

CINÉMATIQUE SPATIALE DE L'ARTICULATION FÉMORO-TIBIALE DU GENOU HUMAIN : CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE ET IMPLICATIONS CHIRURGICALES

B. LANDJERIT¹, M. BISSERIE²

La flexion complète de l'articulation du genou humain a été étudiée expérimentalement, par application de la théorie de la cinématique spatiale des solides liés entre eux.

L'étude a concerné des pièces anatomiques intactes, puis dépourvues de ménisques, enfin dépourvues du ligament croisé antéro-externe.

La cinématique spatiale théorique, prenant sa source dans l'expression du champ des vitesses du solide mobile, a permis, par transposition, d'exprimer les déplacements incrémentaux du tibia, considéré comme solide mobile, par rapport au fémur qui jouait le rôle du solide de référence.

Le mouvement de rotation a été déterminé comme étant le degré de liberté principal ; il a été réparti en composantes de flexion-extension, rotation axiale, et rotation de varus-valgus, par projections orthogonales sur des repères physiologiques.

La détermination de l'axe de viration a permis de définir un lieu géométrique, considéré comme zone centrale du mouvement de rotation de l'articulation. Cette approche tridimensionnelle fait opposition aux classiques, mais trop approximatives, estimations de «centre instantané de rotation», valables uniquement en mouvements plans.

Après huit expérimentations, les résultats, ramenés à des valeurs moyennes, ont été discutés et mis en relation avec des données relatives à la conception de prothèses totales de genou.

Keywords : spatial kinematics ; knee joint ; experimental study.

Mots-clés : cinématique spatiale ; genou ; étude expérimentale.

INTRODUCTION

L'articulation du genou humain suscite depuis de nombreuses années l'intérêt, au sens biomécanique, des chercheurs, des cliniciens et des ingénieurs pour diverses raisons :

Sa situation stratégique, entre la hanche et la cheville, lui confère un rôle d'articulation intermédiaire qui influence fonctionnellement ses voisines tout en subissant les actions de celles-ci au cours de mouvements très variés du corps, notamment celui de la locomotion, et plus encore celui du franchissement d'obstacles (pentes, escaliers ...), sans oublier les préoccupations d'ordre sportif.

Sa conformation anatomique, aux surfaces articulaires non congruentes, lui confère une architecture compliquée et fragile, intrinsèquement instable, heureusement renforcée par des environnements capsulo-ligamentaire et musculaire importants.

Son rôle fonctionnel, enfin, lui attribue une cinématique spatiale complexe et une dynamique de solides, liés entre eux mais très différents, tels

¹ Laboratoire de Biomécanique, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 75013 Paris, France.

² Service de Chirurgie Orthopédique, Hôpital Saint François, Clinique du Sport, 75018 Paris, France.

Correspondance et tirés à part : B. Landjerit, Laboratoire de Biomécanique, École Nationale des Arts et Métiers, 151, Boul. de l'Hôpital, 75013 Paris, France.

que os, ligaments, muscles, cartilages, ménisques, aux comportements matériels et structurels très variés.

Pour ces trois raisons essentielles, de nombreuses contributions propres à accroître la connaissance du fonctionnement cinématique de cette articulation ont déjà été apportées. Se référer par exemple à Trent *et al.* (37), Kummer (13), Grood *et al.* (10), Andrews (1), Brunet (5), Rutledge (33), Yogia (40). Les investigations ont été surtout expérimentales à but d'application clinique immédiate, parfois théoriques dans le but de réaliser un modèle explicatif qui se substituerait aux exigences expérimentales sur sujets vivants ou sur pièces anatomiques.

Cependant, très peu d'études ont été réalisées dans le domaine de la cinématique spatiale de l'articulation du genou, au cours de la flexion-extension complète, afin de déceler par exemple les effets de traumatismes ou de malformations sur ces mouvements. C'est ce que firent par exemple Morrey *et al.* (25), Dimnet *et al.* (6), Soudan *et al.* (35), Landjerit *et al.* (14).

L'activité présentée ici s'est dans un premier temps portée sur les développements complémentaires des aspects théorique et expérimental de la méthode proposée. La cinématique théorique spatiale des solides liés n'a donc été développée que pour être mise au service de l'analyse des mesures tridimensionnelles du mouvement. Tout en se limitant à la seule analyse de l'articulation fémoro-tibiale, le présent travail n'ignore pas l'existence de l'articulation fémoro-patellaire, comme il sera montré dans la description du protocole expérimental. Cependant l'accent a été porté sur l'étude cinématique du mouvement complet de flexion-extension de l'articulation citée par une approche globale du problème au sens du biomécanicien. Des études plus spécifiques traitent par ailleurs de mouvements particuliers, par exemple marche sur sol plat, montée ou descente d'escaliers, en privilégiant l'aspect dynamique, comme par exemple celles de Maquet (17), Andriacchi (2), Sandra *et al.* (34), Paul (26). La plupart des préoccupations ont pour but l'amélioration du traitement chirurgical orthopédique.

MÉTHODE

Les antécédents

Historiquement, la représentation plane des mouvements dans l'espace a tenté bon nombre de chercheurs. Les premiers travaux qui ont laissé une trace scientifique exploitable, par exemple ceux de Marey (19, 20) ont permis de jeter les bases d'une cinématique du geste et de la locomotion ; ils ont permis de détruire un certain nombre d'idées fausses issues de l'imagination d'observateurs dépourvus de moyens expérimentaux fiables. Avec Muybridge, dès 1879, Marey et ses collaborateurs dont Demeny (21), Pages (22), ont affiné leur technique, alliant notamment la mesure des forces par capteurs de pressions à celle du mouvement en deux, puis trois dimensions, grâce à la mise en œuvre de moyens photographiques fixes et mobiles fort ingénieux.

La biodynamique ostéo-articulaire naissait seulement, mais elle était déjà majeure par ses concepts fondamentaux.

Au plus près de nos préoccupations, des chercheurs tels que Braune et Fisher (4), Grossiord (11), Plas *et al.* (30), ont analysé le mouvement des membres inférieurs du marcheur, en proposant une décomposition de la séquence de marche en phases temporellement équidistantes, ou en découpant cette séquence en pourcentage du pas. D'autres équipes, telles que celles de Kapandji (12), Menschick (23, 24), ont étudié le mouvement de l'articulation du genou, mais toujours en le rapportant à un mouvement plan. Ces études ont néanmoins permis de mettre en évidence des phénomènes liés au roulement et au glissement séparés ou combinés, aux contacts intra-articulaires fémoro-tibial et fémoro-patellaire.

Plus récemment encore, par exemple avec Maquet (16, 18), sont apparues des études prenant en compte le caractère spécifique des mouvements de ces segments osseux. Les amplitudes des déplacements étudiés étaient limitées à celles de la marche sur sol plat, mais ces études prenaient en compte l'influence mécanique de groupes musculaires et celle d'actions mécaniques externes telles que le poids propre du sujet.. D'autres analyses, telles que celles de Pedotti *et al.* (28), Landjerit *et al.* (15) prenaient en compte l'action du sol sur le membre porteur pour analyser la dynamique du mouvement ostéo-articulaire pendant la marche sur sol plat, ou en franchissement d'escalier.

Les observations et hypothèses liées à l'articulation

Ces analyses bibliographiques ont amené à considérer que l'étude de la dynamique articulaire ne peut se concevoir qu'expérimentalement, mais au moyen d'un support théorique que constitue la dynamique spatiale des solides liés.

L'analyse du mouvement de l'articulation du genou humain se fonde essentiellement sur l'observation anatomique. Sans vouloir détailler et répéter ce que d'excellents ouvrages d'anatomie comme ceux de Testut (38), Pauwels (27), ou Platzer/Cabrol (31), ont fort bien décrit, il convient de préciser certaines données biomécaniques en liaison indispensable avec la formulation théorique du problème.

L'articulation du genou est double : fémoro-tibiale et fémoro-patellaire, mais seule la première est en cause ici. La figure 1 montre les principaux éléments de l'ensemble. Les trois os qui la forment sont en contact d'une part au niveau des condyles fémoraux s'appuyant sur les glènes du plateau tibial, d'autre part au niveau de la rotule qui coulisse dans la trochlée fémorale. La stabilité antéro-postérieure et la flexion-extension sont supposées aidées par les ligaments croisés. La stabilité latérale est supposée aidée par les deux ligaments latéraux. D'importants renforcements capsulaires, les coques condyliennes postérieures, s'opposent, en hyperextension, au recurvatum accidentel. Les ménisques jouent un double rôle : répartiteurs de pression quand le genou est en charge, éléments complémentaires dans la congruence des surfaces articulaires tout au long du mouvement.

Au cours de la flexion du genou, d'amplitude moyenne 140°, le mouvement tibial peut être schématisé comme suit, selon Kapanji (12) : on observe dans le plan sagittal, à partir de l'extension complète, une première séquence essentiellement «de roulement» sur environ 20°, puis une deuxième séquence, entre 20° et 140° de glissement prépondérant associé au roulement, du plateau tibial par rapport aux condyles fémoraux.

Pendant ce temps, une rotation synchrone du tibia, dite rotation automatique ou rotation axiale, se développe autour d'un axe parallèle à son axe anatomique, pour une amplitude approximative de 15° ; ce mouvement peut être assimilé à un pivotement au sens biomécanique.

Toujours en synchronisme, la forme des condyles fémoraux et des glènes tibiales permet l'observation simultanée d'un varus-valgus du tibia, qui peut être assimilé biomécaniquement à un mouvement de rotation pendulaire, pour un amplitude moyenne de 10°

autour d'un axe perpendiculaire à son axe anatomique et sensiblement parallèle au plan sagittal à la rotation axiale près. En ce qui concerne le mouvement fémoro-patellaire, on constate que l'appui et le glissement de la rotule sur la trochlée permettent le mouvement fémoro-tibial, en assurant la stabilité antéro-postérieure du genou sous l'action des forces musculaires résistantes exercées par le quadriceps. Les cartilages recouvrant les zones de friction, lubrifiées par un liquide synovial performant, autorisent ces mouvements pratiquement sans frottement, le coefficient de résistance au glissement étant estimé très inférieur à 1/100°.

L'assimilation de cette articulation à un mécanisme oblige à émettre certaines hypothèses : pour qu'il soit possible d'associer la théorie de la cinématique spatiale des solides à l'analyse d'un tel mouvement, il faut supposer que ces *solides soient indéformables*. Pour qu'il soit possible de considérer l'architecture ostéo-ligamentaire réelle, il faut supposer que ces *liens soient de nature filaire et indéformable*. Pour considérer l'hypothèse de solides liés, il faut assurer le contact permanent entre les éléments constitutifs.

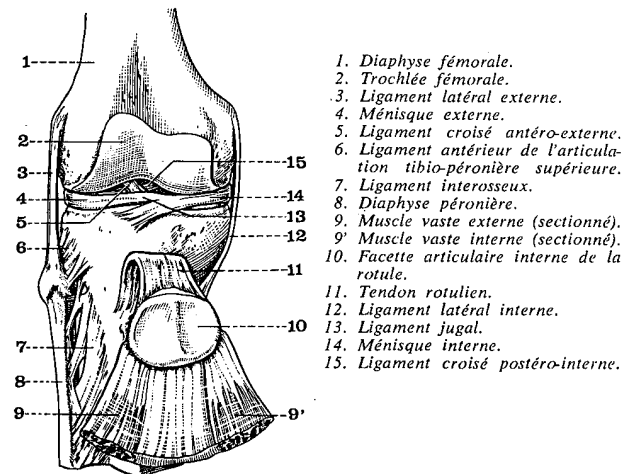


Fig. 1. — Vue anatomique de l'articulation du genou. L'étude présentée ici s'intéresse au couple fémoro-tibial muni de ses ligaments et ménisques. On considère le fémur fixe et on imprime une flexion ou une extension au tibia. Les valeurs des trois rotations physiologiques composantes sont analysées à l'aide d'un programme de calcul par application de la théorie de cinématique des solides en contact. D'après «Anatomie», Tome 3, A. Bouchet, J. Cuilleret, Simep Éditeur, Villeurbanne.

LES MOYENS

La théorie

Cette étude théorique n'a pas pour but s'établir un modèle mécanique de genou plus ou moins éloigné de la réalité. Elle trouve plutôt ici son application dans l'analyse expérimentale du mouvement de l'articulation du genou.

La figure 2 représente un solide de référence (0) auquel est lié un système d'axes orthonormé [OXYZ]; c'est, dans l'exemple expérimental développé plus loin, le fémur. Un solide (1), mobile, représenté par le tibia, est animé d'un mouvement spatial par rapport à la référence. Du fait de son indéformabilité supposée, le tibia présente dans son déplacement toutes les caractéristiques d'un champ de vitesses équiprojectif, donc assimilable à un champ de moments au sens de la théorie vectorielle. Il est donc possible d'appliquer la relation fondamentale <<1>> de la cinématique du solide au mouvement du tibia. Cette relation définit, relativement à la référence fixe fémorale, le vecteur vitesse instantanée d'un point du tibia $\langle \vec{V}_{10}(B/t) \rangle$, connaissant le vecteur vitesse instantanée d'un autre point <A> du même os $\langle \vec{V}_{10}(A/t) \rangle$. Le vecteur rotation instantanée $\langle \vec{\Omega}_{10}/t \rangle$ est unique pour tout le solide mobile composé du tibia.

$$\langle\langle 1 \rangle\rangle: \quad \vec{V}_{10}(B/t) = \vec{V}_{10}(A/t) + \vec{\Omega}_{10}/t \wedge \vec{AB}$$

On définit par ailleurs un axe instantané $\langle \Delta_{10}/t \rangle$ du mouvement du tibia, qui porte le vecteur rotation précédemment défini $\langle \vec{\Omega}_{10}/t \rangle$, et un vecteur translation instantanée $\langle \vec{V}_{10}/t \rangle$ du solide mobile. Cet axe et ces deux vecteurs définissent complètement le mouvement composé d'une rotation et d'une translation instantanées simples, défini comme un mouvement hélicoïdal instantané.

$$\langle\langle 2 \rangle\rangle: \quad [\vec{V}_{10}(B/t)] * dt = [\vec{V}_{10}(A/t)] * dt + .[\vec{\Omega}_{10}/t \wedge \vec{AB}] * dt$$

Le traitement de cette relation, par ses projections orthogonales sur un système d'axes liés au fémur comme solide de référence, fait apparaître qu'un troisième point <C>, appartenant aussi au tibia mobile, est nécessaire à la résolution du

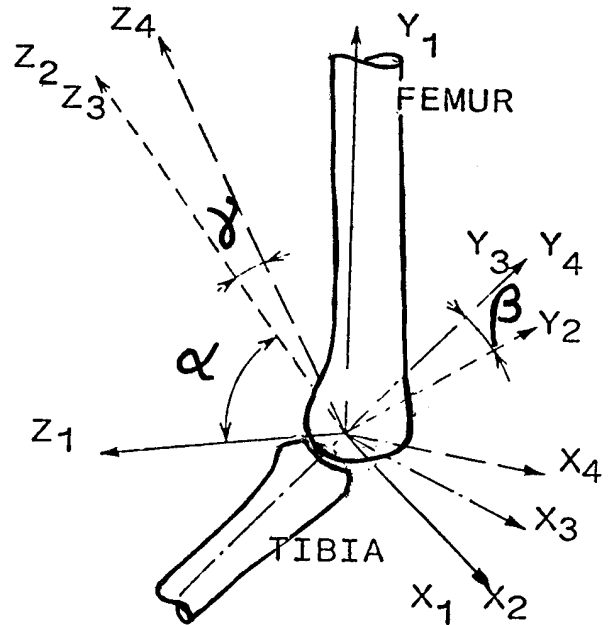


Fig. 2. — Représentation des trois rotations principales composant le déplacement résultant de rotation : dt. Le repère initial (ou à l'instant t) est [O X1 Y1 Z1]; le repère final (ou à l'instant t + dt) est [O X4 Y4 Z4]. Les angles de rotation composant la rotation résultante sont :

- α = Flexion-extension, autour de l'axe X1 ;
- β = Varus-valgus, autour de l'axe Z2 ;
- γ = Rotation axiale, autour de l'axe Y3.

Ne perdant pas de vue que cette théorie doit s'appliquer à une analyse expérimentale au protocole soigneusement défini, la considération du potentiel expérimental disponible a conduit à utiliser une méthode d'analyse à partir de mesures de déplacements. Il convient donc d'exprimer la relation des vitesses <<1>> en relation de déplacements <<2>>, le terme <dt> signifiant un accroissement de temps séparant deux positions successives du tibia mobile.

système d'équations projetées. La considération d'une deuxième équation vectorielle <<3>> du même type que la précédente <<2>>, permet de trouver la solution au problème numérique. Ce constat est vérifié dans le cas général de l'étude

des déplacements spatiaux, car pour déterminer les six composantes du mouvement d'un solide

$$\langle\langle 3 \rangle\rangle : [\vec{V}_{10}(C/t)] * dt = [\vec{V}_{10}(A/t)] * dt + [\vec{\Omega}_{10}/t \wedge \vec{AC}] * dt$$

En définitive, une combinaison de trois projections des deux dernières relations permet de définir la direction de l'axe $\langle\Delta_{10}/t\rangle$ du mouvement «instantané» du solide mobile. La définition des coordonnées «instantanées» de cet axe permet de situer celui-ci complètement dans le repère fixe du fémur. On a ainsi la connaissance complète de l'évolution spatiale de l'axe de viration du mouvement.

Pour sa part, le vecteur rotation instantanée du solide mobile $\langle\vec{\Omega}_{10}/t * dt\rangle$ n'est autre que la somme géométrique des trois rotations physiologiques représentées figure (2), pour peu que les axes représentent correctement l'anatomie du corps mobile par rapport au corps fixe de référence ; d'où :

$(\vec{\Omega}_{10}/t) * dt * \vec{x1} = \alpha$ = Flexion-extension associée au roulement et au glissement ;

$(\vec{\Omega}_{10}/t) * dt * \vec{z2} = \beta$ = Varus-valgus associé à la rotation pendulaire ;

$(\vec{\Omega}_{10}/t) * dt * \vec{y3} = \gamma$ = Rotation automatique ou axiale associée au pivotement.

Pour ce qui concerne la translation instantanée du solide mobile, l'observation du mouvement du tibia le long de l'axe de viration montre qu'elle est très petite : elle ne nécessite pas d'être explicitée ici, car les vérifications expérimentales réalisées par l'analyse ont confirmé cette observation. En effet, pour un genou dépourvu de laxité latérale ce mouvement quasi latéral n'est pas possible.

La conséquence, au plan expérimental, de cette analyse est que les trajectoires de trois points appartenant au tibia doivent être définies, par une chronologie précisée par un intervalle de temps $\langle\delta t\rangle$, fini pour pouvoir être mesurable, mais assez faible pour permettre la reconstitution des paramètres du mouvement par application incrémentale de la relation fondamentale transposée $\langle\langle 2 \rangle\rangle$.

Moyen expérimental

Les conditions de l'étude théorique exposée précédemment ont permis de définir le protocole

dans l'espace il faut d'abord définir trois points appartenant au solide.

expérimental schématisé par l'organigramme de la figure 3.

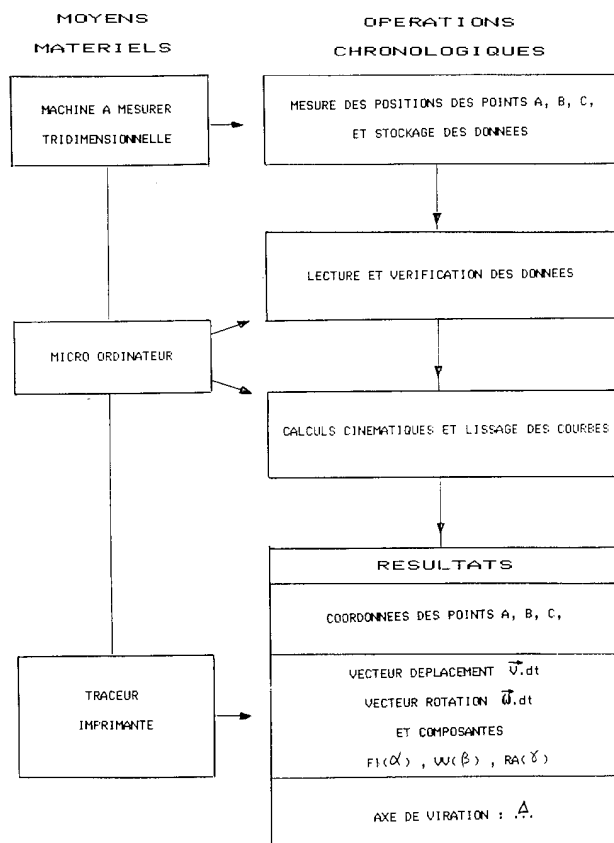


Fig. 3. — Organigramme de l'acquisition et du traitement des données. À partir de la connaissance des positions successives des trois points mobiles A, B et C, il est possible de déduire la trajectoire des points, puis la séparation de la rotation globale en trois rotations physiologiques repérées par rapport aux axes anatomiques des segments osseux. L'axe de viration est défini au cours de la même analyse.

Les études ont été menées sur dix pièces anatomiques au cours d'une flexion-extension complète du genou. L'analyse a porté essentiellement sur les points suivants :

— reconstitution des trajectoires des trois points représentant le tibia comme solide mobile ;

- détermination des trois rotations physiologiques définies précédemment ;
- détermination des caractéristiques de l'axe de viration ;
- vérification de l'hypothèse de non existence de la translation le long de cet axe pour un genou «normal».

Les articulations prélevées ont été examinées cliniquement et par radiologie avant d'être sélectionnées comme pièces exemptes de laxité et d'arthrose. Elles ont été prélevées sur des sujets masculins, conservés par embaumement, eu égard au temps nécessaire aux préparations et aux expérimentations.

Les pièces anatomiques, intactes puis traitées par deux lésions successives, ménissectomie puis section du ligament croisé antéro-externe, ont été traitées avant expérimentation de la manière suivante :

- prélèvement des joints articulaires avec respect du tibia et du fémur sur une longue minimum de 25 cm ;
- vissage en place de la tête du péroné sur le tibia pour respecter l'appareil ligamentaire ;
- respect des parties molles entourant la double articulation, tout en préservant une longueur osseuse suffisante aux besoins expérimentaux ;
- conservation du tendon quadricipital afin d'assurer le contact fémoro-patellaire et fémoro-tibial au cours du mouvement ;
- réalisation des lésions par résection minimale de la capsule articulaire suivie de suture de consolidation ;
- réalisation des expérimentations sous humidité constante pour compenser les pertes liquidiennes.

Les expérimentations ont été réalisées sur le dispositif suivant, illustré par la figure 4 :

Le plan «sagittal» a été disposé horizontalement pour faciliter la prise d'informations relative au déplacement du tibia.

Le rôle de solide de référence a été attribué au fémur qui a été bloqué sur une table rigide. Le fémur était préalablement traversé par deux broches cylindriques de fixateur externe, parallèles entre elles, parallèles au plan sagittal estimé ana-

tomiquement, perpendiculaires à l'axe diaphysaire du fémur. Ce dispositif permettait de réaliser la flexion-extension du genou en contact interne, puis externe, forcés ; il permettait aussi un blocage efficace du fémur assimilable à un encastrement ; de plus il était parfaitement reproductible d'une expérimentation à l'autre, l'interruption par démontage étant nécessaire pour pratiquer les lésions.

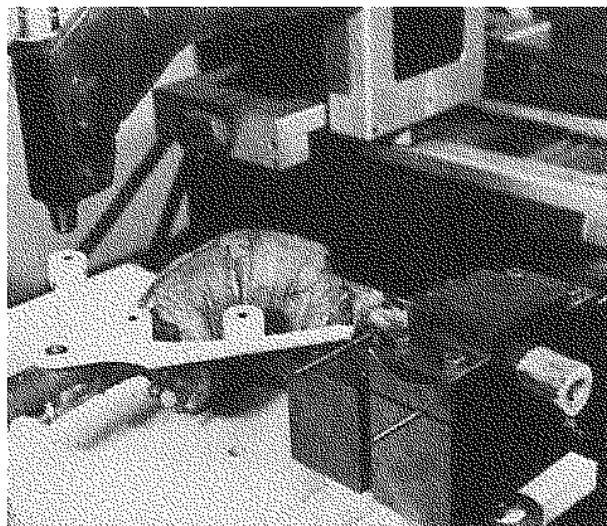


Fig. 4. — Dispositif de contention de la pièce anatomique et de mesure des positions successives du tibia. Le plan «sagittal» a été disposé horizontalement pour permettre, en l'absence de forces musculaires, d'assurer un contact fémoro-tibial conforme aux hypothèses de cinématique des solides liés. Cette disposition a permis de réaliser un mouvement de flexion-extension reproductible dans le temps.

Sur le tibia était fixé un support sur lequel trois miroirs réfléchissants, gravés chacune d'un repère cruciforme, matérialisaient les trois points <A>, , et <C> définis précédemment. Il était ainsi possible de relever les positions successives du tibia par rapport au fémur au cours du mouvement du genou.

Un tube de microscope, fixé sur un système de trois tables micrométriques formant un trièdre orthonormé, permettait de suivre le déplacement de chaque point par visée optique précise. Duke *et al.* (7) avait émis les conditions de précision indispensables à la réussite de mesures de cette nature. Le dispositif ainsi réalisé consentait une erreur de mesure inférieure au 1/100^e de mm suivant chaque axe de mesure.

Un dispositif d'entraînement du tibia en flexion-extension permettait de fixer approximativement l'incrément de déplacement à une valeur de 5° , ce qui permettait de définir un mouvement par environ 25 positions successives. De plus il laissait libres la rotation axiale et le varus-valgus du tibia.

Les positions successives des trois points mobiles étaient ainsi repérées. Un système de roues codées liées aux vis micrométriques des *trois tables croisées* permettait les mesures nécessaires. À chaque point correspondaient trois coordonnées cartésiennes, soit neuf coordonnées par position, ou en moyenne deux cents valeurs numériques par déplacement de flexion et d'extension de l'articulation. Le stockage de ces valeurs autorisait leur analyse selon l'organigramme représenté figure (3). Un programme informatique spécifique a été développé à l'occasion de cette étude.

Moyen et processus d'analyse ; remarques préliminaires à l'analyse

Dans le respect de l'hypothèse d'une articulation de genou douée d'un degré de liberté, en rotation, résultant des trois composantes de rotation définies précédemment, l'analyse a porté sur les composantes de valgus-varus et rotation axiale rapportées à la flexion. D'abord analyse d'une articulation intacte, puis comparaison à elle-même après lésions chirurgicales, par ménissectomie du côté chargé du genou, puis par addition de la section du ligament croisé antéro-externe.

Une première vérification des expérimentations a consisté à visualiser les trajectoires suivant leurs projections orthogonales sur les trois plans du trièdre lié au référentiel. La continuité de ces trajectoires a pu ainsi être vérifiée, comme le montrent les figures 5a, 5b, 5c sur un exemple.

Les relevés relatifs à huit expérimentations ont permis, dans une première analyse, de vérifier et de confirmer l'hypothèse *d'absence de translation du tibia par rapport au fémur le long de l'axe de viration*, et donc de confirmer que cette laxité latérale était négligeable comme le laissaient prévoir les analyses cliniques préalables. Cette valeur moyenne de déplacement latéral ne dépassait pas l'ordre de grandeur de l'erreur globale cumulée de mesure qui était de 0.2 mm.

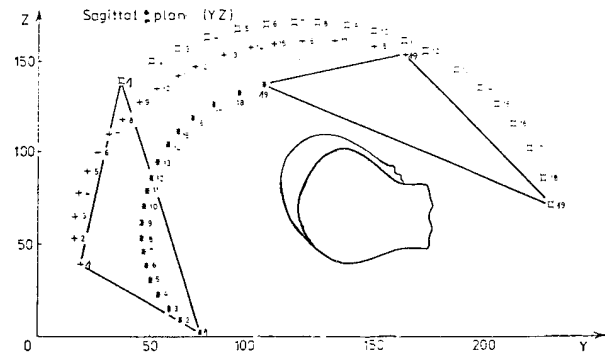


Fig. 5a

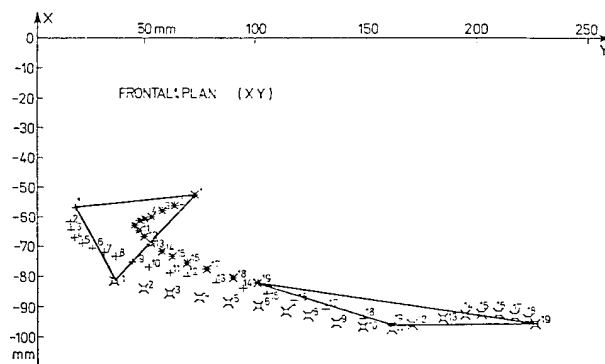


Fig. 5b

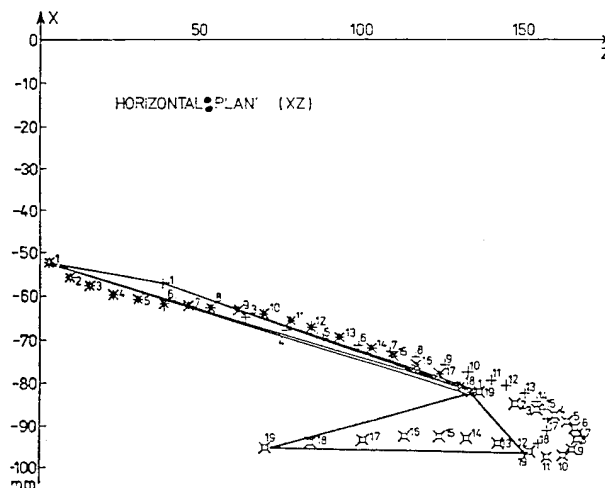


Fig. 5c

Fig. 5. — Trajectoires de trois points A, B et C liés au tibia. Les plans de projection cités correspondent aux plans anatomiques classiques.

5a : projection sur le plan «sagittal» [OY, OZ] ;

5b : projection sur le plan «frontal» [OX, OY] ;

5c : projection sur le plan «horizontal» [OX, OZ].

La détermination des trois rotations physiologiques, et celle des caractéristiques de l'axe instantané du mouvement, ont été réalisées grâce à des opérations de lissage préalables. Pour ce qui concerne les rotations, il a suffi d'exécuter le schéma simpliste illustré par la figure 6 : considérer un incrément de déplacement correspondant à la chronologie élémentaire du mouvement désignée par $\langle \delta t \rangle$ d'une part, et d'autre part effectuer le calcul des déplacements sur des couples de positions séparées de $\langle n * \delta t \rangle$. Les tests d'optimisation de l'analyse ont montré que $\langle n = 3 \rangle$ fournissait des courbes suffisamment continues. Pour ce qui concerne l'axe de viration, les différentes approches ont abouti à la détermination de sa direction, mais aussi à celle de son intersection avec le plan sagittal inter-condylien. Pour la direction de l'axe, le lissage précédent a été utilisé ; pour l'intersection, elle a été déterminée à chaque instant par pondération de trois valeurs obtenues après calcul relatif aux trois points $\langle A \rangle$, $\langle B \rangle$ et $\langle C \rangle$ considérés deux à deux.

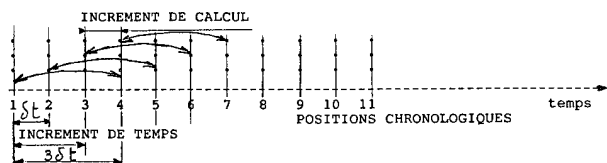


Fig. 6. — Lissage, élémentaire mais très efficace, des relevés expérimentaux. Le schéma opératoire représente, par rapport aux «N» positions successives du tibia, l'intervalle de temps « $n * \delta t$ » qui a permis d'évaluer les rotations et les positions correspondantes de l'axe de viration. Le lissage a été optimisé pour « $n = 3$ », ce qui a permis d'obtenir « $N-3$ » valeurs successives de rotations et autant de positions de l'axe de viration.

ANALYSE DES RÉSULTATS

Comme il a été indiqué précédemment pour le protocole de mesures et de calculs, l'analyse des résultats a porté sur les points jugés intéressants, tant pour leur aspect connaissance de la cinématique elle-même que pour les implications cliniques attendues plus ou moins directement. Cette analyse a intéressé le développement continu du varus-valgus et de la rotation axiale du tibia en fonction

de la flexion calculée. Elle a aussi intéressé l'axe de viration, tant pour l'évolution de sa direction au cours du mouvement que pour son intersection avec le plan sagittal inter-condylien.

Varus-valgus

Sur le genou intact, la courbe représentative de ce mouvement apparaît, à l'échelle de la flexion complète (en moyenne 120°), comme assez progressive et régulière, ainsi que le montre la figure 7. L'enseignement principal à tirer de cette première analyse est que d'un valgus d'environ 5° en position d'extension le genou atteint un varus approximatif de 5° aussi, cette angulation passant par une valeur nulle lors de la flexion de 60° environ.

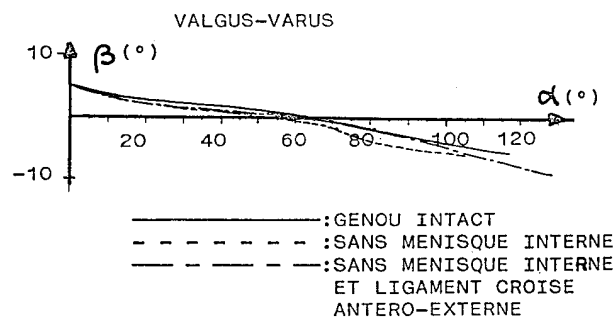


Fig. 7. — Varus-valgus en fonction de la flexion-extension.

Eléments de cinématique relatifs au genou. Trois courbes se trouvent superposées de la façon suivante : $\langle 1 \rangle$: genou intact ; $\langle 2 \rangle$: genou sans ménisque correspondant à l'appui oblique ; $\langle 3 \rangle$: genou privé en plus du ligament croisé antéro-externe.

Les lésions pratiquées n'ont pas permis de constater, toujours à l'échelle de la flexion complète, un changement de comportement cinématique significatif. Une telle analyse devrait peut-être se dérouler pour une flexion beaucoup plus réduite et centrée sur une position caractéristique en flexion afin de permettre une meilleure précision de mesure et de calcul.

Rotation axiale

Sur l'articulation intacte, la courbe représentative de ce mouvement est calée arbitrairement en extension à 0° . Elle indique une amplitude

moyenne de 10° comme le montre l'exemple de la figure 8. Ce résultat minimise quelque peu l'observation clinique réalisée sur des sujets vivants qui donnent une valeur d'environ 15° . Cette différence peut s'expliquer par la position anatomique « couchée » du genou, qui, de plus, n'est pas soumis aux efforts de charge normale monopodale ou même bipodale.

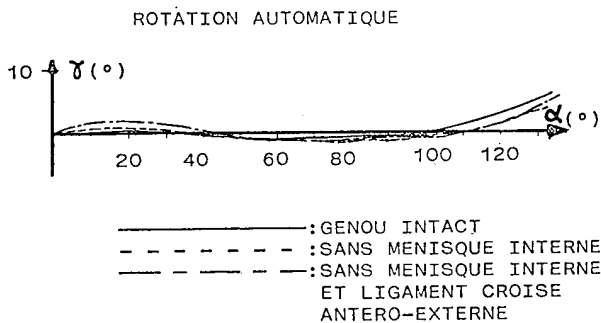


Fig. 8. — Rotation axiale en fonction de la flexion-extension.

Cette expérimentation garde néanmoins le mérite de quantifier l'évolution de la rotation axiale tout au long de la flexion : la première partie de la flexion s'accompagne d'une très petite rotation externe du tibia, suivie d'une rotation interne plus marquée en fin de flexion.

Les lésions appliquées ne font pas apparaître non plus de différence significative de comportement cinématique par rapport au cas de référence. Elles permettent les mêmes types de commentaires que pour le varus-valgus.

Axe de viration

Deux éléments de discussion précisés précédemment caractérisent l'axe de viration et permettent de définir une zone centrale du mouvement de l'articulation du genou.

La direction de cet axe a été déterminée comme celle d'une droite mobile s'inscrivant dans un cône d'axe sensiblement perpendiculaire au plan sagittal, et d'angle au sommet avoisinant 15° . La trajectoire de ce cône a été visualisée grâce à une représentation polaire : à partir d'un point fixe on définissait un plan parallèle au plan sagittal distant de 100 mm de ce point. La trace de l'axe de viration sur ce plan déterminée à partir du point fixe permettait de donner une bonne idée de cette

trajectoire. Mais seul l'angle au sommet du cône enveloppant s'est révélé intéressant.

Par contre, la détermination de l'intersection de l'axe de viration avec le plan sagittal inter-condylien a permis de définir les limites de la surface contenant cette intersection, ainsi que la forme de l'intersection. Il n'a pas été possible de déterminer, contrairement à ce que certaines études théoriques estimaient, une courbe plane régulière en forme d'anneau ouvert, tenant lieu de centre instantané de rotation, comme par exemple Maquet (16), ou Menschick (23, 24). Les résultats à prendre en compte étaient plutôt les suivants :

— pas de centre instantané de rotation puisqu'il s'agissait d'un mouvement spatial, mais un axe de viration, à la direction variable dans le temps, formant un cône décrit précédemment, d'angle au sommet dépendant des surfaces articulaires en contact.

— L'intersection de cet axe avec le plan sagittal inter-condylien s'inscrivait dans un périmètre de valeur moyenne 10 mm de côté.

— L'allure de cette intersection dépendait fortement de la forme des surfaces fémoro-tibiales en contact ; la figure 9 montre un exemple des trajectoires de cette intersection. Seule la tendance de la courbe pouvait être estimée évoluer de l'avant vers l'arrière des condyles au cours de la flexion articulaire.

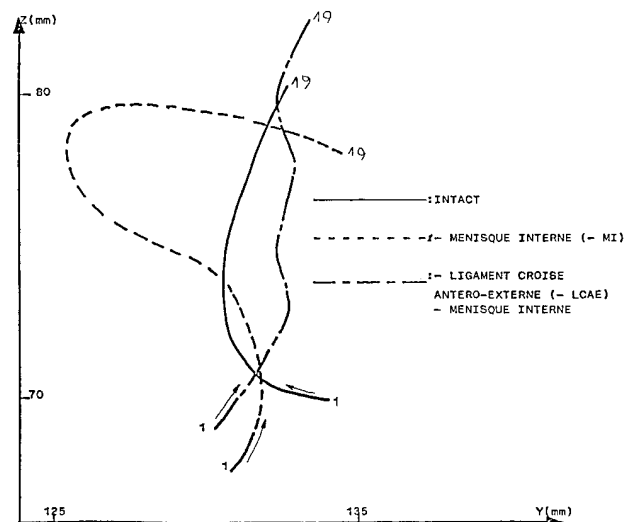


Fig. 9. — Trajectoire, du « pseudo centre instantané de rotation » du mouvement du tibia par rapport au fémur, rapportée au plan sagittal inter-condylien.

En conséquence, la définition de zones a été préférée à celle des courbes elles-mêmes, suivant la figure 10, selon les critères suivants :

— ces zones ont été localisées : leur centre était situé près des condyles fémoraux, la cote «h» de ce centre à la ligne frontale inter-condylienne valant environ 20 mm ; il était légèrement en arrière de l'axe diaphysaire la cote «b» valant environ 18 mm, comme indiqué figure 10 pour l'exemple d'une articulation.

— Il n'a pas été constaté de variation significative de ces cotes d'une articulation à l'autre.

— De plus ces zones ne variaient pas significativement entre genou intact et genou lésé.

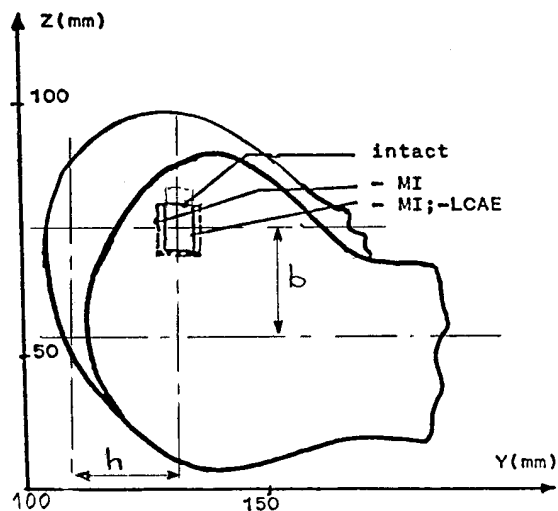


Fig. 10. — Localisation des zones contenant la trajectoire de l'intersection de l'axe de viration avec le plan sagittal inter-condylienne.

Ces résultats complètent utilement les résultats de mesures donnant l'emplacement de ce plan sagittal inter-condylienne légèrement médialisé par rapport à l'échancrure inter-condylienne, comme l'a montré Bronet M. E. (5) dans son étude du «centre de rotation» du genou.

CONCLUSION

Cette analyse a permis de quantifier des données dont certaines étaient déjà connues qualitativement par les examens cliniques. Elle trouve cependant ses limites dans plusieurs domaines :

— le protocole lui-même qui préconisait l'utilisation de pièces anatomiques conservées à cause du temps nécessaire à l'expérimentation.

— l'établissement des courbes de varus-valgus et rotation axiale, dont il semble qu'il doive être avantageusement réalisé pour des angles de flexion plus spécifiques : par exemple marche sur plan horizontal qui intéresse une flexion d'environ 25°, sur plan oblique, ou franchissement d'escaliers qui intéresse une flexion d'environ 85°, deux mouvements qui concentrent l'intérêt clinique et industriel. Se référer par exemple à Frankel *et al.* (9), Walker *et al.* (39), Rainault *et al.* (32), Grood *et al.* (10) ou Sullivan *et al.* (36).

— l'étude cinématique pure, si elle renseigne bien sur les points précisés précédemment, fait abstraction des efforts appliqués, ce qui inciterait à poursuivre par des études dynamiques. En cela Marey a tracé la voie depuis longtemps.

Cependant, si la connaissance de la seule allure des courbes définies précédemment ne suffit pas à caractériser complètement une articulation du genou, d'autres éléments cinématiques se sont révélés intéressants :

— On a quantifié par corrélation avec une théorie le fait que l'articulation du genou bénéficie essentiellement au sens biomécanique d'un degré de liberté en rotation, qui est résultant des trois rotations physiologiques. La conception de prothèses fonctionnelles doit donc prendre en compte ce fait pour ne plus s'en tenir à la notion de «degrés de liberté distincts» relatifs au mouvement du tibia par rapport au fémur.

— la localisation de la zone centrale de l'axe de viration trouve aussi son importance dans le domaine de la prothèse, qu'elle soit à glissement, contrainte ou non, ou qu'elle soit à pivot central.

— cette localisation trouve aussi son importance dans la réparation ligamentaire dont la technique est loin d'être parfaite. Cette zone doit en effet être localisée avec précision, puis respectée aussi rigoureusement que possible lors de la conception des prothèses, afin que l'articulation réparée retrouve des qualités fonctionnelles proches de celles d'un genou intact. Il faut se rendre compte qu'actuellement l'articulation prothétique

du genou est encore loin de restituer ces qualités. Par exemple :

* si l'indication chirurgicale est de plus en plus répandue, que peut-on dire de la durée de vie moyenne de la prothèse de genou ?

* si le problème de la rotation axiale est pris en compte maintenant, soit par le pivot rotatoire, soit par le plateau tibial flottant, qui envisage par exemple de restituer le varus-valgus par la prothèse ?

Enfin, pour tenter de répondre à la limitation de l'étude induite par l'utilisation de pièces anatomiques, l'analyse in vivo de la cinématique articulaire par des moyens opto-électroniques est en voie de développement ; elle s'appuie sur les principes cinématiques exposés précédemment et sur les présentes conclusions ; elle pourrait de plus ouvrir la voie à une véritable analyse articulaire clinique.

BIBLIOGRAPHIE

1. Andrews J. On the specification of joint configurations and motions. *J. Biomech.*, 1982, 17, 155-158.
2. Andriacchi T. The influence of total knee replacement design on walking and stair climbing. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, 64-A, 9.
3. Blasharski D. A., Somerset J. H. A three dimensional study of the kinematics of the human knee. *J. Biomech.*, 1975, 8, 375-384.
4. Braune W., Fischer O. Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen ; Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Gesellschaft der Wissenschaften, Leipzig, 1889, 15-7-117 (reprint).
5. Brunet M. E. Determination of the transverse center of rotation of the knee using CAT Scans. *Engineering in Med.*, 1986, 143.
6. Dimnet J., Carret J. P., Gonon G., Fischer L. P. A technique for joint center analysis using a storer program calculator. *J. Biomech.*, 1976, 9, 771-778.
7. Duke R. P., Somerset J. H., Blasharski D. A., Murray D. G. Some investigations of the accuracy of knee joint kinematics. *J. Biomech.*, 1977, 10, 659-673.
8. Duparc J., Olivier H. Les prothèses totales du genou. Les cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1989, 256 pages.
9. Frankel V. H., Burstein A. H., Brooks D. B. Biomechanics of internal derangement of the knee. *J. Bone Joint Surg.*, 1971, 53-A, 945-962.
10. Grood E. S., Suntay W. J., Noyes F. R., Butler D. L. Biomechanics of the knee extension exercise. *J. Bone Joint Surg.*, 1984, 5, 725-734.
11. Grossiord A. Les variations angulaires des grandes articulations du membre inférieur au cours de la marche. *Annales de Médecine Physique*, 1958, chapitres 1 et 4.
12. Kapandji A. Physiologie articulaire. Maloine, Paris, 1985, Tome 2.
13. Kummer B. Cinématique du genou. *Acta Orthop. Belg.*, 1982, 48, 28-35.
14. Landjerit B., Blesbois F., Deze J. F. Biomechanical analysis of a knee joint : spatial kinematics measurements. *International Series on Biomechanics*, 1979, 2, 496-402.
15. Landjerit B., Thourot M. Human gait analysis and applications. Colloque of International Federation of Automatic Control ; Inserm U 103 Montpellier France, 1983, 23-38.
16. Maquet P. G. J. Biomécanique de la gonarthrose. *Acta Orthop. Belg.*, 1972, 38, 33-54.
17. Maquet P. G. J. Biomécanique du genou ; application à la pathogénie et au traitement chirurgical de la gonarthrose. Springer-Verlag, Heidelberg, 1977.
18. Maquet P. G. J. The biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. *Clin. Orthop.*, 1980, 146, 102-110.
19. Marey E. J. Détermination expérimentale de l'aile dans le vol. *C.R. Académie des Sciences*, 28 dec. 1868., 1341-1345.
20. Marey E. J. Emploi de la chronophotographie pour déterminer la trajectoire des corps en mouvement avec leur vitesse à chaque instant et leurs positions relatives. Application à la Mécanique animale. *C. R. Académie des Sciences*, 7 août 1882, 267-270.
21. Marey E. J., Demeny. Locomotion humaine ; mécanisme du saut. *C.R. Académie des Sciences*, 24 août 1885, 489-494.
22. Marey E. J., Pages. La locomotion comparée : mouvements du membre pelvien chez l'homme, l'éléphant et le cheval. *C.R. Académie des Sciences*, 18 juillet 1887, 149-156.
23. Menschik A. Mechanik des Kniegelenkes. *Z. Orthop.*, 1974, 112, 481-495.
24. Menschik A. Mechanik des Kniegelenkes. *Z. Orthop.*, 1975, 113, 388-400.
25. Morrey B. F., Chao E. Y. Determination of three dimensional joint motion. *Proceedings 22nd Orthopaedic Research Society Meeting*. New Orleans, 1976.
26. Paul J. P. Mechanics of the knee joint and certain joint replacement. *Total knee replacement*. Springer-Verlag, Tokyo, 1988, 25-35.
27. Pauwels F. Biomechanics of the locomotion apparatus. Springer-Verlag, New York, 1980.
28. Pedotti A., Krishnan V. V., Stark L. Optimization of muscle force sequencing in human locomotion. *Math. Biosciences*, 1978, 38, 57-76.
29. Piera J. B., Grossiord A. La marche. *Encycl. Med. Chir. Paris, Kinésithérapie*, 1975, 4.4.02, 26013 A10 et A15.

30. Plas F., Viel E., Blanc Y. La marche humaine. Monographies de l'École des Cadres de Kinésithérapie de Bois Larris. Masson, Paris, 1983, 3^e Edition.
31. Platzer W. Anatomie T1, Appareil locomoteur. Ed. française dirigée par Cabrol C., Flammarion, Paris, 1982.
32. Rainault J. J., Lotteau J. Télémétrie de la marche, goniométrie du genou. Rev. Chir. Orthop., 1974, 60, 97-107.
33. Rutledge R. Experience with the variable axis knees prosthesis. Clin. Orthop., 1986, 205, 146-152.
34. Sandra J., Oney, Winter D. A. Prediction of knee and ankle moment of force in walking from EMG and kinematic data. J. Biomech., 1985, 1, 9-20.
35. Soudan K., Van Audekerke R., Martens M. Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example : the knee joint. J. Biomech., 1979, 12, 27-33.
36. Sullivan D., Levy M., Sheskiev S., Torzilli P., Warren R. F. Medial restraints to antero-posterior motion of the knee. J. Bone Joint Surg., 1984, 66-A, 930-936.
37. Trent P. S., Walker P. S., Wolf B. Ligament length patterns ; strength and rotational axes of the knee joint. Clin. Orthop., 1976, 117, 263-270.
38. Testut L. Traité d'anatomie humaine. Doin, Paris, 3^e édition, 1898.
39. Walker P. S., Shoji H., Erkman M. J. The rotational axis of the knee and its significance to prosthesis design. Clin. Orthop., 1972, 89, 160-170.
40. Yogia P. Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. Physical Therapy, 1987, 67, 192.

SAMENVATTING

B. LANDJERIT en M. BISSERIE. Ruimtelijke bewegingsleer van het tibio-femorale kniegewricht.

De totale buiging van het menselijk kniegewricht werd experimenteel onderzocht door middel van ruimtelijke duurzame bewegingsleertheorie.

In deze studie zijn 3 soorten kadaver gewrichten gebruikt, allereerst intacte knieën, daarna knieën zonder menisci en als laatste knieën zonder antero-externe kruisband. De momentane snelheden werden omschreven in de bewegingsleer theorie ; hierna werden ze veranderd in periodiek verplaatsingen van het scheenbeen. Deze laatste werd beschouwd als één bewegings geheel met betrekking tot het bovenbeen welke als referentie geheel werd beschouwd.

De draaiingsbeweging van het scheenbeen werd berekend als hoogste graad van vrijheid ; daarna werd deze verdeeld in drie fysiologische onderdelen :

- buiging en strekking
- axiale rotatie
- varus en valgus rotatie.

De berekening van de momentane bewegings-as maakte het mogelijk om het gebied te bepalen wat aangemerkt werd als het centrale gebied van gewrichtsbeweging.

De drie dimensionale benadering was tegengesteld aan de klassieke maar onjuiste definities van het momentane rotatie centrum, welke alleen in bewegingsvlakken beschreven kan worden.

Acht kadaver kniegewrichten werden getest en hun gemiddelde resultaten werden vergeleken met de ontwerp problematiek in relatie tot de femorotibiale gewrichtsprothese vormgeving.

SUMMARY

B. LANDJERIT and M. BISSERIE. Spatial kinematics of the human tibio femoral knee joint : experimental characterization and surgical relations.

The entire flexion of the human knee joint was experimentally studied by means of spatial solid kinematic theory. This study used postmortem joints, initially intact, then with the menisci removed, and finally without the antero-external cruciate ligament. The instantaneous velocities were defined in kinematic theory ; then they were transformed into incremental displacements of the tibia which was considered as a moving solid relative to the femur, which was considered as the reference solid. The rotational movement of tibia was computed as being the main degree of freedom ; then it was divided into three physiological components : flexion-extension, axial rotation, and varus-valgus rotation. The computation of the instant axis of the motion allowed definition of an area that was characterized as a central zone of the joint motion. This 3-dimensional approach was in opposition to the classical but incorrect definitions of the instant center of rotation, which can be describe only for movement within a plane. Eight anatomical knee joints were tested and their mean results were used to elucidate conceptual problems relative to the femoro-tibial knee-joint prosthesis design.