

Évaluation de la laxité, de la rigidité et de la compliance du genou normal et pathologique. Application à la courbe de survie des ligamentoplasties

Evaluation of joint laxity, stiffness and compliance in the normal and pathological knee with reference to the survivorship curves of ligamentoplasties

M. Bercovy (1), E. Weber (1)

(1) Centre de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique Les Fontaines, 54, Bd Aristide Briand, F 77000 Melun.

Tiré(s) à part : M. Bercovy, adresse ci-dessus.

Ce travail prospectif portant sur 1502 examens a mesuré la rigidité antérieure du genou, quantité physique qui exprime objectivement la résistance du LCA normal, pathologique ou opéré. Le genou normal est verrouillé au niveau du compartiment interne avec une rigidité de $13,8.10^4$ N/m, indépendante de l'âge et du sexe. Pour faire le diagnostic de rupture du LCA un seuil de 180 N est indispensable pour une valeur prédictive positive de 99 p. 100. La rupture du LCA était caractérisée par le déverrouillage du compartiment interne dont une différence de translation droite/gauche de 4 mm à 250 N affirme la rupture avec une précision de 98,5 p. 100. Les ruptures récentes (RR) avaient une rigidité de $2,5.10^4$ N/m, les instabilités chroniques (IS) de $3,4.10^4$ N/m ($p = 0,0001$). La ménissectomie affectait significativement la rigidité de l'IC : ménisques normaux $R = 3,7.10^4$ N/m, ménissectomie $R = 2,1.10^4$ N/m ($p = 0,03$). L'intérêt de l'étude des rigidités par rapport aux laxités apparaît notamment dans l'évaluation pronostique des ligamentoplasties. Ainsi la plastie au tendon rotulien (KJ) avait une rigidité de $6,0.10^4$ N/m, stable dans le temps alors que la plastie extra articulaire avait une rigidité de $4,7.10^4$ N/m à 24 mois et se dégradait dans le temps : $3,0.10^4$ N/m à 60 mois. Cependant la ménissectomie affectait également le KJ : $M+ = 6,4.10^4$ N/m ; $M- = 4,9.10^4$ N/m. Néanmoins, même avec ménissectomie, la rigidité du KJ restait stable. Enfin la notion physique précise qu'est la rigidité était parfaitement corrélée avec l'instabilité clinique ($p = 0,0$).

Purpose of the study

The aim of this prospective study was to measure the stiffness of the ACL in normal knees, ACL deficient knees and after ACL reconstructions or meniscectomies. Stiffness is a physical quantity which expresses objectively the mechanical efficiency of the ACL.

Material and methods

1502 tests were performed on : 480 normal control knees, 191 acute tears and 171 chronic instabilities pre and post-operatively, 60 extra-articular plasties, 30 meniscectomies and 64 arthritic knees before and after a cruciate sparing arthroplasty. The force displacement measurements were made on radiograms of the medial and lateral compartment of each knee at 20 flexion by applying a postero anterior force from 0 to 300 N with increments of 50 N. The stiffness is the slope of the F/dl curve.

Results

In the normal knee the medial compartment is fixed. Its stiffness is $13,8.10^4$

N/m and does not depend on age and sex. The diagnosis of ACL rupture is made when the right/left difference on the medial compartment is at least 4 mm at 250 N. The lowest level for an accurate diagnostic is 180 N. The positive predictive value is 99 per cent. In acute tears the stiffness is 2,5.10⁴ N/m. It is 3,4.10⁴ N/m in chronic instability ($p = 0,0001$). When a meniscectomy was performed in chronic instability the stiffness decreases significantly ($M+ : 3,7.10^4$ N/m ; $M- : 2,1.10^4$ N/m) ($p = 0,03$). After a bone-patellar tendon-bone plasty (BPTB) the stiffness was 6,0.10⁴ N/m and did not decrease with the passage of time but after the extra-articular plasty (EAP) the stiffness was 4,7.10⁴ N/m after 24 months and 3,0.10⁴ N/m after 60 months. Meniscectomy decreases the stiffness in both procedures, however it remains stable after BPTB, but decreases with the passage of time after EAP.

Discussion

Stiffness is a biomechanical parameter of knee ligaments. It is highly correlated with the clinical symptoms of instability ($p = 0,0001$). It is more accurate than laxity which is a numerical value without mechanical significance.

Conclusion

This method gives functional information on the ACL deficient knee. It is the more precise method for the diagnostic of ACL rupture with an efficiency of 98,5 per cent. It has a high pronostic value after ACL surgery and can be considered as the mechanical survival of the plasty.

L'étude de la laxité antérieure du genou présente un intérêt diagnostique (traumatisme récent, instabilité chronique), et pronostique (évolution des ligamentoplasties) ; elle permet également la comparaison des diverses ligamentoplasties.

De nombreuses méthodes ont été proposées, soit cliniques, semi-quantitatives exprimées en croix, soit instrumentales mesurées en millimètres. Elles sont classiquement mono-paramétriques, la force n'étant pas rigoureusement quantifiée, et plus récemment bi-paramétriques, le déplacement étant chiffré en millimètres pour un seul niveau de force. Rares sont celles qui rendent compte avec précision de la résistance des ligaments qu'exprime la variation continue de leur élongation avec l'augmentation de la force appliquée.

C'est pourquoi nous avons cherché à évaluer cette résistance en établissant la courbe de l'élongation sous l'effet d'une force variant de 0 à 300 N (F/dl). D'une courbe de ce type on déduit la rigidité qui est une quantité physique caractéristique de l'extensibilité d'une structure ; elle est définie comme la pente en chacun des points de la courbe F/dl. Elle s'exprime en Newton par mètre et peut être déterminée soit graphiquement soit par le calcul de la dérivée de la courbe en chacun de ses points.

La compliance est l'inverse de la rigidité : $C = 1/R$. Elle s'exprime en mètre par Newton et traduit la déformation obtenue pour une force donnée. La répétition des mesures dans le temps permet de suivre l'évolution de la courbe F/dl et donc de la rigidité ou de la compliance. L'application principale est l'établissement de la courbe de survie mécanique des ligamentoplasties.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Technique

Un dispositif muni d'un dynamomètre à affichage numérique [Rijke [24], Tallroth [25]] est fixé solidement sur une table de radiologie pourvue d'un amplificateur de luminance. Il permet d'exercer une force postéro-antérieure graduelle de 0 à 300 N sur l'extrémité supérieure de la jambe. Pendant toute la durée de l'épreuve le genou est maintenu à 20 de flexion et en profil strict de l'extrémité inférieure du fémur défini par la superposition exacte des contours postérieurs des condyles (les valeurs de la reproductibilité que nous étudierons plus loin exigent de ne tolérer aucun dédoublement).

Six clichés sont pris de chaque côté respectivement à 0 N, 100 N, 150 N, 200 N, 250 N et 300 N. Nous complétons ensuite l'examen par un test en rotation externe manuelle maximale.

Les mesures des déplacements sont effectuées par rapport au plan bi-condylien postérieur matérialisé par une tangente au contour postérieur des condyles perpendiculaire au plan du plateau tibial interne.

Nous avons retenu 3 repères anatomiques de l'extrémité supérieure du squelette jambier :

- le bord postérieur du plateau tibial interne
- le point médian à l'intersection du bord postérieur de l'épine tibiale interne et de la droite matérialisant le plateau tibial interne ;
- le sommet de la tête du péroné qui rend compte des déplacements du compartiment externe.

Ainsi est estimé le déplacement dans le plan horizontal (translation et rotation) de l'ensemble de l'épiphyse tibiale supérieure à partir de sa projection plane. La position de chacun des points est mesurée 6 fois de 0 à 300 N, fournissant 3 courbes F/dl, l'une pour le compartiment interne, la 2e pour la partie médiane du genou, la 3e pour le compartiment externe.

La série

Cet examen a été effectué pour tout genou présentant un problème ligamentaire puis, si un geste chirurgical était effectué, tous les ans après intervention. Dans certains cas elle a été effectuée plusieurs fois au cours de la première année postopératoire.

1502 examens ont été utilisés pour cette étude se répartissant ainsi :

- 480 témoins asymptomatiques sans antécédents,
- 191 ruptures fraîches du LCA (états pré et post opératoires),
- 171 instabilités chroniques (états pré et post opératoires),
- 60 plasties antéro externes,
- 30 ménisectomies isolées, le LCA étant contrôlé intact,
- 64 genoux arthrosiques avant et après ostéotomie tibiale ou prothèse uni ou tri-compartimentale.

Méthode

Afin d'estimer la fiabilité de cette méthode, nous avons étudié :

- la reproductibilité des mesures ponctuelles,
- la reproductibilité des lectures interexamineurs.

Reproductibilité des mesures ponctuelles

69 laximétries ont été faites sur le genou sain de 30 sujets ayant subi 2 laximétries ou plus à 9 mois d'intervalle en moyenne ; elles ont toutes été faites par le même examinateur. Le **tableau I** donne la variabilité des résultats, valeur moyenne et écart type pour chaque niveau de force testé et pour chacun des compartiments.

L'écart type moyen est de 1,86 mm, donc inférieur à 2 mm, mais il varie de 0,65 mm pour 300 N sur le plateau tibial interne à 2,69 mm pour 0 N sur le compartiment externe. On observe que :

- l'écart type est sensiblement identique pour le plateau tibial interne et les épines tibiales
- les mesures faites sur le péroné afin d'apprécier les déplacements du compartiment externe comportent une variabilité importante ;

- l'écart type est décroissant de 0 à 300 Newtons. Il existe une différence très significative entre les mesures faites de 0 à 150 Newtons et les mesures faites au-delà de 200 N dont la précision est maximale ($p = 0.0001$) (fig. 1).

Reproductibilité des lectures inter examinateurs

Les mesures de 30 genoux ont été effectuées en aveugle par 2 examinateurs entraînés. Elles n'ont pas fait apparaître de différence significative entre les deux examinateurs (diff. exam. 1/exarn. 2 < 1 mm).

RÉSULTATS

Étude des translations dans le plan horizontal, genoux normaux, LCA frais, lésions chroniques

Le tableau II compare la translation antérieure des genoux normaux et des genoux pathologiques qu'ils soient récents ou chroniques.

Pour les genoux normaux (N = 480) la translation était de -1,67 mm pour 0 N (S = 2 mm) jusqu'à 0,98 mm pour 300 N (S = 2 mm).

Pour les lésions récentes (N = 191) la translation était de -0,51 mm pour 0 N (S = 3 mm) à 13,47 mm pour 300 N (S = 5 mm).

Pour les genoux avec instabilité chronique (N = 171) la translation était de 0 mm pour 0 N (S = 4 mm) à 14,09 mm pour 300 N (S = 5 mm).

L'expression de ces résultats est rapportée sur la (figure 2).

Les résultats sont également exprimés dans le plan horizontal montrant le déplacement respectif de chacun des compartiments interne et externe (fig. 3).

On constate un verrouillage total du genou au point d'angle postéro-interne dont la translation antérieure était inférieure à 1 mm à 300 N (0,72 mm). Toute la mobilité du genou normal dans le plan horizontal s'effectuait dans les compartiments médian et surtout externe avec une translation antérieure moyenne de 13 mm à 300 N (fig. 3).

En cas de rupture du LCA, qu'elle soit isolée ou associée à d'autres lésions ligamentaires, la translation du compartiment interne allait de 1 mm pour 0 N à 13,47 mm (ruptures récentes) ou 14,09 mm (instabilités chroniques) pour 300 N. Dans 91 p. 100 des cas le compartiment externe ne subissait pas de déplacement spécifique : sa translation antérieure était égale à celle du compartiment interne majorée de l'avancée normale du compartiment externe (fig. 3).

Il existait une corrélation hautement significative ($p < 0,0001$) entre la translation antérieure du compartiment externe et celle du compartiment interne à 300 N sur les genoux à LCA rompu.

Cependant on isolait un groupe de patients ayant une translation antérieure du plateau tibial externe pathologique. Elle était nettement supérieure à la somme de la translation antérieure du plateau tibial interne pathologique et de la translation normale du plateau tibial externe sain. Seul ce groupe de patients permet de caractériser l'instabilité rotatoire antéro-externe majeure (fig. 3). Pour ces deux raisons :

- la variabilité du compartiment externe,

- la spécificité de la translation antérieure du compartiment interne pour le LCA, la présentation de nos résultats portera uniquement sur la translation antérieure du compartiment interne.

Des différents modes de détermination de la rigidité nous avons retenu ici la pente de la courbe entre 0 et 300 N (tableau III).

La rigidité des genoux normaux (n = 480) était de $13,8 \times 10^4$ N/m, celle des ruptures récentes (n = 191) de $2,5 \times 10^4$ N/m et celle des instabilités chroniques (n = 171) de $3,4 \times 10^4$ N/m. La différence de rigidité entre lésions récentes et chroniques est très significative dans cette modalité de calcul (p = 0,001).

La rigidité des genoux avec instabilité chronique était affectée par la coexistence de lésions méniscales. Si elle était en moyenne de $3,4 \times 10^4$ N/m, sa valeur variait de $3,7 \times 10^4$ N/m lorsque les ménisques étaient normaux à $2,1 \times 10^4$ N/m lorsqu'on avait réalisé au moins une méniscectomie. Ces différences étaient significatives (p = 0,03) (fig. 4).

Valeur diagnostique de la laximétrie

Les résultats soulignent l'intérêt diagnostique de la laximétrie mesurée sur le plateau tibial interne. Les différences entre côté pathologique et côté sain mesurées sur chacun des compartiments étaient significatives dès qu'une force de 100 N était exercée (fig. 2) ; cependant la variabilité des mesures rendait l'affirmation du diagnostic impossible au-dessous de 180 N, le risque d'erreur dans les deux sens étant supérieur à 32 p. 100.

Les tableaux IVa et IVb indiquent la sensibilité et la spécificité du test en fonction de la force appliquée et de la différence de translation antérieure entre le côté sain et le côté à LCA rompu. L'abaissement de ce seuil de 6 mm vers 2 mm augmente la probabilité d'observer des faux positifs (laxi + ; LCA normal). Son élévation de 2 mm vers 6 mm augmente le risque de faux négatifs (Laxi - ; LCA rompu). Il en est de même pour le niveau de force appliqué : la figure 2 suggère qu'un seuil de 180 N est nécessaire. Si l'on souhaite que le diagnostic par laximétrie ait une valeur prédictive positive (VPP) de 99 p. 100, le calcul de la probabilité primaire par le théorème de Bayes indique que le seuil de la force à exercer pour le test doit être supérieur ou égal à 200 N. [calculs faits à partir des rapports de vraisemblance L et lambda : $L = Se/(1-Sp)$ et $\lambda = (1-Se)/Sp$. Se et Sp sont donnés sur les tableaux IVa et IVb.

Le tableau IVa montre que la sensibilité augmente entre 200 et 300 N. Afin d'optimiser l'efficacité diagnostique de la laximétrie, nous avons dessiné les courbes ROC [Grenier [12] en fonction de la force appliquée et en fonction de la différence de translation entre côté rompu et côté sain. Ces dernières permettent de déterminer la zone où la sensibilité est suffisante et où la spécificité est acceptable afin d'obtenir une information clinique maximale.

La courbe ROC en fonction du niveau de force montrait que la précision augmente avec le niveau de force appliquée. Les courbes ROC à 250 et 300 N étaient pratiquement équivalentes pour le diagnostic (fig. 5). La courbe ROC en fonction du niveau de différence choisi montrait que les différences entre côté pathologique et côté sain supérieures à 5 mm sont trop sensibles ; la différence de 4 mm est la courbe idéale.

La laximétrie permet donc de faire le diagnostic de rupture isolée ou associée du LCA lorsque l'on observe une différence entre le côté pathologique et le côté sain \geq à 4 mm à partir de 250 N avec un risque d'erreur de 1 p. 100 (ou une VPP de 99 p. 100 et une VPN de 98 p. 100).

Influence de l'âge et du sexe

Nous n'avons observé aucune corrélation entre la translation antérieure du plateau tibial interne, du compartiment médian ou du compartiment externe du genou avec le sexe (ni sur l'ensemble des patients, ni sur les moins de 40 ans) quelle que soit la valeur des contraintes appliquées de 0 à 300 N (analyse de variance).

De même, il n'existait aucune corrélation entre l'âge et la translation antérieure de chacun des compartiments. On observait au contraire que pour chaque niveau de force, la pente était linéaire en fonction de l'âge de 15 à 82 ans (régression à 100 N : $r_2 = 0,03$ pente = -0,58- régression à 300 N : $r_2 = 0,02$; pente = 0,48).

La pente de la rigidité en fonction de l'âge était de -0,24. Il n'y a donc pas de dégradation de la rigidité du LCA avec l'âge, y compris au-delà de 60 ans.

Corrélation entre la rotation du genou dans le plan horizontal et le ressaut rotatoire

380 genoux ayant eu une laximétrie préopératoire, un examen clinique sous anesthésie générale et

une description opératoire des lésions ligamentaires ont permis d'établir une corrélation entre les différents niveaux de ressaut rotatoire et la translation du plateau tibial dans le plan horizontal sous l'effet d'une force de 300 N. On constate une relation très significative entre les 3 grades du ressaut et la translation antérieure du plateau tibial interne ($p = 0,0006$). Cette relation est croissante depuis le genou normal dont le compartiment interne était verrouillé ($dl = 1$ mm), le genou avec ressaut incomplet ou batard en rotation interne et négatif en rotation externe ($dl = 6$ mm), le genou avec ressaut positif en rotation interne et négatif en rotation externe ($dl = 12$ mm), et le genou avec ressaut positif en rotation interne et rotation externe ($dl > 15$ mm) (fig. 6).

On constate par ailleurs que seuls 31 p. 100 des lésions récentes avaient un ressaut RI + RE + contre 60 p. 100 des instabilités chroniques ($p = 0,03$).

Évaluation des ligamentoplasties

La mesure de la rigidité présente un intérêt particulier lorsqu'elle est appliquée à l'étude du suivi des ligamentoplasties. Le tableau III indique la rigidité des genoux réparés par le transplant libre du tiers central de tendon rotulien autologue sous arthroscopie (KJ) avec un recul de 37 mois ($n = 113$). Sur les genoux avec entorse récente ($n = 55$) la rigidité était de $6,6.10^4$ N/m. Sur les genoux d'instabilité chronique ($n = 58$) la rigidité était de $4,7.10^4$ N/m. La différence entre lésion récente et chronique était significative ($p = 0,02$).

La rigidité moyenne de l'ensemble des opérés était de $5,6.10^4$ N/m. Si l'on écarte les échecs (réapparition d'un ressaut oulet d'une instabilité) la rigidité des patients ayant un KJ efficace et un bon résultat fonctionnel était de $6,0.10^4$ N/m, donc intermédiaire entre celle du genou normal et celle du genou instable.

Mis à part le caractère chronique des lésions, l'un des principaux facteurs affectant le résultat mécanique de cette intervention était l'existence d'une lésion méniscale. La rigidité était de $6,3.10^4$ N/m avec ménisques normaux, de $6,4.10^4$ N/m si un des ménisques était pathologique mais en place et de $4,9.10^4$ N/m avec une méniscectomie ou plus. La différence entre ménisque normal et pathologique en place n'était pas significative ; elle devenait très significative entre ménisque normal ou pathologique en place et méniscectomie ($p = 0,001$).

L'un des intérêts de cette étude faite à différents niveaux de force était de montrer que de 0 N à 150 N les différences de rigidité ne sont pas significatives en fonction de l'état méniscal. Cependant elles le deviennent à partir de 200 N ($p = 0,008$).

La figure 7 indique la translation antérieure de ces 3 groupes.

L'évolution postopératoire de la rigidité du KJ souligne la stabilité de cette intervention dans le temps à partir de la première année post opératoire : la rigidité pré opératoire était de $2,5.10^4$ N/m à 7 mois (rigidité globale du genou opéré) à $6,0.10^4$ N/m à 12 mois et à $5,6.10^4$ N/m au recul de 37 mois. Il n'y avait pas de différence significative entre 12 et 37 mois ($n = 113$ patients, tous résultats confondus) (fig. 8).

L'évolution de la rigidité en fonction du temps pour cette plastie montre donc une absence totale de corrélation, la pente étant quasiment horizontale quel que soit le niveau de la force appliquée (Rig. 0/300 N f(t) régression : $r^2 = 0,0002$; pente = 0,07).

Par ailleurs, l'étude multifactorielle de la rigidité du KJ en fonction de l'état méniscal et du recul post opératoire montre qu'il n'y a pas de détérioration des propriétés mécaniques du KJ quel que soit l'état méniscal (Analyse discriminante : $p = 0,069$ avec $F = 2,730$, $ddl = 2$; D^2 de Mahalanobis = 0,250 et T^2 de Hotelling = 5,524).

Il n'y a donc pas de détérioration des propriétés mécaniques en fonction du temps pour le tendon rotulien libre au cours de la période étudiée (37 mois) quel que soit l'état des ménisques. Ceci nous conduit à considérer la plastie de KJ comme une plastie puissante .

Un autre type d'évolution postopératoire de la rigidité était observé après plastie antéro-externe (PAE). On constatait dans ces cas, la réapparition entre le 3e et le 6e mois d'une laxité anormale entre 0 N et 100 N alors que la rigidité entre 0 N et 300 N ne variait pas significativement jusqu'au 24e mois ($R = 4,7.10^4$ N/m). Cependant la rigidité de la PAE se dégradait considérablement entre le 24e et le 60e mois postopératoire, date à laquelle sa valeur était inférieure à celle du genou pathologique préopératoire ($R = 3,0.10^4$ N/m).

La transposition de ces chiffres au déplacement du genou dans le plan horizontal montre la réapparition de la laxité du compartiment interne (12 mm) alors que celle du compartiment externe est diminuée dans un secteur plus postérieur, de -12 à 19 mm. La laxité du compartiment externe avec PAE était à peine inférieure à celle du genou pathologique, la différence n'étant pas significative ($p = 0,057$).

La méniscectomie affectait la PAE d'une façon différente par rapport au KJ. Au recul postopératoire intermédiaire de 24 mois, il apparaissait une différence très nette entre PAE avec ménisques normaux ($R = 4,8.10^4$ N/m) et PAE avec méniscectomie ($R = 3.10^4$ N/m) ($p = 0,03$). Au recul de 60 mois la rigidité des PAE s'était dégradée quel que soit l'état méniscal : celle de la PAE avec ménisques normaux était de $3,6.10^4$ N/m ; elle était de $2,5.10^4$ N/m lorsqu'il y avait eu méniscectomie (n.s.).

On peut en déduire que le KJ est une plastie plus puissante que la PAE devant une instabilité chronique avec méniscectomie au recul de 37 mois. La PAE se dégrade toujours entre le 24e et le 60e mois quel que soit l'état méniscal, mais plus rapidement en cas de méniscectomie. Le KJ est affecté par la méniscectomie puisque sa rigidité est inférieure dans ce cas mais elle reste constante au recul 37 mois.

La surveillance de la courbe de rigidité dans le temps permet de détecter la dégradation d'une plastie ligamentaire avant la survenue de symptômes fonctionnels.

L'information obtenue par cette donnée est plus précise et sa valeur pronostique est bien supérieure à celle de la simple mesure des laxités.

DISCUSSION

Butler et Noyes [5], Markolf [19] ont démontré après avoir fait des sections des ligaments du genou selon différentes séquences que le ligament croisé antérieur est la première structure s'opposant au tiroir antérieur dont il absorbe 86 p. 100.

Sur cette base nous considérons que le test radio-clinique que nous effectuons est une application de biomécanique clinique permettant de tester préférentiellement le ligament croisé antérieur ou les structures destinées à le remplacer.

Ceci avec 2 réserves : 1) 14 p. 100 des structures restantes interviennent également dans le test ; 2) dans la position du test (flexion du genou 20) le tiroir antérieur est fait dans une direction parallèle au plateau tibial. Dans cette position le ligament croisé antérieur fait un angle de 45 avec le plan du plateau tibial.

L'effort exercé sur le ligament pourrait donc s'écrire $(F \times \cos 45) \times (86 \text{ p. } 100)$, soit 61 p. 100 de F.

La reproductibilité des mesures a été testée par le même examinateur à plusieurs mois d'intervalle sur des genoux sains et pathologiques ainsi qu'entre plusieurs examinateurs.

Cette analyse montre que la reproductibilité et la fiabilité du test sont meilleures lorsque la force est plus élevée, autour de 300 N. Une force de 100 N nous paraît être le seuil de reproductibilité de ce type de test. Par ailleurs même si entre 2 examens la translation antérieure du plateau varie avec un écart type de 2 mm la courbe globale témoignant de la rigidité du ligament ne varie pas. La pente de la courbe est remarquablement constante entre 2 examens. Ceci signifie que le renseignement physiologique et physiopathologique ne varie pas d'un examen à l'autre même lorsque la valeur ponctuelle de la mesure diffère entre 2 examens.

La radiolaximétrie est un examen facile à utiliser en urgence sur un genou douloureux. En effet le genou traumatisé testé en décubitus latéral est totalement détendu. Le test se fait sans lutter contre une contracture musculaire de défense. Par contre si le test est effectué sur un patient en décubitus dorsal, même lorsque la cuisse est posée sur billot, il existe un certain degré de contracture musculaire à vaincre lorsque la traction s'effectue vers l'avant, ce qui perturbe le résultat. Dans notre expérience, la radiolaximétrie n'a jamais été irréalisable quelle qu'ait été la proximité du traumatisme, l'importance de l'épanchement ou l'intensité des douleurs.

Anderson [1] comparant en aveugle 5 instruments de mesure des laxités dont le Genucom constate que la plupart des instruments permettent de faire le diagnostic, mais que le Genucom donne un nombre trop élevé de faux positifs. Pour ces auteurs, le niveau minimum du test pour le diagnostic est de 89 N.

Dejour a apporté une notion dynamique au signe de Lachman, traduisant la perception clinique de la

résistance opposée par le LCA lors de cette manoeuvre, par différentes appellations évocatrices : arrêt mou, arrêt dur et arrêt dur retardé. La radiolaximétrie est l'expression chiffrée de ces notions. Entre la courbe quasi-verticale du genou normal et celle à faible pente du genou laxé, la courbe du genou opéré présente souvent une portion initiale à faible pente jusqu'à environ 100 N puis une portion parallèle à celle du genou normal.

L'un des intérêts de notre méthode est d'utiliser une technique mettant en évidence les propriétés structurales du LCA par l'analyse de la courbe force/déplacement que l'on doit distinguer des propriétés mécaniques du matériau LCA qui exigerait une étude de la contrainte par rapport à la déformation (force par volume de LCA/pourcentage d'élongation : S/ϵ) [Blevins [4], Butler [5] [6].

On constate que l'expression générale de ces courbes correspond à la forme habituellement concave vers le haut des courbes non-linéaires des tissus ligamentaires. Globalement la courbe prend la forme d'une équation polynomiale du 3^e degré, ce qui témoigne de la réponse visco élastique connue du ligament. À un faible niveau de force, la partie initiale de la courbe est caractérisée par une faible rigidité correspondant au recrutement progressif des fibres du LCA dont les différents faisceaux sont mis en tension progressivement. Pour un niveau de force plus élevé (entre 100 et 150 N) on constate une augmentation rapide de la rigidité : cette deuxième partie de la courbe est quasi linéaire et correspond à la mise en tension de l'ensemble du LCA [Noyes [23].

Daniel [9] étudie sur 38 cadavres et 338 genoux normaux la rigidité et la compliance du LCA à l'aide du KT 2000 à 20° de flexion. Le niveau de force de ce test est de 89 N. Chez les sujets normaux la translation antérieure pour cette force est de 5,7 mm, elle est de 13 mm pour les sujets à LCA rompu, le test étant prédictif pour une différence droite gauche de plus de 2 mm dans 96 p. 100 des cas de LCA rompu. Mais en fait, comme dans de nombreuses études, seules les prédictions positives ont été étudiées, ce qui ne permet pas de connaître le pourcentage de faux négatifs.

Dans un travail de Markolf [19] le test est effectué sur 35 patients avec lésion prouvée du croisé antérieur par un appareil identique pour une force de 200 N appliqués par l'examineur. Il observe alors une meilleure sensibilité de la laximétrie lorsque la force dépasse 200 N. La diminution de rigidité en cas de rupture du croisé antérieur est de 54 p. 100 (elle est dans notre série de 75 p. 100 à 300 N).

Au niveau de force de 89 N la sensibilité et la spécificité du test sont encore extrêmement faibles. La courbe de déformation du genou est encore dans une portion très concave. La totalité des éléments mécaniques n'a pas encore été recrutée. L'analyse statistique indique que les tests sont imprécis en-dessous d'une valeur de 180 N.

L'un des intérêts du test radiologique par rapport au test clinique est l'identification de la position neutre du genou. Le test clinique mesure en effet la laxité antéropostérieure globale du fait de la difficulté de retrouver une position neutre. Daniel [9] observe également une différence de déplacement en translation antérieure du plateau tibial externe par rapport au plateau tibial interne qu'il explique par une différence de convexité de chacun des 2 plateaux. La radiolaximétrie permet d'identifier avec plus de précision la translation antérieure respective de chacun des compartiments interne et externe et donc la rotation interne ou externe du genou dans le mouvement normal ou pathologique.

Ces tests confirment les travaux de Markolf [16] [17] qui avaient montré une augmentation du tiroir antérieur (+ 2,72 p. 100) après section du ligament croisé antérieur lorsque le genou est testé en extension ; cette augmentation pouvant s'élever de 390 p. 100 après section du LLE associée à celle du LCA et de 550 p. 100 après section du LLI associée à celle du LCA.

Parmi les rares travaux à développer la notion mécanique de rigidité ou de compliance Markolf [18] [19] effectue un tiroir antérieur de 100 N à l'aide d'un appareil manuel chez des sujets sains, genou fléchi à 20°, pied fixé. La rigidité observée varie de 6 à 22. 104 N/m sur des genoux de cadavres, de 5 à 7.104 N/m sur des sujets vivants. Ces mesures sont assez proches de celles que nous observons. Markolf observe une certaine variabilité entre les côtés droits et les côtés gauches rendant la comparaison des tests droite/gauche discutables. Pour notre part nous considérons également les tests droite/gauche imparfaits pour 2 raisons :

- asymétrie des réponses droite/gauche due à l'asymétrie d'utilisation des 2 membres inférieurs chez les sujets sportifs ;

- fréquence très élevée (24 p. 100 dans notre série de lésions bilatérales du fait d'un biais de recrutement 66 p. 100 de sportifs compétiteurs et professionnels).

L'imagerie moderne du genou ligamentaire a semblé devoir être dominée par l'IRM [Fisher [11]]. Cependant, après l'enthousiasme des débuts cette dernière s'est révélée décevante, tant sur le plan diagnostique [Zobel [28]] que sur le plan pronostique ou son apport, dans les meilleurs cas, reste purement morphologique et ne fournit aucun renseignement fonctionnel. La mesure de la translation antérieure en fonction d'un ou de plusieurs niveaux de force semble pour la plupart des auteurs le meilleur moyen d'évaluer la qualité physique du genou ligamentaire et donc d'avoir un renseignement fonctionnel [Bercovy [3], Christel [8], Dejour [10], Jakob [14], Moyen [21]]. L'une des observations les plus directes de notre étude est que le compartiment interne du genou est sous le contrôle direct du ligament croisé antérieur. Tant que ce dernier est normal il n'y a aucune translation du compartiment interne. En cas de lésion, même partielle, du ligament croisé antérieur on observe un déverrouillage vers l'avant du plateau tibial interne alors que la mobilité du compartiment externe ne varie pas.

Dejour [10] observe que la translation antérieure en extension est étroitement corrélée au PAPI. Il attribue cette avancée du compartiment interne à une lésion du PAPI ou du ménisque interne (MI) conséquence de l'instabilité chronique, parfois à une méniscectomie de la corne postérieure du MI.

Cette constatation ressort également dans notre série par l'étroite corrélation observée entre la diminution de la rigidité et l'ablation du ménisque interne qu'il s'agisse du genou d'instabilité chronique avant intervention ou du genou opéré qu'elle que soit le type de ligamentoplastie. Cependant nous insistons sur l'avancée du compartiment interne dans les lésions isolées du LCA sans qu'aucune lésion macroscopique n'ait été décelée ni sur le MI, ni sur le PAPI, ni sur le LLI, ce qui nous permet d'affirmer que la translation antérieure du plateau tibial interne est l'élément pathognomonique traduisant la rupture du ligament croisé antérieur, qu'elle soit partielle, isolée ou associée à d'autres lésions ligamentaires. Cette translation suffit à faire passer le centre du plateau tibial externe en avant du centre du condyle externe ce qui explique le mécanisme de ressaut en rotation interne.

Seules 9 p. 100 des laxités antérieures ont une translation antérieure du plateau tibial externe supérieure à la normale. La rotation interne pathologique est alors nettement supérieure à celle qui résulte de l'addition de la translation du compartiment interne pathologique ajoutée à celle du compartiment externe normal. Nous pensons que ce sont les seules situations qui justifient l'association d'une plastie antéro-externe à la reconstruction du pivot central.

Certains travaux expérimentaux ont suggéré qu'il existe une corrélation entre l'âge et les propriétés mécaniques des ligaments croisés.

Noyes [22] [23] met en évidence sur des tests expérimentaux une différence d'élongation de 48 p. 100 (11) dans le groupe d'âge compris entre 48 et 86 ans et de 60 p. 100 (6) dans le groupe compris entre 16 et 26 ans. La signification de cette différence n'a pas été précisée. Plus récemment Woo [26] [27] étudiant les propriétés visco-élastiques sur l'animal à différentes tranches d'âge montre une nette différence entre les animaux d'âge inférieur à 1 mois et demi et les groupes matures. Les animaux immatures à cartilage de croissance non soudé ont une résistance des ligaments latéraux nettement inférieure à celle des animaux adultes à cartilage soudé. Chez l'animal immature les ruptures se font à l'insertion os-ligament. Chez les animaux adultes les ruptures se font en plein corps du ligament. Notre étude ne comporte que peu d'enfants de moins de 15 ans à épiphyses non soudées. Il n'est donc pas possible de conclure sur les propriétés physiques des ligaments avant la fermeture du cartilage de conjugaison. On peut cependant affirmer qu'entre la fin de l'adolescence et l'âge adulte il n'y a aucune variation des propriétés physiques des LCA testés par cette méthode, ce qui confirme les expériences de Woo qui ne laissent pas apparaître de différence significative, ni entre les courbes des propriétés structurales (F/dl), ni entre les courbes des propriétés mécaniques (contrainte/déformation) faites chez les animaux matures. Ceci est confirmé par Blevins [4] qui rapporte une étude des propriétés mécaniques d'allogreffes os-tendon rotulien-os prélevées sur des sujets âgés de 17 à 54 ans. La régression linéaire entre âge et module élastique possède une très faible corrélation ($r_2 = 0,11$; $p < 0,05$) lorsque les tests sont effectués à une vitesse d'élongation rapide (100 p. 100/sec.), aucune corrélation significative lorsque les tests sont effectués à vitesse lente (10 p. 100/sec.). Il en est de même pour la charge de rupture à une vitesse de 100 p. 100/sec. ($r_2 = 0,04$; $p = 0,054$).

L'intérêt pratique de cette étude est que l'on peut affirmer que les caractéristiques mécaniques et notamment la rigidité des sujets âgés de plus de 60 ans sont équivalentes à celles des sujets adultes jeunes. Ces propriétés sont conservées chez au moins 64 p. 100 des sujets présentant une arthrose uni ou bicompartimentale du genou.

La corrélation entre la translation-rotation du genou dans le plan horizontal et le ressaut rotatoire retrouve des conclusions similaires à celles de Jakob [14]. Le ressaut est classé en 4 stades : nul, faible, complet en RI absent en RE et complet en RI et en RE. Il existe une corrélation forte entre le ressaut et la laximétrie ($p = 0,0006$). Il confirme également que le déplacement du plateau tibial interne est le meilleur prédicteur d'une lésion du LCA, enfin que la translation antérieure du plateau externe n'est que

l'addition de la translation du plateau externe normal à la translation pathologique du plateau interne.

Mais c'est dans l'évaluation postopératoire des ligamentoplasties que la radiolaximétrie trouve ses applications les plus précieuses.

L'étude radiographique de la laxité antérieure du genou a déjà été proposée par Dejour [10] sous le nom de Lachmann radiologique actif et passif. Elle est effectuée sur des radiographies de profil en extension contre un poids de 7 kg et mesurée sur la translation antérieure du tibia. La subluxation active constitutionnelle du genou sain est en moyenne 3,6 mm (2 mm). La subluxation active résiduelle des genoux opérés est de 9 mm (3,8 mm) sur l'ensemble des genoux de cette série et la subluxation active différentielle résiduelle est de 5,7 (2,7 mm). Pour Dejour ces résultats traduisent une insuffisance dans le contrôle de la laxité en extension par la plastie. Nos résultats sur ce point vont dans le même sens et sont du même ordre de grandeur. Si l'on considère que le Lachman actif avec un poids de 7 kg à la cheville correspond à un tiroir antérieur de 245 N, la rigidité observée par Dejour est de l'ordre de 5.10⁴ N/m pour le KJ alors qu'elle est de 5,6.10⁴ N/m dans notre série fgenoux normaux R = 20.10⁴ N/m).

Christel et Witwoet [8] utilisent le gonolaximètre en faisant des radiographies de profil du genou fléchi à 90 et en mesurant le tiroir antérieur en rotation indifférente, rotation externe et rotation interne. Les résultats sont mesurés comparativement au côté sain. Le tiroir physiologique par cette technique est de 5 mm. Ce travail montre que les plasties externes extra-articulaires ne gardent un tiroir inférieur à 5 mm que dans 20 p. 100 des cas. Tous les malades ayant un tiroir antérieur supérieur à 5 mm en pré opératoire le conservent ; ceux qui avaient un tiroir pré opératoire normal ne se dégradent pas, témoignant de l'inefficacité de la plastie externe sur le rétablissement d'une physiologie normale du genou.

Notre technique mesure également de façon indépendante les deux compartiments interne et externe du genou, mais la force appliquée est unidirectionnelle vers l'avant, le déplacement étant libre en fonction des axes de moindre résistance du genou. Pour la plastie extra articulaire nous avons observé dans 57 p. 100 que le compartiment externe est assez bien verrouillé avec une rigidité satisfaisante, mais le compartiment interne garde une rigidité pathologique confirmant l'impression clinique de persistance du signe de Lachman.

Lerat et Moyen [15], comparant les avantages respectifs des méthodes radiologiques actives passives et de l'arthromètre, soulignent l'avantage des méthodes radiologiques passives : angle de flexion fixe, charge appliquée constante en valeur absolue et en moment résultant, absence de contraction musculaire parasite. Ces auteurs constatent également que c'est la translation antérieure du compartiment interne qui est la plus spécifique de la qualité du LCA.

Moyen [21] utilise la compliance, inverse de la rigidité, mais de signification mécanique équivalente pour comparer l'évolution dans le temps de la qualité des ligamentoplasties de type Mac Intosh selon deux techniques différentes. Il conclut que le seul paramètre permettant un suivi objectif entre les périodes pré et post opératoires est le tiroir radiologique du compartiment interne.

Harter [13] montre également la réapparition d'une laxité après toute ligamentoplastie et souligne l'importance de la distinction entre laxité et compliance. Alors qu'il constate une différence de laxité nette entre genou opéré et genou controlatéral normal ($p < 0,001$), la compliance mesurée entre 6 8 et 90 N sur une période de 40 mois ne varie pas ($C = 0,8$ mm/22 N pour le 12 tendineux ; $C = 0,5$ mm/22 N pour le KJ).

La radiolaximétrie faite par paliers de 0 à 300 N est une extension de ces méthodes. L'utilisation d'une force supérieure à 100 N nous a permis de mettre en évidence des propriétés qui n'apparaissent pas au-dessous de ce niveau. Or les contraintes subies par le LCA au cours des activités sportives sont évaluées entre 300 et 700 N [Chen [7]].

Enfin il est classique d'affirmer que les tests mécaniques dits objectifs n'ont pas de corrélation avec les critères fonctionnels. Mais en fait ces conclusions résultent de travaux qui comparent des grilles de signes fonctionnels cliniques auxquels sont affectées des valeurs arbitraires avec des tests supposés objectifs qui ne mesurent que des laxités indépendamment de la force ou pour des niveaux de force bas. Lorsque l'on compare des données témoignant de la qualité mécanique du LCA telle que la rigidité entre 100 et 300 N avec des signes fonctionnels ayant une signification claire et de haute valeur sémiologique, telle que l'instabilité avec réponse binaire, on constate qu'il existe une corrélation statistique parfaite entre rigidité et instabilité ($p = 0,0$) [Bercovy [3]].

Évaluation de la laxité, de la rigidité et de la compliance du genou normal et pathologique. Application à la courbe de survie des ligamentoplasties

Bibliographie

- [1] 1. ANDERSON AF, SYNDER RB, FEDERSPIEL CF, LIPSCOMB AB : Instrumented evaluation of knee laxity. *Am J Sports Med*, 1990, 20, 2, 135-140.
- [2] 2. BERCOVY M, GOUTALLIER D, GEIGER D, TREVISAN D, ODDOU C : Biomécanique du LCA. *Rev Chir Orthop*, 1983, 69, 65-69.
- [3] 3. BERCOVY M, WEBER E, GOUTALLIER D : Classification anatomique et fonctionnelle en pathologie ligamentaire du genou. *Proceedings of the European Congress of Orthop Surg, Paris, 1993. Rev Chir Orthop*, 1993, 79, N Sp. abstract 310.
- [4] 4. BLEVINS FT, HECKER AT, BIGLER GT, BOLAND AL, HAYES WC : The effect of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med*, 1994, 22, 3, 328-333.
- [5] 5. BUTLER DL, NOYES FR, GROOD ES : Ligamentous restraints to Antero-posterior drawer in the human knee. *J Bone Joint Surg*, 1980, 62, 259-270.
- [6] 6. BUTLER DL, KAY MD, STOUFFER DC : Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J Biomech*, 1986, 19, 425-432.
- [7] 7. CHEN EH, BLACK J : Material design analysis of the Anterior Cruciate Ligament. *J Biomed Mater Res*, 1980, 14, 567-586.
- [8] 8. CHRISTEL P, WITWOET J, PELISSE F, MEUNIER A, GIRARD F : Mesure instrumentale de la laxité antéro-postérieure du genou normal et laxé. *Rev Chir Orthop*, 1986, 72, 115-118.
- [9] 9. DANIEL DM, MALCOM LL, LOSSE G, STONE M, SACHS R, BURKS R : Instrumented Measurement of Anterior Laxity of the Knee. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1985, 67, 720-725.
- [10] 10. DEJOUR H, WALCH G, NEYRET Ph, ADELEINE P : Résultat des laxités chroniques antérieures opérées. A propos de 251 cas revus avec un recul minimum de 3 ans. *Rev Chir Orthop*, 1988, 74, 622.
- [11] 11. FISHER SP, Fox JM, DEL Pizzo W, FRIEDMAN MJ, SNYDERS J, FERKEL RD : Accuracy of diagnosis from magnetic resonance imaging of the knee. A multicenter analysis of one thousand and fourteen patients. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1991, 73, 2-10.
- [12] 12. GRENIER B : Ligne de partage d'une variable quantitative. *Décision Médicale*, Masson Éd., Paris 1992.
- [13] 13. HARTER RA, OSTERNIG LR, SINGER KM : Instrumented Lachman test for the evaluation of anterior laxity after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1989, 71, 975-983.
- [14] 14. JAKOB RP, STAUBLI HU, DELAND JT : Grading the pivot shift. Objective tests with implication for treatment. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1987, 69, 294-299.
- [15] 15. LERAT JL, MOYEN B, DUPRE LATOUR L, MAINETTI E, LALAIN JJ, BRUNET E : Mesure des laxités antérieures du genou par radiographies dynamiques et par l'arthromètre KT 1000. *Rev Chir Orthop*, 1988, 74, Suppl. II, 194.
- [16] 16. MARKOLF KL, PATTEE GA, STRUMG R, GALLICK GS, SHER-MAN OH, DOREY FJ : Instrumented measurements of laxity in patients who have a Gore-Tex anterior ligament substitute. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1989, 71, 887-894.
- [17] 17. MARKOLF KL, MENSCH JS, AMSTUTZ HA : Stiffness and laxity of the knee. The contribution of the supporting structures. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1976, 58, 583-594.
- [18] 18. MARKOLF KL, KOCHAN A, AMSTUT HA : Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of ACL. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1984, 66, 242-252.
- [19] 19. MARKOLF KL, GRAFF-RADFORD A, AMSTUTZ HA : In-vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1978, 60, 664-675.
- [20] 20. MORE RC, MARKOLF KL : Measurement of stability of the knee and ligament force after implantation of a synthetic anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1988, 70, 1020-1031.
- [21] 21. MOYEN B, MANDRINO A, BESSE JL, VINCENT P, FOULT H, LERAT JL : Évolution post opératoire de la laxité du LCA reconstruit avec le tendon rotulien libre ou attaché. *Rev Chir Orthop*, 1993, 79, Suppl. 1, 99-100.
- [22] 22. NOYES FR, BUTLER DL, GROOD ES, ZERNICKE RF, HEFZY MS : Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1984, 66, 344-352.
- [23] 23. NOYES FR, GROOD ES : The strength of anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1976, 58, 1074-1082.
- [24] 24. RIJKE AM, TEGTMEYER J, WEILAND DJ, MCCUE III FC : Stress examination of the cruciate ligaments : a radiologic Lachman test. *Radiology*, 1987, 165, 867-869.
- [25] 25. TALLROTH KAJ, LINDHOLM TS : Stress radiographs in the évaluation of degenerative femoral joint disease. *Skel Radiology*, 1987, 16, 617-620.
- [26] 26. Woo SLY, ORLANDO CA, GOMEZ MA, FRANK CB, AKESON WH : Tensile properties of the medial collateral ligament as a function of age. *J Orthop Res*, 1986, 4, 133-141.
- [27] 27. Woo SLY, GOMEZ MA, SEGUCHI Y, ENDO CM, AKESON WH : Measurement of mechanical properties of ligament substance from a bone-ligament-bone preparation. *J Orthop Res*, 1983, 1, 22-29.

Tableaux

Tableau 1

Site de mesure	0		100		150		200		250		300	
	\bar{M}	σ	\bar{M}	σ	\bar{M}	σ	\bar{M}	σ	\bar{M}	σ	\bar{M}	σ
Plateau tibial interne	-1,79	0,97	-0,20	1,13	-0,19	0,97	0,23	0,74	0,54	0,79	0,67	0,65
Épines tibiales	13,13	1,36	16,33	0,97	17,14	0,82	17,88	0,84	18,58	0,81	19,01	0,70
Tête du péroné	-2,32	2,69	5,50	2,09	7,98	2,08	9,52	2,43	11,40	2,17	12,95	2,26

Reproductibilité des mesures (69 laximétries faites sur 30 patients).

Tableau 2

F (N)	Compartiment interne						Compartiment médian			Compartiment externe		
	Normaux n = 480	σ	Ruptures fraîches n = 191	σ	Instabilité chronique n = 171	σ	Normaux	Ruptures fraîches	Instabilité chronique	Normaux	Ruptures fraîches	Instabilité chronique
0	-1,67	2	-0,51	3	0	4	13,1	14,24	15,17	-1,99	-2,86	-0,46
100	-0,07	2	6,27	4	6,82	4	16,1	21,88	23,51	5,62	8,73	12,08
150	0,29	2	8,47	4	9,34	4	17,07	24,66	26,10	7,96	12,91	16,06
200	0,49	2	10,31	4	11,30	5	17,66	26,91	28,38	9,65	16,39	19,26
250	0,72	2	11,46	4	12,60	5	18,67	28,39	29,87	11,34	18,44	21,24
300	0,98	2	13,47	5	14,09	5	18,90	30,41	31,40	12,92	20,70	23,40
R.E.										-11,86	-12,50	-8,19

Résultats des mesures faites sur chacun des compartiments interne, médian et externe sur les genoux normaux (n = 480), les ruptures récentes (n = 191) et les instabilités chroniques (n = 171).

Tableau 3

Genoux normaux (n = 480)	R = 13,8.10 ⁴ N/m	
Ruptures récentes LCA (n = 191) . . .	R = 2,5.10 ⁴ N/m)	p = 0,001
Instabilités chroniques (n = 171) . . .	R = 3,4.10 ⁴ N/m)	
IC mén. normaux	R = 3,7.10 ⁴ N/m	
IC mén. path. en place	R = 2,5.10 ⁴ N/m)	p = 0,03
IC mén. int. enlevé	R = 2,1.10 ⁴ N/m)	
KJ sur rupture récente (n = 58)	R = 6,6.10 ⁴ N/m)	p = 0,02
KJ sur instabilités chroniques (n = 55)	R = 4,7.10 ⁴ N/m)	
KJ sur IC avec mén. normaux	R = 6,4.10 ⁴ N/m)	p = 0,001
KJ sur IC avec ménisectomie	R = 4,9.10 ⁴ N/m)	
PAE sur IC avec mén. norm. 24 mois	R = 4,8.10 ⁴ N/m)	p = 0,03
PAE sur IC et ménisectomie 24 mois	R = 3,10.10 ⁴ N/m)	
PAE sur IC avec mén. norm. 60 mois	R = 3,6.10 ⁴ N/m)	N.S.
PAE sur IC et ménisectomie 60 mois	R = 2,5.10 ⁴ N/m)	

IC : Instabilité chronique - KJ : Kenneth Jones - PAE : Plastique antéro-externe

Tableau 4

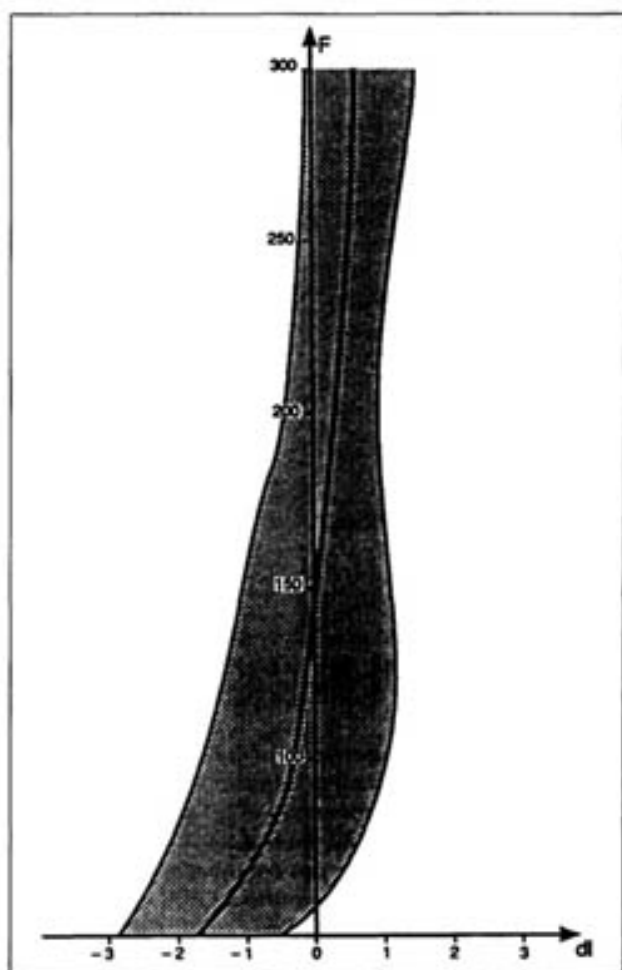
dl en mm \ F en Newtons	2	3	4	5	6
100	0,88	0,85	0,77	0,68	0,57
150	0,96	0,94	0,90	0,86	0,79
200	0,97	0,97	0,96	0,93	0,86
250	0,98	0,97	0,96	0,95	0,92
300	0,98	0,98	0,98	0,95	0,95

dl en mm \ F en Newtons	2	3	4	5	6
100	0,77	0,88	0,95	0,97	0,99
150	0,72	0,83	0,93	0,96	0,98
200	0,70	0,80	0,92	0,96	0,98
250	0,68	0,80	0,90	0,94	0,98
300	0,63	0,77	0,89	0,93	0,97

a et IVb. - a) Sensibilité (n = 201). b) Spécificité (n = 178) en fonction de la force appliquée et de la différence entre le côté sain et le côté pathologique.

Figures

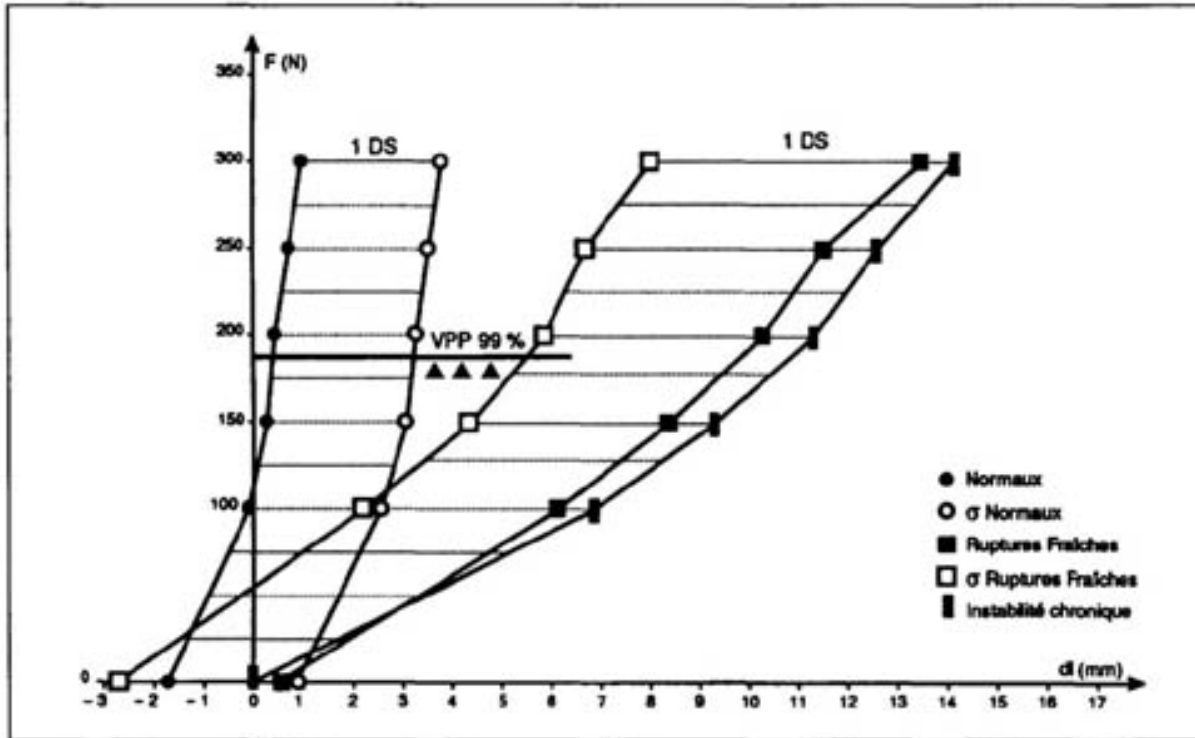
Figure 1.



Écart type des mesures faites sur le compartiment interne. L'écart type est décroissant de 0 N à 300 N. Cette différence de variabilité est très significative entre les mesures faites au-dessous de 150 N et celles faites au dessus de 150 N (p

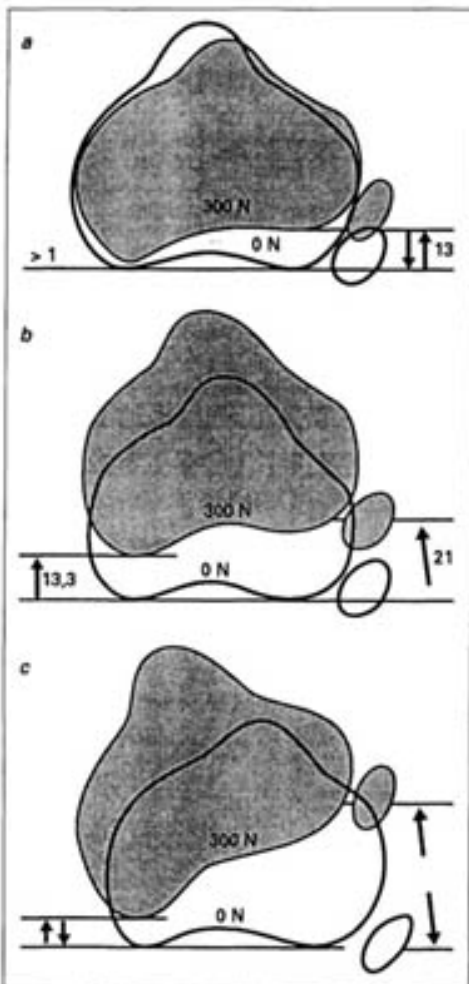
= 0,0001).

Figure 2.



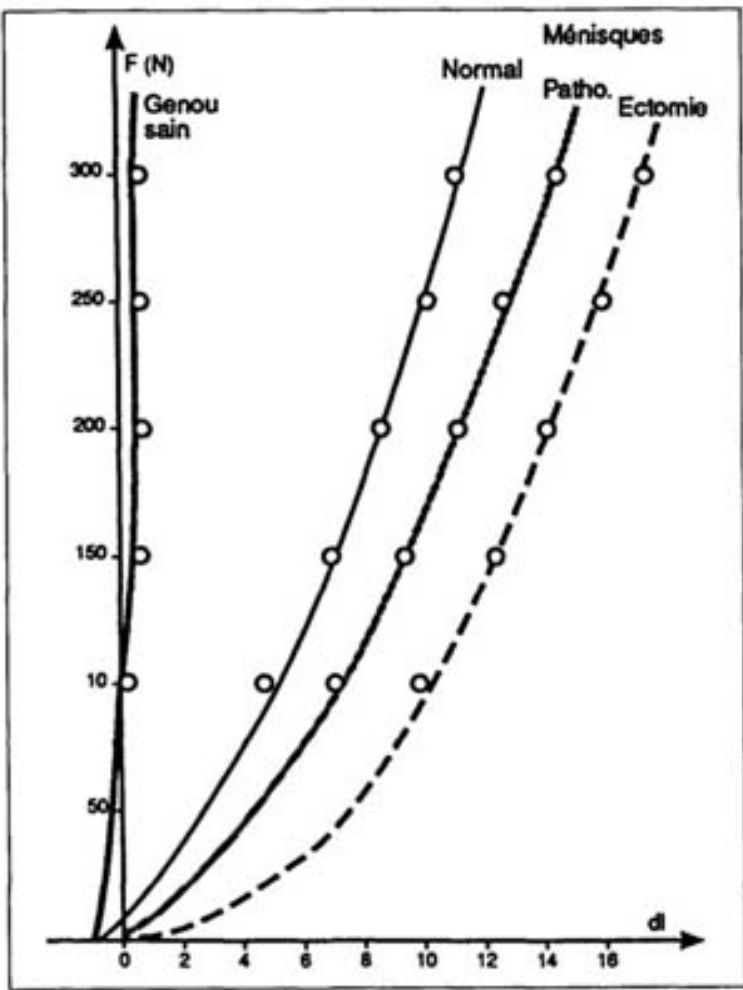
Résultats des mesures de la radiolaximétrie faite sur le compartiment interne.

Figure 3.



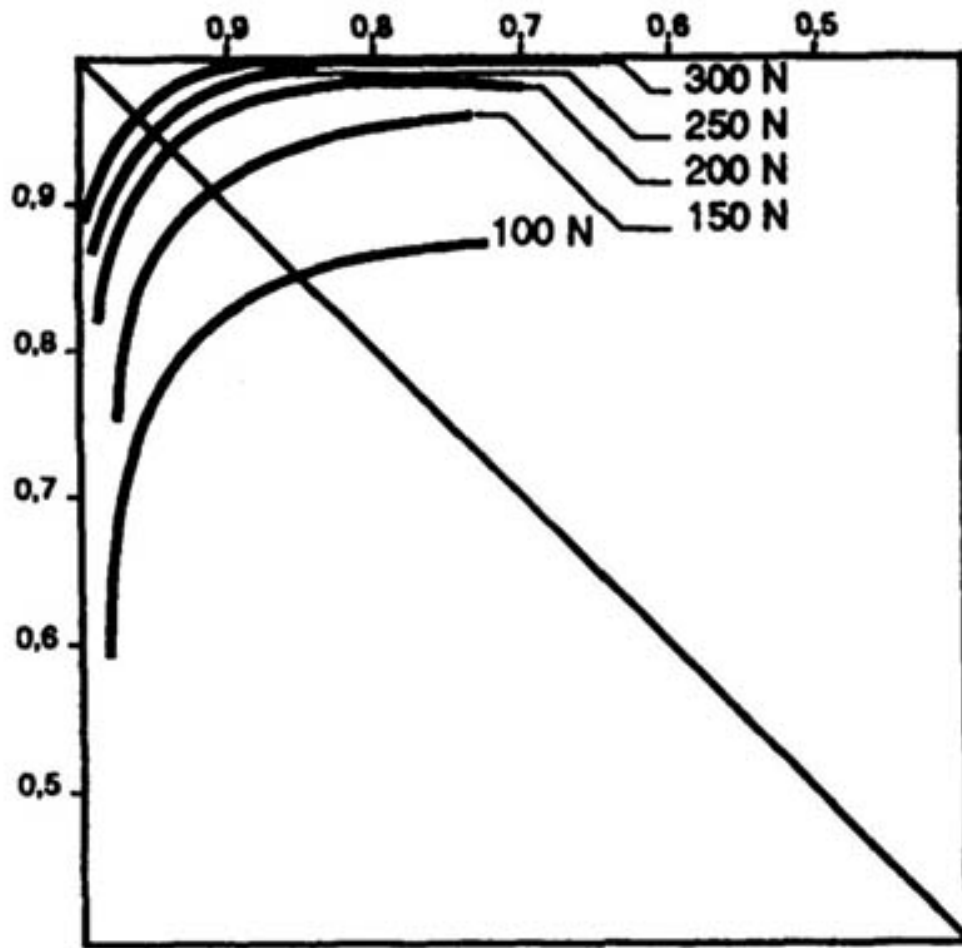
Transposition dans le plan horizontal des déplacements de l'extrémité supérieure du tibia par rapport au fémur a) genoux normaux. b) rupture du LCA (91 p. 100 des cas). c) rupture du LCA avec instabilité antéroexterne (9 p. 100 des cas).

Figure 4.



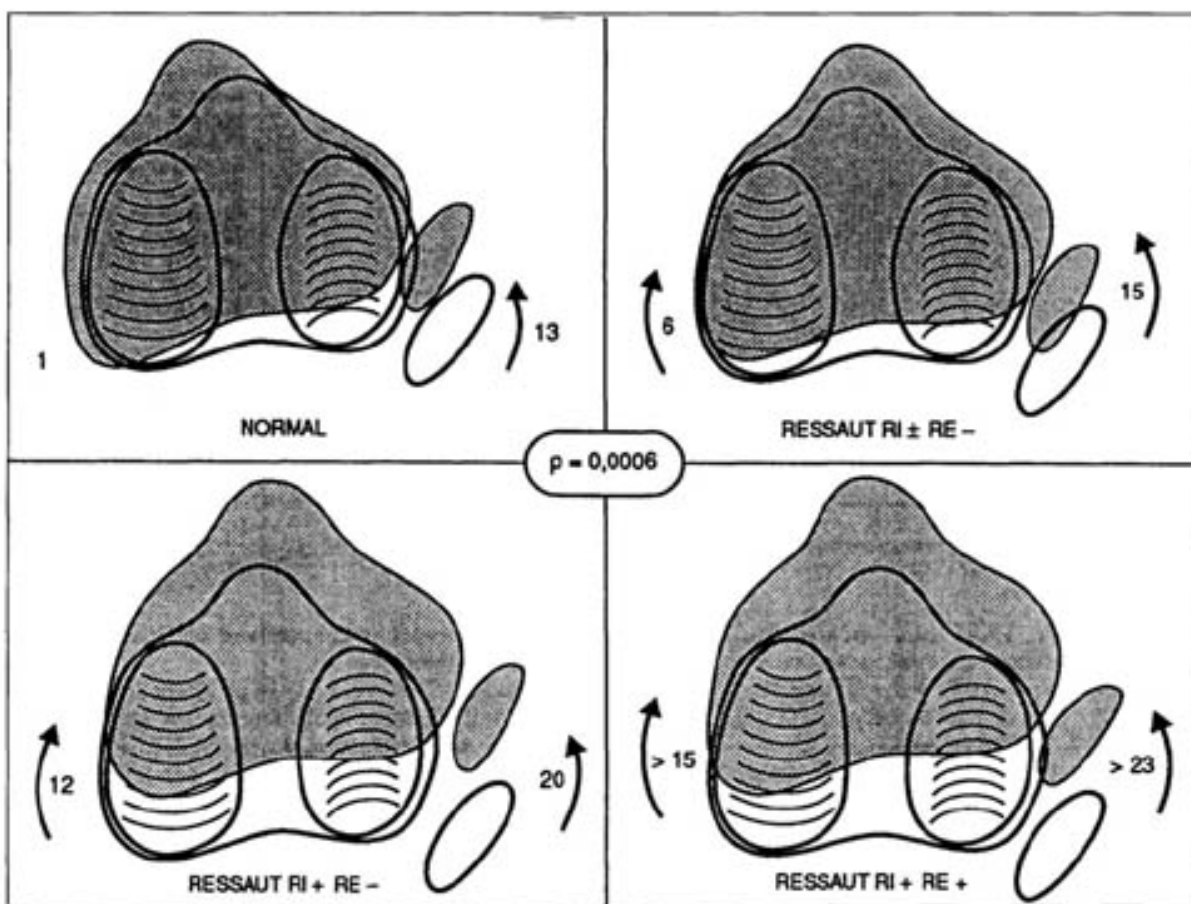
Courbes F/dl dans l'instabilité chronique en fonction de l'état méniscal ; il existe une différence significative entre ménisques normaux et ménissectomie (p = 0,03).

Figure 5.



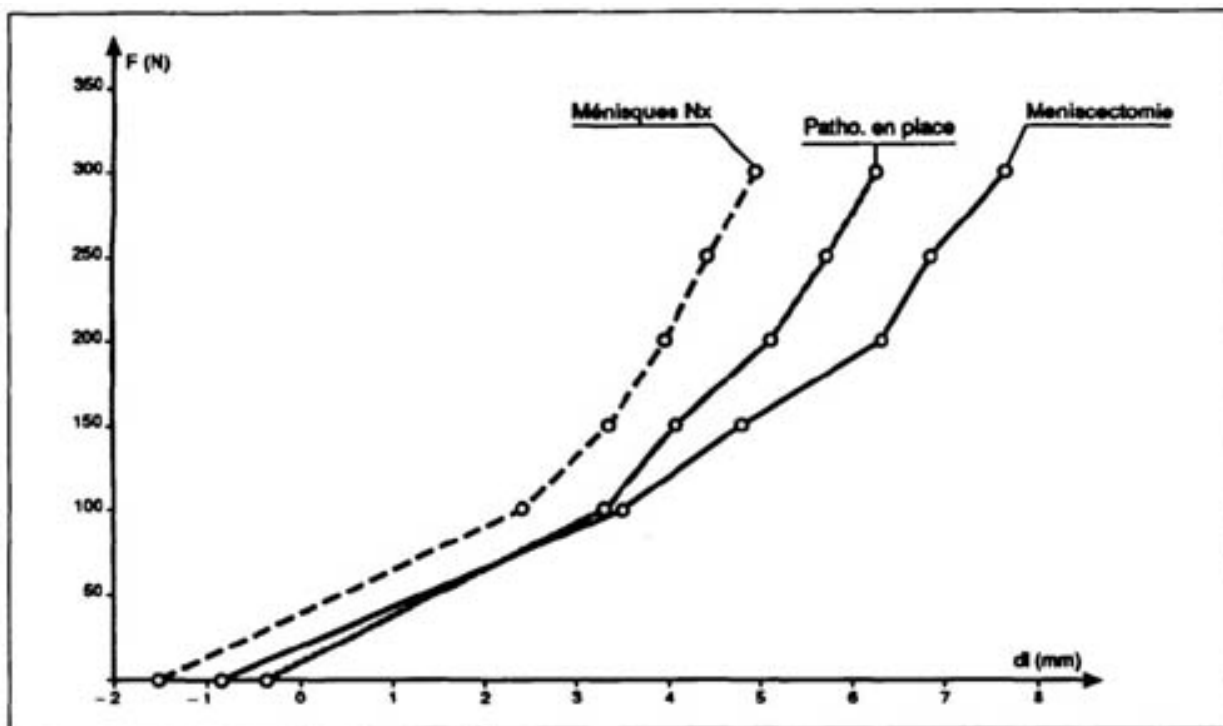
Courbes ROC montrant la sensibilité et la spécificité en fonction du niveau de la force appliquée.

Figure 6.



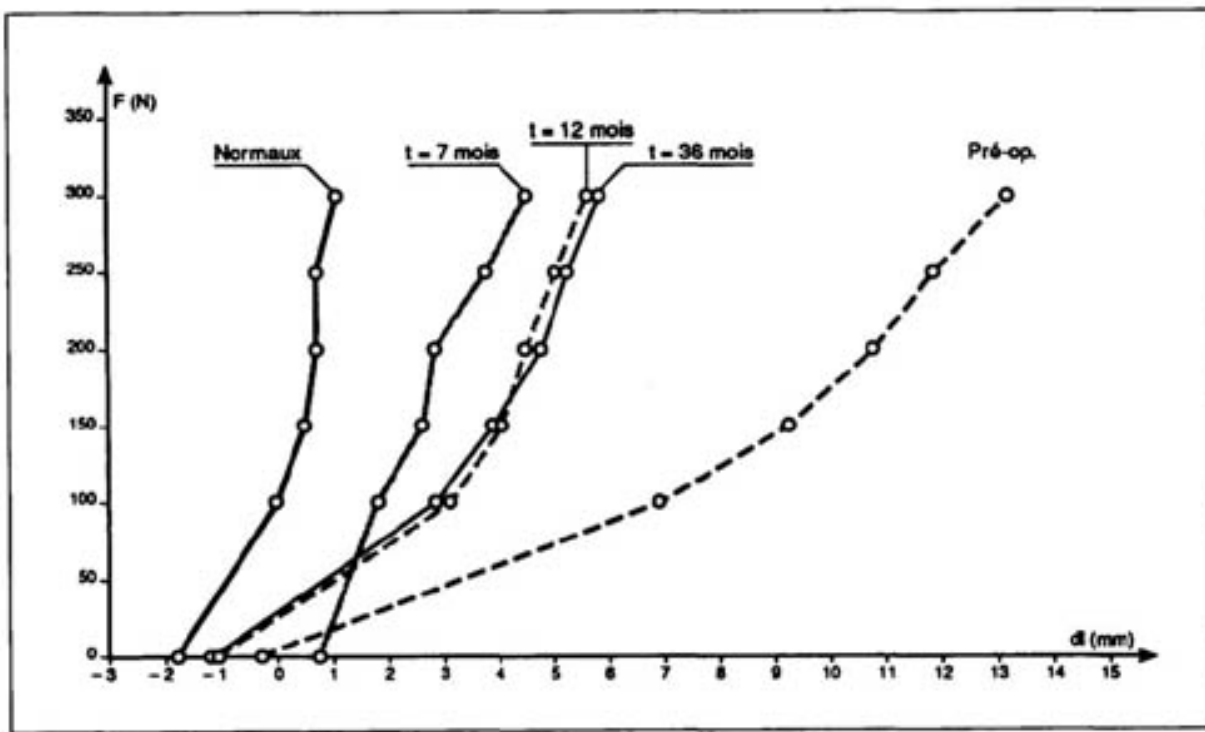
Déplacement de l'extrémité supérieure du tibia dans le plan horizontal pour le genou avec LCA pathologique. Il existe une corrélation entre la translation antérieure du compartiment interne et le ressaut ($p = 0,0006$).

Figure 7.



Influence de la méniscectomie sur le KJ : au-dessous de 150 N il existe une laxité, mais les rigidités ne sont pas significativement différentes ; au-dessus de 200 N les différences de rigidités deviennent significatives en fonction de l'état méniscal ($p = 0,008$). Ceci souligne l'intérêt de distinguer laxité et rigidité et d'effectuer les tests au-delà de 200 N.

Figure 8.



Rigidité postopératoire du KJ en fonction du temps écoulé. Au 7e mois le genou est encore globalement raide ($R = 27,2 \cdot 10 \text{ N/m}$). Après la reprise des activités sportives (9, mois), il n'existe pas de détérioration de la rigidité entre le 12e mois ($R = 6,0 \cdot 10 \text{ N/m}$) et le 37e mois ($R = 5,6 \cdot 10 \text{ N/m}$) ; régression : $r^2 = 0,0002$ pente = 0,07 quelle que soit la force appliquée.