

# ARTICULATION DU GENOU INTACT, LÉSÉ, RÉPARÉ : DYNAMIQUE EXPÉRIMENTALE IN VITRO EN MARCHE SUR SOL HORIZONTAL

B. LANDJERIT<sup>1</sup>, M. THOUROT<sup>1</sup>

Une étude expérimentale du mouvement de l'articulation du genou humain a été réalisée sur simulateur.

Elle a concerné des pièces anatomiques intactes, puis qui ont été lésées au niveau des ligaments croisés et des ménisques, et en dernier lieu qui ont porté une prothèse totale à glissement.

Elle a permis de déterminer des paramètres cinématiques de rotation axiale et de valgus-varus du tibia en fonction de la flexion extension.

Elle a permis aussi de mesurer les déformations des ligaments latéraux.

Les mouvements étudiés ont été limités dans cet article à la marche sur sol plat, mais le simulateur permet d'analyser d'autres mouvements tels que la montée ou la descente d'un escalier.

Les résultats recensés sur huit expérimentations validées ont permis de différencier les valeurs des rotations squelettiques et des déformations ligamentaires entre les cas de genou intact, puis lésé, enfin prothésé.

**Keywords :** knee ; experimental dynamics.

**Mots-clés :** genou ; dynamique expérimentale.

---

## PRÉSENTATION

Cette étude a été motivée par ses nombreuses applications en chirurgie orthopédique. L'analyse expérimentale et théorique de la dynamique spatiale de l'articulation du genou, précède celle des champs de déplacements, déformations et contraintes qui siègent dans les zones osseuses voisines des implants prothétiques. Ces études sont justifiées par des observations cliniques réalisées à des temps de recul allant de quelques mois à plus de cinq ans, qui ont révélé des dysfonction-

nements capables de provoquer le descellement des implants tibiaux ou l'altération profonde des médaillons rotuliens.

Dans un premier temps, le mouvement de l'articulation du genou a été longuement étudié au plan de la cinématique spatiale : voir par exemple Grossiord (7), Kapandji (10), Blasharski *et al.* (2), Domnet *et al.* (5), Duke *et al.* (6), Landjerit *et al.* (12) etc...

Cette série d'analyses a notamment permis de prendre en compte l'aspect tridimensionnel de la cinématique de cette articulation complexe. Il a été montré en particulier qu'au cours de son mouvement naturel d'amplitude maximale, cette articulation possède un degré de liberté principal, de rotation spatiale, auquel sont liées les rotations de flexion-extension, axiale et de valgus-varus, du tibia. La notion de centre instantané de rotation, spécifique aux seuls mouvements plans, a été remplacée par la mise en évidence d'un axe de viration et d'une zone inter-condylienne de concentration du lieu de passage de cet axe, qui correspond à une zone centrale autour de laquelle se développe le mouvement de l'articulation.

Cependant, cette série d'analyses ne prenait pas en compte l'aspect dynamique du fonctionnement de l'articulation. La complexité du système de chargement mécanique, qui varie énormément en fonction du temps, du type de mouvement étudié, en était peut-être la cause. Par exemple, la marche sur sol plat, la montée ou descente d'escalier, sollicitent la participation de groupes musculaires

---

<sup>1</sup> Laboratoire de Biomécanique, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, France.

Correspondance et tirés à part : B. Landjerit.

différents au cours des phases successives du mouvement, comme l'ont montré entre autres Hof *et al.* (9), Saïto *et al.* (26), Piera *et al.* (23), Andriacchi *et al.* (1), Plas *et al.* (24), notamment par l'analyse électromyographique de la chronologie des activités musculaires.

Il est reconnu que ces actions musculaires induisent des actions mécaniques de contact, variables dans les articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire, dont la mesure directe est très malaisée. Burnotte *et al.* (4), Nissan (16), Patriarco *et al.* (19), Harrington (8), Sanra *et al.* (25), et bien d'autres ont proposé des modèles dynamiques, malheureusement très imparfaits. Les conséquences de ces imprécisions dynamiques se font sentir sur le comportement du système articulaire, objet de la présente modélisation expérimentale.

Un symposium international récent relatif à la biomécanique du genou a permis de diffuser les derniers développements sur ce sujet à Nagoya, Japon. Paul (21) y a notamment présenté une synthèse intéressante.

Parmi les nombreux thèmes d'études, allant de l'articulation pathologique à celle du sportif de haut niveau, la simulation expérimentale dynamique du déplacement sur sol plat, du franchissement de plan incliné ou d'escalier essaie d'apporter des réponses aux problèmes couramment posés. À cette fin, l'analyse de la dynamique précise de l'articulation sous charge, d'abord intacte, puis traitée chirurgicalement, a été abordée. En effet, parmi les réparations envisagées, le remplacement prothétique s'impose chaque année davantage, et suscite des recherches finalisées toujours plus détaillées, comme le montre par exemple une synthèse récente de biomécanique clinique dirigée par Olivier (17). Les données, indispensables, d'actions musculaires et de liaisons, ont été étudiées d'après les résultats bibliographiques et après des analyses numériques complémentaires, malheureusement encore bien imprécises.

## MÉTHODE

L'étude présentée ici est relative au cas de la marche sur sol plat. Elle permet d'une part des comparaisons avec d'autres analyses relatives à ce type de déplace-

ment. D'autre part, elle aborde le problème des déformations des ligaments latéraux qui ont suscité assez peu la curiosité des chercheurs jusqu'à ces dernières années ; pourtant, par exemple, les accidents de ligaments latéraux internes dus à la pratique sportive deviennent nombreux, ce qui nécessite une connaissance approfondie de leur comportement biomécanique.

Cette étude a été, de plus, limitée aux seules phases d'appui monopodal selon Braune et Fisher (3) : les 12 phases d'appui monopodal notées 12 à 23 sur les 31 du pas complet sont, dans la littérature actuelle, décomposées en pourcentages du même pas, soit 35% de 25 à 60%. Le présent exposé conserve, pour des raisons pratiques, la chronologie initiale, qui a la même signification.

Le membre en appui a été modélisé, suivant le modèle de Winter *et al.* (29, 30), par un ensemble représentant le squelette jambier haubané principalement par les éléments musculaires suivants : fessiers, quadriceps fémoral, ischio-jambiers, triceps sural, tenseur du fascia lata et par le tendon rotulien. L'étude des actions mécaniques sur le squelette jambier en appui a obligé à considérer successivement 5 segments pris isolément : le corps sans la jambe en appui, la cuisse, la jambe, la rotule et le pied de la jambe en appui. Parmi les différentes expérimentations, la méthode d'analyse de Maquet (14), l'étude de Wagner *et al.* (28) ont aidé au calcul des actions musculaires et intra-articulaires. Ces valeurs ont été validées grâce à une confrontation avec des études antérieures : par exemple Perry *et al.* (22) ou Minns (15).

La simulation expérimentale a nécessité de considérer deux paramètres moteurs principaux synchronisés : le déplacement et l'action mécanique. Des études de Braune et Fisher (3), Maquet (14), Kurosawa *et al.* (11), ont été déduits la flexion-extension et l'effort quadricipital nécessaires à la simulation de marche sur sol plat. Cet effort quadricipital a été considéré comme «l'extenseur équivalent» du genou. L'influence des muscles stabilisateurs du genou, essentiellement les ischio-jambiers, n'a pas été jugée significative pour l'étude de la marche sur sol horizontal ; elle deviendrait certainement importante pour l'analyse d'autres mouvements nécessitant une plus grande flexion de l'articulation, tels que la montée ou la descente d'un escalier.

Le simulateur permettait à l'articulation de développer librement son propre mouvement pour une flexion imposée excédant 90°, conformément à la théorie de cinématique des solides en contact. En contrepartie, la commande de déplacement subissait en tant qu'action mécanique d'équilibration les effets de la force d'extension imposée à l'articulation.

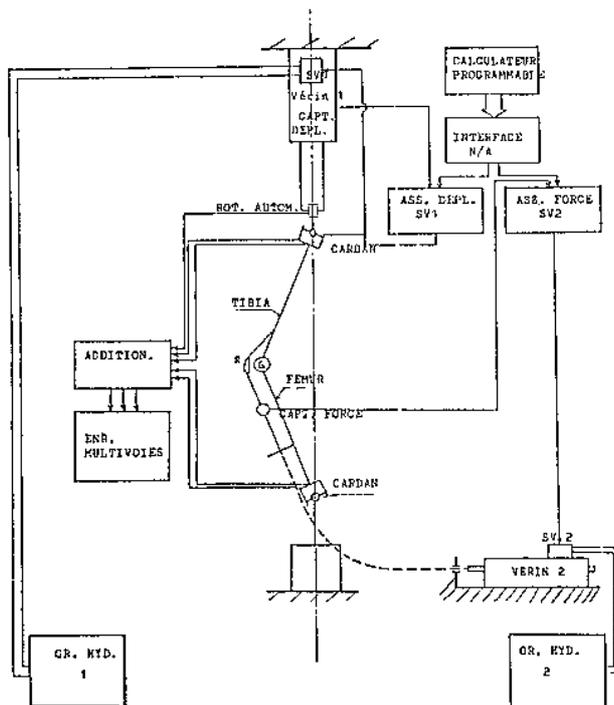
Par ailleurs, le comportement dynamique de l'articulation du genou a été évalué grâce à la mesure des déformations des ligaments latéraux.

La mesure était donc possible pour :

- les paramètres imposés : flexion et effort musculaire ;
- les mouvements de rotation axiale et varus-valgus ;
- les déformations des ligaments latéraux.

Les actions de contact intra-articulaires mentionnées précédemment ont été proposées à un développement ultérieur.

La figure 1 montre un schéma fonctionnel du simulateur : flexion-extension produite par un vérin V1, force quadricipitale produite par un vérin V2. Ces vérins étaient commandés par des servo-valves. Les deux signaux de commande, prélevés sur les capteurs respectifs de contrôle, étaient comparés à des signaux de consigne ; ils permettaient ainsi de réaliser l'asservissement synchronisé du système à double entrée en force et déplacement.

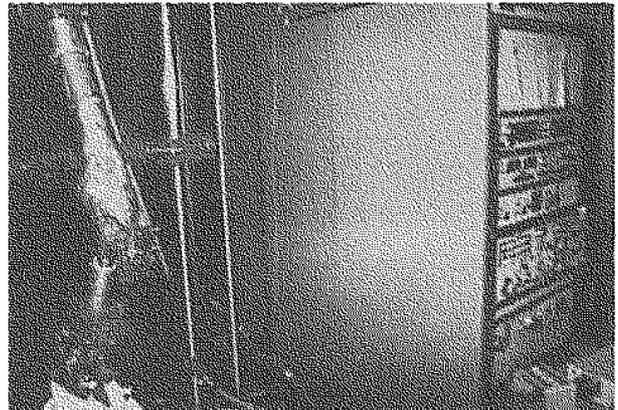


**Fig. 1.** — Schéma du simulateur de mouvements. La partie originale du dispositif réside dans le fait qu'un double asservissement synchronisé permet de piloter l'expérimentation à la fois en force et en déplacement. Le montage utilise une installation de presse hydraulique ; il est amovible et demande très peu de réglages lors de la mise en place.

La pièce anatomique, composant l'articulation du genou, était disposée tibia au-dessus du fémur pour faciliter la traction sur le quadriceps fémoral par câble. Elle était placée entre le plateau fixe d'une machine d'essais et son vérin V1 de commande de flexion-extension ; elle était liée au simulateur par des systèmes à cardans et des potentiomètres rotatifs qui permettaient les mesures de déplacements cités plus haut.

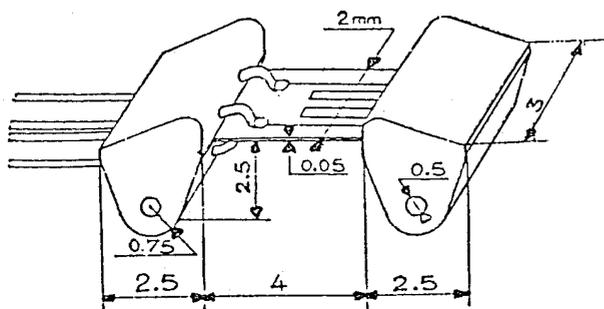
La partie fémorale était équipée de capteurs de flexion-extension et de varus-valgus partiels ; la partie tibiale était équipée en plus d'un capteur de rotation axiale. Ces cinq capteurs permettaient la reconstitution des trois composantes de la rotation spatiale de l'articulation.

La figure 2 donne une idée d'ensemble du montage en cours de fonctionnement.



**Fig. 2.** — Vue générale du dispositif expérimental. On distingue les différents éléments schématisés dans la figure précédente. Aux mesures de force et de déplacements il convient d'ajouter les mesures de déformations des ligaments latéraux, non visibles ici.

La figure 3 précise la forme des capteurs utilisés pour la mesure des déformations des ligaments latéraux, les seuls accessibles in situ actuellement. Ces capteurs s'apparentent à des portiques, à traverse déformable et poteaux rigides, dont les pieds étaient suturés aux ligaments de telle sorte que les liaisons soient assimilables à des liaisons «cylindriques». Les traverses étaient équipées de jauges extensométriques montées en demi-pont de Wheatstone, et les capteurs permettaient la mesure de déformations supérieures à 10%, soit 200  $\mu\text{m}/\text{m}$  pour une déformation ligamentaire de 1%. L'étalonnage a permis de constater une bonne linéarité des mesures par une corrélation de droite de régression de 0.98.



**Fig. 3.** — Le capteur de déformations. Ce capteur, en forme de portique, mis au point au laboratoire, permet d'ajuster la sensibilité de mesure en cas envisagé par simple variation de la hauteur des parties rigides. Ici, une hauteur de 2.5 mm a suffi aux mesures de déformations qui ne dépassaient pas 5%.

## RÉSULTATS ET DISCUSSION

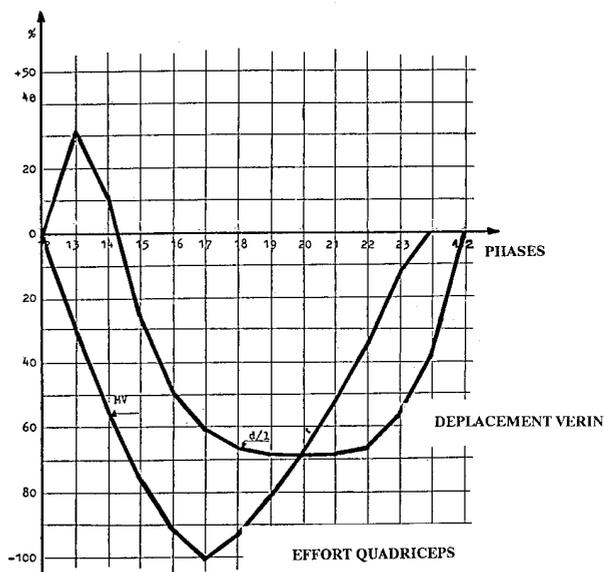
À partir des analyses bibliographiques et de mesures réalisées sur pièces anatomiques, la flexion de l'articulation au cours des phases d'appui monopodal a été quantifiée. Simultanément la courbe de force quadricipitale a été déterminée pour les mêmes phases. La figure 4 précise des courbes : les données, exprimées en pourcentage des valeurs maximales des tensions de commande, étaient utilisées en vue de la simulation expérimentale au niveau de la commande synchronisée ; par ailleurs, deux phases fictives (24 et 25) étaient ajoutées au cycle pour assurer le bouclage entre les phases (23) et (12) qui concrétisaient la répétition des phases d'appui monopodal.

Deux séries d'essais sont relatées ci-dessous.

### Prothèse semi-contrainte

Une première série d'expérimentations, relatives à la comparaison entre les comportements d'un genou intact, puis muni d'une prothèse à glissement, a permis de dégager des valeurs regroupées ci-dessous (fig. 5).

Les essais ont été conduits sur des pièces provenant de «dons du corps» conservés depuis moins de trois jours ; les donneurs étaient masculins et de taille proportionnée à celle de la prothèse disponible ; l'examen clinique et radiologique permettait de conclure à des articulations physiologiquement «normales».



**Fig. 4.** — Les variations synchronisées des paramètres imposés : force et déplacement.

Les valeurs en abscisse indiquent la suite des phases monopodales du mouvement simulé : de 12 à 23. Les deux dernières phases, de 23 à 12, servent uniquement au raccordement avec le cycle suivant.

Les valeurs en ordonnée indiquent un pourcentage de la tension maximale admissible aux potentiomètres de commande. Le réglage des gains d'amplification de signaux de commande, en déplacement comme en force, permet d'ajuster les valeurs désirées des données ; la force maximale exercée sur le tendon quadricipital peut ainsi être réglée en fonction de l'état mécanique supposé de la pièce anatomique.

La prothèse posée était du type «semi-contrainte» par la forme des glènes du plateau tibial creuses, et la présence d'une butée anti-récurvatum. La dissection des pièces anatomiques préservait l'articulation entourée de sa coque ligamentaire et le tendon quadricipital ; la partie supérieure du péroné était fixée rigidement au tibia qui subsistait sur les 25 cm proximaux ; le fémur distal était préservé sur 25 cm aussi. Les résultats présentés à la figure 5 inspirent les commentaires suivants :

Au cours d'un test, les signaux obtenus étaient parfaitement cycliques et aucune dérive n'était perceptible pour une durée de fonctionnement supérieure à deux heures. Cependant, la comparaison entre deux tests successifs a mis en évidence un léger déphasage entre les valeurs déduites des

paramètres imposés, ne confirmant pas exactement l'hypothèse initiale que le simulateur laissait le genou libre de développer et répéter son propre mouvement. Ce dernier constat, attribué au fait que le positionnement de l'articulation dans le simulateur n'était pas rigoureusement répété, a amené à repérer rigoureusement, selon un référentiel lié au bâti du simulateur, les positions initiales du fémur et du tibia à l'aide des potentiomètres de mesure des rotations.

Amplitudes	genou intact	genou prothèse
force quadriceps maximum	jusque 50 daN	jusque 130 daN
flexion-extension	27 degrés	21 degrés
Varus-Valgus	1 degré	1,3 degré
Rotation automatique	5 degrés	2 degrés
Déformation ligament latéral externe	3,5%	3,5%
Déformation ligament latéral interne	2,6%	2,8%

**Fig. 5.** — Première série d'expérimentations sur prothèse «semi-contrainte».

Ce tableau permet de visualiser la perte d'amplitude de la rotation axiale du tibia. L'effort a été porté jusqu'à 130 daN après pose de prothèse, afin d'assurer que cette perte de rotation axiale n'était pas due par exemple à un fonctionnement de genou plus ou moins contraint à cause de la présence de la prothèse. Cette hypothèse a été infirmée par le fait que les déformations des ligaments latéraux n'ont pas évolué significativement entre le cas du genou intact et le cas du genou prothésé.

Les résultats qui suivent sont relatifs aux rotations principales de l'articulation ainsi qu'aux déformations de ses ligaments latéraux ; ils s'appliquent à l'analyse de tests continus, et à la comparaison entre les comportements sous charges quadricipitales imposées de genoux intacts, puis équipés de prothèse à glissement. La prothèse, ne conservant pas les ligaments croisés, était pourvue d'une butée anti-récurvatum. L'expérimentation a été répétée trois fois et les valeurs indiquées représentent des moyennes.

— *Flexion-extension* : l'augmentation de la charge quadricipitale maximale sur l'articulation

prothétique par rapport à l'intacte n'était due qu'au souci de préserver la pièce anatomique avant l'implantation de la prothèse. L'angle mesuré était identique à la valeur imposée.

— *Varus-valgus* : son amplitude restait faible par rapport à celle de la flexion, tant pour le genou intact que prothésé.

— *Rotation automatique* : cette rotation était plutôt passive malgré la présence de la force quadricipitale ; mais si l'allure de la courbe était quasi inchangée entre genou intact et prothésé, l'amplitude de cette rotation était diminuée de plus de la moitié de sa valeur initiale (5° à 2°).

— *Tensions ligamentaires* : en extension maximale du genou (phases 18 à 20), les deux ligaments latéraux accusaient en phase une déformation maximale ; en flexion maximale (phases 12 à 13), ils semblaient détendus pour cause de nécessité de mise à zéro des signaux initiaux, mais cela ne pouvait indiquer un état neutre mécaniquement ; ces constats confirment la réalité clinique.

Cependant, les amplitudes de ces déformations avoisinaient 3° pour une simple flexion de marche sur sol plat ; elles montraient que le ligament interne se déformait un peu moins que l'externe, mais que la pose de la prothèse accroissait légèrement ces amplitudes.

### Prothèse «non contrainte»

Les premiers résultats, acquis en utilisant une prothèse dite «semi contrainte», ont permis de poursuivre des analyses complémentaires, relatives notamment à l'évolution des signaux dynamiques en fonction de la flexion sous charge monopodale pendant la marche sur sol plat. La figure 6 montre les graphiques relatifs au comportement d'un genou intact (6a) puis lésé et prothésé (6b).

Les expérimentations étaient réalisées suivant un protocole amélioré : le calage temporel des signaux a été réalisé par enregistrement d'une base de temps de synchronisation ; le valgus a été fixé à 5 degrés et la rotation axiale à 0 degré pour le genou en extension (phases 18-20) ; l'origine (0%) des déformations ligamentaires a été notée pour la flexion maximale du genou (phase 12-13). La prothèse utilisée était du type «non contrainte»

et était censée respecter les mouvements physiologiques. À partir de huit articulations dont les mesures ont donné lieu à exploitation, des valeurs moyennes ont été calculées, sans toutefois pouvoir donner lieu à interprétation statistique.

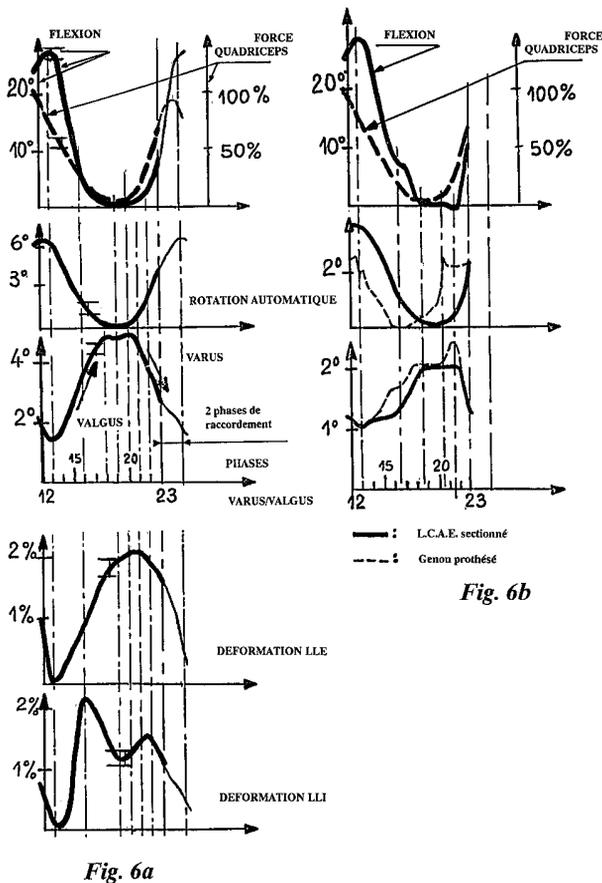


Fig. 6b

Fig. 6. — Deuxième série d'expérimentations sur prothèse «non contrainte».

a : genou intact.

b : genou sans LCAE, puis prothésé.

Seule une analyse fine des rotations de l'articulation et des déformations des ligaments latéraux, limitée aux amplitudes nécessaires à chaque mouvement, permet de discerner les différences entre genou intact, lésé, puis prothésé.

Section du LCAE et pose de prothèse n'ont pas engendré de variations significatives des déformations des ligaments latéraux ; par contre, ces deux opérations ont fortement diminué et déphasé les évolutions de la rotation axiale et du varus-valgus.

— *Articulation intacte* : La figure 6a visualise la comparaison chronologique des signaux suivants : force quadricipitale (FQ), flexion-extension (FE), rotation automatique (RA), varus-valgus

(VV), déformations des ligaments latéraux interne (LLI) et externe (LLE), en fonction des phases de marche sur sol plat selon Braune et Fisher.

Les résultats amènent les commentaires suivants : dès la phase 13, pour un angle de flexion correspondant au début de l'appui monopodal, alors que la force quadricipitale imposée décroissait, la rotation axiale était voisine de son maximum tandis que le valgus était au minimum de sa valeur et que les ligaments latéraux accusaient une déformation minimum aussi. Alors que tout au long de l'appui monopodal les valeurs de la rotation automatique et du valgus-varus évoluaient en sens contraires, les déformations de ligaments latéraux augmentaient toutes deux ; cependant, la variation de déformation du LLI était plus rapide que celle du LLE et atteignait son maximum dès la phase 16, pour diminuer entre les phases 17 et 19 avant de retrouver un second maximum vers la phase 21 ; le LLE subissait au contraire une croissance continue de sa déformation jusqu'au maximum atteint aussi vers la phase 21. Les deux ligaments se détendaient ensuite partiellement jusqu'en fin d'appui monopodal. L'observation simultanée des VV, RA, déformation du LLI entre les phases 16 et 21 laisse à penser que le genou, se mettant en valgus maximum au moment où il était en rotation interne maximum, contribuait à relâcher le LLI. Il faut se souvenir que le LLI est habituellement lié au ménisque interne, lequel lui impose sans doute une tension due à son propre mouvement. Par ailleurs, il convient d'observer qu'en extension (phase 19), le condyle interne repose au creux de la glène interne qui est concave, ce qui favorise le relâchement du LLI ; par contre, le condyle externe repose à cette même phase sur le sommet de la glène externe, convexe, ce qui peut expliquer la déformation du LLE proche de son maximum.

— *Articulation sans ligament croisé antéro-externe (LCAE)* : La première agression a concerné la section du LCAE ; l'observation chronologique des résultats reportés (fig. 6b) a permis les commentaires suivants : les tensions des ligaments latéraux n'ont pas subi de modifications significatives par rapport à celles qui étaient relatives au genou intact. La flexion mesurée semblait ne pas être conforme à la consigne donnée par

le simulateur : du fait de l'ablation du LCAE apparaissait en phases 16-17 un ressaut, et, par conséquent, un départ de l'articulation en léger récurvatum en phases 21-22 (valeurs négatives de flexion) avant de reprendre une valeur positive en fin de cycle ; ce constat peut s'expliquer par le fait qu'en fonctionnement normal et en extension le LCAE s'enroule autour du postéro-interne (LCPI), empêchant tout mouvement de « tiroir antérieur », donc de récurvatum. La rotation automatique, tout en accusant une baisse de sa valeur maximale, 4 degrés contre 6 pour le genou intact, gardait néanmoins une allure semblable à celle qui était observée sur le genou intact. Le varus-valgus présentait des pentes et ressauts assez brutaux, laissant penser à un genou instable ; il accusait une forte diminution d'amplitude par rapport au genou intact : 1 degré par rapport à 3. Cette variation est peut-être à rapprocher de celle de la rotation automatique qui faisait que sans LCAE, aux mêmes phases de flexion, les condyles ne touchaient pas les glènes tibiales aux mêmes endroits que pour le genou intact. Ce fait reste tout de même à vérifier par des expérimentations complémentaires.

— *Articulation prothésée* : Après section du LCAE des tentatives de pose de prothèse ont abouti pour trois sur les huit initiales, qui ont donné lieu à exploitation. En effet, le geste opératoire devait respecter un critère important qui était de préserver le comportement des LLI et LLE au mieux par le contrôle de leur tension en position d'extension du genou, et par conséquent un alignement correct des segments osseux suite à la pose de prothèse. Les commentaires suivants accompagnent la figure 6b : Les ligaments latéraux n'ont pas subi de déformations significativement différentes par rapport au cas du genou intact. La flexion-extension a connu sensiblement les mêmes variations que précédemment, pour le genou dépourvu de LCAE. Le varus-valgus a montré une instabilité accrue en raison de l'apparition d'un « pic » au moment du passage en léger récurvatum du genou en phases 21-22.

La rotation axiale a encore subi une diminution d'amplitude, passant à 2 degrés au lieu des 6 degrés constatés sur le genou intact, et des 4 degrés sur le genou dépourvu de LCAE. De plus, la courbe

de cette rotation automatique était déphasée, en avance sur celle du genou sans LCAE, et elle marquait un arrêt en fin d'appui monopodal ; ce dernier fait incite à examiner de près l'éventuel mouvement de « tiroir antérieur » qui pourrait se produire à ces phases. Il s'est confirmé que cette prothèse, annoncée pourtant comme prothèse « non contrainte », présentant des glènes tibiales moins concaves que celles de la précédente, mais une butée anti-récurvatum comme la précédente, n'autorisait pas une rotation axiale naturelle.

## CONCLUSION

Il semble bien que l'analyse du comportement mécanique de l'articulation du genou en mouvement doive s'accompagner de la considération réaliste d'actions musculaires et d'actions de contact intra-articulaires dynamiques. Ces forces conditionnent fortement les résultats, surtout en expérimentation in vitro. On peut cependant limiter la valeur des résultats bibliographiques exploités par le fait que les études considérées n'ont pas toutes pris en compte des notions telles que la minimisation d'énergie musculaire, ou des méthodes de prédiction théoriques telles que la programmation linéaire ou non linéaire. Une recherche dans ces domaines d'évaluation est en développement au sein du laboratoire. Par ailleurs, la même procédure d'expérimentation est en train de se développer pour l'étude des mouvements plus contraignants mécaniquement tels que montée ou descente d'escalier.

En conclusion de l'analyse du genou intact, il est possible d'affirmer que si l'observation clinique permet d'expliquer globalement le fonctionnement de l'articulation, cette explication a gagné, grâce aux mesures, à être quantifiée, malgré la dispersion inhérente à la nature même des corps d'épreuve.

Sans vouloir émettre un jugement définitif sur la qualification des prothèses à glissement du genou, il semble tout de même établi que ces prothèses, qui se veulent anatomiques et fonctionnelles, devraient s'attacher à satisfaire davantage les fonctions, au risque de se trouver moins anatomiques. À titre d'exemple, la limitation de la rotation axiale provoque certainement des effets de surcontrainte de type torsion sur le plateau

tibial. Par ailleurs, les évolutions temporelle et particulière des pressions intra-articulaires sur le plateau tibial, en grandeur et direction doivent engendrer des variations de contraintes à l'interface os-prothèse ; mais une telle étude nécessite l'apport de la modélisation numérique, qui est entreprise actuellement.

### BIBLIOGRAPHIE

1. Andriacchi T. P., Anderson G. B., Fermier R. W., Stren D., Galante J. O. A study of lower limb mechanics during stair climbing. *J. Bone Joint Surg.*, 1980, 62-A, 749-757.
2. Blasharski D. A., Somerset J. H. A three dimensional study of the kinematics of the human knee. *J. Biomec.*, 1985, 8, 375-384.
3. Braune W., Fisher O. Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen. *Abh. der Math. Phys. Classe der Ges. der Wis., Leipzig*, 1898, 15-7-114 (reprint).
4. Burnotte J., Jourdain M., Blaimont P., Fairen M., Halleux P. Contribution à l'étude des contraintes fémoropatellaires. *Acta Orthop. Belg.*, 1976, 42, 144-152.
5. Dimnet J., Carret J. P., Gonon G., Fischer L. P. A technique for joint center analysis using a storer program calculator. *J. Biomec.*, 1976, 7, 771-778.
6. Duke R. P., Somerset J. H., Blasharski P., Muray D. G. Some investigations of the accuracy of knee joint kinematics. *J. Biomec.*, 1976, 10, 659-673.
7. Grossiord A. Les variations angulaires des grandes articulations du membre inférieur au cours de la marche. *Ann. Med. Phys.*, 1958, 1-4.
8. Harrington I. J. Static and dynamic loading patterns in knee joint with deformities. *J. Bone Joint Surg.*, 1983, 65-A, 247-259.
9. Hof . . L., Pronk C. N. A., Van Best J. A. Comparison between EMG to force processing and kinetic analysis for the calf muscle moment in walking and stepping. *J. Biomec.*, 1987, 20, 167-178.
10. Kapandji A. Physiologie articulaire ; schémas commentés des mécaniques humaines. Maloine, Paris, 1966, tomes I et 2.
11. Kurosawa H., Walker O. S., Abe S., Garg A., Hunter T. Geometry and motion of the knee for implant and orthopedic design. *J. Biomec.*, 1986, 18, 487-499.
12. Landjerit B., Blesbois F., Deze J. F. Biomechanical analysis of a knee joint : kinematic measurements. *Internat. Biomech.*, 1979, 2, 496-502.
13. Landjerit B., Thoutor M. Humain gait analysis and applications. *Series of Intern. Fed. Automatic Control*, 1983, pp. 23-38.
14. Maquet P. G. J. Biomécanique du genou : application à la pathogénie et au traitement chirurgical de la gonarthrose. Springer-Verlag, Heidelberg, 1977.
15. Minns R. J. Forces at the knee joint : anatomical considerations. *J. Biomec.*, 1980, 14, 633-643.
16. Nissan M. Review of some basic assumptions in knee biomechanics. *J. Biomec.*, 1979, 13, 375-381.
17. Olivier H. Directeur de publication : Les prothèses totales du genou ; Cahiers d'enseignement de la Sofcot, Collection dirigée par Duparc J., 1989 ; Expansion scientifique française ; 209 pages.
18. Pandy M. G. An analytical framework for quantifying muscular action during human movement ; Multiple muscle systems : Biomechanics and movement organization. Springer-Verlag, Heidelberg, 1990, 42, 653-662.
19. Patriarco A. G., Mann R. W., Simon S. R., Mansour J. M. An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. *J. Biomec.*, 1981, 14, 513-525.
20. Paul J. P. Approaches to design : force actions transmitted by joints in the human body. *Proc. R. Soc. Lond. B.*, 1976, 192, 163-172.
21. Paul J. P. Mechanics of the knee joint and certain joint replacements. *Proceedings of the International Symposium on Total Knee Replacement, May 19-20, 1987 ; Nagoya Japan, Springer-Verlag, Tokyo*, 1988, pp. 25-35.
22. Perry J., Antonelli D., Ford W. Analysis of knee joint forces during flexed knee stance. *J. Biomec.*, 1975, 57-A, 961-967.
23. Piera J. B., Grossiord A. La marche. *Encycl. Med. Chir. Paris. Kinésithérapie*, 1975, 4.4.02 ; 26013 A.10 et A.15.
24. Plas F., Viel E., Blanc Y. La marche humaine. *Monographies de l'École des cadres de Kinésithérapie de Bois Larris. Masson, Paris*, 1983, 3<sup>e</sup> édition.
25. Sandra J. O., Winter D. A. Prediction of knee and ankle moment of force in walking from EMG and kinematic data. *J. Biomec.*, 1985, 18, 9-20.
26. Saito S., Yamanobe H., Tsukahara S. A photoelectronic device for recording of three dimensional positional changes and its application to analysis of human motion. *Tohoku J. exp. Med.*, 1974, 113, 25-35.
27. Van Ingen Schenau G. J., Bobbert M. F., Van Soest A. J. The unique action of bi-articular muscles in leg extensions. *Multiple muscle systems : Biomechanics and movement organization. Springer-Verlag, Heidelberg*, 1990, Ch. 41, 639-652.
28. Wagner J., Bourgeois R., Hermanne E. Comportement mécanique du cadre tibio-péronier dans les genoux valgum et varum. *Acta Orthop. Belg.*, 1982, 48, 57-92.
29. Winter D. A. The biomechanics and motor control of human gait. *University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, Canada*, 1987.
30. Winter D. A., Sandra J. O., Conrad J., White S. C., Ounpuu S., Gage J. R. Adapability of motor patterns in pathological gait ; Multiple muscle systems : Biomechanics and movement organization, Springer-Verlag, Heidelberg, 1990, Ch. 44, 680-693.
31. Yamaguchi G. T. Performing whole body simulations of gait with 3D dynamic musculoskeletal models. *Multiple muscle systems : Biomechanics and movement organization. Springer Verlag, Heidelberg*, 1990, Ch. 43, 663-679.

### SAMENVATTING

*B. LANDJERIT en M. THOUROT. Gaaf, gekwetst, geproteseerd kniegewricht. Experimentele dynamiek in vitro en bij horizontale mars.*

Een experimentele studie van de bewegingen van het humane kniegewricht werd gedaan met behulp van een simulator.

Het gaat om anatomische segmenten die beschadigd werden t.h.v. de kruisbanden en de menisci en vervolgens ook knieën waarop er een totaalprothese geplaatst werd.

Hierdoor werden kinematische parameters van axiale rotatie en varus-valgus van de tibia, volgens de flexie-extensiestand, bepaald. Hiermee werden de deformaties van de laterale ligamenten bestudeerd.

De onderzochte bewegingen waren in dit werk beperkt tot de horizontale mars; voor de simulator is echter een analyse van de andere bewegingen, zoals het bestijgen of het afdalen van een trap ook mogelijk.

De resultaten van 8 experimenten maken een differentiatie mogelijk tussen de skeletrotatie waarden en de ligamentmisvormingen bij gave, gekwetste en geproteseerde knie.

### SUMMARY

*B. LANDJERIT and M. THOUROT. Level walking in vitro experimental simulation of an intact, injured, and repaired knee joint.*

In vitro simulation of knee joint movement during walking on flat ground was developed in this exper-

imental study. Such movements are of interest for surgical and rehabilitation medicine in order to improve knowledge in the field of dynamic behavior of the knee joint during the entire range of motion: spatial kinematics and strains and stresses on the different components, in the case of intact knee, as well as of the operated one. As internal strains and stresses could not be measured directly, the aim of this experimental study was also to simulate such factors in a model using experimental input data.

A simulator of joint flexion was built: it was composed of a hydraulic universal testing machine which allowed the main flexion-extension of the knee joint and an additional hydraulic device to impose the quadriceps force which represented the muscular action, synchronized with the imposed flexion-extension. The anatomical automatic passive rotation and valgus-varus motion were freely allowed, and these were measured during joint motion. In addition the lateral ligaments were fitted with strain sensors in order to measure their time-dependent behavior. The imposed flexion motion and quadriceps force were also measured to verify that they were accurately synchronized.

The time-dependent values of force and flexion were taken from the literature. The analysis gave the mean result of eight reliable knee joint determinations: first of all intact, then after removing the anteroexternal cruciate ligaments, and finally after joint replacement by total knee prosthesis. One main conclusion was the comparison between automatic rotations, which decreased significantly after prosthesis surgery. Another interesting result concerned the comparative measured level of lateral ligament strains during flexion-extension of the knee joint.