de poids moyen 77 kg (min 54 - max 110). Aucun n'avait d'antécédent pathologique ou traumatique au niveau des 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 3 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, USA) 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 3 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 externe et l'autre sur la face antéro-latérale de la jambe environ 10 cm en dessous de la tête du péroné. 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 7mm 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, 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 (Figure 1). Une cible de référence était fixée verticalement sur un support (Figure 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 (Figure 2a).

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

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 médio-latéral (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 médio-latéral 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 (Figure 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° (Figure 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 10 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 5 fois. La durée d'une phase de test était de 1 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 a passé le test deux fois à au moins une journée d'intervalle (temps médian entre deux tests 1 jour, mini : 1 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_Extérieure) on calculait une amplitude de rotation globale ($R_{Globale} = R_{Interne} - R_{Extérieure}$). Les 5 répétitions étaient ensuite moyennées pour chaque condition de test (Flexion0 et Flexion30). Les 5 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_Externe et R_Globale à Flexion0 et à Flexion30, ainsi que la valeur R_Neutre pour la Flexion30, soit 7 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 (Test1 et Test2) sur les 22 genoux pour les 7 valeurs testées.

Lors d'un test de reproductibilité d'un système sur des mesures successives, il est habituel d'utiliser le coefficient de corrélation intra classe (ICC) [22, 23]. Vincent [24] donne une échelle pour laquelle l'ICC est bon si $ICC > 0,7$ et très bon si $ICC > 0,8$. Nous avons testé indépendamment la qualité de l'échelle pour la rotation neutre (R_Neutre) à 30 degrés 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 test1) 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, USA).

Résultats

Le temps d'un test complet (les deux membres inférieurs d'un sujet) était d'environ 5 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 10 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 $4,77^\circ$ lors du premier test et de $4,75^\circ$ lors du deuxième test (i.e. rotations internes par

rapport à la position de référence en extension). Les rotations internes et externes moyennes étaient réduites en flexion par rapport à l'extension lors des deux tests.

Les coefficients de corrélation intra classe entre le Test1 et le Test2 sont donnés en dernière colonne du tableau 2. La rotation interne en extension (0,73) ainsi que 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 [26] effectuée in-vitro par deux examinateurs. Toutefois, l'article de Mushal ne teste que 4 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 réduites 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) révélaient une rotation interne du tibia lors de la flexion. Ce type de rotation dite

physiologique a aussi été mise en évidence par Kanisawa [32] lors d'une étude en charge après opération du LCA. Lors d'un mouvement de montée et de descente d'une marche de 25cm, la rotation interne moyenne retrouvée à 30° lors de cette étude était d'environ 12°. Nous avons une rotation plus petite qui peut s'expliquer par le fait que nous ne sommes 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 [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 coefficients de corrélation intra classe entre le Test1 et le Test2 sont bons pour un test actif. Ils sont presque constamment au-dessus de 0,90 ce 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 à posteriori les courbes brutes des 3 rotations conjuguées (flexion, rotation interne-externe et varus-valgus), nous avons détecté un léger 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 2 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 Test1/Test2. 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 levé d'une chaise. Il sera donc important de tester la reproductibilité des mesures pour les autres tests que nous pourrions développer.

Conclusions

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. A partir d'un test préopératoire et d'un autre test postopératoire et post rééducation, ce dispositif permettra de quantifier en milieu clinique le gain objectif obtenu lors d'une chirurgie ligamentaire ou lors d'une arthroplastie.

Conflits d'intérêt : Aucun

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

Sujet	Côté	Extension						Flexion30					
		Test1			Test 2			Test 1			Test 2		
		RI	RE	RI	RE	RI	RE	RO	RI	RE	RO	RI	RE
1	Droit	9.02	-15.29	12.93	-17.25	4.02	7.28	8.19	-15.72	8.51	-14.30		
	Gauche	10.81	-19.29	10.42	-17.33	6.79	6.82	0.95	-9.97	6.09	-9.15		
2	Droit	10.40	-13.18	7.50	-12.33	9.93	9.22	9.11	-19.09	7.28	-18.54		
	Gauche	15.61	-18.52	9.17	-15.82	11.88	8.58	9.84	-21.02	4.01	-16.29		
3	Droit	5.80	-17.31	6.03	-14.15	0.78	10.95	4.82	-14.51	10.22	-15.95		
	Gauche	9.50	-16.33	10.73	-17.94	2.18	13.65	2.62	-18.75	13.23	-20.08		
4	Droit	7.18	-11.05	7.04	-10.19	3.12	8.02	5.35	-9.48	7.76	-12.10		
	Gauche	7.13	-17.91	6.17	-17.58	5.00	8.84	2.44	-13.23	7.69	-12.13		
5	Droit	7.21	-16.28	8.40	-17.64	5.33	6.71	7.74	-11.26	6.10	-18.58		
	Gauche	7.22	-16.99	8.38	-18.07	4.12	7.82	2.08	-16.38	7.77	-15.40		
6	Droit	8.05	-15.17	4.21	-12.25	1.92	5.16	5.10	-10.97	6.13	-15.85		
	Gauche	11.48	-13.79	8.27	-16.28	-2.57	9.73	0.67	-13.81	9.85	-9.18		
7	Droit	5.63	-6.56	3.13	-3.89	6.90	7.12	2.50	-6.90	3.29	-2.12		
	Gauche	5.07	-7.52	3.88	-6.05	2.64	4.78	4.84	-6.52	1.72	-4.06		
8	Droit	9.05	-15.36	7.71	-14.81	6.41	6.23	4.92	-5.52	6.14	-5.62		
	Gauche	9.53	-21.17	9.24	-21.79	7.94	6.23	7.38	-10.40	6.09	-6.96		
9	Droit	9.96	-13.43	9.61	-11.50	3.93	11.06	4.56	-8.90	8.54	-11.61		
	Gauche	10.59	-16.54	9.12	-12.68	10.88	9.19	9.93	-19.69	10.64	-12.59		
10	Droit	8.92	-7.87	6.41	-6.05	0.91	6.24	5.24	-6.51	3.87	-3.79		
	Gauche	9.94	-10.49	8.93	-7.07	6.89	4.16	5.49	-3.68	4.85	-4.60		
11	Droit	9.17	-14.51	9.43	-11.73	1.69	4.53	-0.03	-3.84	4.15	-2.40		
	Gauche	7.35	-11.67	7.35	-12.50	4.26	2.92	0.80	-3.70	3.53	-5.76		

Tableau2: Valeurs des rotations interne, externe et globale moyennées sur tous les genoux pour les 2 tests et

Coefficients de corrélations intra classe (ICC) entre test 1 et test 2

		TEST 1		TEST 2		ICC Test1/Test2
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart 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

Tableau3: Valeurs des rotations interne, externe et globale moyennées sur tous les genoux pour le test 1 en

détaillant droite et gauche. ICC entre droite et gauche

		DROITE		GAUCHE		ICC Droite/gauche
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart 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

Références

1. Malanga G., Andrus S., Nadler S., and 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 J.H., Bernardini B.J., and Reid J.B., 3rd, 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 Reparatrice Appar Mot*, 2004. 90: 757-64.
4. Highgenboten C.L., Jackson A., and Meske N.B., 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., and Gagnière B., A new knee arthrometer, the GNRB®: Experience in ACL complete and partial tears. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 2009. 95: 171-176.
6. Beldame J., Bertiaux S., Roussignol X., et al., Laxity measurements using stress radiography to assess anterior cruciate ligament tears. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 97: 34-43.
7. Labbe D.R., de Guise J.A., 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: 302-308.
10. Shultz S.J., Shimokochi Y., Nguyen A.D., 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 S.L., 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 A.D., 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 J.L., Testa R., et al., Kinematics of a cementless mobile bearing posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *The Knee*, 2009. 16: 223-227.
15. Chouteau J., Lerat J.L., Testa R., et al., Mobile-bearing insert translational and rotational kinematics in a PCL-retaining total knee arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 2009. 95: 254-259.
16. Chassat F. and 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. p. 277-284.

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 (Bristol, Avon)*, 2006. 21: 279-87.
19. Grood E. and 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., and 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: -.
23. Philippot R., Chouteau J., Testa R., and Moyen B., In vitro analysis of patellar kinematics: validation of an opto-electronic cinematic analysis protocol. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2009.
24. Vincent W.J., *Statistics in kinesiology* 3rd. Edition. 2005: Human Kinetics.
25. Park H.S., Wilson N.A., and Zhang L.Q., 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 Suregery Sports traumatology Arthroscopy*, 2007. 15: 1009-1012.
27. Hsieh H.H. and Walker P.S., Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am*, 1976. 58: 87-93.
28. Masouros S.D., McDermott I.D., Amis A.A., and Bull A.M., 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 S.J., et al., Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br*, 1999. 81: 37-41.
30. Renstrom P. and Johnson R.J., Anatomy and biomechanics of the menisci. *Clin Sports Med*, 1990. 9: 523-38.
31. Welsh R.P., Knee joint structure and function. *Clin Orthop Relat Res*, 1980: 7-14.
32. Kanisawa I., Banks A.Z., Banks S.A., 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., and Cappozzo A., Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 2005. 21: 212-225.
34. Benoit D.L., Ramsey D.K., 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., and 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 B.J., and Dimnet J., A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J Biomech*, 1995. 28: 879-84.
37. Dumas R. and 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 W.J., *Statistics in kinesiology-3rd Edition*. 2005.
40. Shultz S.J. and Nguyen A.D., Bilateral Asymmetries in clinical measures of lower-extremity Anatomic characteristics. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2007. 17: 357-361.
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*. 26: 1203-11.

Figure 1 : Position des pieds au sol pour le test

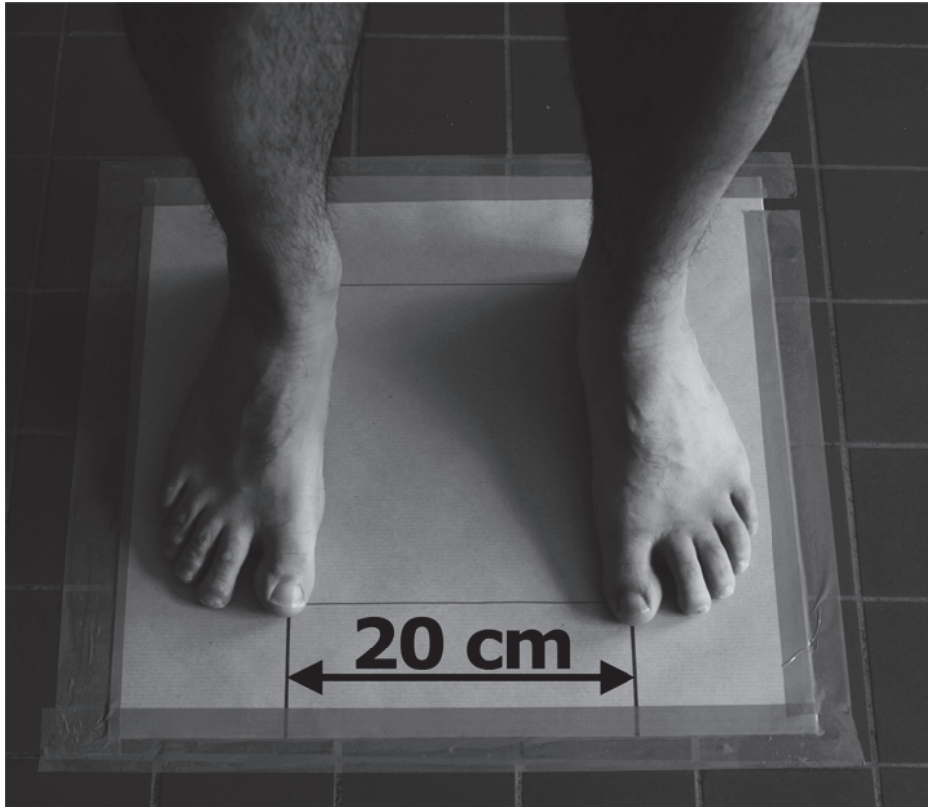
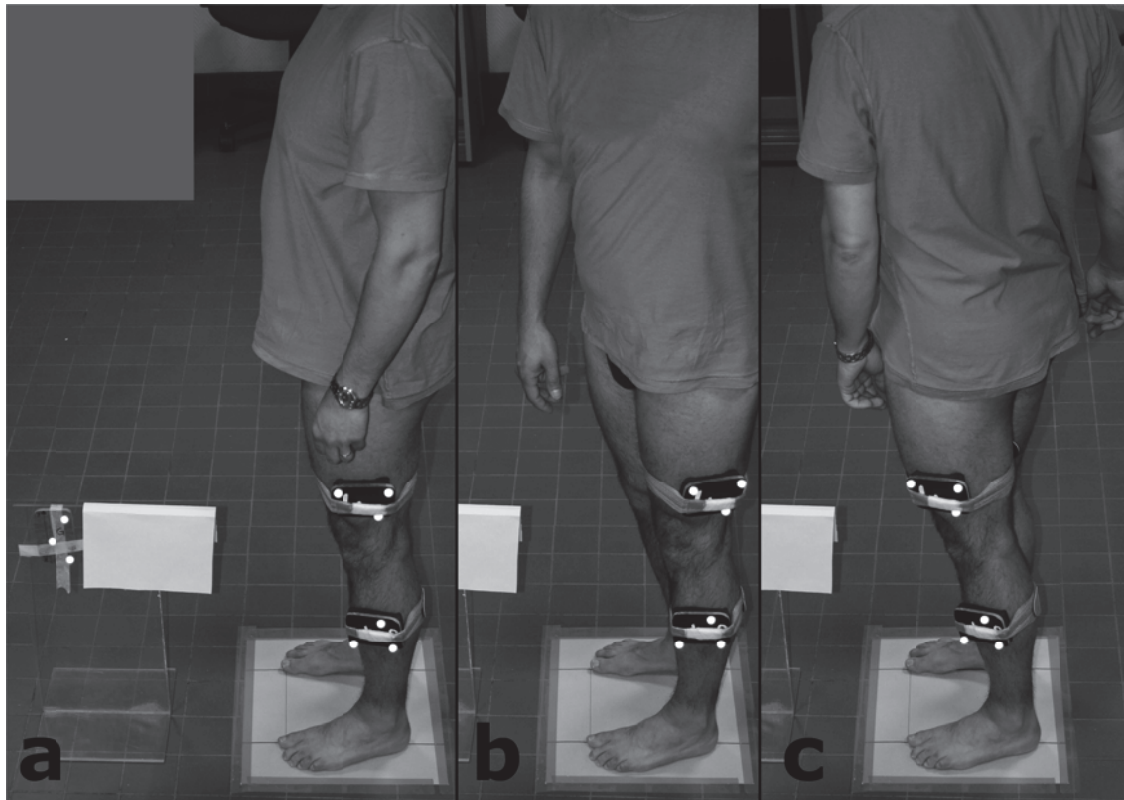


Figure 2 : Positions lors du test en extension.

2a : Position initiale, repère vertical sur son support à gauche de l'image.

2b : position en rotation du tronc 90° côté gauche.

2c : Position en rotation 90° du tronc 90° côté droit.



Annexe 3:
Curriculum vitae
Liste des publications

Rodolphe Testa

37 ans, Marié, 1 Enfant
rtesta@free.fr

10, rue du Dr Thiollier
42100 Saint-Etienne
tel : +33 6 06 783 782

Cursus Professionnel

1999-Aujourd'hui : Ingénieur de Recherche Clinique

EZUS Lyon1 (villeurbanne)

Laboratoire de biomécanique et mécanique des Chocs (LBMC) UMR_T 9406, dans le service orthopédie du centre hospitalier Lyon-Sud :

- Travaux de recherche : mise en place de protocoles de test, analyse des résultats et la rédaction d'articles scientifiques (cf. travaux scientifiques).
- Développement de systèmes de mesure d'évaluation physiologique : mesure de VO₂, mesure de puissance sur ergomètre, mesure de puissance sous barre guidée.
- Enseignement et Formation:
 - Encadrement d'étudiants de Master recherche en biomécanique.
 - Réalisation de films de technique opératoire utilisés pour des congrès et des cours internationaux.
 - Organisation de journées d'enseignement.
 - Formation d'étudiants aux différents logiciels de recherche (Statistique, bibliographie...)

En parallèle avec ce travail, J'ai passé un Master recherche et je finis ma thèse de Science en Biomécanique. (cf. : cursus scolaire).

1996-1998 : Contrat Alternance

Air Liquide Médical (Ardon, près d'Orléans)

Service recherche et développement de ALM en alternance avec l'IUP de vision :

- Développement du banc de contrôle de fin de production des éclairages de bloc opératoire (à la norme ISO-9001).
- Participation à la réalisation d'une étude sur la vision humaine sous fort éclairage avec le service d'ophtalmologie du centre hospitalier de Clermont-Ferrand.

Cet emploi était en contrat d'alternance avec ma formation initiale de Maitrise. (cf. : cursus scolaire)

Cursus Scolaire

Université de Lyon

2009-2011 Thèse de Science en Biomécanique à l'école doctorale MEGA (Soutenance prévue 2^{ème} semestre 2011)

Sujet : « Validation d'une méthode de mesure clinique des rotations tibiales »

2004-2005 Master Recherche (M2R) à l'école doctorale MEGA

Développement d'une plateforme multi-systèmes d'étude des mouvements du complexe articulaire du pied

Université de Saint-Etienne

1996-1998 Maitrise et titre d'ingénieur maitre en systèmes de vision à l'IUP de Vision, en alternance avec la société ALM (air liquide médical)

« Elaboration d'un banc de contrôle d'éclairage de bloc opératoire sur une chaîne de production »

« Etude de la vision sous fort éclairage »

1994-1996 DEUG A option « Optique » en alternance avec la société Optique Thorrilhon (obtention en parallèle du BTS d'opticien)

Lycée Georges Brassens de Rive de Gier (Loire)

1992 Baccalauréat C (filiale scientifique)

Compétences

Informatique :

- Utilisation avancée de logiciels bureautique.
- Création et utilisation de gestionnaires de bases de données.
- Utilisation de logiciels statistiques (StatView et SPSS).
- Notions avancées en Hardware informatique et réseau.
- Programmation en C, Visual Basic et Lab View. (développeur confirmé)
- Utilisation des outils de recherche internet.
- Utilisation avancée de logiciels de création de media (photo audio vidéo).

Langues

- Anglais : Lu écrit parlé, pour le domaine scientifique (biomécanique) et médical.
- Espagnol : Notions.

Autres domaines de compétence

- Connaissances avancées de l'activité au sein d'un bloc opératoire, ainsi que des règles d'hygiène et de sécurité,
- Gestion de réunion
- Gestion de secrétariat scientifique

Centres d'intérêt

- Course à pied, Trail longue distance.
- Photo, Vidéo, informatique, micromécanique.

Publications dans des revues internationales indexées à comité de lecture.

Testa R, Chouteau J, Viste A, Cheze L, Fessy M-H, Moyen B. Reproductibilité d'un protocole optoélectronique de mesure clinique du genou lors d'un test actif de rotation en charge sur sujets sains Orthop Traumatol Surg Res [Accepté en attente de publication]

Philippot R, Boyer B, **Testa R**, Farizon F, Moyen B. The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion. Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc 2011 Jul 12

Viste A, Chouteau J, **Testa R**, Chèze L, Fessy MH, Moyen B. Is transverse acetabular ligament an anatomical landmark to reliably orient the cup in primary total hip arthroplasty? Orthop Traumatol Surg Res. 2011 Jan 28. [Epub ahead of print].

Testa R, Chouteau J, Philippot R, Cheze L, Fessy M, Moyen B. In vitro analysis of varus-valgus laxity of the knee joint: Comparison of clinical evaluation with measurements using a reference motion analysis system. IRBM, Volume 31, Issues 5-6, October-December 2010, Pages 302-308.

Philippot R, Chouteau J, **Testa R**, Moyen B. In vitro analysis of patellar kinematics: validation of an opto-electronic cinematic analysis protocol. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2010 Feb;18(2):161-6. Epub 2009 Oct 14.

Chouteau J, Lerat JL, **Testa R**, Moyen B, Scott BA. Sagittal laxity after posterior cruciate ligament-retaining mobile-bearing total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2009 Aug;24(5):710-5. Epub 2008 Aug 12.

Chouteau J, Lerat JL, **Testa R**, Moyen B, Fessy MH, Banks SA. Kinematics of a cementless mobile bearing posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. The Knee. 2009 Jun;16(3):223-7. Epub 2008 Dec 13.

Chouteau J, Lerat JL, **Testa R**, Moyen B, Fessy MH, Banks SA. Mobile-bearing insert translational and rotational kinematics in a PCL-retaining total knee arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res. 2009 Jun;95(4):254-9. Epub 2009 May 12.

Philippot R, Chouteau J, Wegrzyn J, **Testa R**, Fessy MH, Moyen B. Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009 May;17(5):475-9. Epub 2009 Feb 19.

Chouteau J, Lerat J-L, **Testa R**, Banks S A, Moyen B. Laxite sagittale et prothese totale de genou a conservation du ligament croise posterieur. Etude prospective d'une serie continue de 74 cas, Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur, Volume 93, Issue 7, Supplement 1, November 2007, Pages 46-47,

Chouteau J, Benareau I, **Testa R**, Fessy MH, Lerat JL, Moyen B. Comparative study of knee anterior cruciate ligament reconstruction with or without fluoroscopic assistance: a prospective study of 73 cases. Arch Orthop Trauma Surg. 2008 Sep;128(9):945-50. Epub 2007 Sep 15.

Chouteau J, Lerat JL, **Testa R**, Moyen B, Banks SA. Effects of radiograph projection parameter uncertainty on TKA kinematics from model-image registration. J Biomech. 2007;40(16):3744-7. Epub 2007 Jul 20. PubMed PMID: 17640651.