

Etat de l'art scientifique

“Dieu a fait les solides mais les surfaces sont l'oeuvre du Diable.”

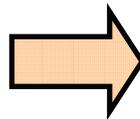
W. Pauli

Cette thèse se concentre sur l'étude tribologique des surfaces frottantes des implants articulaires afin d'augmenter leur durée de *vie in vivo* par diminution de l'usure en essayant de reproduire le fonctionnement d'une articulation saine, c'est à dire en utilisant des molécules biomimétiques pour favoriser la lubrification.

Dans ce contexte, ce chapitre a pour but de faire une synthèse bibliographique sur la bio-tribologie en insistant sur l'action du milieu biologique dans le fonctionnement d'une articulation synoviale saine ou prothétique.



Hanche normale



Prothèse de hanche

Figure 1.1. Illustration de deux types de surface de hanche : normale et avec prothèse.

Bases de tribologie

1.1.1. Introduction à la tribologie

Le mot 'Tribologie' a été proposé dans un rapport historique de Peter Jost (1966) [Mang'11]. Ce mot est dérivé du mot Grec τριβο ("tribo") qui signifie gratter, frotter. La définition de tribologie est la suivante : « science et technologie qui permettent le mouvement relatif entre deux surfaces qui interagissent » [OCDE]. Le domaine de la tribologie concerne le frottement, la lubrification et l'usure, le plus souvent appliqué à la conception des roulements.

La tribologie est présente dans la plupart des activités de l'homme et son domaine s'est largement étendu depuis cinquante ans. On peut citer le comportement d'une articulation de hanche, le glissement d'une roue de voiture ou d'un ski sur la glace et la neige, la production de sons musicaux générés par exemple par le frottement de l'archet contre les cordes d'un violon, les têtes de lecture des disques magnétiques d'ordinateur, la mise en forme des matériaux... [Frêne'11] [Zambelli'98].

Définition des lois du frottement

La plupart des problèmes du quotidien concernant le frottement peuvent se comprendre sur la base des lois du frottement, proposées premièrement par Léonard de Vinci en 1699. Vinci a postulé que la force tangentielle que l'on doit appliquer pour permettre le glissement d'un corps est proportionnelle à la charge et ne dépend pas de la surface de contact.

Plus tard Amontons (1699) puis Coulomb (1781) ont vérifié les principales lois régissant le frottement entre deux solides :

(1) la force de frottement tangentielle T pour mettre en mouvement un solide est proportionnel au poids N du solide posé sur le plateau horizontal.

(2) pour un poids N donné, cette force ne dépend pas de l'étendue des surfaces de contact, mais seulement de la nature de ces surfaces (bois poli ou rugueux, bois ou métal, *etc...*).

Ces deux lois (1) et (2) peuvent être exprimées par la formule : $T = \mu_s N$

Le rapport μ_s représente le "coefficient de frottement statique" qui est une constante dépendant de la nature des deux matériaux en contact et de leur état de surface. Sa valeur est par exemple de l'ordre de 0,5 pour du bois sur du bois, de 1 pour une semelle de chausson d'escalade en caoutchouc sur un rocher. En outre Coulomb innove en étudiant le frottement de deux surfaces en mouvement l'une par rapport à l'autre. A l'issue d'un grand nombre d'expériences menées avec le même dispositif, Coulomb conclut que, pendant le mouvement, les lois (1) et (2) restent vérifiées. Mais pour la plupart des corps, la force de frottement est plus faible qu'au repos (le coefficient de frottement dynamique μ est plus faible). Coulomb énonce enfin une troisième loi, propre au frottement des corps en mouvement :

(3) pour la plupart des matériaux, le coefficient de frottement est indépendant de la vitesse de glissement.

Au fil de ses expériences Coulomb arrivera à conclure que la reproductibilité de ses essais est obtenue lorsqu'il enduit les surfaces de "vieux oint" et fut le premier à mettre en doute les lois d'Amontons ! Par conséquent, actuellement il est reconnu que le coefficient de frottement n'est pas une caractéristique du volume des matériaux en contact, mais il dépend fortement de l'état des surfaces et des couches lubrifiantes qui séparent les corps en contact.

Suite à ce constat, depuis les années 1950, la tribologie est passée de l'étude des massifs (volumes) à celle des surfaces.

De plus, il a été montré que le type de mouvement, les charges appliquées, les vitesses relatives, la température et la durée du frottement peuvent influencer la valeur du coefficient de frottement. Tous ces paramètres ont été regroupés dans la notion du système mécanique ou mécanisme qui définit les sollicitations locales du contact.

Ainsi, au début des années 1970, Godet [Godet'84] introduit la notion de troisième corps et du triplet tribologique afin d'aider à la compréhension de la dynamique des interfaces, des mécanismes de frottement et d'usure [Berthier'95] [Linck'05].

1.1.2 Troisième corps et triplet tribologique

L'étude d'un mécanisme frottant nécessite la compréhension de phénomènes apparaissant à différentes échelles, d'où l'introduction du concept de triplet tribologique (Figure 1.2). Ce concept du triplet tribologique (les premiers corps, le troisième corps et le mécanisme) donne une unité à la tribologie et permet l'appréhension des phénomènes relatifs au frottement.

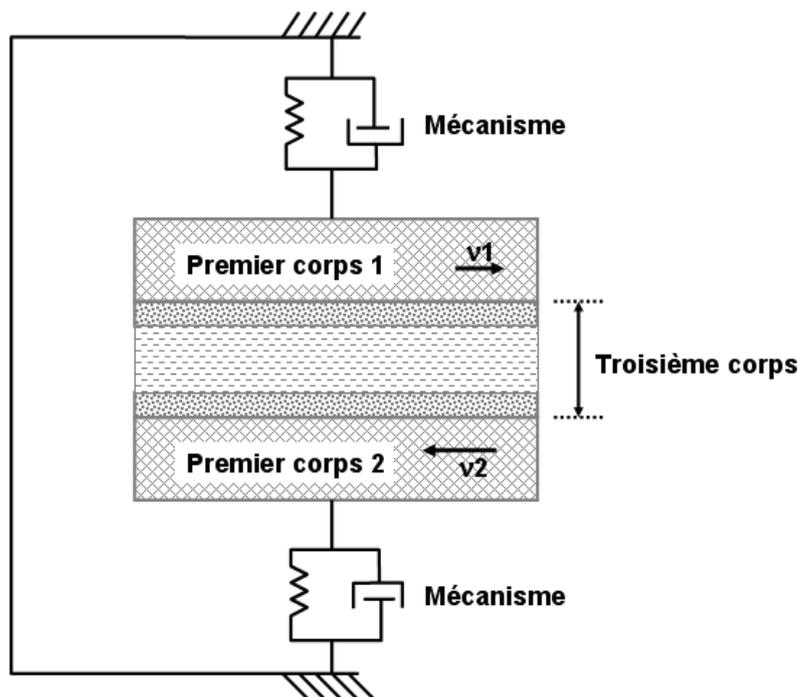


Figure 1.2. Schéma du triplet tribologique. v_1 et v_2 sont les vitesses des premiers corps en mouvement.

Les deux premiers corps sont les zones superficielles des massifs en contact. Ils sont soumis directement aux sollicitations dues au fonctionnement du contact [Zambelli'98]. Très souvent ces premiers corps subissent des transformations surfaciques dues aux actions des contraintes tribologiques (contraintes normales et de cisaillement) ce qui fait que leur structure et leurs propriétés dans les zones superficielles ne sont pas les mêmes que dans le volume, ce qu'on appelle généralement : Transformations Tribologiques Superficielles (TTS)

Le troisième corps est la zone intercalaire et permet l'accommodation de la différence de vitesses des premiers corps. Ce troisième corps peut être produit *in situ* (3^{ème} corps naturel) ou introduit dans le contact (3^{ème} corps artificiel). Ce troisième corps peut présenter des dimensions de différents ordres de grandeur (nanométrique, micrométrique) suivant le

mécanisme considéré, et possède au moins quatre fonctions dans un contact : (a) séparer les premiers corps et éventuellement limiter leur usure. (b) transmettre et distribuer la charge (force normale). (c) accommoder les vitesses de cisaillement (force tangentielle) entre les premiers corps. (d) évacuer la chaleur du contact [Linck'05]. En contact avec les premiers corps, le troisième corps peut s'accrocher plus ou moins fortement sur les surfaces frottantes en créant des couches moléculaires appelées généralement « complexes de surfaces »

Le mécanisme (système mécanique contenant les premiers corps) est à l'origine des sollicitations subies par le contact et inversement. Il y a couplage entre le domaine proprement tribologique et le comportement mécanique, thermique et physico-chimique du mécanisme lui-même [Fay'11]. Si la mécanique est la science du mouvement, la tribologie est la science qui permet le mouvement. En tribologie, le mécanisme gouverne les conditions de travail des contacts en leur transmettant les charges statiques ou dynamiques, et en leur imposant une cinétique, une température et un environnement [Zambelli'98]. Le frottement dépend donc autant du mécanisme que des matériaux en contact, c'est pourquoi il ne faut pas parler de « coefficient de frottement », mais de « facteur de frottement » même si l'usage maintient l'appellation coefficient de frottement.

Afin de mieux comprendre les mécanismes de frottement et d'usure, différents moyens d'analyse de l'évolution du contact au cours du frottement ont été mis au point dans les dernières décennies. Ces moyens d'analyse se basent souvent sur la visualisation *in situ* du contact et ont pour but de décrire l'endroit et le type de mouvement qui caractérise la transmission du mouvement entre les deux corps en contact qui bougent à des vitesses différentes. C'est pourquoi on les appelle également « analyse du mécanisme d'accommodation des vitesses ».

1.1.3 Mécanisme d'accommodation des vitesses par un troisième corps liquide : Lubrification

Un lubrifiant est un troisième corps de faible résistance au cisaillement dont le rôle principal est de réduire le frottement et l'usure des premiers corps. Ce lubrifiant peut être en phase liquide, solide ou gazeuse, mais, idéalement on parle de lubrification quand les premiers corps sont complètement séparés par un film fluide.

Quand la friction dans le contact est due aux efforts de cisaillement dans le film lubrifiant on parle de régime hydrodynamique. (Figure 1.3a). Dans ce régime, l'épaisseur d'un film fluide de lubrifiant dépend de la vitesse relative v , de la viscosité η du lubrifiant et de la charge F_n induisant une pression P .

Si le film ne suffit pas à séparer complètement les surfaces frottantes des premiers corps (Figure 1.3c), alors le frottement se fait par interaction des aspérités. L'épaisseur du film diminue : c'est le régime limite. Différents régimes de lubrification peuvent être identifiés selon le mode de portance (film fluide ou aspérité) et la valeur du frottement. [Fay'11] [Wooley'05]. En régime mixte, les efforts de frottement résultent simultanément d'effets hydrodynamiques dans le film fluide et d'interactions entre les aspérités (Figure 1.3b).

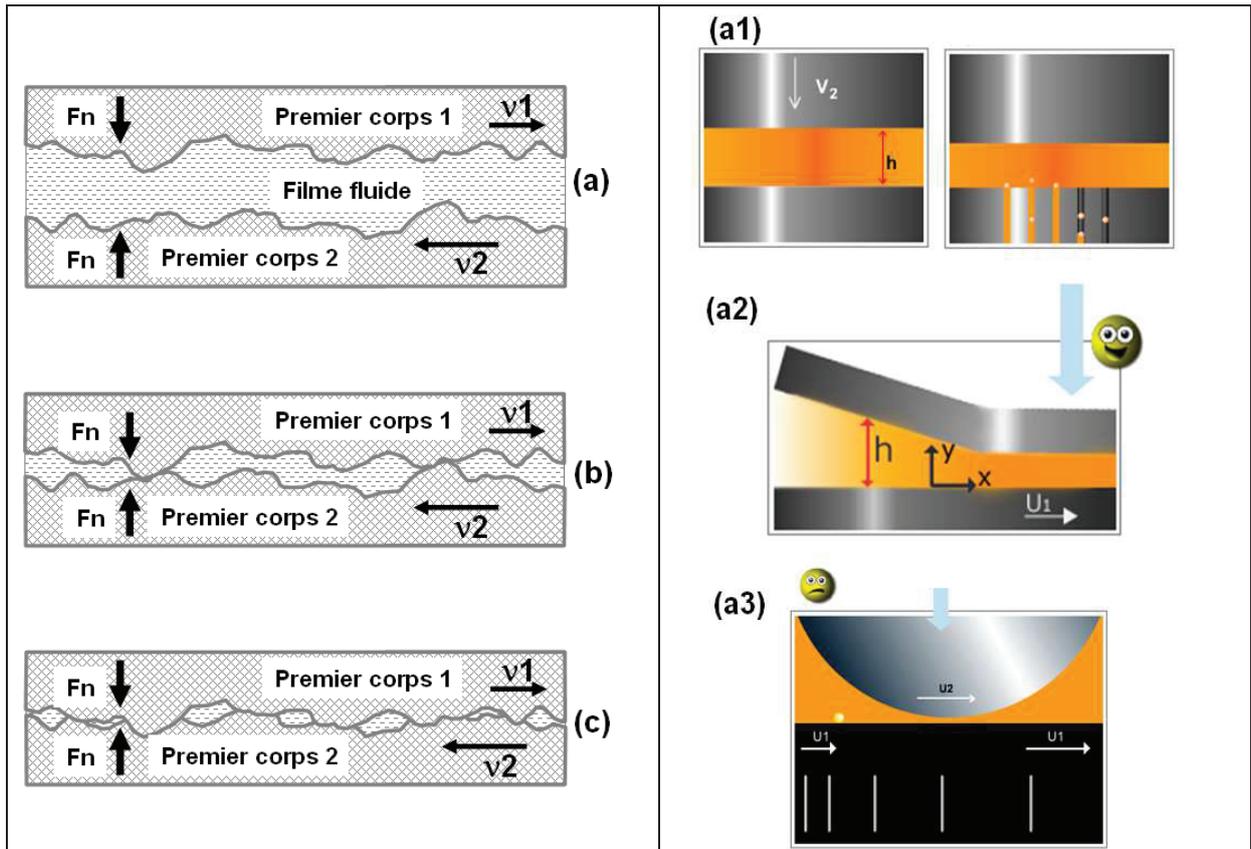


Figure 1.3. Variation de l'épaisseur de film lubrifiant dans divers régimes : (a) Régime hydrodynamique, (b) Régime mixte, (c) Régime limite. (a1-a3) 3 types de portance du régime hydrodynamique

La courbe de Stribeck (Figure 1.4) est une représentation classique des régimes de lubrification [Stribeck'02]. Elle est utilisée pour "expliquer" l'évolution de certains phénomènes de ces régimes, via les variations du coefficient de frottement, en fonction de divers paramètres : charge, viscosité, vitesse.

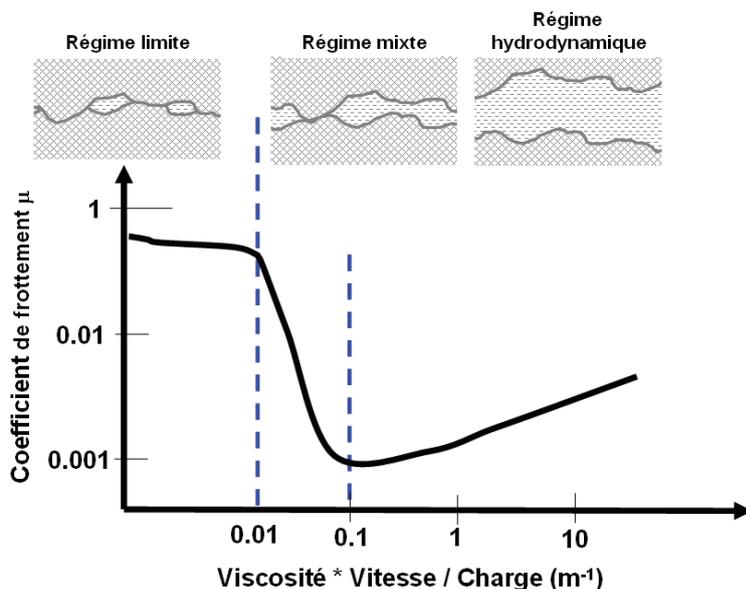


Figure 1.4. Courbe de Stribeck qui exprime les variations du coefficient de frottement en fonction du paramètre combiné (viscosité * vitesse / charge). Le passage d'un régime à l'autre (valeurs typiques du paramètre combiné et du coefficient de frottement issues de la littérature) détermine l'épaisseur du film entre les deux surfaces [Pellier'12] [Cizaire'03].

Dans le cas du régime limite, aux fortes pressions et aux faibles vitesses, l'épaisseur de film est proche de zéro et la charge est principalement supportée par les aspérités des premiers corps. Les valeurs du coefficient de frottement μ sont élevées et déterminées par les propriétés des surfaces ainsi que par les propriétés physico-chimiques des molécules adsorbées sur les premiers corps. La caractéristique de ce régime est l'invariance du coefficient de frottement par rapport à la vitesse et la pression.

En régime hydrodynamique (HD), aux faibles pressions et fortes vitesses, le film lubrifiant séparant les surfaces est suffisamment épais pour empêcher tout contact entre les premiers corps et supporter la pression. La viscosité du lubrifiant intervient également dans la représentation de Stribeck car plus ce lubrifiant est visqueux, plus le film lubrifiant a tendance à être épais.

Les régimes de lubrification hydrodynamique sont caractérisés par des modèles théoriques. Ces modèles théoriques sont basés sur l'équation de Reynolds [Dowson'62] décrivant l'écoulement du film lubrifiant, éventuellement couplée à un modèle mécanique de déformation élastique des corps en contact (EHD). Ceci permet d'estimer l'épaisseur du film synovial, et la répartition de la pression pour une loi de viscosité donnée. Ainsi, dans ces modèles théoriques, la maintenance d'une épaisseur de film lubrifiant suffisamment épaisse peut-être assurée par trois types de mécanismes lubrifiants (ou trois types de portances hydrodynamiques) (Fig 1.3 a1-a3):

Portance de type « écrasement » : cette portance peut-être créée soit par une variation de la vitesse normale de la paroi d'un des premiers corps, soit par une augmentation du débit de fluide lubrifiant à travers la surface poreuse du premier corps. (Fig. 1.3a1)

Portance de type « coin d'huile » : cette portance est caractéristique de la rentrée du lubrifiant dans le contact glissant et tend à diminuer la section de l'écoulement ce qui entraîne une augmentation de la pression ; elle est dépendante de la vitesse tangentielle et de la viscosité du lubrifiant (Fig. 1.3a2);

Portance de type « étirement » : cette portance est généralement négative et défavorable à la lubrification, on la rencontre peu fréquemment dans la lubrification, elle apparaît surtout dans les problèmes de mise en forme (étirage, laminage ...) et elle est liée à la variation de la vitesse longitudinale provoquée par la déformation des solides (Fig. 1.3a3)

La rugosité des surfaces est l'un des paramètres qui régit au premier ordre le passage d'un régime à l'autre.

Le régime mixte est un régime intermédiaire entre les régimes limites et hydrodynamiques. Il apparaît lorsque les contacts entre les aspérités des surfaces ne peuvent pas être négligés. Dans ces conditions, le niveau de frottement est le résultat de ces deux types de contact: contacts solide/solide et contact solide /liquide et la fraction de la surface de contact en régime limite [Fay'11].

1.1.4 Mécanisme d'accommodation des vitesses par un troisième corps solide

Dans le cas où le troisième corps est solide (particules d'usure, complexes de surface, revêtements), il n'a pas de lois physiques expliquant le mécanisme d'accommodation des vitesses en fonction de l'épaisseur du film et des sollicitations mécaniques : les mécanismes d'accommodation des vitesses sont le plus souvent descriptifs. Ainsi, la notion d'accommodation des vitesses est précisée en fonction de l'épaisseur du contact, en indiquant le lieu où elle se produit (site d'accommodation) et comment elle se produit (mode). Les sites

sont notés « Si », les modes « Mj », un mécanisme d'accommodation de vitesse ou de déplacement se note alors « SiMj ». Une représentation schématique est donnée sur la figure 1.5. S1 et S5 correspondent aux 1^{er} corps, S3 représente la partie volumique du 3^{ème} corps d'épaisseur de l'ordre de la dizaine de micromètre. S2 et S4 sont les complexes de surfaces (écrans), d'une épaisseur de l'ordre de la dizaine de nanomètres. Pour ce qui est des modes, il sont au nombre de quatre : déformation élastique M1, fissuration M2, cisaillement M3, et roulement M4 [Linck'05][Fay'11]. Par exemple la lubrification fluide est caractérisée par un site d'accommodation de vitesses dans le volume du troisième corps fluide (S3) et un mode d'accommodation des vitesses par cisaillement (M3). On dit alors que le mécanisme d'accommodation de vitesses est de type S3M3 pour la lubrification hydrodynamique.

Par conséquent en se limitant au contact, 5 sites Si peuvent être activés avec pour chacun, 4 modes Mj soit 20 mécanismes d'accommodation, SiMj, possibles.

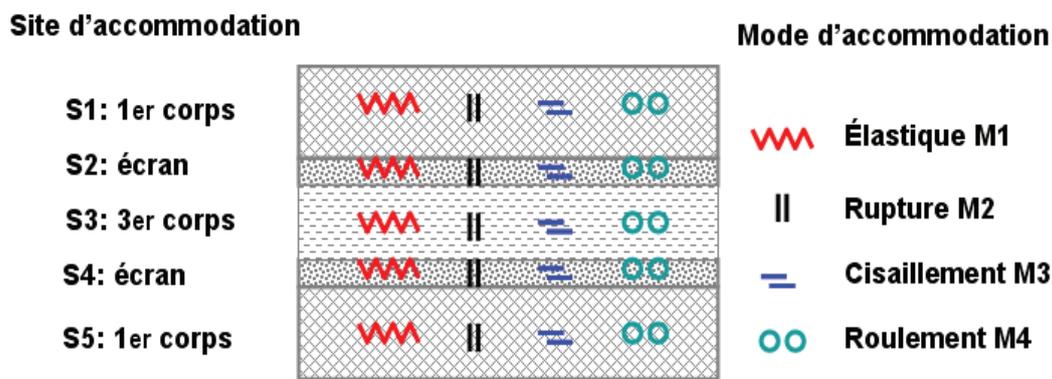


Figure 1.5. Représentation schématique des mécanismes d'accommodation des vitesses.

1.2 Biotribologie

La biotribologie est la composante de la tribologie qui étudie les triplets tribologiques vivants. Le mot biotribologie a été introduit par D. Dowson et V. Wright en 1973. Le triplet tribologique étudié ci-dessous est celui d'une articulation de type hanche, genou.

L'articulation est faite de deux pièces osseuses en regard, recouvertes d'un cartilage hyalin, enchâssées dans un sac ou capsule articulaire dont la face interne, intra-articulaire, est tapissée par la membrane synoviale. Cette membrane sécrète le liquide synovial qui vient baigner la cavité articulaire, et assure la nutrition du cartilage. Des ligaments intra articulaires assurent le maintien passif et la coaptation de l'articulation. A l'extérieur de la capsule articulaire les muscles dont les tendons se terminent à proximité de l'articulation assurent le maintien actif de l'articulation, sa protection, sa mobilité et sa stabilité [Ressource pédagogique, Toulouse III].

Les articulations synoviales saines « supportent » essentiellement un mouvement « sans friction » entre les segments de membres ($\mu = 0.002 \sim 0.01$) en transmettant des charges relativement élevées.

La Figure 1.6 illustre la structure d'une articulation mobile de hanche et les éléments du triplet tribologique. Les divers faisceaux de ligaments constituent la capsule articulaire (Fig 1.6a). Les composants principaux de la structure et leur représentation dans le système du triplet tribologique sont présentés sur les Figures 1.6b-c: les surfaces des cartilages articulaires et la synovie ou "fluide synovial", constituent respectivement les deux premiers corps et le troisième corps. Le système musculo-ligamentaire joue le rôle de mécanisme.

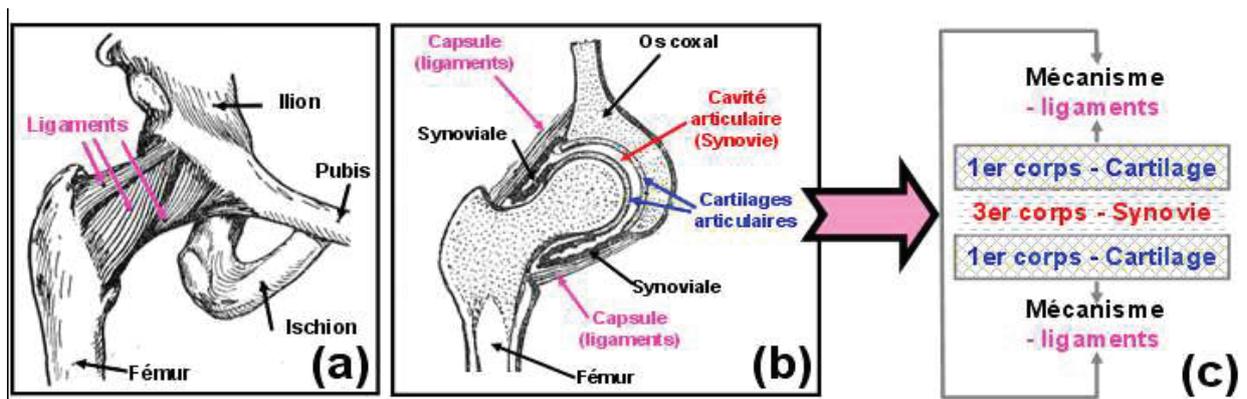


Figure 1.6. Articulation mobile de hanche. (a) Vue antérieure. (b) Vue en coupe. (c) Triplet tribologique articulaire.

1.2.1 Mécanisme

Le mécanisme met en mouvement les premiers corps du contact articulaire par l'intermédiaire du système neuromusculaire et du système ligamentaire. Le système neuromusculaire est le générateur du mouvement tandis que le système ligamentaire crée les « liaisons flexibles » entre les premiers corps qui limitent et stabilisent les mouvements articulaires, en imposant les « degrés de liberté cinématiques » [Wooley'05].

1.2.2 Premier corps - Le cartilage articulaire

Les premiers corps sont les cartilages articulaires qui recouvrent les extrémités osseuses. Ce type de cartilage est lisse, souple et élastique, compressible et extensible [Piednoir'08]. La fonction remarquable est essentiellement mécanique : faible frottement, résistance à l'usure, et support des charges [Sah'04]. Son épaisseur est variable selon l'articulation (entre 0.5 mm et 5 mm) en fonction de l'espèce et de la localisation (hanche, épaule...). L'épaisseur maximale se trouve dans les zones supportant le maximum de charge [Ressource pédagogique, Toulouse III].

Le cartilage adulte est un tissu conjonctif non vascularisé et non innervé : son remodelage est donc lent et il n'est pas douloureux. La douleur n'apparaît que lorsque les lésions du cartilage atteignent l'os, c'est-à-dire à un stade avancé des pathologies articulaires, d'où la difficulté du traitement. Le cartilage est nourri par la membrane et le liquide synovial. De plus, le cartilage qui ne contient pas de vaisseau lymphatique (tissu non lymphatique) possède une très faible résistance immunitaire aux maladies.

Les propriétés biomécaniques importantes et fonctionnelles du cartilage articulaire dépendent de la structure de la matrice extracellulaire sécrétée par les chondrocytes et composée de fibres de collagène et d'une substance bien hydratée, constituée de protéoglycanes (PG), de glycoprotéines, de macromolécules géantes, de protéines de liaison ainsi que des traces de phospholipides et d'élastine (Fig. 1.7). Cette structure est anisotrope et hétérogène. Le cartilage est considéré comme un matériau visco-élastique, perméable [Liang'08] et hautement organisé.

La surface du cartilage articulaire. La topologie de la structure superficielle externe du cartilage articulaire a été étudiée dans une solution physiologique par Jurvelin *et al.* [Jurvelin'96]. La couche la plus superficielle qui a 200-500 nm d'épaisseur est homogène, amorphe, composée de tissu acellulaire et non fibreux. Cuerra *et al.* [Cuerra'96] ont rapporté que la surface du cartilage articulaire sain est recouverte de multicouches constituées de phospholipides, de glycosaminoglycanes et de protéines. Ces auteurs ont suggéré que cette forme de structure de membrane peut avoir un rôle protecteur dans la prévention du contact direct entre les cartilages articulaires et des agents toxiques présents dans le liquide synovial. Ils ont aussi suggéré que la couche lipidique agit comme un lubrifiant limite et est extrêmement importante pour le fonctionnement des articulations synoviales.

Il est intéressant d'examiner brièvement le rôle de la rugosité de surface du cartilage sur les régimes de lubrification: à l'œil, la surface du cartilage apparaît brillante, lisse et sans aspérités notables. Cependant, cette question de la rugosité de la surface est controversée. Davies *et al.* [Davies'62] suggèrent que la surface est très lisse, avec des irrégularités dans la gamme de 0.02 μm . Mais, en lavant bien la surface du cartilage, Dowson *et al.* [Dowson'68] ont mesuré des rugosités beaucoup plus grandes. Aujourd'hui, il est plus souvent admis que les aspérités ont une profondeur entre 0.3-6 μm [Soltz'03], et que beaucoup des complexes de surfaces pourraient combler cette rugosité dans le cas d'un cartilage sain. Par conséquent, les régimes de lubrification hydrodynamique peuvent fonctionner seulement si l'épaisseur du film lubrifiant dépasse 0.3-6 μm , dans le cas contraire on est plutôt dans un régime de lubrification mixte ou limite.

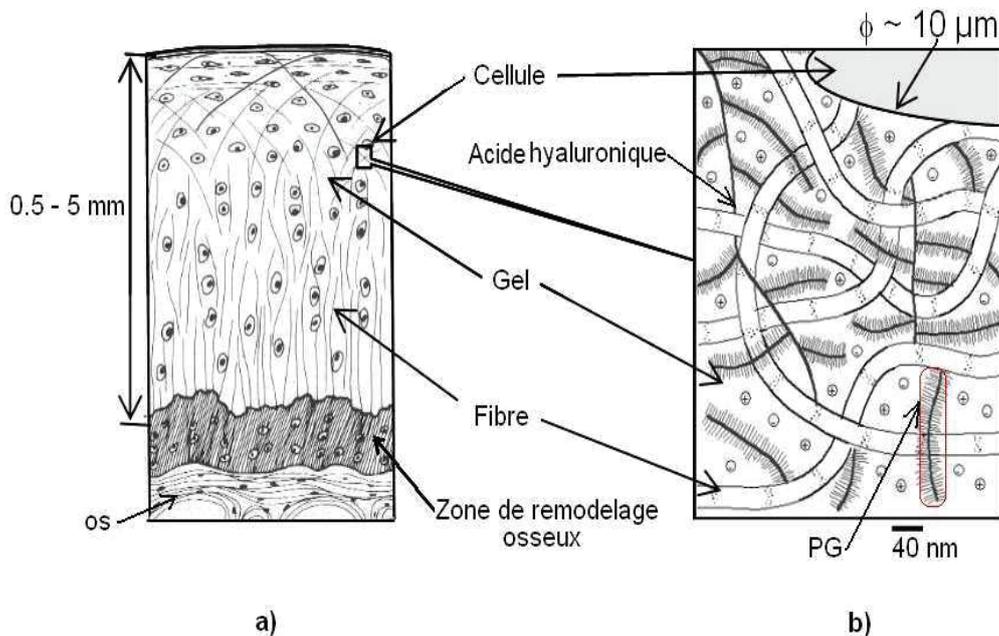


Figure 1.7. Schéma de la structure du cartilage articulaire a) vue microscopique en coupe b) vue à l'échelle moléculaire avec fibres de collagène, gel de protéoglycanes et chondrocytes (cellules)

Les protéoglycanes (PGs) sont des chaînes linéaires (polymères non ramifiées) que l'on trouve dans le cartilage articulaire. Elles forment un réseau fibrillaire (sous forme de gel) et permettent d'encaisser des déformations réversibles en compression. Elles sont constituées d'un grand nombre de monomères glycosaminoglycanes (GAG), fixés par un noyau de protéines et formant une brosse.

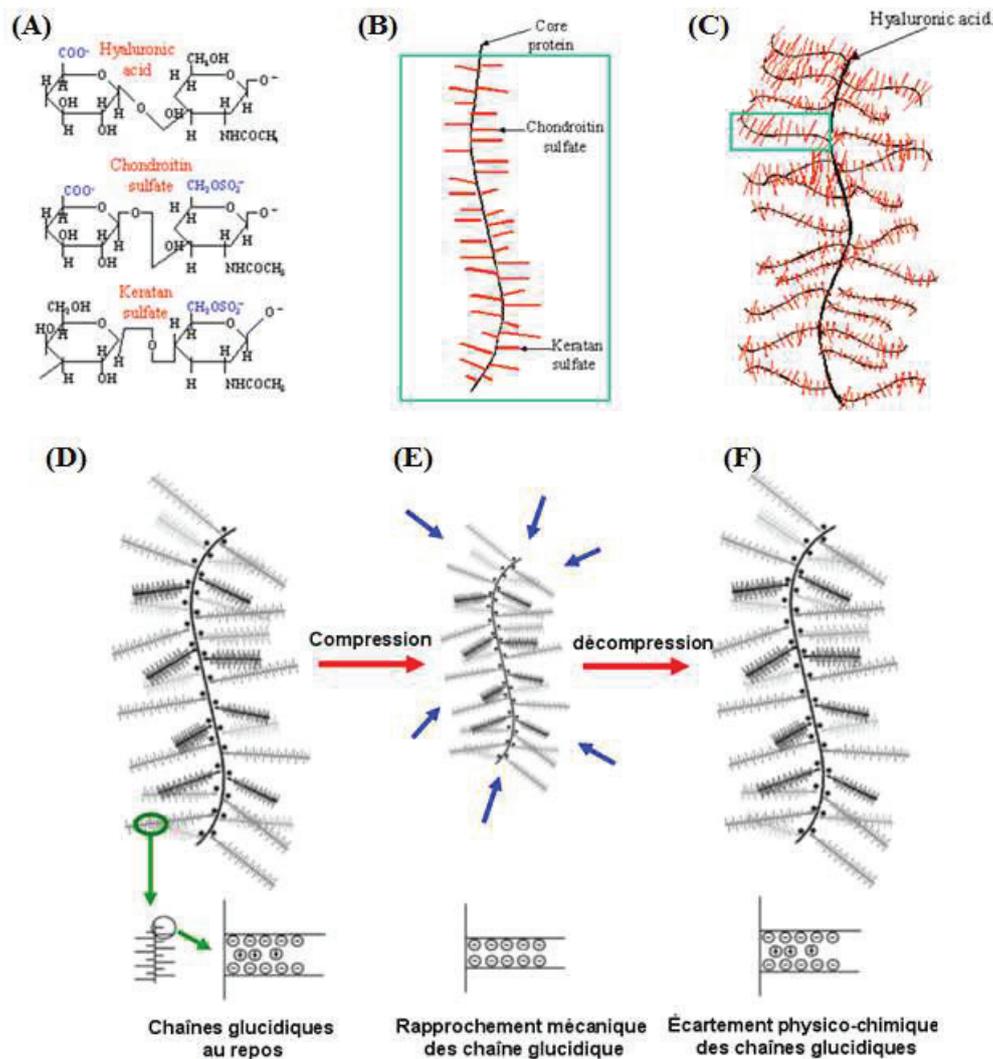


Figure 1.8. (A-C) Schéma de la structure des complexes de protéoglycanes. (A) Trois types de glycosaminoglycanes (GAG); (B) formation d'un protéoglycane individuel à partir de GAG (en rouge); (C) complexe résultant de l'assemblage de protéoglycanes individuels (rectangle vert) sur un squelette d'acide hyaluronique. (D-F) Couplage entre effet mécanique et physico-chimique dans le gel de cartilage articulaire. (D) effet physique (répulsion électrostatique) qui génère l'écartement des chaînes glucidique des assemblages de PG ; (E) effet mécanique qui rapproche les chaînes glucidiques et expulse l'eau et les ions positifs du cartilage ; (F) effet physico-chimique qui réintroduit l'eau et les ions positifs dans le cartilage [Loparic' 12].

On distingue plusieurs groupes de chaînes de GAG: les chondroïtine-sulfates/dermatane-sulfates (CS/DS) ; héparine/héparane-sulfates (Hep/HS) ; kératane-sulfates (KS) et l'acide hyaluronique (HA). HA est un GAG particulier car il ne possède pas de région protéique et est constitué d'une longue chaîne unique constituée de plusieurs centaines de résidus glucidiques totalement dépourvus de groupements sulfates.

Différentes unités disaccharidiques élémentaires des GAGs sont présentées sur les figures 1.8A. Un protéoglycane (PG) individuel constitué d'une base protéique sur laquelle un grand nombre de chaînes glycosaminoglycanes (GAG, indiquées en rouge) sont fixées, est représenté schématiquement sur la figure 1.8B. Un protéoglycane contient environ 30 kératane-sulfates et 100 chondroïtine-sulfates. Dans la matrice du cartilage, des protéoglycanes individuelles (encart vert sur la Fig. 1.8C) sont reliées à des GAG non sulfatés,

appelés acide hyaluronique, pour former un complexe géant avec une masse moléculaire d'environ 3.000.000. (Figure 1.8(c)) [Site protéoglycan] [Bui'09].

Ces complexes de PG sont fortement chargés, négativement de par leurs groupes carboxyl COO^- et sulfate SO_3^- ce qui génère des forces de répulsions électrostatiques. Ces forces sont neutralisées par les ions positifs (calcium, sodium...) du liquide interstitiel. Lors d'une compression mécanique (Fig. 1.8D-F), la déformation élastique du cartilage diminue l'écartement des chaînes PG, ce qui induit l'expulsion d'eau et d'ions positifs hors du cartilage articulaire. Lors de la décompression, l'eau et les ions positifs qui ont été expulsés sont réintroduits dans le cartilage. Cette circulation d'eau et d'ions dans et hors du cartilage peut être modélisée par la circulation d'un fluide dans un milieu poro-élastique. Cette structure poreuse est analogue à une éponge. Elle permet à l'eau à l'intérieur de se déplacer librement lors d'une compression. La taille des pores de la matrice est très faible, de l'ordre de 2 à 6,5 nm, et la perméabilité est donc assez faible [Gale'07a ; 07b].

Les fibres de collagène constituent la structure de la matrice, formant un réseau tridimensionnel de fibrilles moléculaires qui est disposé avec une orientation spécifique dans les différentes zones associées. Ce réseau de fibres piège le gel formé par les complexes de PG. Le collagène du cartilage offre une rigidité en traction alors que la rigidité à la compression provient des PG. Parmi les différents types de collagène (types I à XXVIII), on peut décrire les premiers : le collagène de type I intervient dans la formation de la peau, des tendons, des os et de la cornée, le collagène spécifique du cartilage est de type II (15-22% du poids humide du cartilage articulaire), tandis que le type III se retrouve au niveau du système cardiovasculaire. A lui seul le collagène II constitue 95 % des collagènes du cartilage normal. Il est constitué de trois chaînes protéiques torsadées et forme une structure en hélice triple caractéristique (300 nm de longueur et 1.5 nm de diamètre). Les assemblages de fibres forment une architecture particulière tridimensionnelle (Fig. 1.9) qui contribue aux propriétés en cisaillement et en traction des tissus [Trunfio Sfarghiu'06][Julkunen'08]. La structure en arceaux des fibres donne la résistance mécanique du cartilage en traction (module d'Young du réseau fibrillaire ~50 MPa). D'autre part cette structure limite la répulsion électrostatique des molécules composant le gel de la matrice du cartilage. Ainsi, l'ouverture des pores dans le cartilage sain est limitée à quelques dizaines de nanomètres, ce qui limite la quantité d'eau contenu dans le cartilage à 80% en volume [Trunfio Sfarghiu'06].

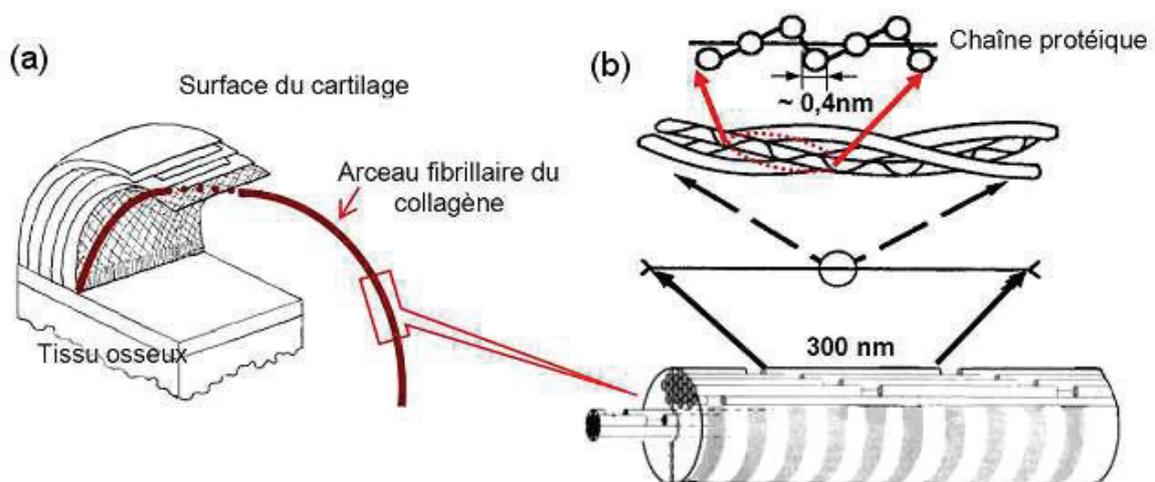


Figure 1.9. Structure fibrillaire du cartilage articulaire ; a) réseau d'arceaux de fibres ; b) assemblage des chaînes protéiques pour former une fibre.

Les chondrocytes. Les cellules du cartilage, appelées chondrocytes, sont sphériques (d'un diamètre de 10 à 40 μm) et comptent pour moins de 10% du volume total du cartilage [Trunfio Sfarghiu'06] [Cormier'03] [Site Chondrocyte]. Les chondrocytes sont responsables de la synthèse de la matrice extracellulaire du cartilage (fibre et gel) et de la croissance et la réparation des tissus cartilagineux. Ils maintiennent un équilibre entre l'anabolisme et le catabolisme des molécules appropriées. Ils permettent d'assurer la trophicité du cartilage en élaborant une substance fondamentale solide et poreuse, ainsi que le transport des éléments du métabolisme cellulaire depuis (anabolisme) et vers (catabolisme) le liquide synoviale par le phénomène d'imbibition [lettre d'information, 2001].

Biomécanique du cartilage articulaire. Le cartilage subit plus de 10^8 cycles de chargement sur une durée de vie de 80 ans. Même lors de nos simples activités quotidiennes comme la marche, les forces mécaniques imposées au cartilage sont plusieurs fois supérieures au poids du corps. Le pic des forces articulaires est de 1.2 à 7.2 fois le poids du corps dans le genou et de 2.5 à 5.8 fois le poids du corps dans la hanche [Neu'08]. Le fonctionnement efficace de l'articulation pendant huit décennies ou plus est assuré par le cartilage articulaire qui assure la résistance à l'usure, le support de charges et l'absorption des chocs. D'un point de vue biomécanique, toutes ces fonctionnalités et performances résultent de la nature multiphasique du cartilage articulaire (à la fois solide et liquide) [Trunfio Sfarghiu'06] [Lu'08] [Gerard'09] [Pearle'05] [Michigan Engineering] :

- Phase solide. La phase solide est constituée des fibres d'enchevêtrement de collagène et de PG dont l'interaction crée une matrice solide de fibres composites renforcées poroviscoélastique. Les fibres de collagène contribuent à maintenir une matrice poreuse perméable. Les PG sont enchevêtrés et compactés à l'intérieur de cette matrice. Lors d'une contrainte de compression brève, le cartilage se comporte comme une seule phase, incompressible, un matériau élastique, où le liquide interstitiel comprenant de l'eau, des électrolytes et des nutriments peut supporter plus de 90% de la charge [Loparic'12].
- Phase liquide. Lors d'une contrainte de compression assez longue, le liquide à l'intérieur du tissu peut s'écouler hors du tissu, comme de l'eau pressée hors d'une éponge. La facilité avec laquelle le fluide peut s'écouler à travers cette matrice poreuse solide est une mesure de la perméabilité ($k=10^{-13} - 10^{-12} \text{ m}^2$). Une faible perméabilité est généralement associée à de petits pores et à une dissipation d'énergie par frottement important. La perméabilité n'est pas constante à travers le tissu (en profondeur). Elle est la plus élevée à proximité de la surface et varie également avec la déformation du tissu. Quand le cartilage est comprimé, sa perméabilité diminue. Par conséquent, quand l'articulation est chargée, l'écoulement de fluide diminue en raison de la diminution de la perméabilité qui accompagne la compression [Mansour'09].

Le module d'élasticité global mesuré lors d'essais de compression après stabilisation de la migration d'eau et d'ions de la matrice cartilagineuse est d'environ 1 MPa. Un matériau incompressible implique des coefficients de Poisson proches de $\nu=0.5$. En revanche, la migration de la phase fluide hors du cartilage lors des sollicitations mécaniques réduit ce coefficient de Poisson à seulement 0.2. Cependant, cette valeur dépend de la perméabilité du cartilage, qui peut être modifiée par les assemblages moléculaires de la synovie. Un autre facteur physico-chimique vient influencer profondément l'hydratation des tissus cartilagineux et leurs propriétés mécaniques. Il s'agit de la pression osmotique plus grande dans le cartilage qu'à l'extérieur (estimée à 0.15MPa) due à l'excès de ions négatifs libres (Ca^{2+} , Na^+) qui sont

attirés par les charges de surfaces de la matrice cartilagineuse (groupes sulfate SO_3^- et carboxyle CO_2^-).

En conclusion, il y a trois principaux facteurs qui contribuent au comportement mécanique du cartilage articulaire : (a) le comportement élastique de la matrice solide, (b) la perméabilité et (c) la pression osmotique. Ces trois facteurs contribuent à la réponse en compression et en cisaillement du cartilage.

1.2.3. Troisième corps - Le fluide synovial

Le 3^{ème} corps du contact articulaire dans le cas sain est un liquide jaune pâle, clair et limpide, fortement visqueux, peu abondant et ne coagulant pas. Son apparente similitude de texture avec le blanc d'œuf lui à donner le nom de fluide synovial ou synovie (du grec ancien ovum, « œuf ») depuis Paracelse à la fin du XVe siècle [Damiano'05]. Les études de liquide synovial chez les mammifères ont trouvé des similitudes considérables entre les espèces, bien que des différences notables existent. La majorité des travaux a néanmoins été réalisée sur du fluide synovial de bovin, du fait de leur grande quantité disponible [Ressource CAL, Pennsylvania]. Le liquide synovial a trois rôles essentiels : (a) aide à la nutrition du cartilage articulaire par exemple en favorisant le transport du glucose, (b) lubrification, (c) élimination des produits métaboliques (lactate, gaz carbonique) provenant du cartilage articulaire.

Dans les plus grosses articulations, il y a à peine quelques gouttes de liquide synovial réparties sur les surfaces articulaires en vue de leur lubrification. C'est dire la difficulté du prélèvement et de l'analyse [lettre d'information, 2008]. Le volume du liquide synovial présent dans une articulation saine pour les genoux normaux est faible. Il est de l'ordre de 0,5 à 4 ml selon la taille de l'articulation [Kraus'07]. Sur une articulation de hanche, ce volume est encore plus petit [Knox'88]. Les valeurs de pH du liquide synovial normal sont entre 7,3 et 7,43 [Kitano'01].

Propriétés rhéologiques. Lorsque la viscosité d'un fluide est indépendante du taux de cisaillement, le fluide est qualifié de "newtonien". La plupart des travaux rhéologiques consacrés à la synovie le considèrent comme non "newtonien" et révèlent un comportement rhéofluidifiant : avec l'augmentation du taux de cisaillement, la viscosité diminue fortement. Mais, de par la difficulté de disposer d'un volume suffisant de synovie saine et à cause de problèmes de conservation, les valeurs des paramètres rhéologiques de la synovie sont difficiles à extraire et les des données bibliographiques présentent une grande dispersion [Trunfio Sfarghiu'06].

Composition du fluide synovial. Le fluide synovial se compose d'eau, d'ions, de quelques petites molécules telles le glucose, l'acide urique, la bilirubine etc [Ressource ARL] et surtout des macromolécules suivantes.

- **des protéines sériques** (protéines du sang), principalement l'albumine (~11 mg/mL) et les globulines (~7 mg/mL) soit au total environ 20g/l dans une articulation saine [Liang'08] [Mazzucco'03]. Ces protéines sériques sont des macromolécules ellipsoïdales d'un volume d'environ $4 \times 4 \times 14 \text{ nm}^3$ (ellipsoïdes bleus sur la Fig. 1.10). Leurs rôles principaux dans les organismes vivants sont de véhiculer des substances nutritives ou immunitaires (rôle

biologique) et d'équilibrer les pressions osmotiques extracellulaires et intracellulaires (rôle physico-chimique), donc de maintenir l'homéostasie des cellules et tissus. Les protéines sériques permettent de contribuer à l'augmentation de la viscosité de la synovie par enchevêtrement avec les chaînes moléculaires de l'acide hyaluronique HA (décrit ci-dessous) comme l'a montré l'étude de Oates *et al* [Oates'06] (Fig. 1.10). La microstructure proposée de ce « gel synovial » avec des protéines attachées les unes avec les autres et avec les chaînes de HA crée une structure d'« enchevêtrements » dans la solution.

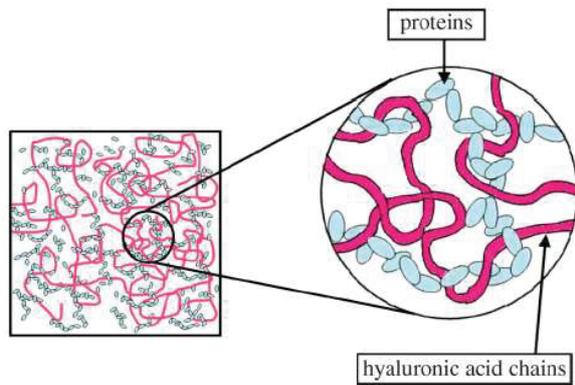


Figure 1.10. Structure proposée par Oates *et al* [Oates'06] du gel synovial avec les protéines sériques en bleu et les chaînes d'HA en rouge.

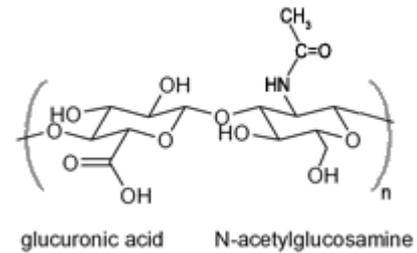


Figure 1.11. Structure du monomère d'acide hyaluronique.

- **de l'acide hyaluronique (HA)** est une molécule glucidique de la catégorie des glycosaminoglycanes (GAG), mais non sulfaté. Il a une structure bi-hélicoïdale à l'état solide, avec une alternance de deux monosaccharides: β (1,4)-N-acétyl-D-glucosamine (NAG) et β (1,3)-D-glucuronique (GCU) (Fig. 1.11). Il présente les caractéristiques suivantes : (1) un poids moléculaire d'environ 5 millions de Daltons ($1\text{Da} = 1,66018 \times 10^{-24} \text{g}$). Ce grand poids moléculaire lui interdit de pénétrer dans le cartilage articulaire; (2) un rayon de giration d'environ 70 nm et une longueur de chaîne étirée de $12 \mu\text{m}$ [Trunfio Sfarghiu'06] [Lepperdinger'04].

La molécule d'HA est très hydrophile, capable de se lier directement à 50000 molécules d'eau, soit quatre molécules d'eau par unité disaccharidique [Almond'97]. Sa grande concentration (3mg/ml) confère à la synovie une viscosité importante dans son état de gel [Schmut'82]. Ainsi l'HA est considéré comme le composant responsable des propriétés rhéologiques non newtoniennes du liquide synovial (la viscosité diminue avec la vitesse en présence d'HA) [lettre d'information 2008]. Néanmoins, HA n'est pas le seul constituant à contribuer aux performances tribologiques d'une articulation saine [Trunfio Sfarghiu'06].

- **des lipides**, de poids moléculaire 0.75 kDa présents à environ 0.1 g/l [Liang'08][Bole'62]. Les lipides synoviaux sont des phospholipides amphiphiles. Ils possèdent: une queue hydrophobe composée de deux chaînes d'acide gras dont 43 % sont saturées et 57 % sont insaturées (*i.e.*, avec au moins une double liaison) [Liang'08], une tête hydrophile composée d'un glycérol, d'un phosphate et d'un groupement spécifique déterminant le type de phospholipides. Dans une articulation normale, les principaux types de phospholipide sont les phosphatidylcholines (PC, 41 %), les phosphatidyléthanolamines (27 %) et les sphingomyelines (32 %) [Hussainova'08] [Sarma'01] (Figure 1.12)

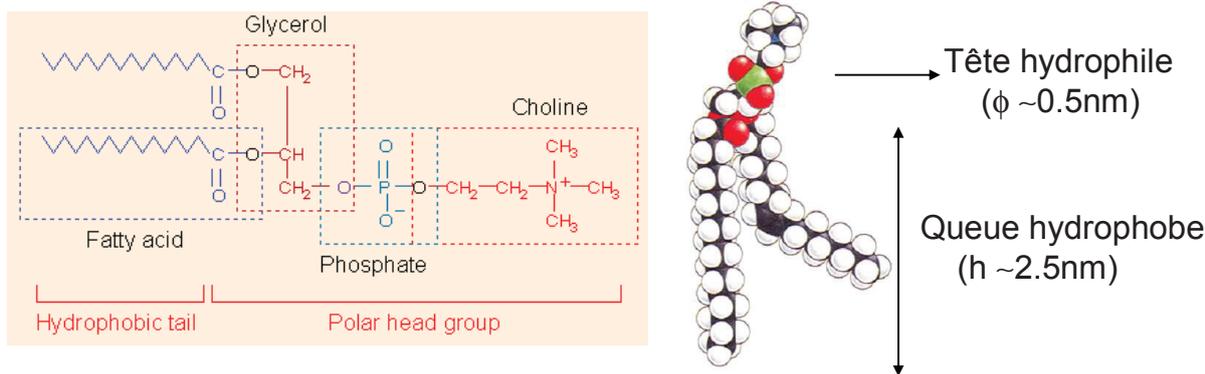
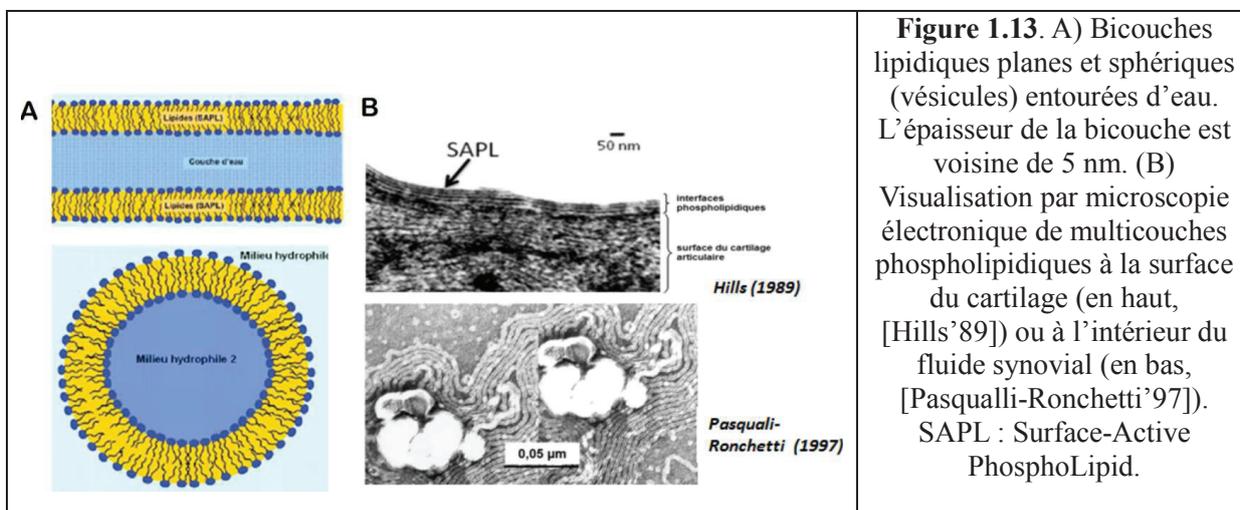


Figure 1.12.: Représentations équivalentes de la structure d'une molécule phospholipidique de PC.

De par la nature différente des deux extrémités de la molécule, les lipides ont tendance à s'auto-assembler en bicouches (planes ou courbées, Fig. 1.13A) car les queues hydrophobes non polaires perturbent trop le réseau de liaisons hydrogènes avec l'eau. De plus les queues peuvent interagir par liaisons Van der Waals et les têtes par des interactions dipolaires. Les têtes polaires sont souvent zwitterioniques : par exemple les PCs possèdent deux charges opposées sur le groupe phosphate et le groupe choline extérieure (Fig. 1.12). Cette dernière charge peut favoriser l'adsorption des couches lipidiques sur des surfaces chargées comme la surface du cartilage qui porte une charge négative à cause des molécules de PG.

Dans une articulation saine, les phospholipides s'organisent en multicouches planes (3 à 7 bicouches lipidiques empilées sur la surface du cartilage avec un espacement probablement proche de 2-3 nm entre elles, emprisonnant du sérum physiologique) ou en vésicules lipidiques (Fig. 1.13B) [Hills'02]. Cette organisation serait responsable de leurs propriétés lubrifiantes [Hills'84]. C'est ainsi que la réponse frictionnelle serait d'autant plus basse que le nombre de bicouches empilées ou que le rapport acide gras insaturé sur acides gras saturés augmenterait [Schwarz'98]. Néanmoins, la structure de ces multicouches lipidique est très instable et dépend des propriétés physico-chimiques de la synovie (sels, pH, température, pression hydrostatique, pression osmotique, taux d'oxygène) [Jurvelin'96]. Ces instabilités font qu'il est difficile d'obtenir des valeurs réalistes des paramètres physico-chimiques de la surface « frottante » du cartilage. Il est donc essentiel d'étudier les bicouches lipidiques articulaires dans un milieu hydrophile et antioxydant, afin d'en préserver leur structure. Ce milieu doit être aussi contrôlé en température, en pression hydrostatique et osmotique.



-La lubricine, molécule glycoprotéique de poids moléculaire 227 kDa, présente à une concentration d'environ 0.2 g/l [Jay'07][Debby'09]. Il y a deux types de molécules glycoprotéiques présentes dans le fluide synovial, LGP-I et LGP-II (Lubricating GlycoPeptid I et II, un type de glycopeptide à haute poids moléculaire, [Swann'77]). Seul LGP-I posséderait une activité de lubrification du cartilage articulaire qui serait équivalente à celle du liquide synovial dans son ensemble à la même concentration, d'où le nom de lubricine pour LGP - I. Néanmoins, il a été montré que les prélèvements de lubricine renferment aussi des phospholipides qui pourraient être les vrais responsables de cette lubrification. Israelachvili *et al.* ont mesuré en effet des forts coefficients de friction avec la lubricine en concentration physiologique ($\mu \sim 0.02-0.2$) à cause d'effets d'emmêlements entre chaînes [Zappone'07]. Les micrographies électroniques (Fig. 1.14) ont montré que LGP-I est une molécule en forme de tige, mais flexible. Elle a une longueur d'environ 200 nm, une largeur qui varie entre 1 et 2 nm. Sa structure chimique est composée d'environ 50% en masse de vitronectine, de 40% d'hémopexine. Les 10% restants sont des parties protéiques. La partie vitronectine confère à la lubricine le rôle d'adhésif moléculaire, capable de se lier aussi bien aux fibres de collagène, qu'au gel du cartilage et aux couches lipidiques de la synovie [Schvartz'99]. La partie hémopexine quant à elle, confère à la lubricine le rôle d'antioxydant pour les molécules lipidiques [Tolosano'02] et assure donc l'intégrité des couches lipidiques présentes dans la synovie.

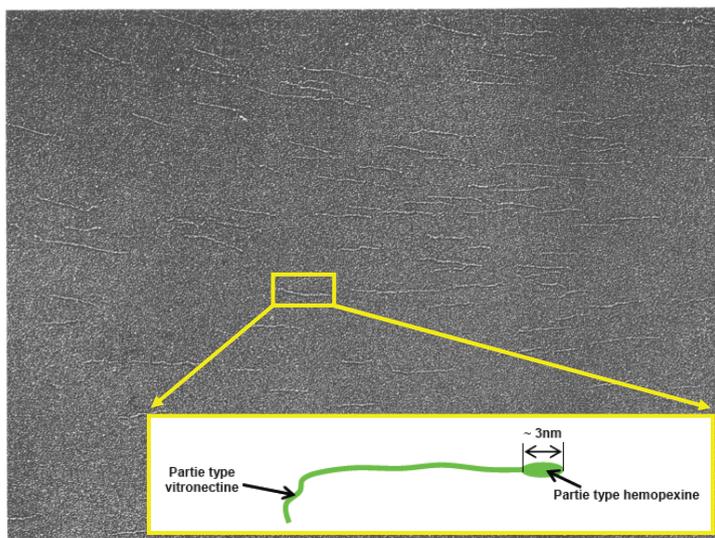


Figure 1.14. Microscopie électronique (MET) de molécules de lubricine LGP-I (grossissement $\times 6100$) [Swann'81] [Rhee'05]

1.2.4. Structure discontinue du fluide synovial

(Modèle proposé durant la thèse de A.-M. Trunfio-Sfarghiu – LaMCoS)

En régime de lubrification limite (marche), les articulations synoviales saines présentent un coefficient de frottement extrêmement faible (0.002-0,01) et stable sur plusieurs décennies [Mabuchi'94]. Plusieurs hypothèses existent sur le rôle de telle ou telle molécule ou structure supramoléculaire pouvant expliquer ces exceptionnelles performances mais beaucoup ne sont simplement jamais confrontées à des expériences *in vitro* avec un modèle réaliste de contact articulaire.

Fruit d'une longue collaboration entre le LaMCoS et le LPMC (ILM depuis le 1/01/2013), un biotribomètre permettant la visualisation des surfaces frottantes et constitué de deux surfaces hydrophiles transparentes (du verre et une lentille en polyHEMA souple et poreuse comme le cartilage) a été développé. De nombreuses expériences ont été réalisées avec des bicouches lipidiques et du fluide synovial reconstitué [Trunfio Sfarghiu'08] [Dekkiche'10][Corneci'11][Mirea'13]. Ces expériences ont mis en évidence les exceptionnelles propriétés lubrifiantes des bicouches lipidiques et ont validé le modèle proposé par A.-M. Trunfio-Sfarghiu durant sa thèse en 2006.

La structure proposée de la synovie est constituée de poches (tubes ou vésicules) formées de multicouches lipidiques qui sont remplies de gel synovial, lui-même constitué d'acide hyaluronique et d'albumine (Fig. 1.15). Les bicouches lipidiques externes à ces poches fusionnent entre elles pour remplir complètement le volume compris d'une part entre les poches et d'autre part entre les poches et les cartilages. En particulier les aspérités de profondeur micrométrique du cartilage peuvent être comblées par les poches de gel sans que cela affecte l'accommodation des vitesses de cisaillement. Cette accommodation se passe à l'échelle nanométrique (nous y reviendrons ci-dessous) dans les couches d'eau entre les bicouches lipidiques et non pas à l'échelle micrométrique. La stabilité structurale de ce « troisième corps » est assurée par la lubriline qui, de par son rôle antioxydant, permet la conservation des multicouches lipidiques, et de par son rôle adhésif réalise l'accrochage des multicouches sur la surface des premiers corps (cartilages) ou sur le gel synovial qui constitue l'intérieur des poches. Ce modèle de structure discontinue du fluide synovial a été validé par études biologiques [Nizan'01] [Ostalowska'05] et des tests mécaniques (AFM, frottement) [Mirea'13].

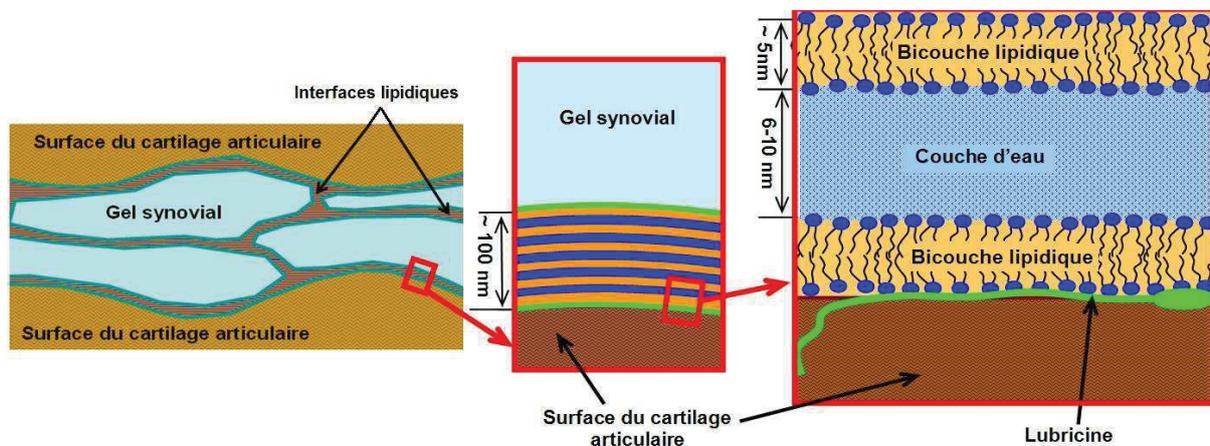


Figure 1.15. Structure discontinue du 3ème corps (synovie). Gauche) Poches lipidiques de gel synovial. Milieu et droite b) Interface entre le cartilage et le gel synovial composé d'un empilement de multicouches lipidiques entre lesquelles se passe l'accommodation des vitesses.

Principes de l'accommodation des vitesses du fluide synovial par les bicouches lipidiques.

Comme on l'a dit, un empilement de 3 à 7 bicouches de phospholipides séparées par des fines couches d'eau (2-3 nm) est observé sur la plupart des surfaces biologiques frottantes (cartilage, poumons, cornée...). Les expériences menées avec une seule bicouche en contact montrent des coefficients de frottement très grands [Yoshizawa'93][Briscoe'06]. En revanche, d'autres études ont montré que lorsque les cartilages sont couverts de plus de deux bicouches, le coefficient de friction est aussi bas que $\mu \sim 0.01$ et reste stable dans le temps [Higaki'97 ; 98]. Plus récemment, Goldberg *et al.* [Goldberg'11] ont mesuré des coefficients de frottement

aussi bas que $\mu \sim 10^{-5}$ pour des pressions allant jusqu'à 12 MPa lorsque des vésicules lipidiques en phase gel sont dans le contact. Cette étude confirme les mesures menées dans l'équipe depuis 2008. Avec une seule bicouche en contact, le frottement reste élevé, mais il peut être réduit de près de deux ordres de grandeur ($\mu=0.002$) par rapport à des surfaces hydrophiles nues en verre et pHEMA lorsque deux bicouches en phase gel sont déposées [Trunfio Sfarghiu'08]. Les solutions aqueuses à pH contrôlé (tampon) ou les ions peuvent augmenter la cohésion des bicouches fluides et ainsi les maintenir dans le contact ce qui "réduit l'usure et le frottement" [Dekkiche'10] [Corneci'11]. Ainsi ces études indiquent que l'accommodation des vitesses doit être localisée au sein de la couche aqueuse piégée entre les bicouches lipidiques plutôt qu'à l'intérieur de la bicouche.

Plusieurs études [Klein'06][Raviv'02 ;03][Chen'09] ont proposé que les propriétés lubrifiantes de diverses surfaces chargées (bicouches lipidiques, surfaces de mica ou brosses denses de polyélectrolytes) sont identiques en présence d'ions hydratés. Une fois immergées dans l'eau, ces surfaces attirent les sphères d'hydratation constituées d'ions et d'eau liée à ces ions (Fig. 1.16). Les faibles coefficients de frottement seraient dus à la fois à la grande résistance en compression de ces sphères et à leur grande mobilité en présence des molécules d'eau libres : ceux-ci se comportent comme un « roulement à bille moléculaire ».

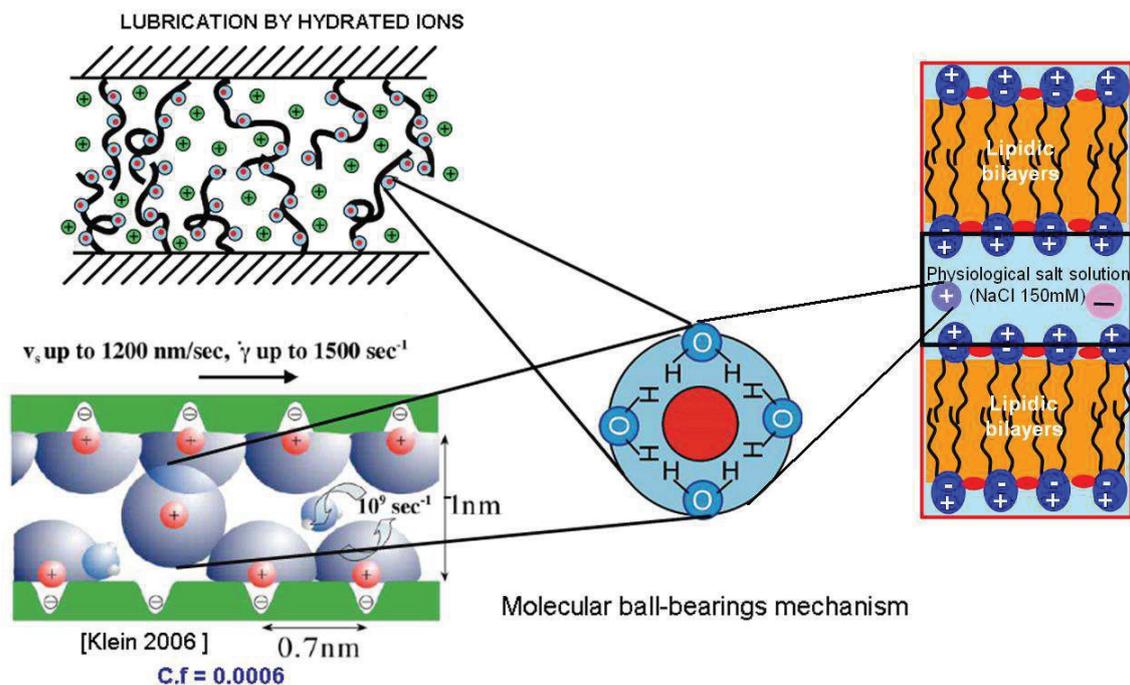


Figure 1.16. Mécanisme de lubrification par des surfaces chargées (en bas, mica, en haut à gauche - brosses moléculaires chargées) proposé par J. Klein et collaborateurs [Raviv'02 ; 03]. Ces surfaces attirent des sphères d'hydratation composées d'un ion central attirant plusieurs molécules d'eau autour de lui. Le même mécanisme peut exister avec des bicouches lipidiques chargées ou zwitterioniques (à droite).

En conclusion, les données physico-chimiques ainsi que les constats et les interprétations biologiques et mécaniques accréditent l'idée que la structure de la synovie proposée est hautement discontinue. **Les aspérités de profondeur micrométrique du cartilage peuvent être comblées par les poches de gel sans que cela affecte l'accommodation des vitesses de cisaillement qui s'effectue dans les fines couches d'eau séparant les bicouches lipidiques empilées les unes sur les autres.**

Cette structure va dans le sens de l'intuition de Charnley, pionnier de l'implantation de prothèses articulaires, qui dès 1959 pensait que la synovie formait des amas, voire des rouleaux qui favorisaient le régime de lubrification limite articulaire. La structure proposée permet aussi d'expliquer la dispersion des mesures de viscosité de la synovie, qui serait due à la non formation ou à la destruction des couches lipidiques sur les parois des rhéomètres classiques si l'on ne prend pas garde à l'hydrophilie de ces surfaces [Trunfio Sfarghiu'06]. De même pour les mesures tribologiques entre surfaces pas ou peu hydrophiles sans traitement spécifique (polyéthylène, métal), un mauvais ancrage des premières bicouches peut suffire à perturber la structure proposée dans son ensemble.

1.3 Pathologies articulaires et nécessité de recourir à l'arthroplastie totale

Comme on vient de le voir, le corps humain a trouvé des solutions remarquables pour éviter l'usure des articulations synoviales par un système de lubrification en phase aqueuse, maintenue même dans des conditions sévères de lubrification (lubrification de type limite) par l'action de couches moléculaires auto-assemblées adsorbées sur les surfaces de cartilage (multicouches lipidiques et/ou polyélectrolytes). Ainsi, les mouvements des cartilages articulaires séparés par le liquide synovial de l'articulation génèrent des coefficients de frottement inférieur à 0.01 avec des durées de vie *in vivo* supérieures à 70 ans sans aucune usure.

Malheureusement, avec le vieillissement de la population, on assiste à une augmentation significative du nombre de pathologies présentant un déficit de lubrification articulaire. Ainsi, les maladies ostéoarticulaires représentent environ 10% de l'ensemble des pathologies identifiées en France chaque année [Bulletin d'information en économie de la santé 111(2006)]. Ces maladies inflammatoires et dégénératives des articulations sont pour la plupart consécutives au vieillissement ou à un traumatisme et évoluent vers l'usure des cartilages, ce qui se traduit par un handicap sévère. Pour l'instant aucun traitement permettant la réparation du tissu cartilagineux n'est vraiment disponible, hormis la pose d'un implant articulaire (arthroplastie). Par conséquent, l'industrie des implants articulaires constitue un enjeu économique important : 80 000 prothèses de hanches et 30 000 prothèses de genoux sont implantées chaque année en France, ce qui représente un marché de 500 millions d'euros par année, le marché mondial étant environ vingt fois supérieur [CETIM Informations 196(2006)]. Les deux articulations les plus couramment remplacées sont le genou et la hanche car se sont les articulations les plus invalidantes dans la vie courante [Michigan Engineering], Le nombre de remplacements de hanche se situe entre 500.000 et 1 million dans le monde et par année, tandis que le nombre total de remplacements du genou effectués dans le monde par

an se situe entre 250 000 et 500 000. Environ 65% de l'ensemble des remplacements de hanche est consécutif à une arthrose [Michigan Engineering], Ces deux types d'implant d'articulation de hanche et de genou ont beaucoup de succès dans la récupération de la mobilité articulaire sans douleur pour les patients. L'idée de base de l'arthroplastie est de remplacer les surfaces articulaires malades par des matériaux synthétiques.

L'implantation d'une prothèse articulaire répond à plusieurs compromis qui seront dictés par:

- L'état clinique et notamment le degré d'usure des différents constituants de l'articulation.
- Les moyens d'union restants (ligaments et muscles).
- Les choix raisonnés de l'opérateur (chirurgien) concernant les implants utilisés et leur mode de fixation.

Quelle que soit l'articulation, on peut classer les différentes prothèses articulaires en plusieurs types :

1. **Le caractère partiel ou complet** de l'articulation remplacée. On parle alors de prothèse partielle ou unicompartimentaire (prothèse de resurfaçage, prothèse céphalique ou intermédiaire de hanche, prothèse unicompartimentaire de genou, prothèse humérale simple) ou de prothèse totale (hanche, genou, épaule ...).
2. **Le mode de fixation.** La fixation par du ciment (méthacrylate de méthyle) utilisé pour obtenir une fixation primaire de la prothèse (Fig. 1.17A) a été développé par Charnley et a permis le développement fulgurant des prothèses totales de hanche. L'inconvénient principal est la défaillance de la fixation à long terme passé 10 à 15 ans (descellement, fragilité osseuse par ostéolyse, Fig. 1.17B). La fixation sans ciment diffère radicalement. On peut utiliser soit un vissage direct de la prothèse (technique désormais abandonnée) ou l'impaction en force d'un implant prothétique recouvert d'une surface poreuse favorisant la repousse osseuse autour de la prothèse (surface ostéo-conductrice telle que l'hydroxyapatite) (Fig. 1.17C).
3. **Le degré de contrainte.** Moins une prothèse est contrainte moins la défaillance mécanique risque d'apparaître puisqu'elle sera moins sollicitée. Cette défaillance mécanique peut se manifester par une usure prématurée, un descellement des implants ou même une fracture des différentes pièces. Initialement, les prothèses articulaires étaient très contraintes (prothèses à charnières). L'amélioration des implants s'est faite à partir d'une diminution des contraintes. Néanmoins, une prothèse non contrainte nécessite un bon environnement osseux, musculaire et ligamentaire sinon une fêlure articulaire de type mécanique surviendra et pourra induire une luxation ou une usure précoce. Cet état de fait est remarquablement illustré par les différents types de prothèses de genou qui vont des plus contraintes (prothèse charnière – Fig. 1.18A) aux moins contraintes mimant au mieux le fonctionnement véritable d'un genou telles que les prothèses à roulement-glisement avec plateaux mobile (Fig. 1.18B) ou à double mobilité (Fig. 1.18C).
4. **Le type de matériau** utilisé pour la fabrication de la prothèse et surtout pour l'articulation des différents composants (on parle de couple de frottement – voir annexe 1). Là encore il s'agit bien souvent d'un compromis, le but du jeu étant de diminuer l'usure qui, par ses micro-débris générés par le frottement, va être responsable d'une ostéolyse et donc d'un descellement de la prothèse. Quelle que soit la localisation articulaire, le couple le plus utilisé est le couple métal/polyéthylène mais c'est celui qui donne le plus d'ostéolyse. De nouveaux couples de frottement appelés dur-dur sont utilisés depuis une trentaine d'années. Ils ont surtout été

développés pour l'arthroplastie de hanche (couple métal-métal et couple céramique-céramique). L'objectif est de diminuer l'usure avec ces couples dur-dur. Les inconvénients sont : 1) un manque de recul et des risques inhérents au matériau utilisé (risque de métallose en cas de couple métal-métal ou de casse par fragilité de la céramique dans le cas du couple céramique-céramique), 2) l'augmentation des phénomènes acoustiques grincements générés par des instabilités du contact frottant et amplifiés dans le cas des matériaux durs. En particulier, ces phénomènes posent un problème pour les implants dur-dur implantés aux Etats-Unis, où le surpoids de la population amplifie encore ces phénomènes.

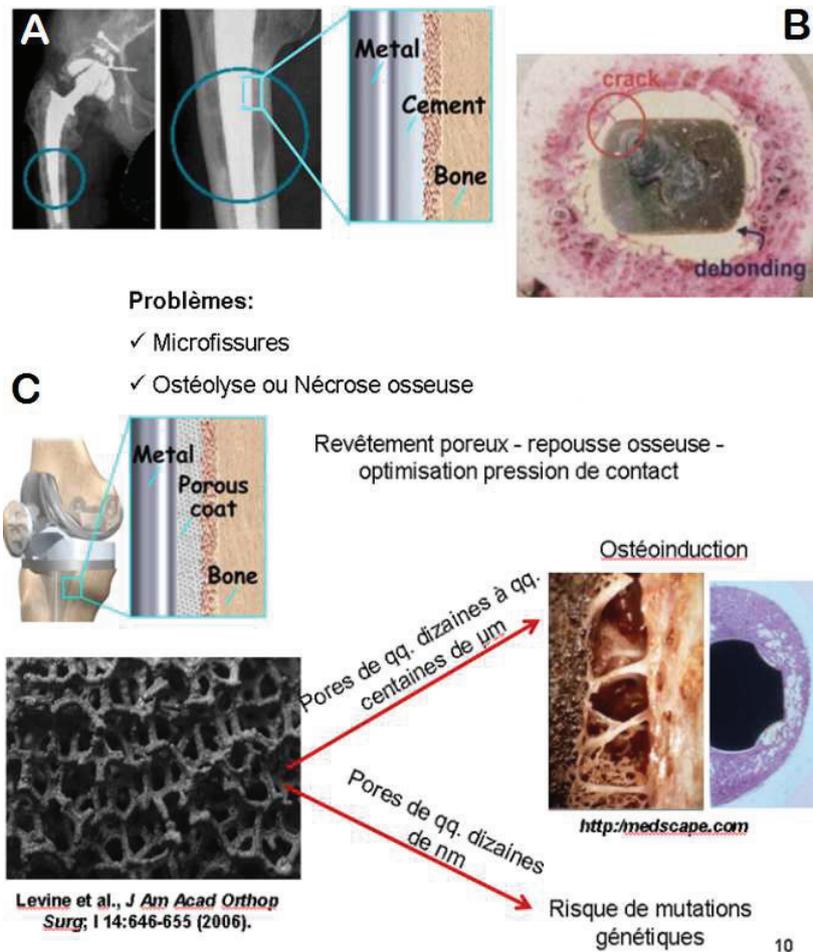


Figure 1.17. Problèmes rencontrés lors de l'implantation d'une prothèse articulaire.

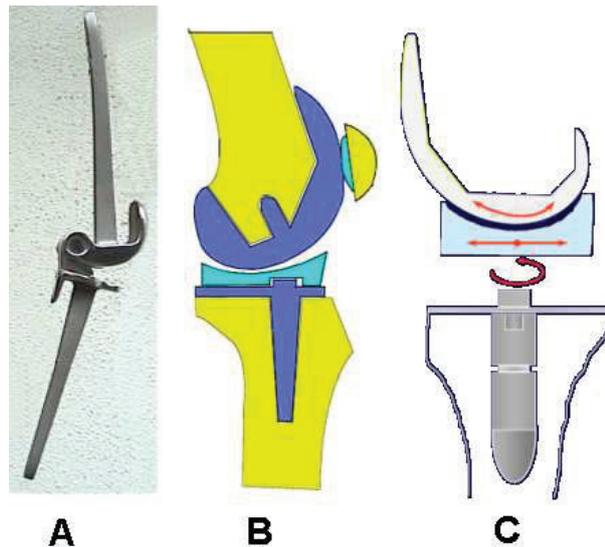


Figure 1.18. Différents mécanismes de prothèse de genou des plus contraintes (A) aux moins (B-C).

Malgré l'évolution des matériaux et techniques d'arthroplastie, les implants articulaires posent encore des problèmes liés à leur durée de vie *in vivo* qui nécessite pour environ 10% des patients des reprises avant 10 ans de fonctionnement. Ces problèmes sont dus principalement à l'action du milieu biologique qui agit sur les implants en modifiant la réactivité des premiers corps par accrochage de molécules biologiques avec augmentation ou diminution de leur usure. Le milieu biologique peut aussi agir sur les particules détachées : en les isolant par formation d'une barrière biologique, ce qu'on appelle des particules "bio-inertes" (ce sont dans la plupart des cas des particules biocompatibles); en favorisant la croissance des tissus biologiques dans les cas où ces particules ont une biocompatibilité de type "bio-active" (*e.g.*, poudres d'hydroxiapatite) ; en déclenchant une réaction inflammatoire qui induit l'ostéolyse et le décèlement de l'implant, dans ce cas les particules sont appelées "inflammatoires".

1.4 Conclusions

Les cartilages articulaires ont un comportement mécanique remarquable. Ils possèdent un coefficient de frottement très faible, ils s'usent peu et résistent aux contraintes mécaniques. Il a été montré *in vitro* que les couches moléculaires de type phospholipidique et les polyélectrolytes que l'on retrouve à l'interface cartilage / fluide synovial dans une articulation saine, permettent un fonctionnement tribologique avec un minimum de frottement, une localisation du glissement dans les couches aqueuses qui pourraient fonctionner comme des « roulements à bille moléculaires ».

L'augmentation des pathologies articulaires mène à des traitements prothétiques nécessitant le remplacement de toute une articulation par des matériaux synthétiques (arthroplastie totale). Malgré l'évolution des couples de frottement pour les matériaux utilisées en arthroplastie le meilleur choix reste le couple métal contre polyéthylène. Mais, ce couple génère des problèmes liés aux particules d'usure du polyéthylène : leur quantité importante et leur grande réactivité pouvant générer l'ostéolyse et le descellement de l'implant. Le contrôle des particules d'usure des implants en polyéthylène est donc un

problème d'actualité dans la recherche visant à augmenter les durées de vie *in vivo* des implants articulaires. C'est dans ce contexte que **cette thèse vise à contrôler l'usure des implants en polyéthylène par couplage des couches moléculaires biomimétiques sur leurs surfaces frottantes en favorisant l'obtention des particules moins inflammatoires et des mécanismes de bio-lubrification similaires à l'articulation saine.**