



## 2

### LE CARTILAGE

« Parmi tous les tissus constituant l'appareil locomoteur, le cartilage articulaire est celui qui est le plus exposé aux sollicitations mécaniques... »

A. STEINDLER [34]

Issu du tissu conjonctif, le tissu cartilagineux est une excellente illustration de l'adaptation d'un système biologique à sa fonction. Cette adaptation, qui tient à la différenciation cellulaire spécifique et à l'organisation histologique régulière des fibres, contribue, de façon fondamentale, à la locomotion. Le cartilage recouvre les extrémités osseuses pour former avec d'autres formations anatomiques les articulations ; il assume le rôle de la répartition cohérente des contraintes sur les surfaces osseuses. Dans les traumatismes violents ou anodins de la vie quotidienne, le cartilage amortit en partie les chocs. Enfin, le cartilage participe à la lubrification articulaire ; malheureusement, les sollicitations sont très nombreuses au cours d'une vie et l'usure est l'aboutissement inexorable de l'activité articulaire. Sur

le plan de la composition, il s'agit d'un matériau composite minéralisé : le tiers est formé de collagène, les deux-tiers de substance fondamentale.

Dès 1939, cette structure était déjà connue (Beninghoff [2]). Trois types histologiques sont retrouvés, leurs propriétés mécaniques sont similaires ; cependant, la différence histologique leur confère des caractères spécifiques :

- le cartilage hyalin ;
- le fibro-cartilage ;
- le cartilage élastique.

D'autre part, le cartilage n'a pas la même évolution chronologique que le tissu osseux. Sa demi-vie est de 8 jours chez le lapin par exemple.

A la différence de l'os, le tissu cartilagineux n'a pas de vascularisation propre.

## 1. PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES

Il s'agit d'un tissu de recouvrement de 2 à 4 mm d'épaisseur, de surface lisse et couleur blanche nacré. Le cartilage constitue la surface de contact d'une articulation. La concentration hydrique est de 75 % et sa densité est de 1,3 g/cm<sup>3</sup>.

Au sein d'une même articulation, l'épaisseur n'est pas la même d'une extrémité osseuse à l'autre et varie d'un point à l'autre de la même surface. Weber [36] en 1851, pensait que l'épaisseur du cartilage articulaire dépendait de la pression qu'il subit. Braun et Fischer [4] démontrèrent en 1911 que l'épaisseur est inversement proportionnelle à la congruence articulaire. Le microscope électronique permet de constater l'existence d'un valonnement régulier qui permet de dire que la surface est soulevée par les fibres de collagène qui rendent cette surface cartilagineuse ondulée et non lisse. Ces saillies sont séparées par des intervalles de quinze à trente microns ; ce problème de la régularité de la surface n'est pas secondaire car la présence de saillies concentre considérablement les contraintes (fig. 53).

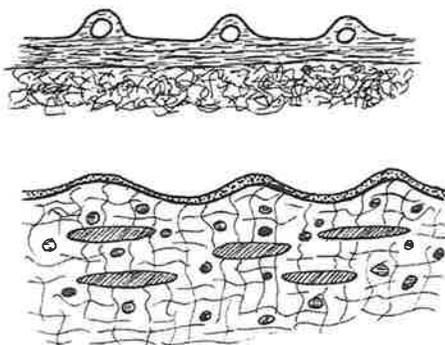


FIG. 55. — Aspect à la coupe de la surface du cartilage. Noter les saillies régulièrement. (D'après VAN Mow.)

### 1.1. La dureté du cartilage

Ce paramètre est difficile à étudier au niveau du cartilage. Il s'agit de mesurer la trace d'une indentation sur la surface du matériau ; le diamètre et la profondeur constituent la réponse de ce dernier à un type de traumatisme précis. Ce paramètre varie selon la topographie du cartilage ; ceci est en rapport avec l'épaisseur. La composition semble intervenir ainsi que la concentration du liquide d'imbibition (hypotonique ou hypertonique).

### 1.2. L'élasticité du cartilage

L'architecture du tissu cartilagineux et surtout sa concentration hydrique élevée a porté les auteurs à comparer sa résistance en compression à l'effet d'une éponge ; la mise en charge chasse l'eau et entraîne une diminution du volume ; à la disparition de la contrainte, le cartilage s'imbibe et retrouve son volume initial. Dans les efforts répétés et si le temps de latence n'est pas respecté, le tissu cartilagineux subit de façon plus prononcée les traumatismes. Cette imbibition est en partie, pour la plupart des auteurs, à l'origine du rôle amortisseur du cartilage.

D'autres affirment que le cartilage n'amortit point les traumatismes et c'est plutôt à l'os sous-chondral qu'est dévolu ce rôle (Radin [27]). Le tissu cartilagineux répond parfaitement à la définition de matériau visco-élastique. Son module d'élasticité est de  $11,1 \times 10^6$  N/m<sup>2</sup>, mille fois moindre que celui de l'os. *In vitro*, les tests habituels que subit l'éprouvette de cartilage frais montre une très grande élasticité. Cette élasticité varie dans le temps, elle diminue chez les personnes âgées et selon la durée d'application de la charge (Hirsch [12]).

Steindler montre, à partir des travaux de Hirsch, que la déformation résiduelle est nulle si la charge s'applique de façon brève. Par contre, à partir de quatre à six minutes d'application, la déformation n'est plus négligeable (fig. 56). Le matériau cartilagineux est anisotrope, tout

comme le tissu osseux. Cette qualité rend la réponse du matériau inégale selon le type de contrainte. Le module d'élasticité est de :

- 1,57 kg/mm<sup>2</sup> en compression.
- 0,35 kg/mm<sup>2</sup> en traction.
- 0,24 kg/mm<sup>2</sup> en torsion.

### 1.3. Le fluage

Le fluage (fig. 56) est une propriété mécanique. Elle fait intervenir la notion de temps. Si l'application constante d'une contrainte entraîne une déformation et si celle-ci s'aggrave ou du moins

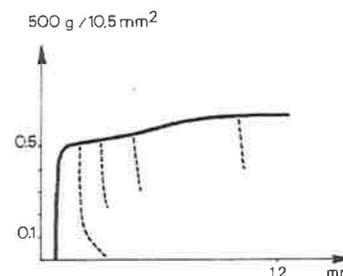


FIG. 56. — L'élasticité du cartilage. En abscisse, le temps, en ordonnée, la déformation.

Dans une certaine limite, le cartilage est parfaitement élastique. Au-delà d'un délai précis, la déformation n'est que partiellement réversible. Le temps modifie la déformation résiduelle. Le matériau cartilagineux présente un fluage. (D'après HIRSCH [12], STEINDLER [34].)

varie avec le temps d'application de la contrainte, on dit que le matériau « flue ». Le cartilage présente un fluage car la déformation augmente avec le temps (Hirsch [12], Steindler [34]).

### 1.4. La résistance

Kempson [14] démontre que la résistance du cartilage dépend de sa composition : en compression, la résistance dépend de la concentration en eau et en aminoglycans, elle est indépendante de la concentration en collagène. Par contre, la résistance en traction dépend de la concentration en collagène et celle des aminoglycans ne semble pas intervenir. Cette information vérifiée par Maroudas [21] est fondamentale. Elle lie de façon directe la concentration en aminoglycans aux dégénérescences arthrosiques. D'ailleurs, dans les

essais *in vitro* la concentration des aminoglycans modifie le module d'élasticité et la réponse linéaire de la zone élastique du diagramme. La rupture en traction est à 2 000 kg/cm<sup>2</sup> (Kempson [14]) environ, dans les conditions normales.

Cet auteur a étudié aussi sur des échantillons de 200 microns d'épaisseur le rôle de la disposition architecturale. Il trouve que la résistance est indépendante de l'orientation de l'éprouvette, pas comme pour le tissu osseux. Cette résistance varie selon la profondeur du prélèvement, elle est plus importante dans les zones superficielles. Seule semble intervenir la fréquence des fibres collagènes. Au niveau du fibro-cartilage (les ménisques du genou par exemple), la concentration hydrique est plus faible, les fibres collagènes sont plus nombreuses, la résistance est moindre. La résistance varie avec l'âge (tableau VII).

TABLEAU VII. — LA RÉSISTANCE SELON L'ÂGE (YAMADA [37] en kg/mm<sup>2</sup>).

Résistance	Age	15 ans	45 ans	55 ans
Résistance ultime en compression		1,16	0,96	0,76
Résistance ultime en traction		0,46	0,42	0,25
Résistance ultime en flexion		0,50	0,45	0,31

En fait, le cartilage est capable de supporter des charges très élevées. Pauwells [26], par un calcul théorique démontrait que la tête fémorale subit pendant la marche et durant la phase d'appui monopodal, une charge qui peut atteindre 4 fois le poids du corps. Paul [25], puis Rydell [28] ont mesuré cette contrainte ; elle est effectivement de 2,5 à 6 fois le poids du corps.

La pression au niveau de la tête fémorale normale dépend de la surface considérée [28]. Elle varie d'un point à l'autre de cette surface ; cette variation est de l'ordre de un sur trois.

Burstein et coll. [5] ont démontré sur un condyle fémoral humain l'existence de trois types de contraintes : radiales, tangentielles et de cisaillement.

— Les premières se font en compression et sont retrouvées intégralement au niveau de l'os sous-chondral, le cartilage amortissant très peu ce type de contraintes (Radin [27]).

— Les secondes se font en traction et augmentent lorsque la surface d'appui diminue. Leur valeur est nulle dans l'os sous-chondral.

— Les contraintes de cisaillement sont des contraintes accessoires. Elles deviennent des contraintes en traction lorsque la surface d'appui est réduite à un point.

Ces trois types de contraintes sont retrouvés régulièrement et parallèlement ; la mise en charge d'une surface articulaire entraîne une réponse qui se fait en deux temps ; Kempson démontre que cette réponse est liée à des mouvements de liquide dans le tissu cartilagineux.

Au départ, une partie de l'eau et des électrolytes est expulsée, l'épaisseur du cartilage est réduite, les fibres de collagène se disposent parallèlement à la surface.

Dans une deuxième phase, s'établit un certain équilibre et la concentration hydrique du cartilage demeure constante même si la charge augmente.

Le cartilage est le siège de mouvements de liquide dans les deux sens. C'est la perméabilité. Maroudas [21] a démontré que cette perméabilité dépend de la profondeur de la zone cartilagineuse considérée. Cette perméabilité est faible ; elle semble constante quelle que soit la direction ; elle se fait grâce à des porosités qui sont de l'ordre de 60 Å (Maroudas [21]). La perméabilité du cartilage ne peut que justifier le rôle prépondérant que joue le liquide synovial dans la mécanique articulaire.

### 1.5. La lubrification articulaire

« La lubrification des articulations humaines et animales passionnent les physiiciens et les ingénieurs en raison de l'extraordinaire perfection des mécanismes qui la produisent. Ils sont aussi séduits par le caractère étrange de cette lubrification, éloignée des systèmes mécaniques classiques » (Sedel [32]).

Les deux surfaces articulaires, souvent congruentes, permettent des mouvements dont les amplitudes sont définies de façon spécifique pour chaque articulation. Ces mouvements sont de trois types : glissement, roulement et pivotement.

Les propriétés d'un liquide sont généralement étudiées par la Tribologie et la Rhéologie. Pour mieux comprendre le comportement complexe du liquide synovial, il paraît utile de rappeler quelques notions fondamentales.

1.5.1. **Rappels et définitions.** — **Frottement** : le frottement est la force que développe le déplacement d'un solide sur un autre, celui-ci est dit sec. L'écoulement d'un liquide sur un solide crée un frottement fluide (fig. 57).

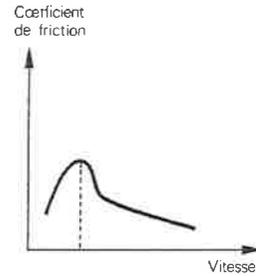


FIG. 57. — Le coefficient de friction varie en fonction de la charge.  $K$  est une constante qui dépend parfois de la vitesse du mouvement.

— **Coefficient de friction** : le coefficient de friction est une caractéristique du frottement. Pour un couple de corps donné, le coefficient de friction est le rapport de la masse déplacée à la force nécessaire pour la déplacer :

$$\frac{m}{F}$$

La mesure de ce coefficient est facile, elle est caractéristique du couple de corps considéré.

Ce coefficient dépend de certains paramètres dont la nature de la surface.

La valeur de ce coefficient est pour :

- le couple de matériau métal-métal de 0,3 à 0,9 ;
- le couple nylon sur acier de 0,5 environ ;
- le couple plastique sur plastique de 0,1 à 0,3.

— **Viscosité** : dans les frottements fluides, la nature du fluide détermine la viscosité. Celle-ci peut être appréciée par le coefficient de friction.

La viscosité doit être constante dans des conditions ambiantes stables (température et pression atmosphérique constantes).

L'unité de la viscosité est le newton par seconde sur mètre = le Poiseuille.

— **Liquide newtonien** : l'écoulement d'un liquide dans un tuyau cylindrique ne se fait pas avec la même vitesse en tous les points du tuyau.

Cette vitesse est plus élevée dans l'axe du cylindre que vers sa périphérie.

Ce gradient de vitesse peut agir sur la viscosité du liquide.

Le liquide dont la viscosité ne varie pas avec la vitesse d'écoulement est dit fluide newtonien ; par contre, si la viscosité diminue avec la vitesse, le liquide est alors non newtonien.

La charge intervient dans le cadre d'une loi qui lie la viscosité  $Z$  au gradient de vitesse  $N$  à la charge  $P$

$$\frac{Z \times N}{P}$$

Pour une lubrification satisfaisante et si la charge  $P$  est élevée, la viscosité doit augmenter, ce qui arrive avec les fluides non newtoniens.

— **Corps thixotropique** : la viscosité dépend de la nature du fluide ; elle est liée à la force nécessaire à cisailier le liquide.

Le corps thixotropique est celui où l'augmentation de la force de cisaillement entraîne une diminution de la viscosité, le temps et le gradient de vitesse peuvent faire varier ce critère : c'est le cas des huiles (fig. 58).

— **Corps dilatant** : est défini par la relation directe qui lie la viscosité à la force de cisaillement (fig. 58).

1.5.2. **Propriétés mécaniques du liquide synovial.** — Le liquide synovial articulaire offre un coefficient de friction de l'ordre du  $10^{-4}$  (de 0,0001 à 0,0032).

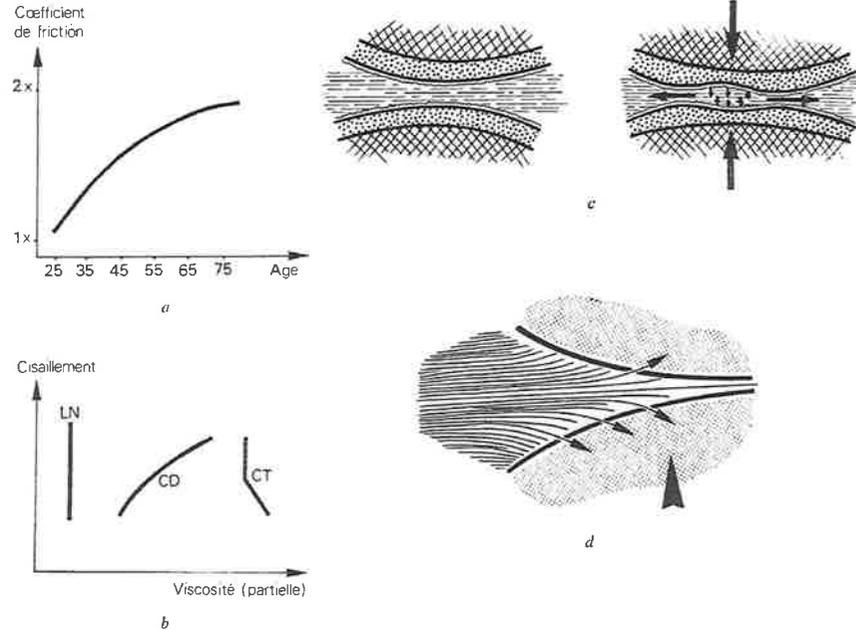


FIG. 58. — a) Lubrification articulaire et âge. Le rapport est exponentiel. Le coefficient de friction augmente régulièrement avec l'âge et ce, dès la troisième décennie de la vie. Ce coefficient est inversement proportionnel à la qualité de la lubrification articulaire ; b) Propriétés des différents corps lubrifiants. LN : liquide newtonien ; CD : corps dilatant ; CT : corps thixotropique. Le liquide synovial présente les propriétés de ces trois corps ; c) Cartilage et liquide synovial d'après RADIN [27] et PAUL [25] ; d) Perméabilité (selon FROST).

Au niveau de la fabrication des produits lubrifiants industriels, le meilleur coefficient de friction obtenu est de l'ordre du  $10^{-2}$  (0,01).

La haute performance du coefficient de friction du liquide synovial tient en grande partie à ses qualités mécaniques. En effet, le fluide est un liquide non-newtonien : en plus il possède simultanément les qualités d'un corps thixotropique et ceux d'un corps dilatant.

Le comportement du liquide synovial est celui d'un fluide élastique.

Sa résistance est de l'ordre de 10 à 100 kg/cm<sup>2</sup>. La capacité lubrifiante du liquide diminue mal-

heureusement avec l'âge et le coefficient de friction devient de plus en plus élevé.

Sur le plan chimique, il semble que la viscosité soit liée à la concentration en acide hyaluronique. La diminution du complexe (C-PAH = protéine-acide hyaluronique) entraîne une diminution de la résistance.

La suppression de l'action de l'acide hyaluronique par l'effet enzymatique (la hyaluronidase) entraîne une diminution de la viscosité. Le liquide synovial reste lubrifiant mais perd ses facultés d'adaptation aux charges élevées, prolongées, et répétitives...

## 2. RÉGÉNÉRESCENCE

La nutrition du cartilage est bipolaire d'origine métaphysaire et épiphysaire. La vascularisation visualisée par l'injection montre des canaux qui s'arrêtent à 4 mm de la surface du cartilage. Le cartilage n'a pas de vascularisation propre, le liquide synovial contient des protéoglycans indispensables à la nutrition du tissu cartilagineux ; la compression qu'engendre la mobilisation articulaire assure, par le mouvement des liquides et grâce à la perméabilité, la nutrition de l'os. La couche sous-chondrale elle, reçoit de proche en proche les éléments à partir de l'os spongieux épiphysaire. Une incision avec une lame tranchante se comble rapidement par l'effet

expansif du cartilage. Une perte de substance n'est pas comblée immédiatement : un hématome remplit le cratère, il s'organise et se différencie en fibro-cartilage. Hohl et Luck ont, chez l'animal, réalisé des pertes de substances. Le tissu de substitution ou fibro-cartilage se forme dans un délai de six à huit semaines. Leurs travaux les ont amenés à réaliser des arthrographies du genou chez les sujets porteurs d'une fracture des plateaux tibiaux traitées par traction-mobilisation pendant six semaines. Les arthrographies montrent un interligne parallèle même si le contour radiologique de l'extrémité supérieure tibiale ne l'est pas.

## 3. CROISSANCE

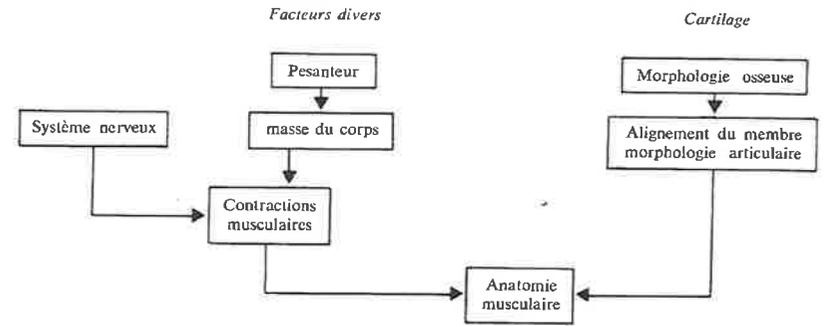
Les fonctions du cartilage hyalin sont multiples :

- rôle mécanique au niveau articulaire ;
- rôle dans la croissance et rôle ostogénique (production d'os nouveau).

Dès la conception *in utero* du fœtus, les ébauches cartilagineuses remplissent les fonctions d'inducteurs dans la formation des membres. Ultérieurement, après la naissance, le cartilage hyalin joue un rôle déterminant dans la croissance en longueur et en largeur des pièces osseuses. Les travaux de Juster [15] et de Trueta sont

très riches d'enseignement. Sur le plan mécanique, la croissance se fait sous l'action des contraintes (Bassett [1]). La compression semble favoriser la différenciation des cellules cartilagineuses alors que la traction est moins favorable. Certains auteurs ont défini une limite supérieure de contraintes en compression ; au-delà de cette limite, le cartilage est temporairement inactivé (Mac Master [34], Weinert [34]). Cet effet est recherché dans les corrections des déviations axiales acquises ou congénitales par agrafes. Pour Frost, ces adaptations mécaniques de la croissance facilitent l'alignement des pièces

TABLEAU VIII.



osseuses ; en effet, il suffit qu'une disposition entraîne une surcharge d'un côté et une décharge de l'autre pour que la croissance ne soit pas la même au niveau de toute la plaque conjugale.

Le rôle d'ailleurs dans la croissance du cartilage et sa présence au niveau articulaire semble lié par le schéma représenté sur le tableau VIII.

### ROLE DU CARTILAGE DANS LA MORPHOLOGIE D'APRÈS FROST

Le potentiel de croissance n'est pas le même d'une pièce à l'autre et d'un cartilage de croissance à l'autre. En effet, la croissance de l'hu-

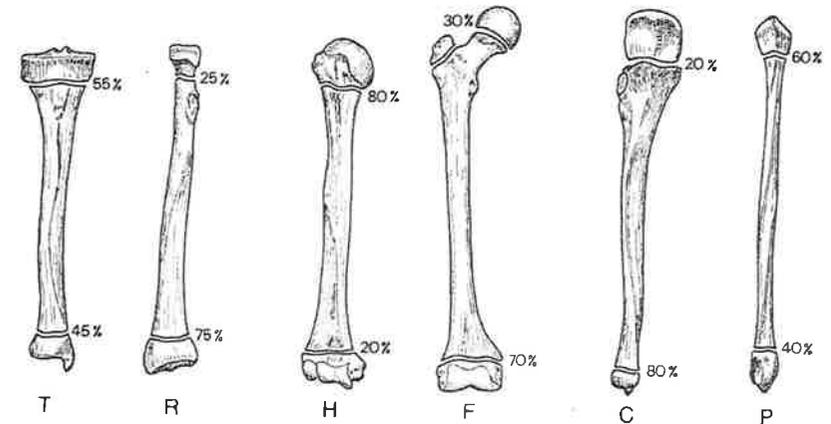


FIG. 59. — Potentiel de croissance et siège topographique. Chaque os long croît grâce au périoste, aux deux cartilages épiphysaires et au cartilage articulaire (articulation coxo-fémorale : cartilage sphérique, céphalique). Les deux cartilages ne sont pas également fertiles au cours de la croissance. Le tibia croît de façon presque homogène par ses deux extrémités. L'extrémité inférieure du fémur et l'extrémité supérieure humérale sont responsables de soixante-quinze à quatre-vingt pour cent de la longueur finale de l'os. La stérilisation totale prématurée d'un cartilage non fertile est sans grande conséquence sur la dimension finale de la pièce osseuse.

mérés se fait surtout par son extrémité supérieure dont la stérilisation raccourcit considérablement la pièce osseuse ; il ne reste que le cinquième environ. De la même façon, le cartilage de croissance inférieur du radius assure 75 % de la croissance de l'os (fig. 59). Au niveau du fémur, l'extrémité inférieure est deux fois plus fertile que l'extrémité supérieure. Si la stérilisation totale d'une plaque fertile entraîne un important raccourcissement, par contre les cals vicieux siégeant dans les régions voisines des zones fertiles se corrigent avec les années. La fracture insuffisamment réduite de l'extrémité inférieure de l'hu-

mérus se corrige très mal car la plaque conjugale inférieure n'est responsable que de 20 % de la croissance de l'humérus.

Les fractures de la malléole interne chez l'enfant, qui réalisent des fractures de Mac Farland (fig. 60), se corrigent peu et entraînent, par une épiphysiodèse localisée interne, un varus du pied. La désépiphysiodèse est une intervention dont le but est de supprimer les effets de la stérilisation de l'activité cartilagineuse. De réalisation difficile, les résultats ne sont pas constants. La correction de la déviation peut se faire à la fin de la croissance par une section osseuse : l'ostéotomie.

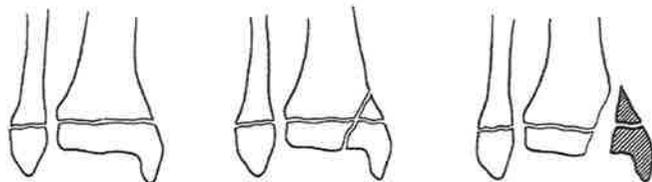


FIG. 60. — Fracture de MAC FARLAND.

#### 4. PATHOMÉCANIQUE

Le cartilage hyalin est un tissu très extensible, compressible et élastique. Cette compressibilité est de l'ordre de 1 à 2 mm (Braune [4]). Par les sollicitations répétées, des fissures se créent et des lignes se dessinent sur la surface (Hultzkraevz). La tension semble inférieure dans le sens transversal : coude, genou, cheville (Hultzkraevz [34]). La ménisectomie du genou entraîne une augmentation de 20 % du coefficient de friction, les contraintes en compression au niveau du tibia se trouvent aggravées (Fairbank [8]). Cette incidence sur le plan mécanique n'est pas sans répercussion clinique, le taux d'arthrose fémoro-tibiale se trouve augmenté de 15 à 25 % après ménisectomie selon les auteurs.

D'autre part, l'élasticité diminue avec l'âge et la résistance élastique aussi. Le processus dégénératif est précédé d'ailleurs par une diminution de l'élasticité (Bencke [34], 1897). Il est démontré qu'une diminution de la chondroïtine sulfate accompagne constamment les phénomènes arthrosiques.

##### 4. 1. — LE CARTILAGE ARTICULAIRE

Les traumatismes violents peuvent entraîner une perturbation de l'architecture épiphysaire qui se manifeste par des fractures. Ces lésions sont des séparations franches en deux ou plusieurs fragments ou des lésions à type de tassement de l'os spongieux : ce sont les fractures par enfoncement (plateaux tibiaux) ; certaines sont mixtes. De façon constante, le cartilage est intéressé par ces lésions, car la fracture épiphysaire suppose dans la majorité des cas un mécanisme indirect où les surfaces cartilagineuses des deux pièces de la même articulation sont écrasées l'une sur l'autre. Ainsi, la chute d'un lieu élevé peut entraîner une fracture-séparation, un enfoncement ou une lésion mixte du ou des plateaux tibiaux ; ces lésions sont radiologiquement visibles (fig. 61). Le condyle fémoral cependant subit le même traumatisme et la lésion cartilagineuse fémorale est certaine bien que radio-invisible.

De la même façon, la fracture du cou-de-pied,

même si l'astragale est en apparence épargnée, peut être à l'origine de l'arthrose post-traumatique précoce ou de la raideur secondaire par lésion du cartilage articulaire.

D'une façon générale, toute marche d'escalier créée à la suite d'une fracture et par une insuffisance de réduction est très néfaste pour la mécanique articulaire : la douleur et l'arthrose précoce sont les sanctions inéluctables d'un tel vice (fig. 62). Devant les traumatismes d'intensité faible mais répétée, la réaction du cartilage n'est pas toujours l'adaptation. En effet, à partir de la deuxième décennie de la vie chez l'individu sain, commence la dégénérescence (Schulmann [31]). Celle-ci est plus ou moins rapide selon les individus. Le morphotype (obésité ou vice d'orientation mécanique par exemple), l'hérédité et l'activité (sportif ou travailleur de force) et entraînent des signes arthrosiques très précoces.

Il est possible de considérer l'évolution du

cartilage soumis à des traumatismes réguliers selon des phases progressives où la lésion anatomique est spécifique. Dans un premier temps, les lésions sont réversibles. Avant la dégénérescence arthrosique du cartilage, celui-ci passe une phase de chondrite.

**4.1.1. Chondrite.** — Il s'agit de la réponse primaire du cartilage aux traumatismes. Le cartilage s'imbibe de liquide, son épaisseur augmente sensiblement ainsi que la concentration hydrique ; à ce stade, la chondrite est réversible, elle porte le nom de *chondrite œdémateuse*. D'autres fois, la régularité apparente de la surface est perturbée avec un œdème persistant. Ce stade est partiellement réversible et porte le nom de *chondrite ulcérateuse*. Ces lésions sont évidentes au niveau de la chondropathie patellaire.

Dans les formes plus évoluées, des excroissances sont constatées sur les limites de la surface

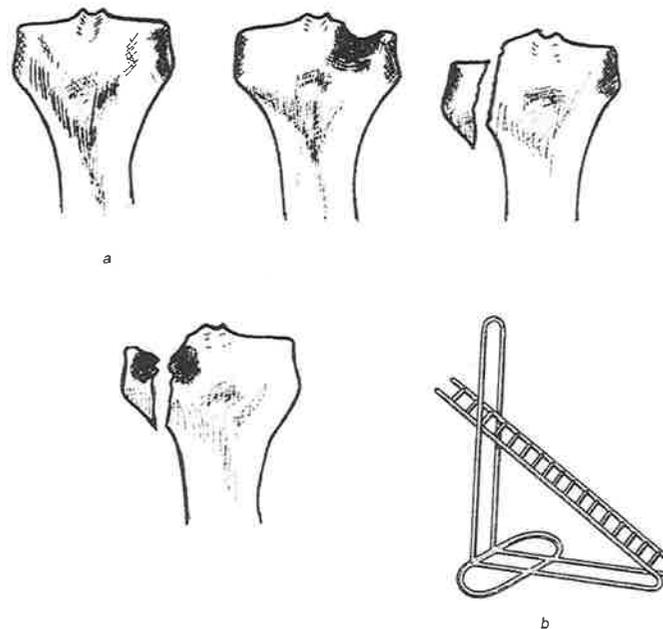
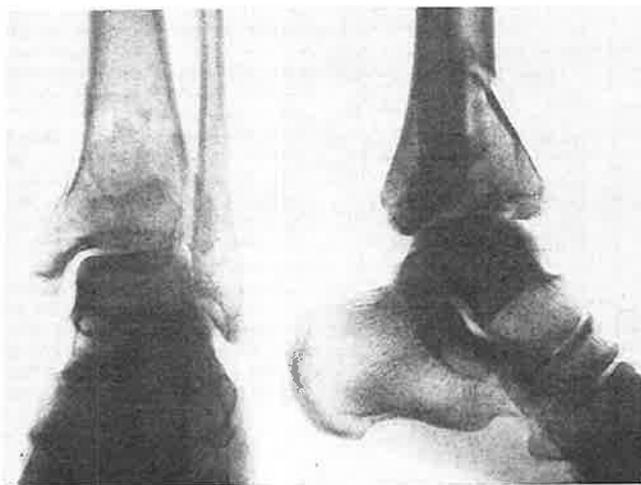
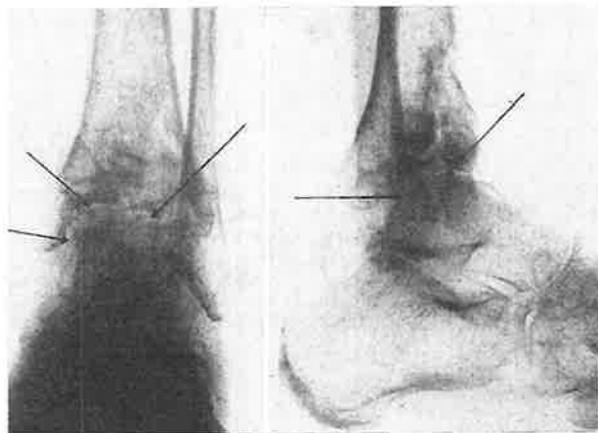


FIG. 61. — Fracture épiphysaire. a) Trois types de lésion au niveau des plateaux : Fracture, séparation, tassement et fracture mixte ; b) Atelle de traction, plan incliné.



a



b

FIG. 62. — Pincement post-traumatique de l'interligne.  
a) Clichés initiaux ; b) Clichés à J + 90.

articulaire. C'est la *chondrite ulcérovégétante*. Cet aspect est irréversible ; c'est le stade arthrosique.

**4.1.2. Arthrose post-traumatique.** — Les manifestations anatomiques de l'arthrose post-traumatique sont multiples. Nous ne nous intéresserons qu'à ceux dont l'origine *mécanique* est évidente.

— *L'ostéophyte* est une formation ostéochondrale de qualité mécanique très inférieure à celle de l'os ou du cartilage. Elle tend à augmenter la surface portante dans la mesure où, pour un poids donné, une surface plus large diminue la pression.

— *La calcification cartilagineuse et condensation sous-chondrale* : la perte de l'élasticité s'accompagne d'une modification des échanges avec le milieu environnant, les cellules cartilagineuses évoluent alors vers des ostéoblastes et se calcifient. Simultanément, l'os sous-chondral se condense.

— *Pincement de l'interligne* : ceci correspond à une diminution certaine de l'épaisseur des surfaces cartilagineuses qui témoigne de l'usure du cartilage (fig. 62).

**4.1.3. Perte de substance.** — Un défaut au niveau de la surface articulaire se comble par un tissu, le fibro-cartilage. Ce tissu de qualité mécanique moindre remplace le cartilage hyalin.

## 4. 2. — LE CARTILAGE DE CROISSANCE

Le traumatisme peut concerner le cartilage fertile. Les séquelles sont d'autant plus grandes que le traumatisme survient à un jeune âge. Les lésions de ce cartilage peuvent entraîner une stérilisation partielle ou totale du cartilage de croissance par l'altération de la couche germinale qui aboutit à une épiphysodèse ; partielle, celle-ci entraîne une déviation axiale du membre ; totale, elle engendre un raccourcissement de la pièce osseuse et du membre. Cette lésion en fait sépare l'épiphyse de la métaphyse ; pour cette raison, certains parlent de décollement du cartilage de croissance pur ou impur (Aitken). D'autres distinguent les lésions du type vertical et celles qui sont horizontales ; une troisième catégorie concerne les traumatismes en compression. Salter et Harris [29] distinguent cinq stades dont le pronostic est différent. Les lésions en compression sont les plus dangereuses et sont radio-invisibles.

Certaines maladies métaboliques perturbent la composition chimique ou la synthèse du cartilage, ce qui peut altérer les qualités mécaniques et morphologiques du cartilage articulaire. De la même façon, les cartilages de croissance peuvent subir des modifications de composition et de structure. La taille de ces personnes et leur morphologie en sont modifiées.

## 5. PRINCIPES THÉRAPEUTIQUES

Les objectifs diffèrent selon le siège du traumatisme. Les fractures épiphysaires de l'adulte concernant le cartilage articulaire doivent être traitées de façon très rigoureuse, le résultat fonctionnel dépendant en large partie de la qualité de la réduction des fragments. Les lésions concernant le cartilage conjugal sont traitées avec moins d'exigence. Seule la surveillance à long terme et une action à la demande permettent d'aboutir à un résultat définitif satisfaisant.

### 5. 1. — FRACTURES ARTICULAIRES

Les « marches d'escaliers » au niveau de l'interligne et les nœuds de substances sont des défauts de réduction dont la conséquence articulaire est évidente (arthrose).

La présence d'une irrégularité au niveau de l'une des deux surfaces articulaires entraîne une concentration des contraintes.

Le traitement de ces lésions est dans la majorité des cas chirurgical ; il impose un abord intra-articulaire. La capsulotomie — ouverture de la capsule — et la synoviotomie — ouverture de la synoviale — autorisant une vérification *de visu* de l'interligne.

A quelques exceptions près la qualité du résultat fonctionnel est parallèle au résultat anatomique. Les fractures qui consolident en restituant à l'articulation un interligne régulier et parallèle présentent un moindre risque de complications arthrosiques. Par contre, le résultat anatomique parfait n'empêche pas l'installation d'une raideur ou d'une amyotrophie. Ainsi il semble que la restitution *ad integrum* des sur-

faces articulaires (sauf certaines fractures des plateaux tibiaux et certaines lésions scapulo-humérales) soit la condition nécessaire mais non suffisante pour aboutir à un résultat satisfaisant. Les dégâts des parties molles causés par le traumatisme initial, par le traitement ou par une mobilisation aveugle peuvent grever le pronostic fonctionnel.

La fixation des fragments articulaires se fait par les moyens habituels de l'ostéosynthèse (broche unique ou multiple, une ou plusieurs vis) (fig. 61). Dans certains cas, le trait fracturaire concerne la métaphyse, l'ostéosynthèse par clou-plaque, lame-plaque ou vis-plaque, est une solution souhaitée. Il est utile de savoir que l'ostéosynthèse des extrémités se fait sur un os spongieux (épiphysaire et métaphysaire) dont la résistance est inférieure à celle de l'os compact diaphysaire. La qualité mécanique de ces montages est très faible, leur rôle étant la fixation stable des fragments après réduction. Si la fixation est stable, elle n'est jamais solide. La mise en charge précoce ou la sollicitation à outrance est dangereuse.

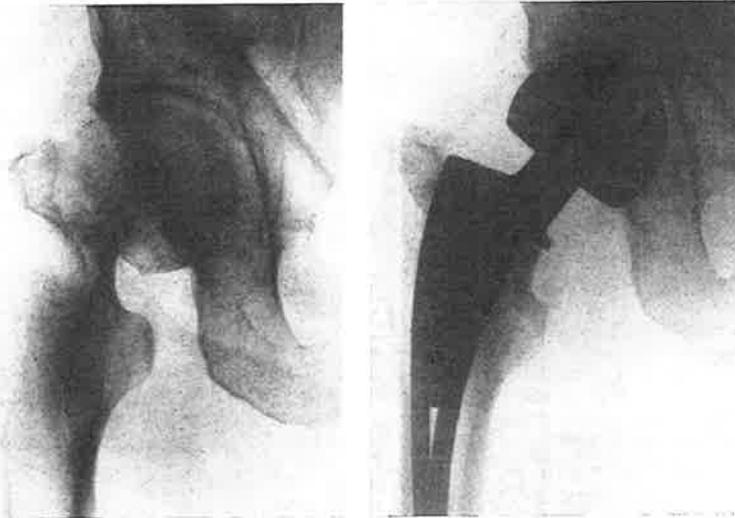


FIG. 63. — a) Fracture du col fémoral déplacée chez un homme de 76 ans. Remplacement par prothèse intermédiaire du type SEM fasciculée (prothèse de BUTEL); b) Fractures épiphysaires, ostéosynthèses.

## 5. 2. — FRACAS ARTICULAIRES

Ces lésions, complexes à cause de la comminution, détachement de petits fragments ostéochondraux dont la situation les rend libres dans la cavité articulaire ou au contraire enfoncés dans le spongieux métaphysaire. Le traitement de ces lésions se fait selon l'une des deux méthodes suivantes.

**5.2.1. Méthode orthopédique** qui applique les principes proposés en 1913 par Lucas-Championnière [18], repris par Sarmiento [30] qui consistent à abandonner le dogme de la réduction anatomique et du blocage des articulations sus et sous-jacentes pour proposer d'emblée la mobilisation articulaire au risque d'engendrer des défauts de cal.

**5.2.2. Méthode chirurgicale** qui se propose d'exciser les surfaces articulaires endommagées ou de les remplacer par des implants prothétiques. Cette méthode radicale n'est justifiée que si l'ostéosynthèse est impossible (fig. 65).

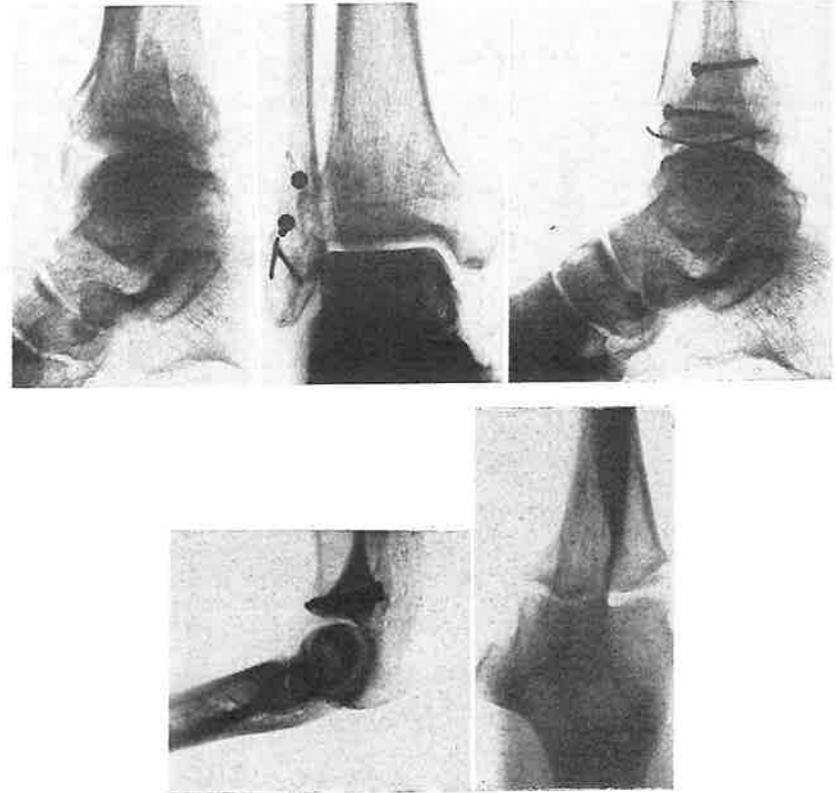


FIG. 63 (b).

**5.2.2.1. L'exérèse.** — Lorsque celle-ci est possible, l'excision peut être préférée à une ostéosynthèse insuffisante. Ce geste n'est pas concevable au niveau d'une surface portante.

— **La tête radiale :** chez l'adulte ou le vieillard, dans certaines formes très comminutives qui se prêtent mal à une réparation correcte, la résection de la tête radiale peut être indiquée. Deux inconvénients à cette méthode : le risque d'ascension du moignon et celui de l'instabilité du coude (fig. 64).

— **La rotule :** la patellectomie partielle ou mieux totale n'est pas incompatible avec un résultat fonctionnel respectable. Deux complications

contradictoires entre elles guettent la patellectomie : d'une part le raccourcissement de l'appareil extenseur qui limite la flexion et l'instabilité du genou par une suture trop lâche d'autre part.

— **L'olécrane :** dans les fractures-arrachement qui épargnent la cavité sigmoïde, l'excision du sommet est possible.

**5.2.2.2. Le remplacement prothétique.** — Cette technique est rendue obligatoire dans certains cas.

— **La hanche :** la fracture parcellaire de la tête fémorale et certaines lésions instables du massif trochantérien ou du col sont d'excellentes indications de remplacement prothétique. Ce der-

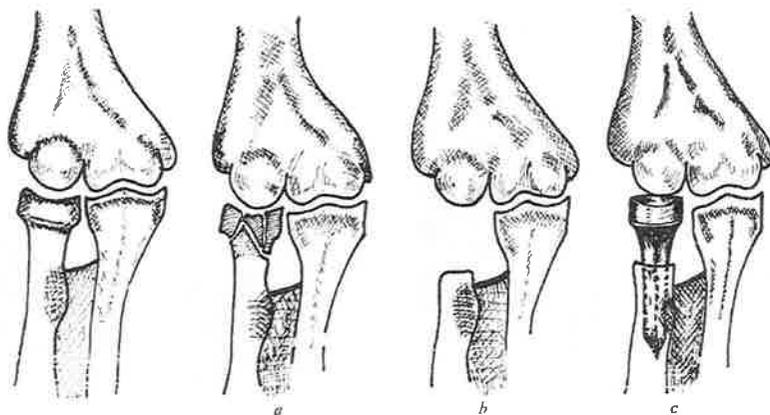


FIG. 64. — Tête radiale et fracture.

a) Fracture comminutive tête radiale; b) Résection; c) Prothèse en Silastic, type SWANSON.

nier est un implant unique dit prothèse partielle ou double et il est appelé prothèse intermédiaire ou totale.

a) Remplacement cervico-céphalique : tel que proposé par Austin-Moore ou par Thomson, est le type de l'implant.

b) Prothèse intermédiaire : celle ou deux pièces articulées entre elles remplacent la tête fémorale dans une cavité acétabulaire dont le cartilage a été fraisé ou laissé intact. L'avantage de ce type de prothèse est de démultiplier le mouvement et d'opposer aux mises en charges répétitives et

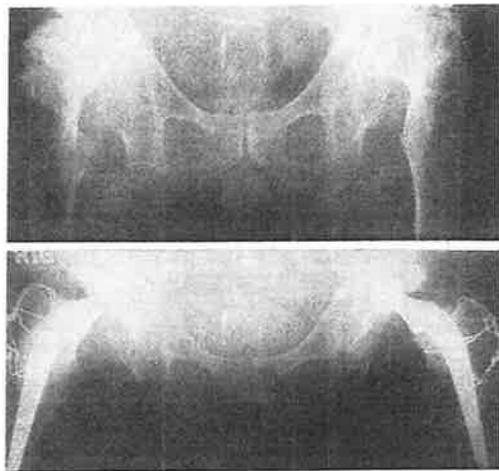


FIG. 65. — Prothèse totale de hanche.

intenses de la marche un effet d'amortissement dû à l'épaisseur du polyéthylène intraprothétique, ceci n'est pas négligeable. Ces prothèses sont celles de Christiansen, de Bousquet, de Giliberty, de Sem, et la liste n'est pas limitative (fig. 63).

c) Prothèse totale : elle est constituée de deux pièces, une cotyloïdienne et l'autre fémorale. Le matériau constituant de chacune des deux pièces

est fondamental. Le coefficient de friction d'une prothèse métal-métal est très élevé ; il est bien inférieur pour le métal-polyéthylène (fig. 65).

— *L'épaule* : au niveau de l'articulation scapulo-humérale, le remplacement partiel ou total peut paraître utile ; prothèse céphalique de Neer, prothèse glénohumérale de Stanmore, de Mazas, de la Caffinière (fig. 66).

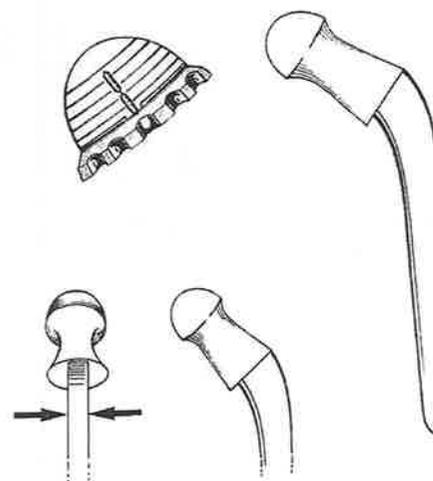
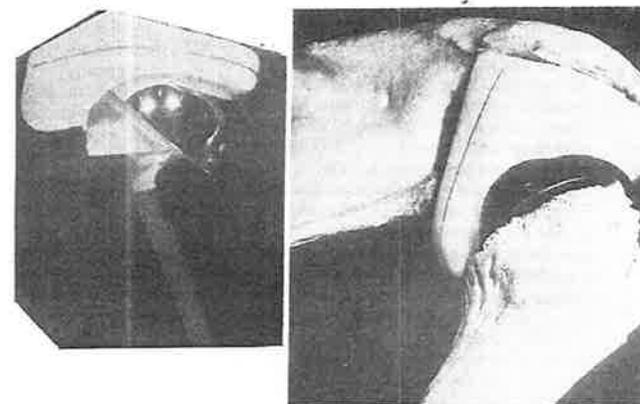


FIG. 66. — Prothèse totale d'épaule.  
Type MAZAS de la CAFFINIÈRE.

### 5. 3. — DÉCOLLEMENTS ÉPIPHYSAIRES

Quelle que soit la classification adoptée, les décollements purs représentent 75 % des lésions ; ils sont dits horizontaux. Les décollements impurs détachant un fragment épiphysaire ou métaphysaire posent un problème de réduction et de contention et sont appelés verticaux (fig. 67 et 68). La « compression » décrite par Muller, aux effets néfastes, correspond au stade 5 de Salter et Harris [29], elle ne représente que 1 % des lésions. L'absence de signe radiologique

et l'imprévisibilité des séquelles rendent le pronostic sombre. L'association de ce type de lésion à tout traumatisme du cartilage de conjugaison complique le traitement des décollements épiphysaires et confère au pronostic une réserve qui impose la surveillance pendant au moins trois ans après la consolidation (fig. 69 et tableau IX).

**Les séquelles :** l'épiphyso-dèse est la soudure prématurée partielle ou totale d'un cartilage de conjugaison. Elle peut être secondaire à un traumatisme ou provoquée ; dans tous les cas c'est une complication redoutable. Elle est excep-

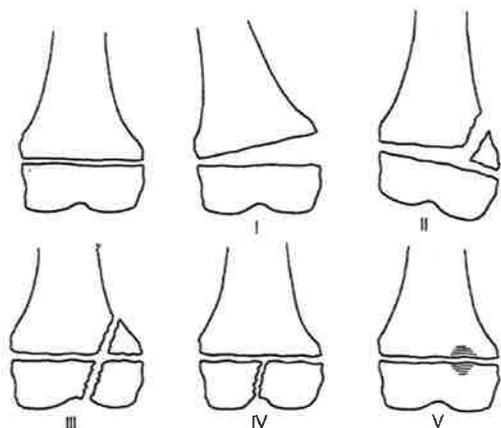


FIG. 67. — Traumatismes du cartilage de conjugaison. Stade I de SALTER et HARRIS. Stade II de SALTER et HARRIS. Stade III de SALTER et HARRIS. Stade IV de SALTER et HARRIS. Stade V de SALTER et HARRIS.

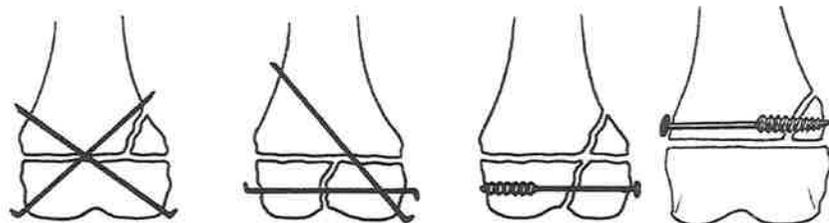


FIG. 68. — Réduction et contention d'un traumatisme du cartilage de conjugaison survenu avec ou sans déplacement.

TABLEAU IX. — CLASSIFICATION ANATOMOPATHOLOGIQUE ET PRONOSTIC DES TRAUMATISMES DU CARTILAGE DE CROISSANCE.

Salter-Harris	Muller	Pronostic	Incidence
Stade 1 .....	H	+	75 %
Stade 2 .....	H	+	12 %
Stade 3 .....	V	±	4 %
Stade 4 .....	V	±	8 %
Stade 5 .....	C	---	1 %

1) Classification selon Muller : trois groupes selon la direction du trait.

— Groupe 4 : où le trait est horizontal, correspond au décollement pur de Aitken.

— Groupe V : où le trait est vertical.

— Groupe C : où il n'y a pas de déplacement, seulement une compression du cartilage et du spongieux sus et sous-jacent.

2) Classification proposée par Salter et Harris [29] :

— Stade 1 : « décollement pur ».

— Stade 2 : décollement impur, détachant une épine métaphysaire (fig. 69).

— Stade 3 : décollement du cartilage de conjugaison associé à une fracture épiphysaire (fig. 69).

— Stade 4 : fracture métaphyso-épiphysaire traversant le cartilage fertile (fig. 69).

— Stade 5 : compression pouvant s'associer à l'un des quatre premiers stades.

tionnellement totale et dans ce cas, elle entraîne un raccourcissement du segment concerné. Ce raccourcissement dépend du potentiel de la plaque épiphysaire et de l'âge de la lésion. En fin de croissance et sur un cartilage de croissance de faible activité, les séquelles sont discrètes. Dans le cas contraire, le raccourcissement est manifestement visible, surtout au membre inférieur où les conséquences sur l'équilibre du bassin et la morphologie de la colonne sont graves. Les épiphysiodèses partielles, moins graves en apparence, présentent l'inconvénient d'entraîner des cals vicieux et des déviations axiales peu fonctionnelles et inesthétiques. Ces déviations à type de genu valgum ou varum acquis ou à type de varus du membre supérieur restent sans conséquence lorsque leurs valeurs sont faibles. Le traitement de ces complications est précoce (desépiphysiodèse) ou tardif (ostéotomie de correction).

**La réduction** est, dans la majorité des cas, obtenue de façon orthopédique par des manœuvres externes manuelles ou instrumentales. Les indications de réduction chirurgicales sont exceptionnelles ; il s'agit alors des lésions du coude ou des fractures qui laissent des parties molles s'interposer entre les fragments.

Réalisée sous anesthésie générale, la manœuvre ne doit pas aggraver le traumatisme. Certains défauts peuvent être tolérés, le remodelage de la croissance se chargeant de les corriger. Plus le

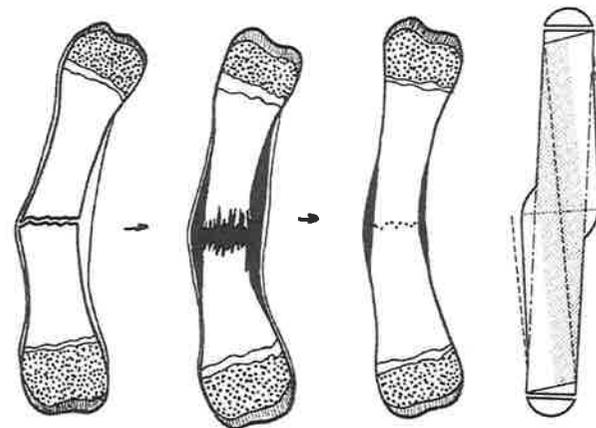


FIG. 69. — Correction d'un cal vicieux diaphysaire après réduction insuffisante.

blessé est jeune et plus la correction a le temps de se faire (fig. 69). Seuls les défauts de rotation persistent. Dans certains cas rares, une réduction progressive s'impose, elle se fait par une traction collée (dite de Tillaux ou de Buck) ou par une extension trans-osseuse (broche de Kirschner ou clou de Steinmann) (fig. 67 et 68 et tableau IX).

## 6. CAS PARTICULIER : LA MÉNISECTOMIE

Le ménisque étant un fibro-cartilage, son excision n'est pas sans conséquence. Il s'agit le plus souvent du ménisque interne (85 % des cas); les lésions du ménisque externe altèrent moins la fonction du genou. La ménisectomie rend les surfaces fémoro-tibiales moins congruentes et suppose une capsulotomie. Le risque d'arthrose est très important et la rééducation indispensable,

La **contention** est assurée par des appareillages plâtrés ajustés. L'embrochage percutané contribue à améliorer la stabilité de la contention; il n'est pas toujours utile. La durée de cette immobilisation ne dépasse jamais six semaines. L'ablation des broches a lieu entre le vingtième et le trentième jour habituellement.

car il s'agit en fait d'une arthrotomie. Une lésion importante de la capsule ou la section du ligament latéral interne, telle que la préconisent certains, change tout le problème. L'amyotrophie antalgique ou de non usage qui accompagne la rupture méniscale doit être traitée, rééduquée et éradiquée avant le geste opératoire.

## 7. RÉÉDUCATION

La rééducation après traumatisme du cartilage articulaire répond à deux objectifs difficilement dissociables du fait de l'adaptation mécanique du tissu : la *régénérescence* et la *fonction* de mobilité.

Certains auteurs ont montré que la mobilisation articulaire était indispensable à la survie du cartilage; celui-ci présente expérimentalement des signes de dégénérescence, irréversibles après plusieurs semaines d'immobilisation (§ 2, Thompson et Bassett [1]). Ceci prouve indirectement l'importance de la perméabilité du cartilage dans son comportement physiologique (§ 2, 3).

Pour cette raison, la guérison d'une fracture articulaire est intimement liée à la qualité de la réduction et sa stabilité d'une part et à la mobilisation précoce d'autre part. Dans cette mobilisation, les contraintes en compression assurent

au mieux la nutrition de ce tissu. La reprise de l'appui est au membre inférieur la meilleure source de compression intra-articulaire. Malheureusement et par mesure de sécurité liée à l'impossibilité de réaliser des montages mécaniques extrêmement stables dans le traitement des fractures épiphysaires, l'appui n'est autorisé que trois à quatre mois après le traumatisme.

Ceci rend la mobilisation articulaire aussi bien active que passive, la seule source d'échanges liquidiens qui sont à la base de la nutrition du tissu cartilagineux. Si la décision de la remise en charge du membre inférieur est éminemment médicale, son application se fait par les mêmes moyens signalés plus haut (chap. I § 7).

Il faut ajouter que dans les fractures épiphysaires de l'enfant et les traumatismes du cartilage conjugal, la rééducation est rarement indiquée.

### 7. 1. — RÉÉDUCATION ET CICATRISATION CARTILAGINEUSE

Il n'y a pas de cicatrisation du cartilage (voir § 2). Le comblement se fait par un fibro-cartilage; ce dernier est favorisé par la mobilisation précoce qui assure la pénétration du liquide synovial dans les couches superficielles du tissu.

**7.1.1. Début de la mobilisation.** — Le traumatisme articulaire ou l'arthrotomie chirurgicale entraîne une lésion de la synoviale dont les délais de cicatrisation doivent être respectés avant toute rééducation par mobilisation. Une période de quatre à sept jours de mise au repos de l'articulation est systématiquement respectée afin de ne pas provoquer d'épanchement articulaire qui peut s'organiser et limiter secondairement la mobilité articulaire. C'est pour cette raison entre autres que nous n'autorisons pas la mobilisation en flexion du genou dans les ménisectomies avant quatre jours. Ce délai d'immobilisation ne doit pas être dépassé. Cliniquement, nous observons que les risques d'enraidissement sont plus importants si la mobilisation n'est pas commencée à partir de cette « période critique ».

**7.1.2. Perméabilité, lubrification et mobilité.** — Les travaux de Hirsch et Maroudas précédemment cités (voir § 1.2 et 1.3) permettent de préciser les techniques de mobilisations facilitant

l'imprégnation et la lubrification du cartilage par le liquide synovial :

— le temps de compression du cartilage ne doit pas être important pour ne pas provoquer de déformation résiduelle ;

— les exercices se font, par alternance de compressions brèves d'intensité progressivement croissantes et de décompression des surfaces cartilagineuses ;

— pour favoriser la perméabilité, on choisit les positions articulaires mettant en présence les surfaces cartilagineuses les plus épaisses. Il s'agit généralement des amplitudes proches des positions de fonction.

Techniquement deux solutions répondent à ces objectifs :

a) **Coaptation-décoaptation manuelles.** — Dans un premier temps, le rééducateur place l'articulation en « position non resserrée » (voir § 7.2.1.) et effectue manuellement des coaptations et décoaptations des surfaces articulaires de faible intensité et brèves. Il déplace légèrement le segment et refait l'exercice. Dans un second temps, la mobilisation est associée aux coaptations pour favoriser la lubrification articulaire. L'exercice se fait dans l'amplitude non douloureuse.

Nous appliquons cette technique dans certains cas de fractures articulaires associant précocement (après le délai de cicatrisation de la synoviale en cas d'arthrotomie) une mobilisation et une coaptation douce dans l'axe des segments.

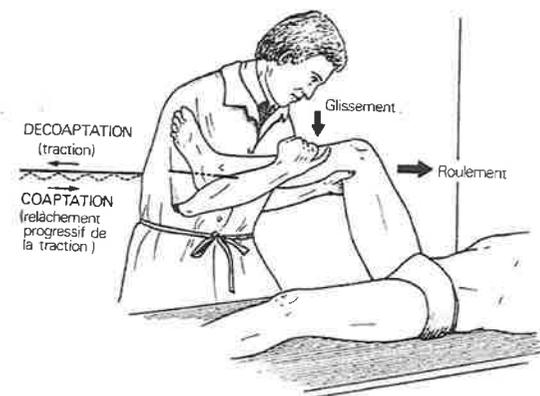


FIG. 70. — Mobilisation du genou après fracture des plateaux tibiaux. Flexion avec relâchement de la traction et léger glissement. Retour en extension avec rétablissement de la traction.

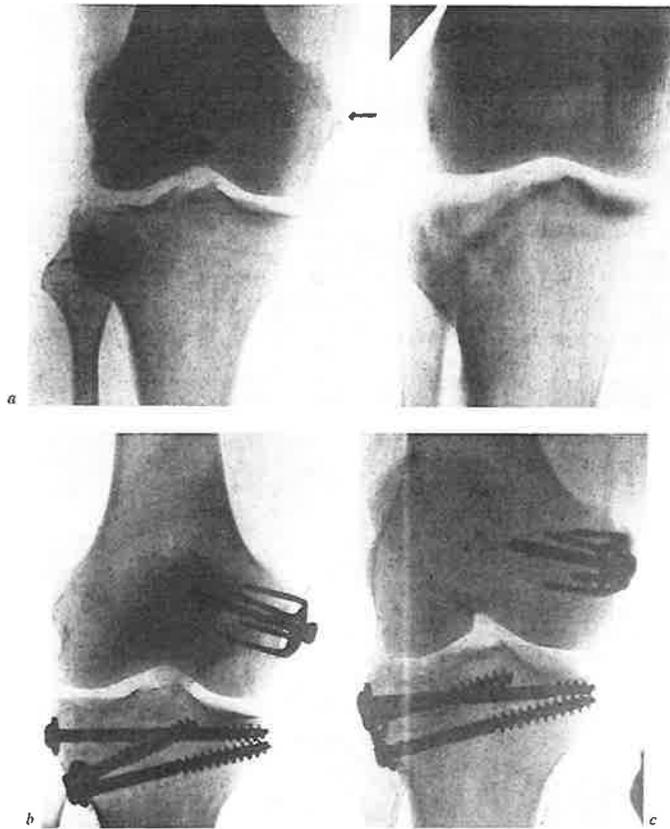


FIG. 71. — Fracture du plateau tibial externe droit avec arrachement supérieur du ligament latéral interne. Traitement par réduction, ostéosynthèse et coaptation et décoaptation à partir du cinquième jour. a) Radio initiale; b) Résultat postopératoire; c) Résultat au 15<sup>e</sup> jour.

Nous obtenons ainsi un modelage et un alignement articulaire tout en prévenant les enraidissements secondaires. Les fractures des plateaux tibiaux nous semblent la meilleure indication de ces manœuvres.

Le patient est en décubitus, le membre opéré est placé en traction et en légère déclive, genou étendu. Techniquement nous pratiquons à deux, l'un des rééducateurs mobilise le genou en flexion, l'autre détend ou retend la traction. Les premiers jours, les exercices se font par relâchement de

la traction, ce qui provoque une légère coaptation articulaire. Sans dépasser le seuil de la douleur on associe au roulement un léger glissement des plateaux tibiaux sur les condyles (voir § 7.2.1.) et un relâchement progressif de la traction. Le retour à la position d'extension se fait en retendant la traction et la manœuvre est répétée (fig. 70). La mobilisation participe ainsi à la lubrification articulaire pour la cicatrisation du cartilage et à l'alignement des surfaces articulaires (fig. 71).

b) **Bainéothérapie.** — Comme la mobilisation manuelle, la rééducation dans l'eau assure des possibilités d'intervention précoce et non douloureuse. La poussée d'Archimède et la température de l'eau favorisent en effet la mobilisation articulaire et la détente musculaire.

On place le membre rééduqué en flotaison ou en immersion peu profonde et on demande au patient d'effectuer des mouvements alternés dans l'amplitude choisie. Les exercices se font lentement et sans résistance, l'amplitude est croissante. Pour les membres inférieurs on peut utiliser les techniques d'appui progressif (voir chapitre I § 7.2.3. b) associées à la mobilisation.

Notons enfin la possibilité d'effectuer à partir du décubitus flottant, des exercices en diagonale et rotation utilisant comme résistance le poids du sujet qui se déplace à la surface de l'eau [7, 15] (fig. 72). En effectuant les mouvements en poussant et en tirant pour revenir à la position de départ (inversions lentes) nous obtenons par la compression et la décompression la perméabilité

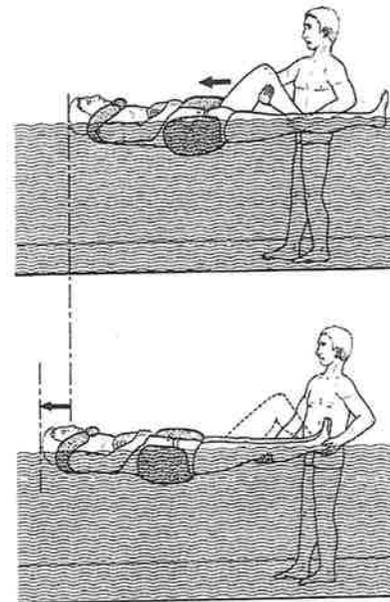


FIG. 72. — Mobilisation en inversion lente à partir du décubitus flottant, le rééducateur sert de point fixe au mouvement.

et la mobilisation des surfaces cartilagineuses. Dans ces conditions, le tissu est replacé dans les conditions physiologiques mais est soumis à des contraintes graduées et contrôlées.

## 7. 2. — RÉÉDUCATION ET FONCTION DU CARTILAGE

Les qualités mécaniques du cartilage lui font jouer un rôle essentiel dans la locomotion et la mobilité des segments osseux entre eux. Ses propriétés visco-élastiques, liées à la disposition de ses fibres et à la circulation du liquide synovial répartissent avec l'os sous-chondral les contraintes sur les extrémités osseuses.

### 7.2.1. Mobilisation articulaire

La rééducation propose des techniques précises de mobilisation articulaire rétablissant les amplitudes normales et assurant la circulation du liquide synovial. Ces mobilisations sont basées sur les données kinésiologiques du déplacement des surfaces courbes (Mc Conaill [20]). Elles ne se font pas à partir des références orthogonales de l'anatomie descriptive établies pour des raisons pédagogiques et non fonctionnelles (l'abduction du bras est une référence et non une fonction alors que l'élevation se fait dans de nombreux plans pour attraper ou soulever un objet). Morphologiquement, Mc Conaill classe les surfaces articulaires en deux groupes : les surfaces ovoïdes et les surfaces en selles.

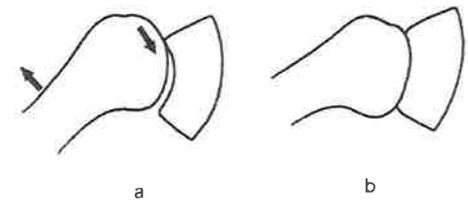


FIG. 73. — Congruence des surfaces articulaires : a) non congruence ; b) congruence avec « position resserrée » de l'épaule en abduction rotation externe.

Ces surfaces cartilagineuses mâles et femelles (convexes et concaves) ne sont congruentes que dans une position remarquable : « la position resserrée » (close-packed position) (fig. 73). Dans les positions non congruentes, les surfaces articulaires ne devraient être en contact que par un

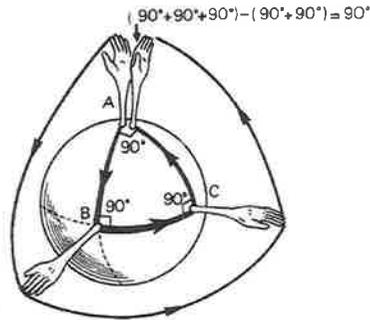


FIG. 74. — Le déplacement du segment dans deux directions provoque une rotation. (D'après GRAY'S ANATOMY.)

point ou une ligne, en fait l'écrasement du cartilage par visco-élasticité et l'effet de film du liquide synovial assurent une aire de contact.

Les points ou les aires de contact décrivent des arcs de cercles lorsqu'ils se déplacent du fait de la forme gauche et non plane des surfaces

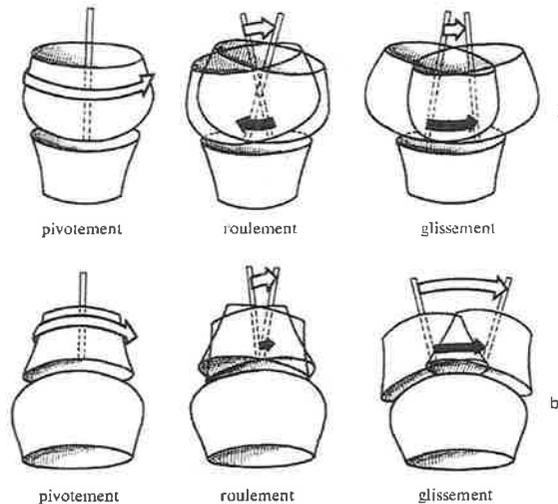


FIG. 75. — Types de mouvements entre deux surfaces articulaires : a) Déplacement d'une surface convexe sur une surface concave ; b) Déplacement d'une surface concave sur une surface convexe fixe. (D'après GRAY'S ANATOMY.)

articulaires. Ainsi les segments ne se déplacent pas autour d'axes mais autour de centres instantanés de rotation et le mouvement s'accompagne de rotations inévitables (fig. 74). Ces rotations tendent les éléments capsulo-ligamentaires et participent à la « position resserrée » de l'articulation.

Les trois mouvements fondamentaux des surfaces articulaires sont : le *pivotement*, le *roulement* et le *glissement* qui normalement se combinent. On observe également que le déplacement des segments osseux varie (fig. 75) :

— si la surface convexe est mobile, le roulement et le glissement sont opposés et le roulement déplace la surface articulaire en sens inverse de la diaphyse [35] ;

— si la surface concave est mobile, le roulement et le glissement ont la même direction et la surface articulaire et la diaphyse se déplacent dans le même sens.

Il faut noter que les déplacements simultanés en *pivotement*, *roulement* et *glissement* apportent plusieurs avantages fonctionnels que le rééducateur doit connaître pour faire une mobilisation correcte.

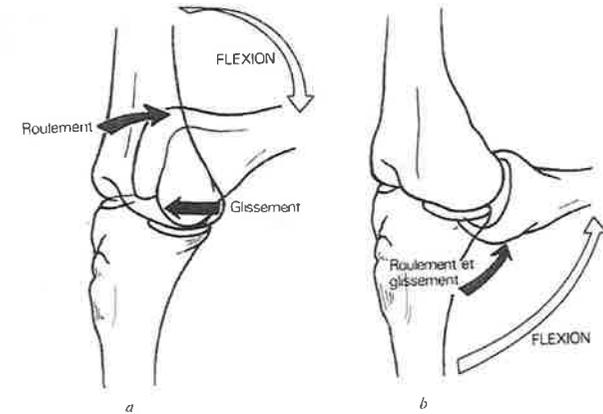


FIG. 76. — Mouvement combiné de roulement et glissement dans la flexion du genou. a) Tibia fixe ; b) Fémur fixe. (D'après GRAY'S ANATOMY.)

— Les trois mouvements fondamentaux se retrouvent dans la plupart des articulations.

— L'aire de contact entre les surfaces articulaires est peu importante et les déplacements fréquents permettent de diminuer l'usure du cartilage en déplaçant le point d'application des contraintes.

— La combinaison du roulement et du glissement permet une grande amplitude de mouvement (160° de flexion du genou) alors que s'il n'y avait qu'un seul de ces déplacements les surfaces articulaires devraient être beaucoup plus étendues pour une même amplitude (70° de mobilité de la tibio-tarsienne). Le rééducateur doit donc mobiliser les segments en combinant le roulement et le glissement.

— La mobilisation visant à augmenter l'amplitude articulaire est dirigée par le sens de déplacement du segment mobile. Au niveau du genou par exemple, la mobilisation en flexion avec le fémur mobile se fait en recherchant le glissement en avant des condyles sur les plateaux tibiaux. A l'inverse, si le tibia est mobile le glissement et le roulement se feront simultanément vers l'arrière (fig. 76).

— Le glissement se fait dans les positions articulaires non resserrées (*losse-packed*) : il exerce sur le cartilage moins de contrainte en compression que le roulement mais il étire les éléments capsulo-ligamentaires. Son application en début

de traitement doit être limitée si la synoviale et la capsule sont en voie de cicatrisation, à l'inverse il est utilisé au maximum pour récupérer les amplitudes articulaires après cicatrisation de ces tissus.

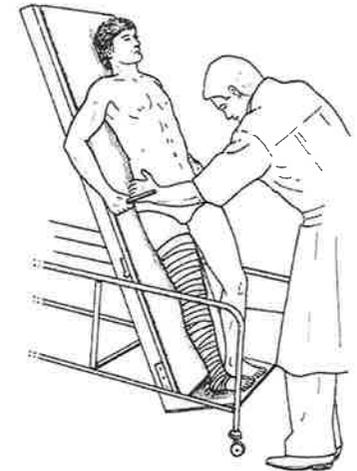
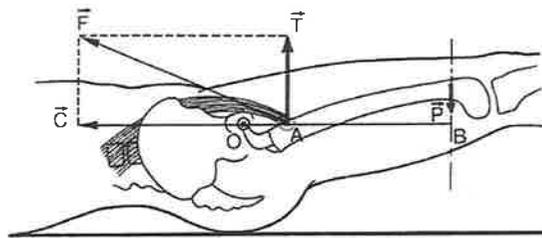


FIG. 77. — Entraînement au pas pelvien sur plan incliné.

### 7.2.2. Remplacement prothétique et mobilisation

Le traitement de certains fracas articulaires ou de certaines fractures chez les personnes âgées ne pouvant supporter un alitement prolongé nécessite la mise en place d'endoprothèses. La propriété de ces prothèses est de permettre une mobilisation fonctionnelle d'emblée mais l'ancrage de l'implant nécessite souvent de la prudence dans les manœuvres. La forme et les matériaux sont calculés en fonction des efforts qu'ils doivent subir surtout au niveau d'une articulation d'appui. A la hanche, par exemple, tous les modèles de prothèses sont semblables pour permettre l'appui lors de la marche. Nous pensons donc que tous les exercices de rééducation doivent se faire par réentraînement progressif de l'appui (voir chap. I



$$\begin{aligned} OA &\cong 8 \text{ cm} & OB &\cong 40 \text{ cm} & OB &\cong 5 \times OA \\ T &= P & T &= \text{Force de flexion} \\ OA \times T &= OB \times P & P &= \text{Poids du membre} \\ OA \times T &= 5 \times OA \times P \\ T &= 5 P \end{aligned}$$

FIG. 78. — Exemple de contraintes en cisaillement exercées sur l'implantation d'une prothèse de hanche lors d'une flexion.

## 8. CONCLUSION

L'absence de vascularisation propre dans le tissu cartilagineux le rend très vulnérable. La régénérescence est impossible, sa cicatrisation est déficiente.

Le rôle fondamental que joue ce tissu dans la mobilité des pièces entre elles et dans le déplacement de l'appareil locomoteur tient à ses qualités mécaniques. Ces dernières sont toujours plus ou moins altérées par le traumatisme.

§ 7) et en suivant les mouvements fondamentaux de progression vers l'avant : déplacement latéral du tronc pour l'appui monopodal et rotation du bassin sur le fémur (pas pelvien) (fig. 7). Ces exercices se font avec contrôle manuel et permettent d'éviter les contraintes en cisaillement que provoquent les mobilisations en décharge. La flexion de hanche en position horizontale par exemple met en jeu le poids du membre qui par son bras de levier très important sollicite la queue de la prothèse anormalement (fig. 78). Ces exercices de flexion ou d'abduction horizontale au lit sont à notre avis à éviter car néfastes à l'implantation de la prothèse [6]. Expérimentalement Rydell [28] a mesuré *in vivo* les contraintes que subit la tête fémorale. En décubitus dorsal et lors de la flexion active de la hanche, celles-ci sont considérables car elles sont supérieures aux valeurs du poids du membre.

Si la réduction parfaite des déplacements et la reconstitution anatomique des surfaces sont à la base du traitement des fractures articulaires, la décharge et la mobilité très précoces sont le fondement de leur rééducation. Les lésions du cartilage conjugal chez l'enfant posent des problèmes indépendants liés essentiellement aux perturbations tardives de la croissance.

## 9. APPENDICE : ÉLÉMENTS EMBRYOLOGIQUES ET PROPRIÉTÉS FONDAMENTALES

### 9.1. Embryologie

Le cartilage forme chez le fœtus la totalité du squelette et ceci de façon temporaire. Dès le cinquième jour, la différenciation cellulaire débute. Chez l'adulte, il recouvre seulement les extrémités osseuses et se situe au niveau des zones fertiles. Il s'agit d'un tissu conjonctif dont l'origine est le mésenchyme. Des cellules mésenchymateuses se réunissent en amas serrés, des fibrilles

péri-chondrale Juster [13] (fig. 79). Cette formation lamellaire préfigure la zone de jonction épiphyso-métaphysaire. Elle présente une zone de haute activité qu'il est utile de préserver. Elle participe à l'ossification et à la croissance en long et en large de l'os.

La croissance du cartilage se fait de façon double : à partir des éléments constituant une croissance interstitielle ou une croissance appositionnelle par apposition de nouvelles couches.

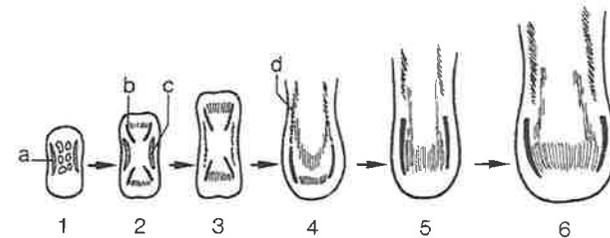


FIG. 79. — Evolution embryologique (d'après JUSTER, [13]). a) Membrane marginale calcifiée; b) Virole péri-chondrale; c) Os périostique; d) Lyse ostéoclasique.

de collagènes sont situés dans la substance intercellulaire. Les cellules élaborent la substance fondamentale et deviennent progressivement des chondrocytes ; les formations de cartilage commencent à se voir sur les embryons de 12 mm. Le mésenchyme voisin comprime la formation cartilagineuse et forme une enveloppe fibreuse, le péri-chondre. Au niveau des extrémités des ébauches de segments de membre et à partir du vingtième jour (*in utero*), se développe la virole

### 9.2. Histologie

Le cartilage est formé de cellules et d'une substance inter-cellulaire. Les cellules sont disposées en trois couches, une superficielle, une intermédiaire et une troisième basale ossificatrice. Les fibres collagènes séparent ces couches. Elles sont organisées de façon à s'adapter aux conditions mécaniques : la couche superficielle formée de cellules de petites dimensions s'adapte au

glissement et à la répartition des charges. Les couches plus profondes s'adaptent aux contraintes en entraînant une horizontalisation des fibres, dont la disposition est auréolaire (fig. 80).

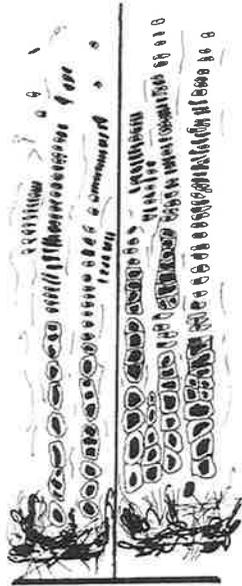


FIG. 80. — Cartilage hyalin (différentes couches sériées).

9.2.1. **Le cartilage hyalin** ou transparent, en fait radio-transparent. Ce tissu est blanc-bleuâtre et recouvre les surfaces articulaires des os, les cartilages costaux et les cartilages du nez, du larynx et de la trachée ; les cellules sont appelées chondrocytes et occupent de petites logettes, les chondroplastes. Mononuclée, cette cellule est sphérique.

La substance intercellulaire est homogène et contient des quantités d'éléments inter-cellulaires. La nutrition du cartilage se fait par imbibition grâce au liquide synovial dont les mouvements dans le cartilage sont facilités par la mobilité articulaire, la sollicitation mécanique, et la nature même du tissu cartilagineux.

9.2.2. **Le cartilage élastique** : de couleur jaunâtre, ce tissu est retrouvé au niveau du conduit auditif externe, au niveau de l'épiglotte et au niveau du cartilage du larynx, c'est-à-dire à chaque fois où une flexibilité est nécessaire. La couleur est liée à la prépondérance des fibres élastiques. Les différences qui le distinguent du tissu hyalin sont histologiques et mécaniques. Les cellules du cartilage élastique sont moins riches en graisses et en glycogène que celles du tissu hyalin. La substance inter-cellulaire est marquée par la fréquence des fibres élastiques. Le tissu est, sur le plan mécanique, moins résistant et plus élastique (fig. 81).

9.2.3. **Le fibro-cartilage** : le tissu doit sa différenciation à son adaptation spécifique. En effet, il est plus résistant et plus rigide que les deux premiers. Il est retrouvé au niveau du disque

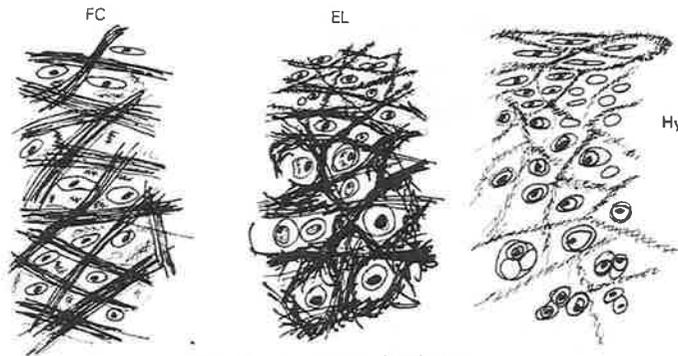


FIG. 81. — Structure histologique. Fibro-cartilage (FC), cartilage élastique (EL), cartilage Hyalin (Hy).

intervertébral, au niveau des ménisques intra-articulaires (genou, articulation acromio-claviculaire). Il s'agit d'une formation qui est toujours liée à la capsule et n'existant jamais isolément, elle est en continuité avec le cartilage hyalin (ligament annulaire du coude). Ce tissu est constitué de tissu collagène dense. De plus, le fibrocartilage est dépourvu de périchondre. Le développement est analogue à celui du tissu conjonctif ordinaire (fig. 81).

### 9.3. Composition chimique du cartilage

La composition du cartilage est essentiellement hydrique. La substance minérale et organique sont les constituants essentiels. La substance minérale est formée de Ca.

La matrice organique est formée de collagène (50 % du poids sec du cartilage), de lipides (1 % du poids sec), de glucosaminoglycans et de glycoprotéines (fig. 82).

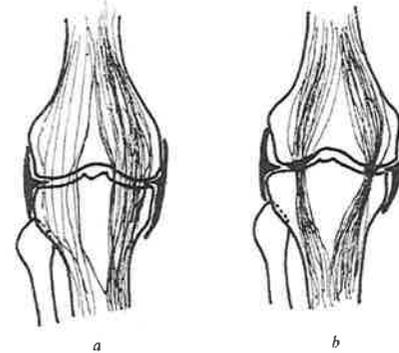


FIG. 82. — Concentrations des contraintes. a) Transmission normale ; b) Incongruence ou marche d'escaliers.

9.3.1. **Le collagène** : formé de trois chaînes, le poids moléculaire de 300 000 (P de la chaîne 100 000). Un agencement régulier est retrouvé ; il comprend 30 % de glycine et 25 % de proline ou d'hydroxyproline et 12 % d'alanine — l'unité régulière étant (Gly — Pro — X).

La configuration de chaque chaîne est lubricoxale. Dans la fibre de collagène, le tropocollagène existe en cinq exemplaires décalés du quart

de la longueur. Les fibres sont formées de 100 microfibrilles parallèles disposées en treillis tétra-gonal régulier (la dimension est de cent vingt manomètres). D'autres constituants sont retrouvés dans le cartilage : l'acide hyaluronique, les protéoglycans.

9.3.2. **Les protéoglycans** sont formés des chaînes comprenant la chondroïtine sulfate et keratane sulfate. La dimension de la chaîne est de 4 000 Å.

9.3.3. **Le liquide synovial** : il est retrouvé dans toutes les articulations mobiles. De couleur claire, jaune citron, le liquide synovial est visqueux, son poids spécifique est de 1010 et son pH varie de 7.2 à 7.5. La composition du liquide synovial comprend des protéines (20 g/litre), des électrolytes, et surtout de l'acide hyaluronique. Tous les constituants du plasma y sont normalement retrouvés sauf le fibrinogène. Il s'agit donc d'un filtrat plasmatique. Le liquide synovial est bon conducteur de la chaleur.

9.3.4. **La biosynthèse** : celle-ci se fait en deux phases, une dans la cellule, l'autre en dehors d'elle. La première est appelée *phase intra-cellulaire* : elle se passe dans le fibroblaste et le chondroblaste et ressemble à la réaction de synthèse réalisée dans l'ostéoblaste. Cette phase consiste en une hydroxylation peptidique suivie d'un assemblage des chaînes. La deuxième phase ou *phase extra-cellulaire* aboutit à la formation du collagène ; celle-ci se fait grâce à l'action enzymatique de la lysyl-oxylase.

### 9.4. Croissance

Elle se fait dès la conception ; le rapport de cette évolution est à la naissance de 5 000 (la taille d'un nouveau-né est de 50 cm environ). Ce rapport est de 3 entre l'âge zéro et vingt-cinq ans. Ainsi, par exemple, tibia et fémur mesurent respectivement chez le nourrisson 14 cm et 11 cm en moyenne. A l'âge adulte, la mensuration moyenne retrouve 42 cm pour le fémur et 33 cm pour le tibia. Les variations individuelles dépendent du morphotype, du sexe et des conditions de l'évolution. La croissance des os longs se fait grâce au cartilage de conjugaison qui est un cartilage hyalin habituel doué, grâce à sa position et à sa vascularisation, d'une activité ostogénique puissante. Le périoste intervient dans cette croissance. Les vertèbres croissent