

CENTRALE LYON
ENISE

Tissus osseux



SOMMAIRE

1.

Anatomie

2.

Architecture du tissu
osseux

3.

Modélisation

4.

Ossification et
remodelage

1.

Anatomie

Anatomie fonctionnelle

Squelette

Musculo-squelettique : Muscle + squelette

Squelette

- **Os** : 206 os, classés en longs (fémur), plats (omoplate), courts (vertèbres)
- **Articulations** :
 - Synoviales (genou, hanche) : permettent des mouvements amples
 - Fibreuses (sutures crâniennes) : peu mobiles
- **Fonctions** : Support, protection, levier pour les muscles
 - Fonction de soutien
 - Fonction de protection des organes
 - Fonction de mouvement
 - Fonction de stockage des minéraux
 - Fonction de formation des globules rouges



[Madeleine Larochele]



[Madeleine Larochele]



[Madeleine Larochele]



[Madeleine Larochele]

Anatomie fonctionnelle

Fonctions des os

Fonction mécanique

Un des tissus les plus résistants de l'organisme
Capable de supporter des contraintes mécaniques élevées
→ Soutien du corps, protection des organes

Fonction métabolique

Tissu dynamique, constamment **remodelé** sous l'effet pressions mécaniques → Libération ou stockage sels minéraux
→ Contrôle du métabolisme phosphocalcique

Fonction hématopoïétique

Présence de moelle hématopoïétique dans partie médullaire de l'os (cellules souches)
→ Possibilité de différenciations des cellules multipotentes

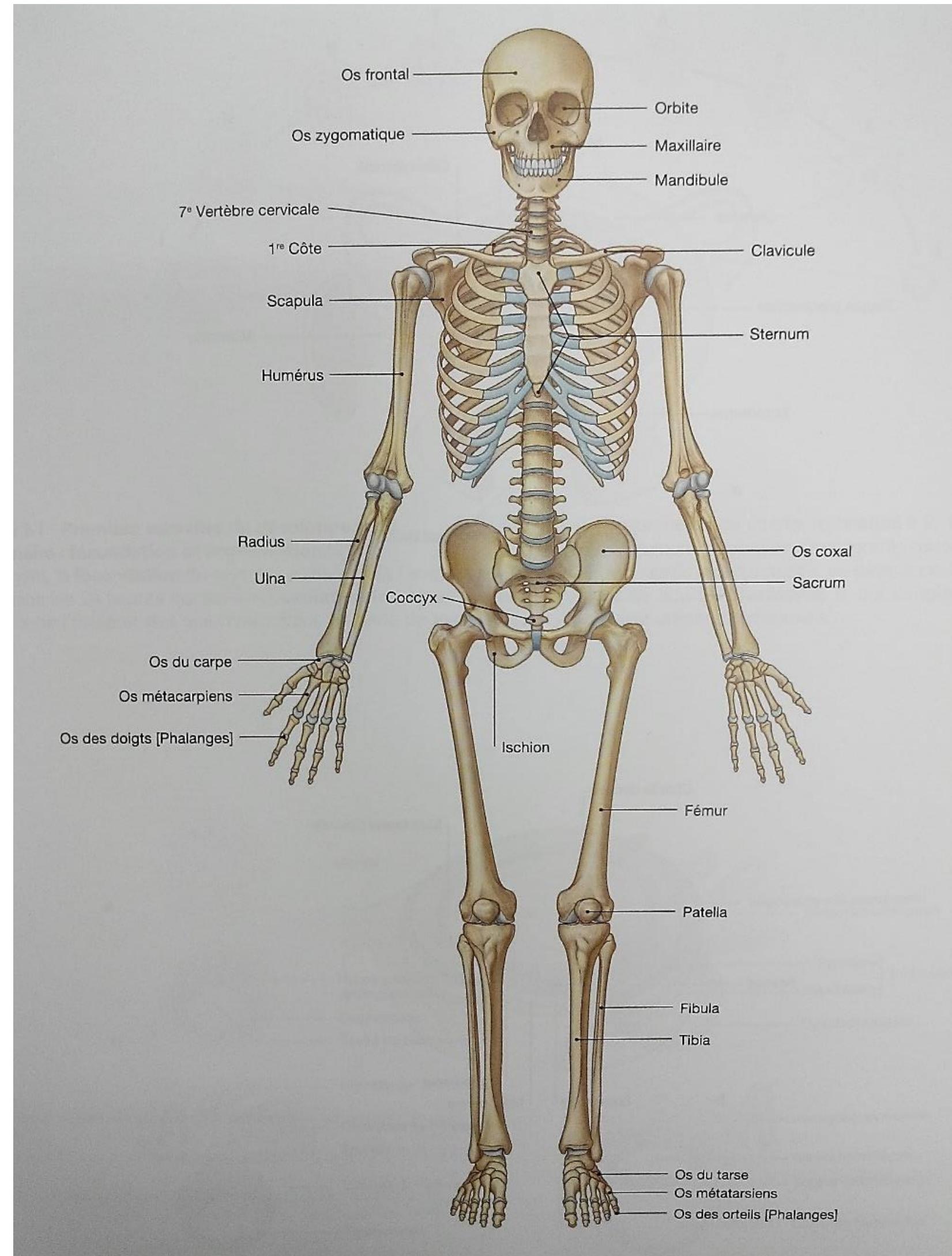
Anatomie fonctionnelle

LE LYON

Classification des os

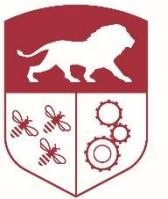
7 types d'os (fonction de la forme et de la structure)

- Os longs
- Os courts
- Os plats
- Os pneumatisés
- Os irréguliers
- Os sésamoïdes
- Os accessoires



Anatomie fonctionnelle

Les os



CENTRALE LYON
ENISE

Os longs

Os tubulaires des membres (fémur, humérus)
Résistent aux charges de flexion / compression

Os courts

Os du carpe et du tarse
Support et mobilité limitée

Os sésamoïdes

Intercalés dans les tendons (ex. patella, os pisiforme)

Os plats

Ceux de la cage thoracique (côtes, sternum), os du crâne, scapula
Protection et insertion musculaire

Os pneumatisés

Os frontal, maxillaire, os temporal

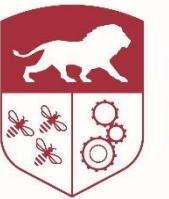
Os irréguliers

Ne peuvent être rangés avec les autres (ex. vertèbres)

Os accessoires

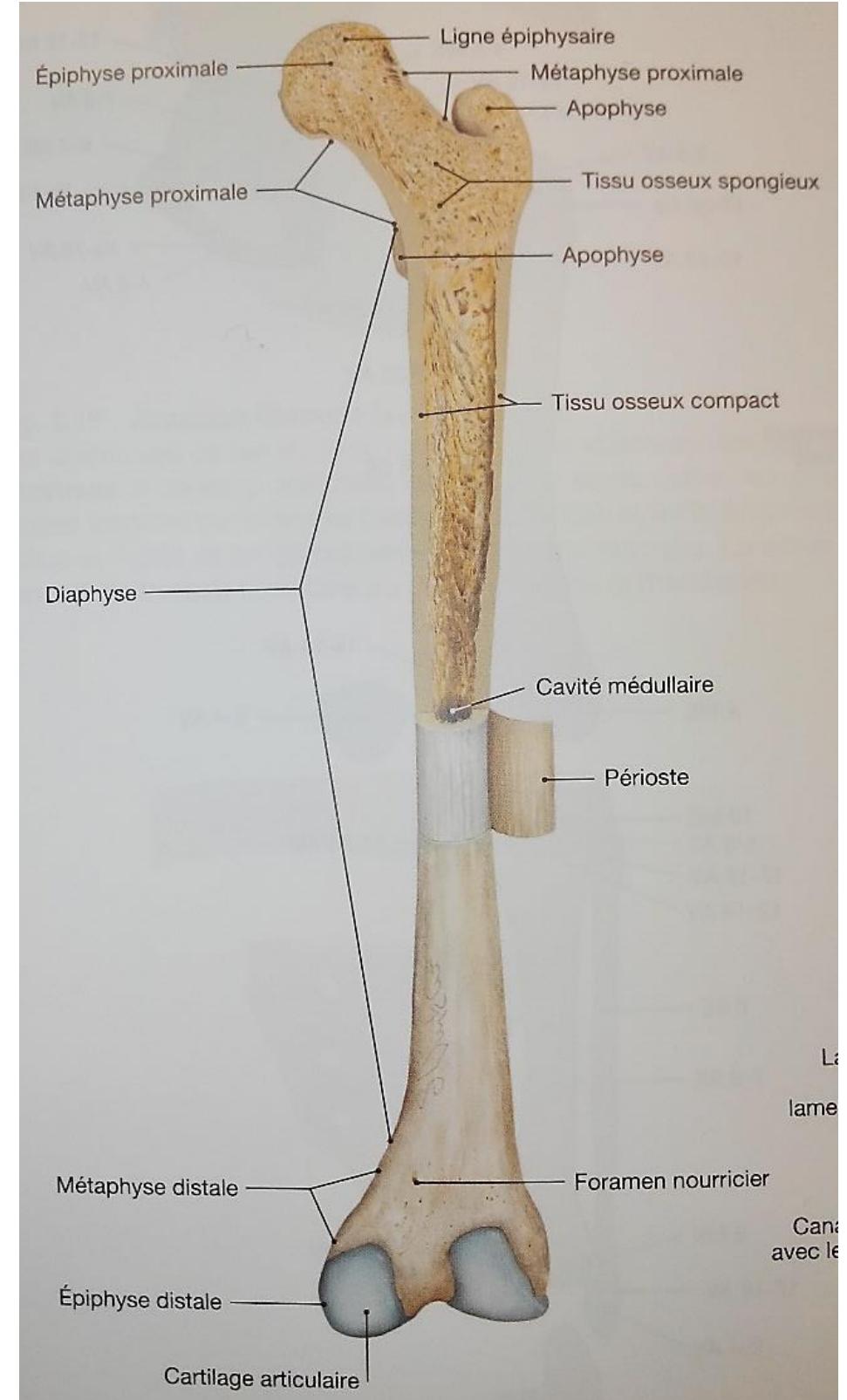
Non présents chez tous les vertébrés (ex. côtes cervicales, os des sutures)

Classification des os



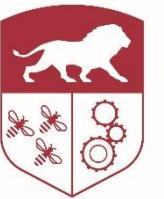
Os longs

- Plus longs que larges
- 1 corps + 2 extrémités
- Constitution : surtout os compact
- Os des membres (sauf poignets et chevilles)
Fémur, fibula, ulna, cubitus, humerus, etc.



Os long [Sobotta, Lavoisier]

Classification des os

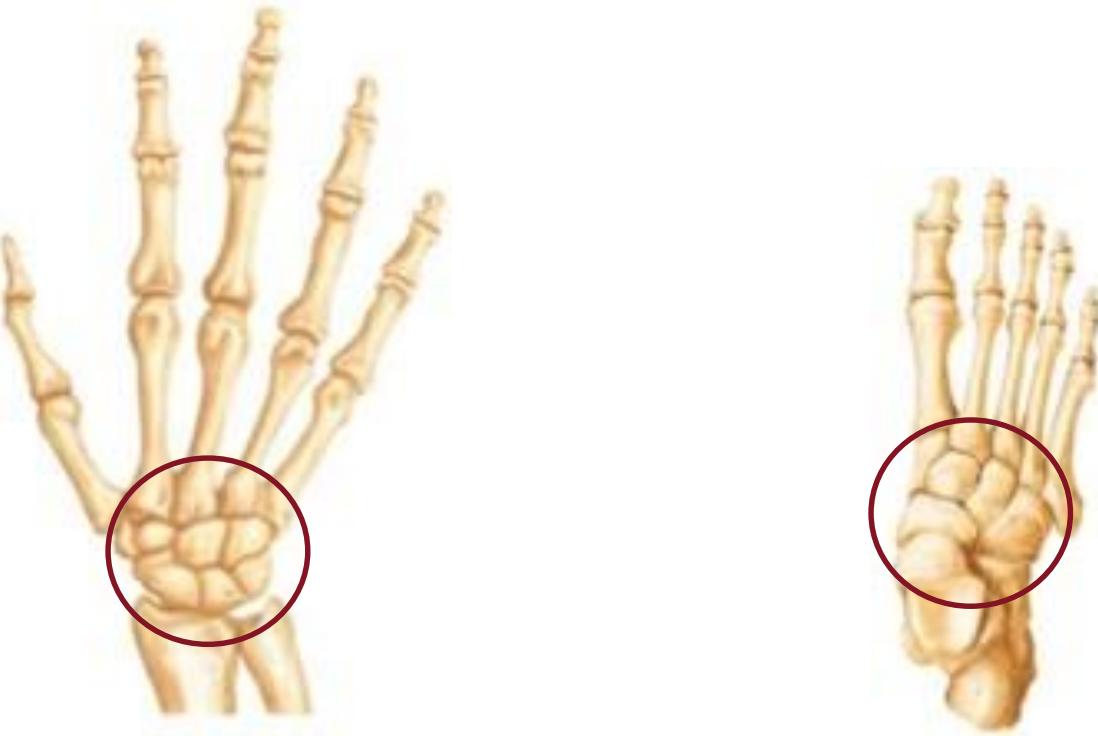


CENTRALE LYON
ENISE

Os courts

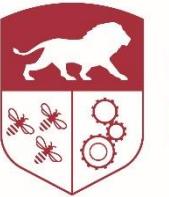
- +/- cubiques
- Constitution : surtout os spongieux

Ex : os sésamoïde (*rotule*), Os des poignets et chevilles



Os courts, main et pied [Sobotta, Lavoisier]

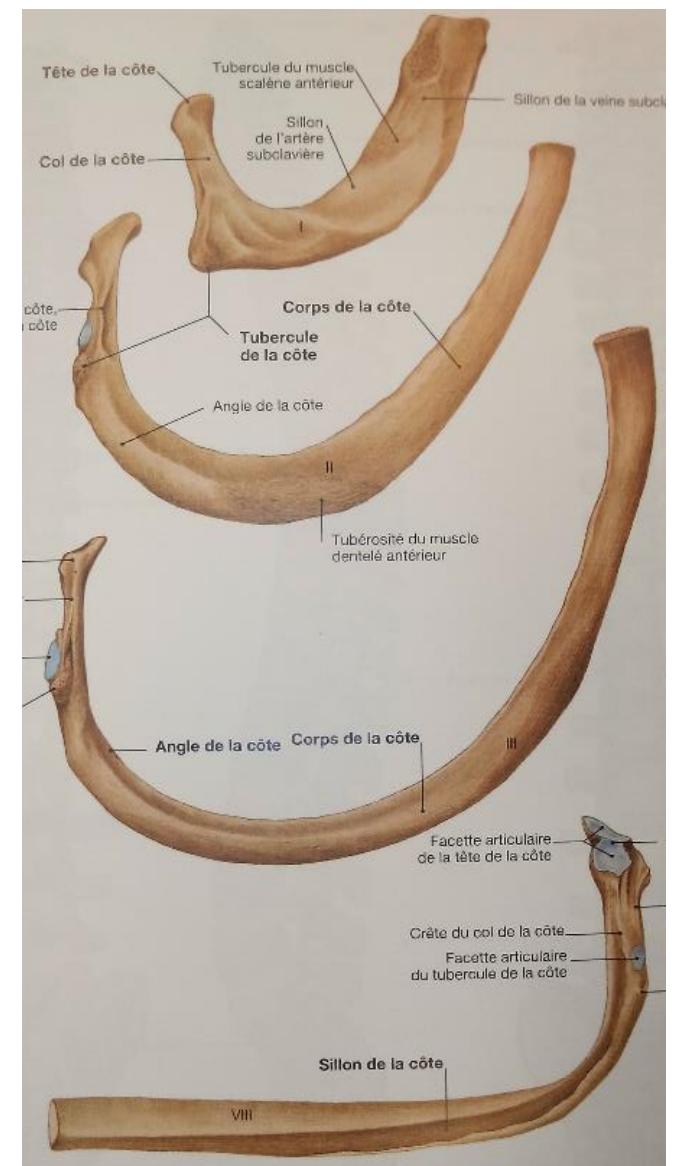
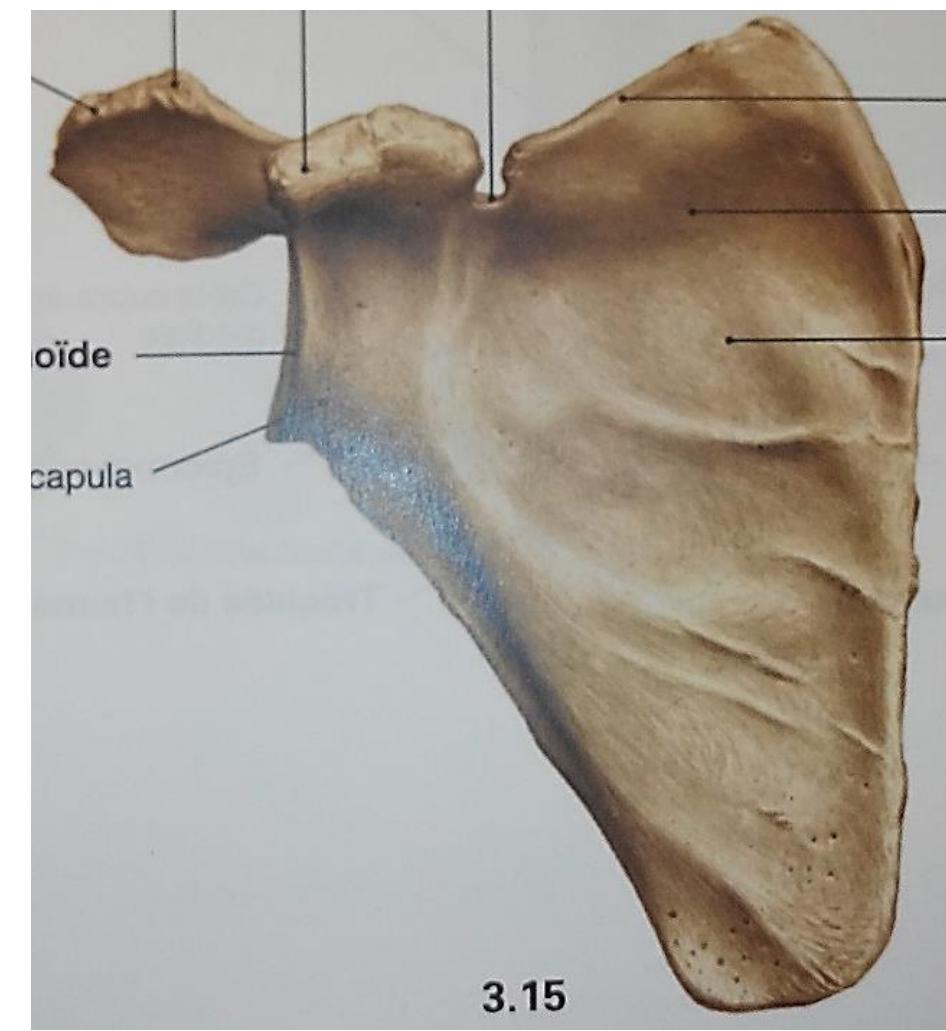
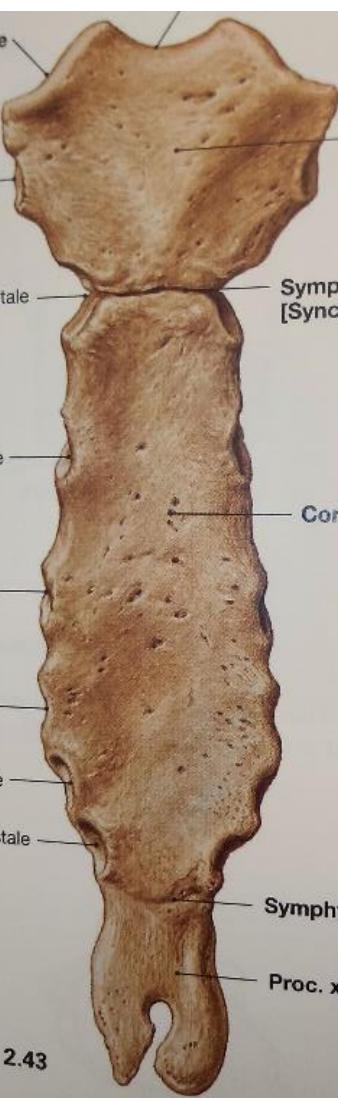
Classification des os



CENTRALE LYON
ENISE

Os plats

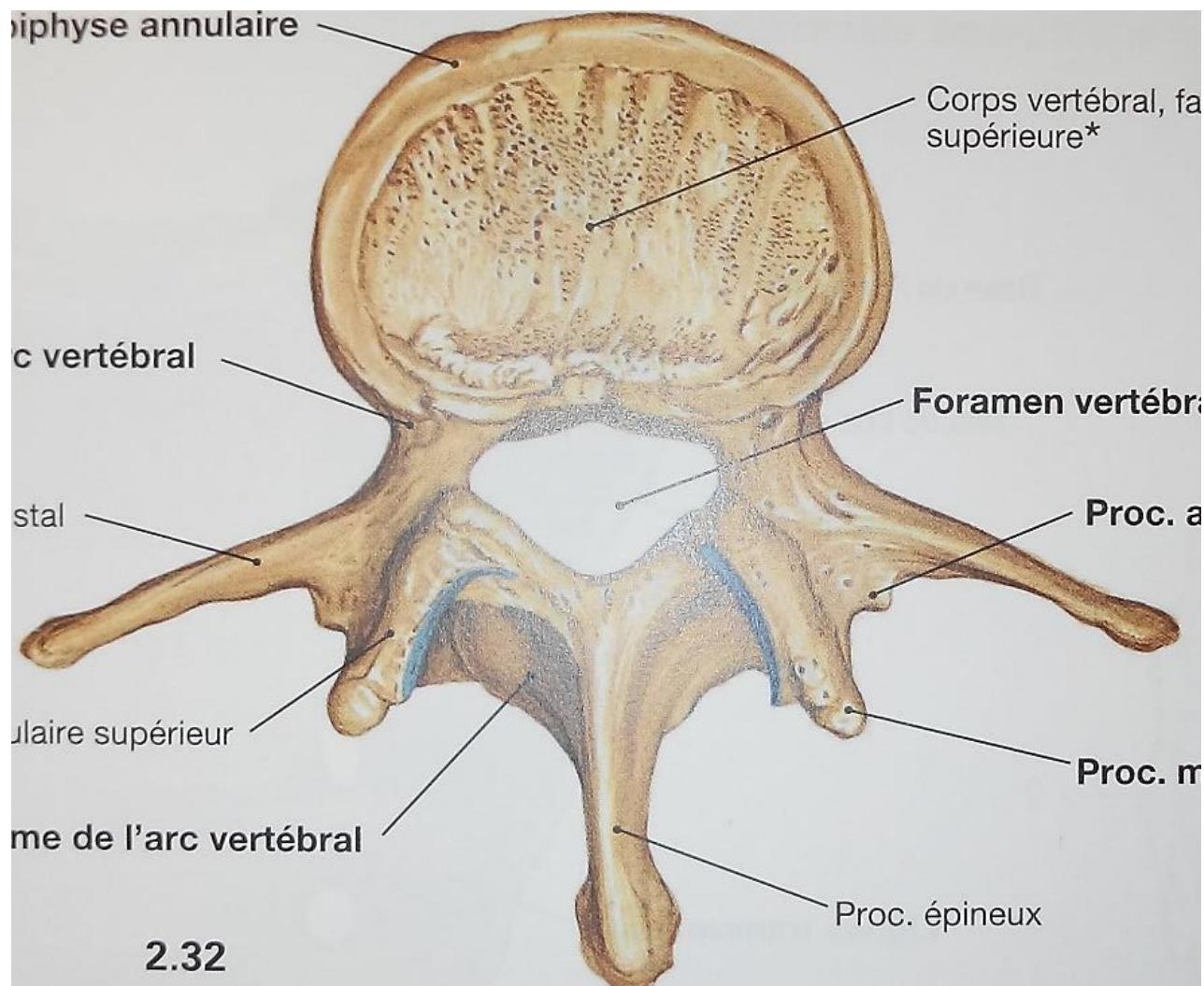
- Minces, aplatis et en général légèrement courbés
- Constitution : os spongieux entre 2 couches d'os compact
Ex : Sternum, côtes, os du crâne, scalupa



Classification des os

Os irréguliers

- « Ceux qui restent »
- Vertèbres, os iliaque



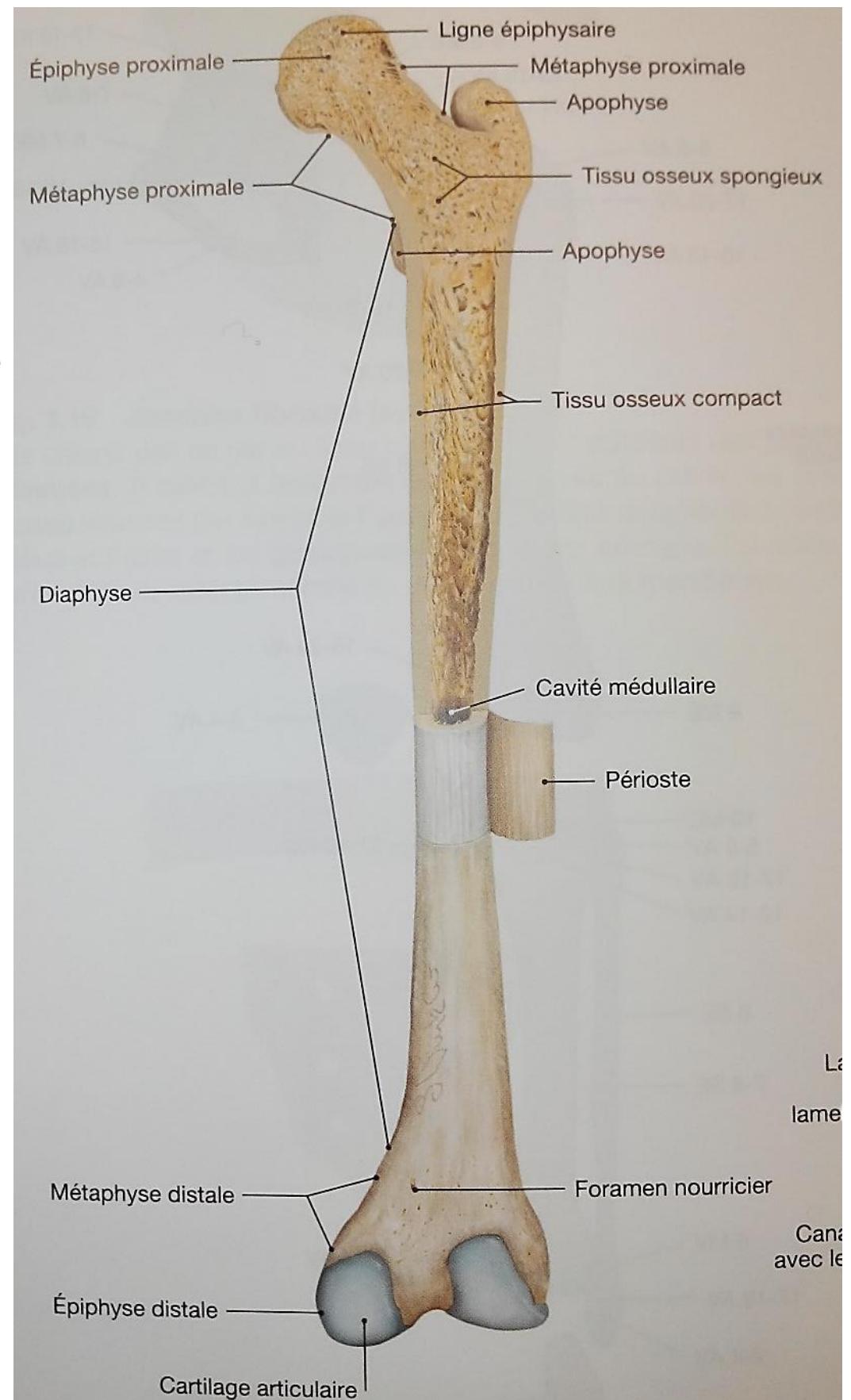
Vertèbre [Sobotta, Lavoisier]

Anatomie fonctionnelle

Structure des os

2 types de tissu osseux constitués d'éléments minéraux organiques

- **Os compact ou cortical** situé à la périphérie de l'os
- **Os spongieux ou trabéculaire** formé de fins filaments (travées osseuses trabécules) ou de cavités remplie de moelle



[Sobotta, Lavoisier]

2.

Architecture du tissu osseux



2.1.

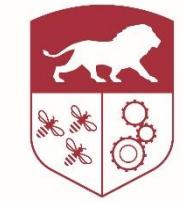
Composition chimique et histologie

Composition chimique

Matière osseuse → **multiphasique** ie. contient des composantes **organiques** et **inorganiques**

Un tiers de la masse osseuse est de l'eau, le reste substances minérales (phosphates, carbonate de calcium) + protéine (collagène)

Composition chimique



Composante organique

- Principalement (90-95 %) des **fibrilles de collagène** → constituent un treillis (matrice de collagène) servant pour le dépôt de cristaux osseux
- Substance fondamentale : **cellules** (ostéoblastes, ostéocytes, ostéoclastes)
- Donne à l'os sa trame rigide et sa forme

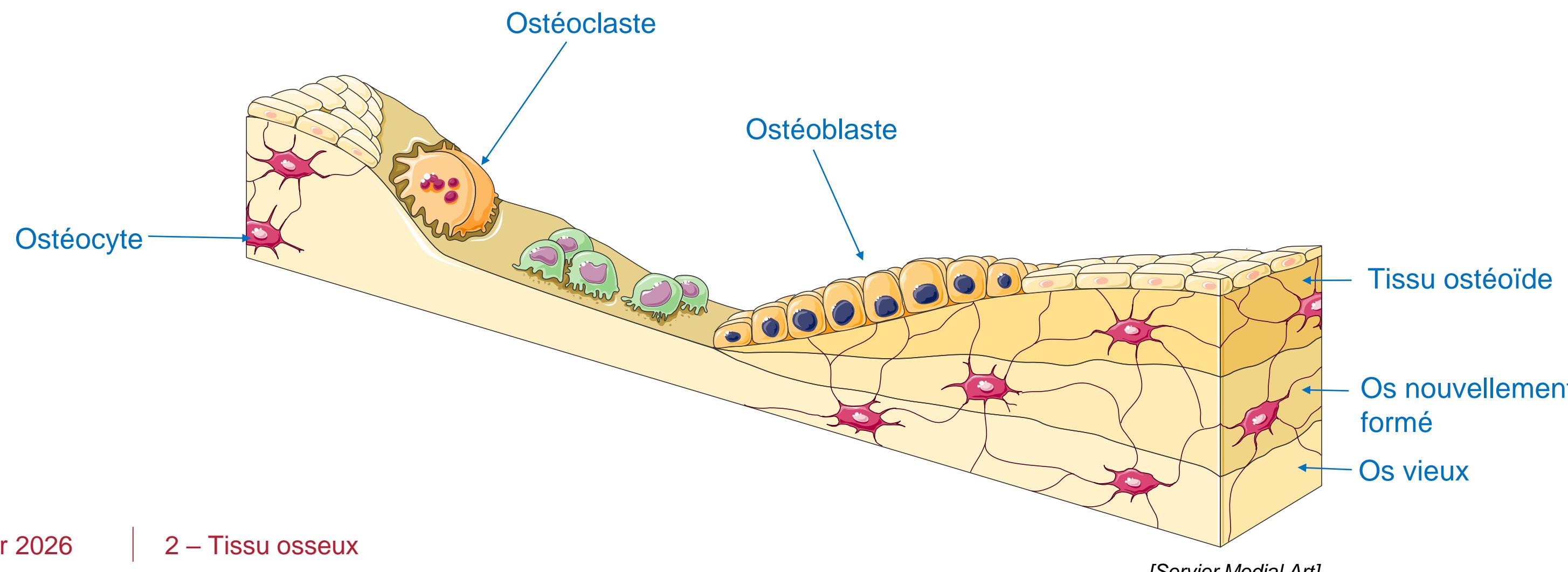
Composante inorganique (ou minérale)

- Constituée de sels minéraux complexes (cristaux d'hapatite – HAP – composés de phosphates et de calcium)
- Donne à l'os sa dureté et sa solidité

Histologie de l'os

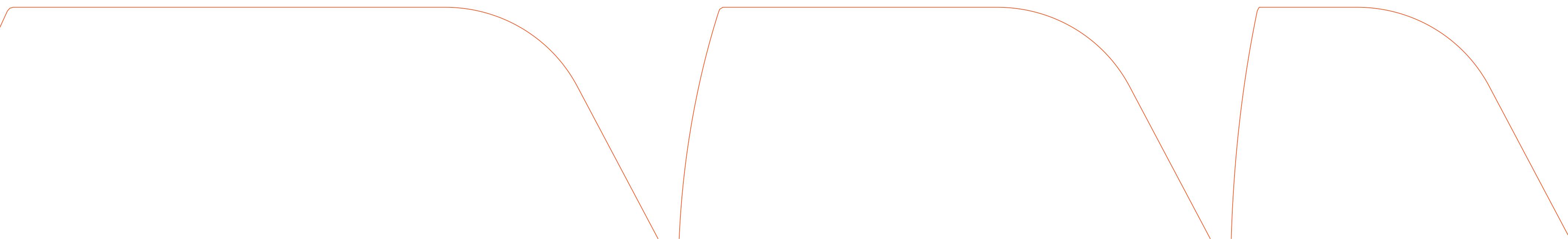
Les cellules osseuses : cellules conjonctives qui se différencient au cours de l'ossification.

- **Ostéoblaste** : cellule monoculée (20 – 30 µm de diamètre) localisée en surface.
 - Fonction : élaboration trame protéique (intense lors réparation fracture)
- **Ostéocyte** : cellule ellipsoïdale, provenant de la maturation des ostéoblastes
 - Fonction : régulation des échanges et maintien de l'équilibre phospho-calcique
- **OstéoclaSTE** : cellule polynucléée variable (20 – 100 µm de diamètre)
Fonction : agent actif de la résorption osseuse (os calcifié et non calcifié – tissu ostéoïde)

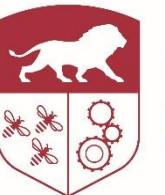


2.2.

Os compact

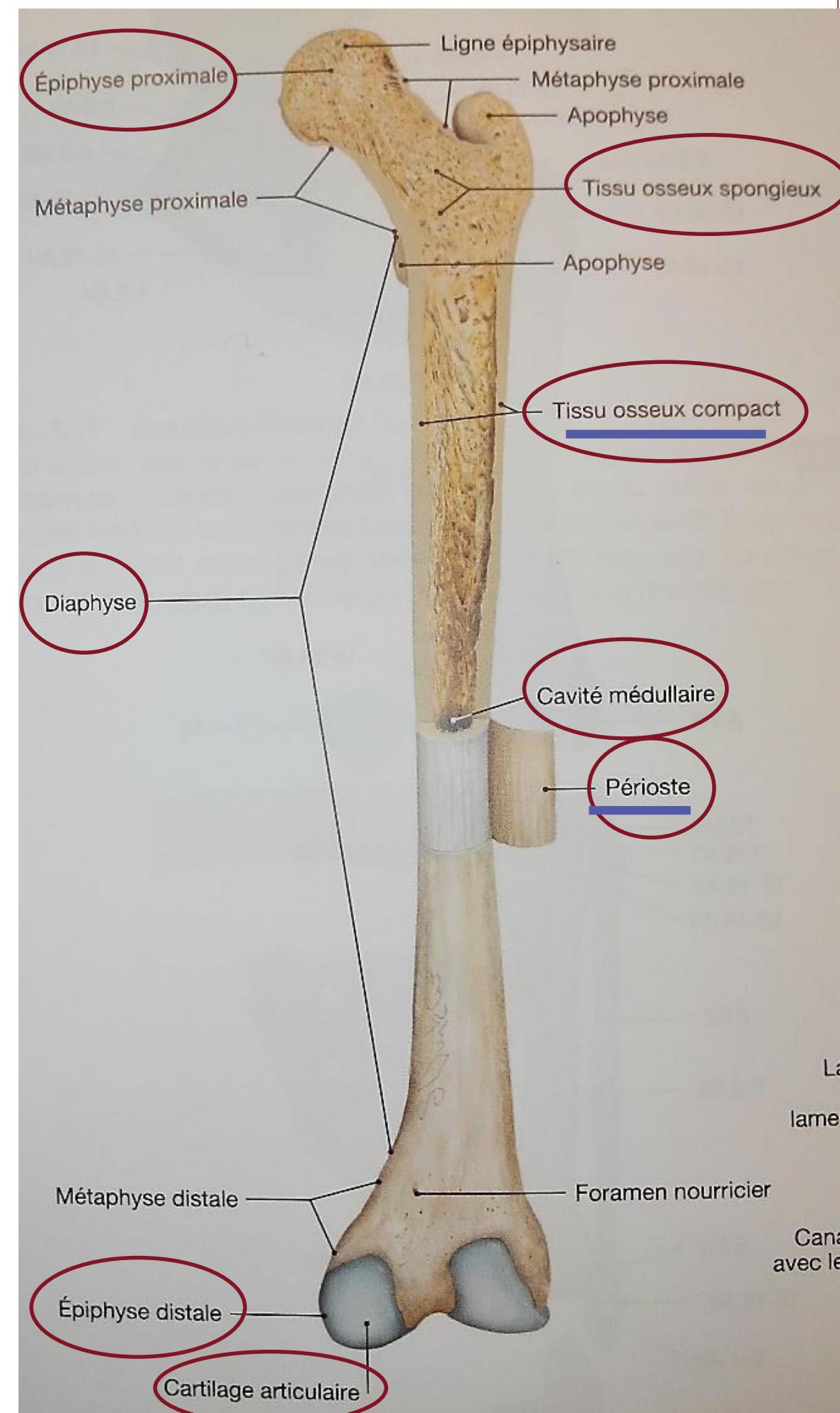


Architecture de l'os compact



Rappels anatomiques

- Cartilage-épiphysé (tête de l'os)-diaphysé (corps de l'os)
- Périoste (croissance en diamètre)
- Tissu compact ('os dur')
- Tissu spongieux
- Cavité médullaire (seulement os long)



Architecture de l'os compact

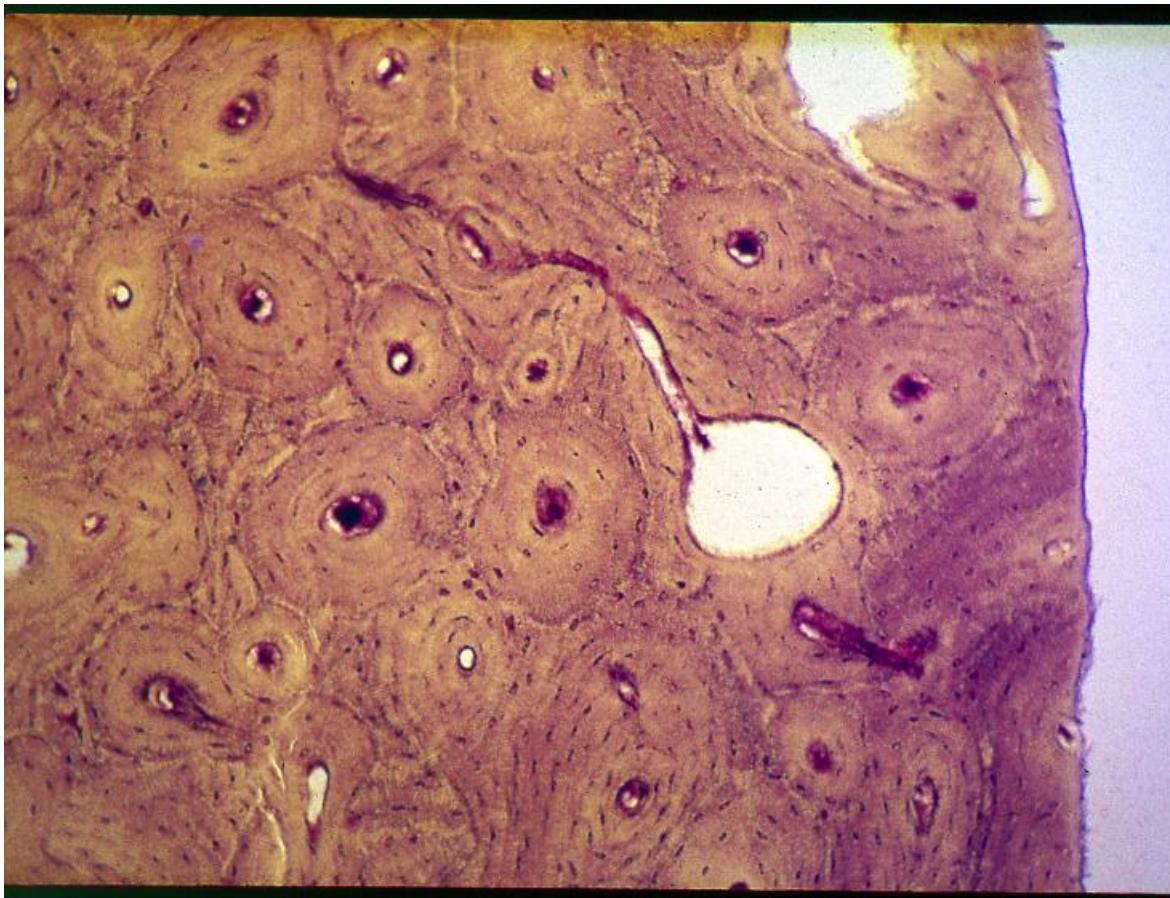
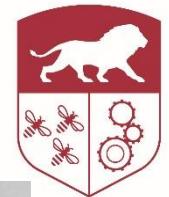
3 types de structures :

- **Os tissé** : présent dans l'os cortical et spongieux des jeunes et adultes après fractures osseuses. Abs os tissé après 14-16 ans.
Lien entre substances minérales et protéiniques (collagène)
- **Os haversien** : Canaux de havers (50 – 60 µm). Canaux nourriciers. Tissu osseux disposé autour en fines lamelles concentriques (ostéons) présentant entre elles des petites cavités de résorption (lacunes) contenant chacune un ostéocyte.

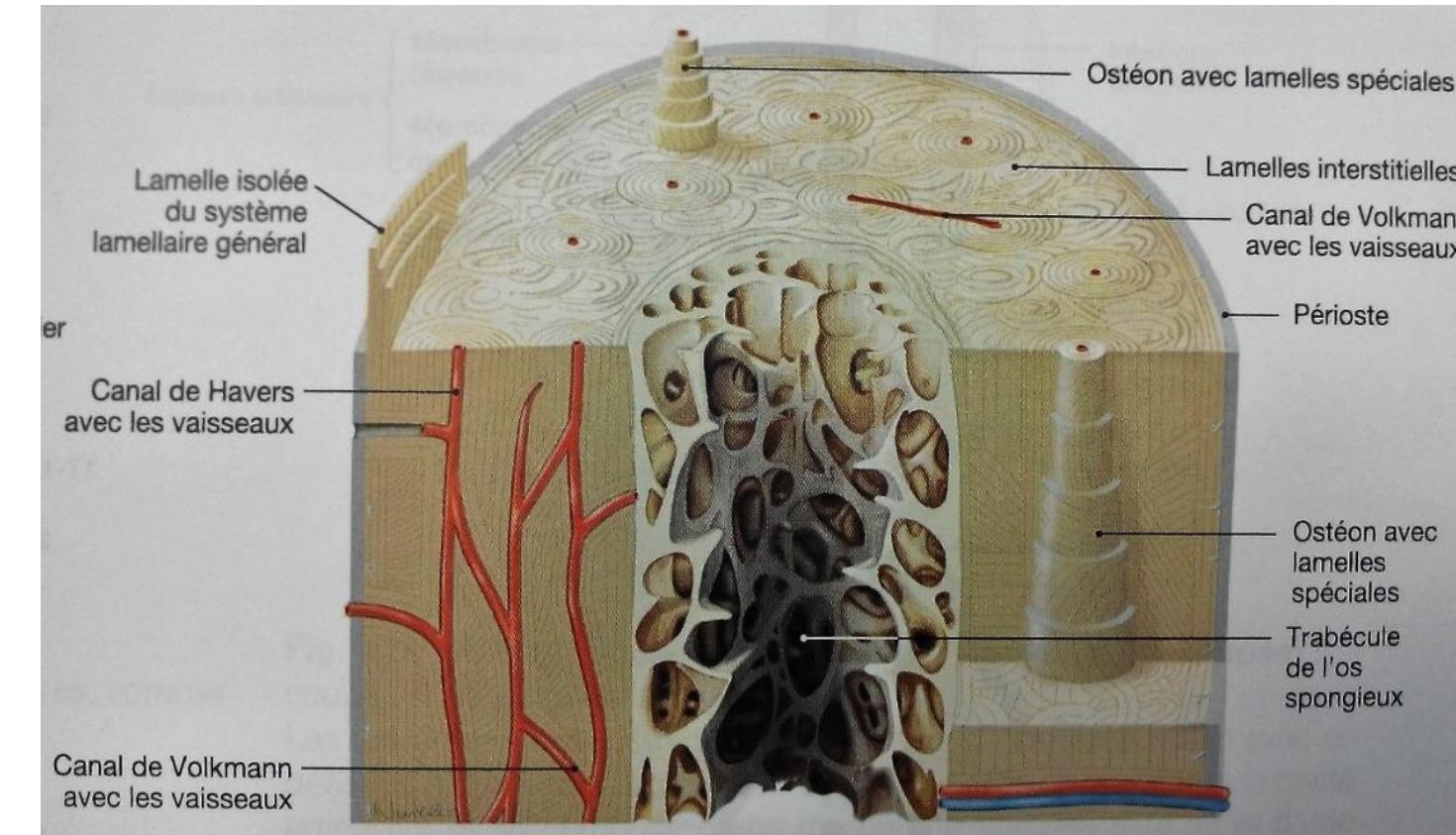
→ **Système de Havers** : élément de base du tissus compact

- **Structure lamellaire** : remplace l'os tissé pendant la maturation

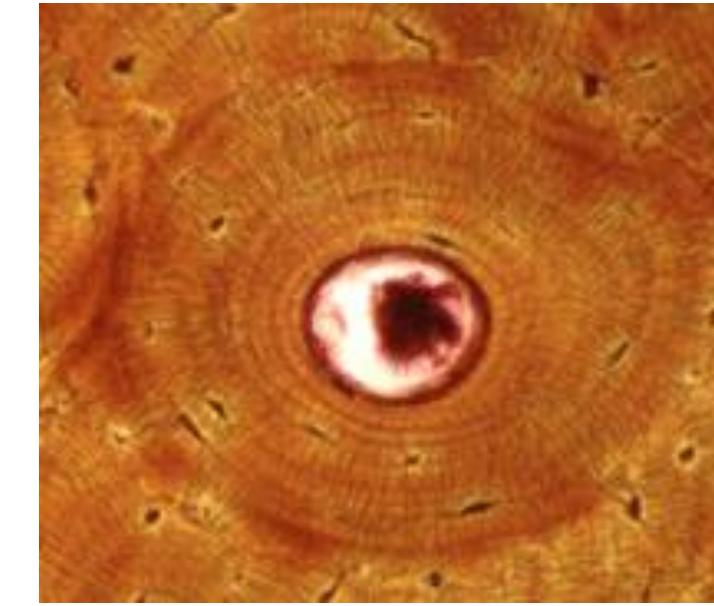
Architecture de l'os compact



Système haversien ~ mm [alain.lhermite.pagesperso-orange.fr]



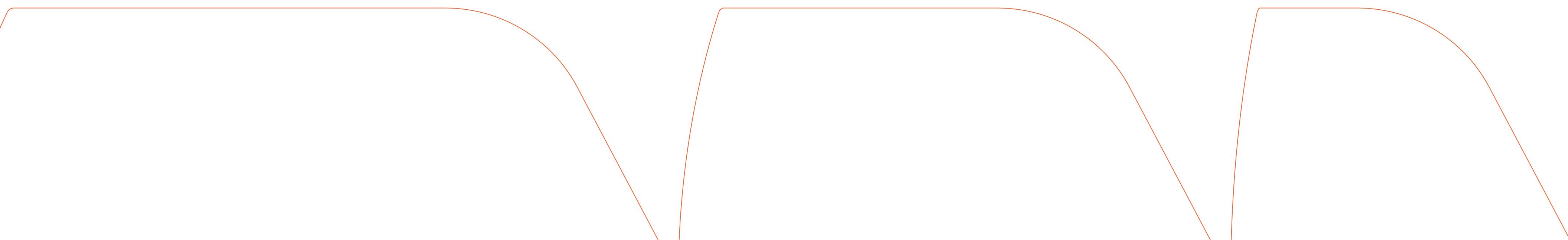
[Sobotta, Lavoisier]



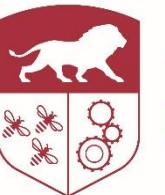
Ostéon ~10-500 µm [unifr.ch]

2.4.

Os spongieux

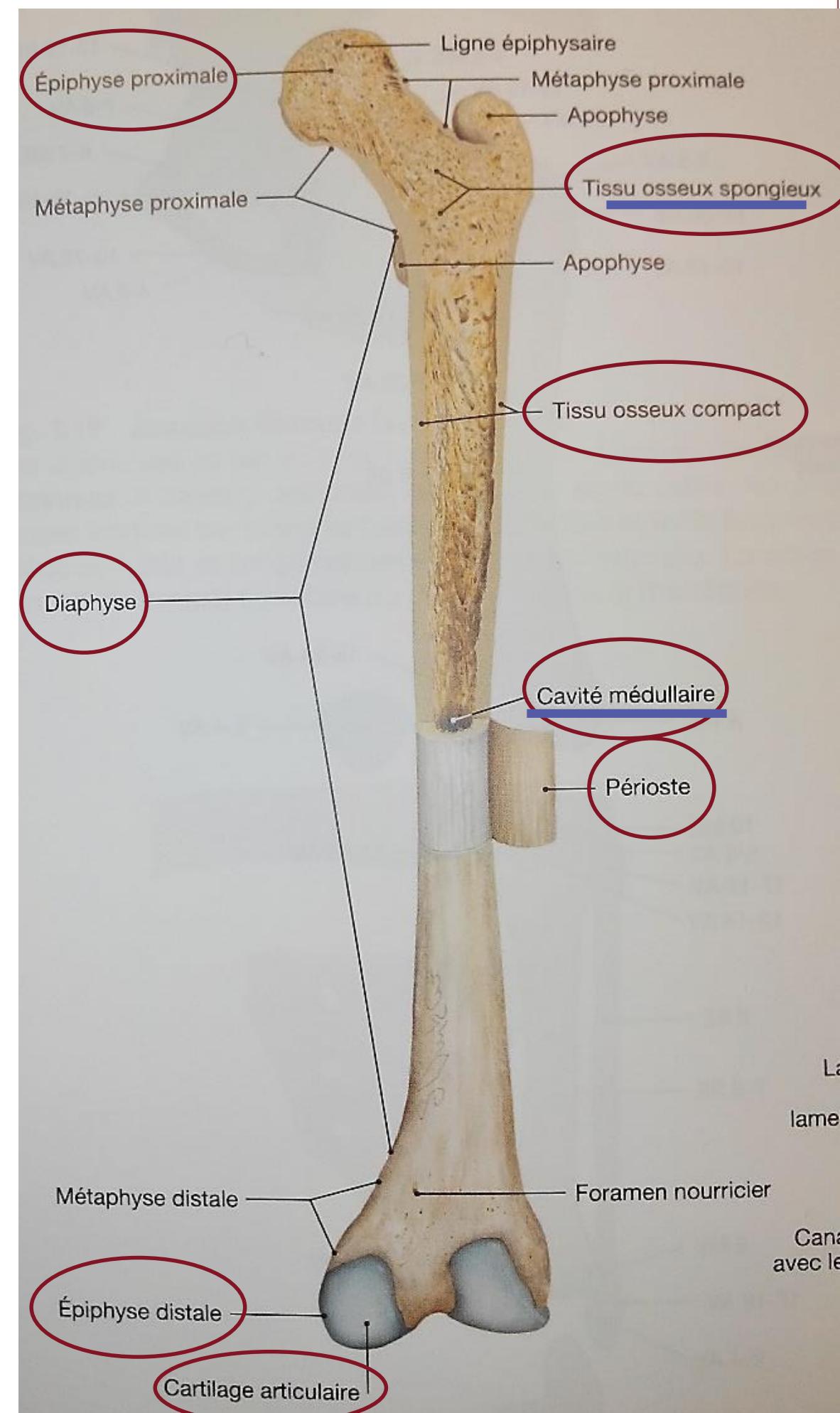


Architecture de l'os compact



Rappels anatomiques

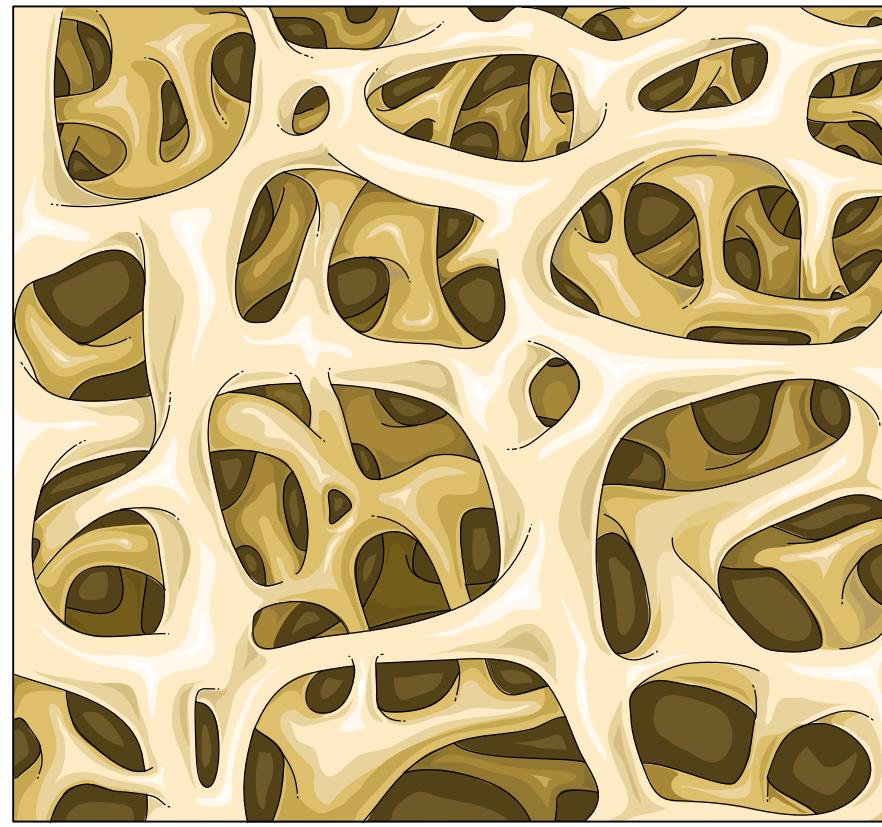
- Cartilage-épiphysé (tête de l'os)-diaphysé (corps de l'os)
- Périoste (croissance en diamètre)
- Tissu compact ('os dur')
- Tissu spongieux
- Cavité médullaire (seulement os long)



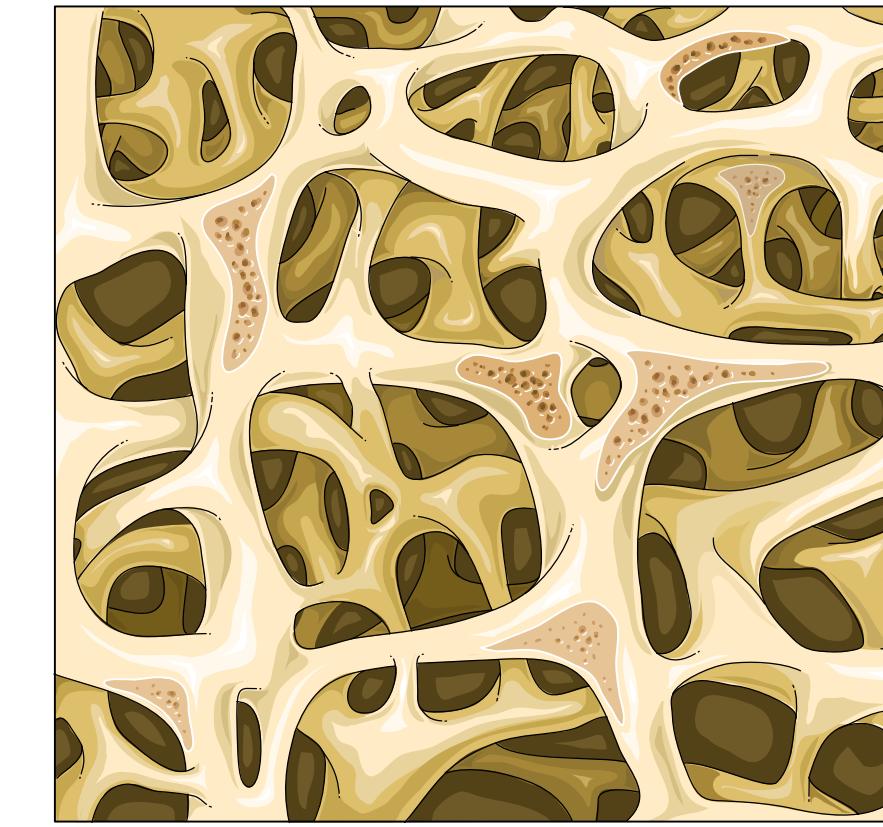
[Sobotta, Lavoisier]

Architecture de l'os spongieux

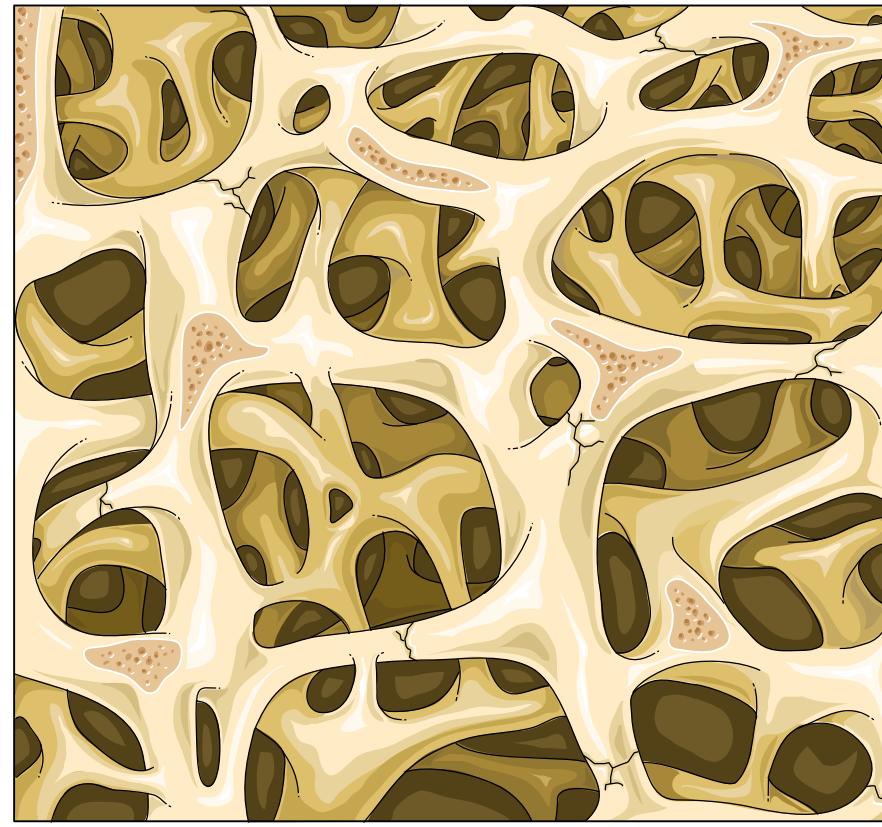
Os trabéculaire normal



Os trabéculaire avec zones de résorption



Os trabéculaire avec microcracks



Os trabéculaire ostéoporotique

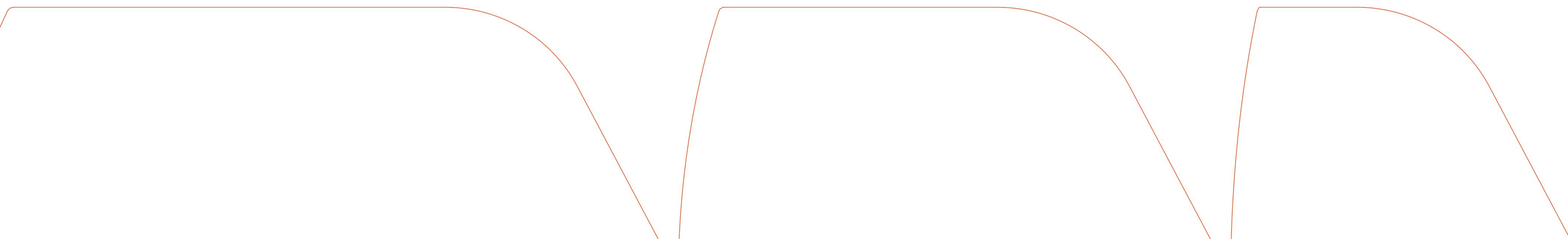


[Servier Medical Art]

2.5.

Modélisation

Os compact et Os spongieux



Modélisation

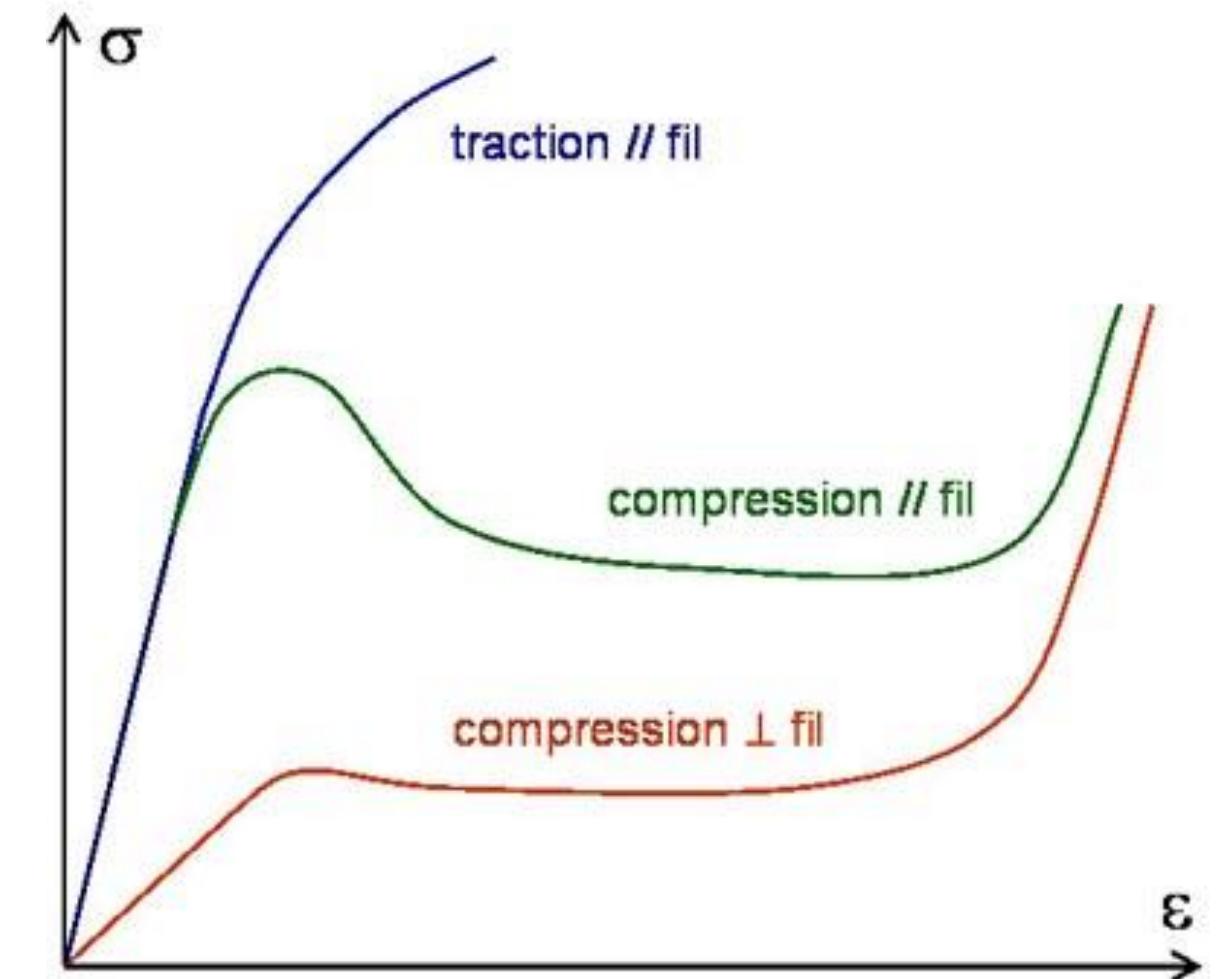
Os compact

- Os cortical apparaît comme constitué d'un **treillis d'ostéons** (fibrille collagènes) et d'une **matrice de substance calcifiée** (hydroxyapatite)
- Rôle : résistance aux **charges de compression et flexion**
- Densité ~ 2, (porosité < 10 %)
- Tests mécaniques (1^{ère} approximation) **symétrie à isotropie transverse**
 - Ex fémur : $E_{\text{longi}} = 17\,000 \text{ MPa}$, $E_{\text{radial}} = E_{\text{tang}} = 11\,500 \text{ MPa}$
- Contrainte à rupture en compression plus grande qu'en traction
- Analogie **os cortical / béton armé**
 - Apatite joue le rôle des cailloux → Assure la résistance en compression
 - Collagène joue le rôle des ferraillages → Assure la résistance en traction

Modélisation

Os spongieux

- Os spongieux (ou trabéculaire ou alvéolaire) est une **structure poreuse** remplie de **liquide médullaire visqueux** → Rôle d'amortisseur
- Densité ~0,5 (porosité 50-90 %), situé aux extrémités des os
- Rôle : **Amortisseur des chocs** et transfert des charges vers l'os cortical
- Tests mécanique (1^{ère} approximation) **symétrie orthotrope**
 - Ex fémur : $330 \text{ MPa} < E_{\text{longi}} < 540 \text{ MPa}$, $180 \text{ MPa} < E_{\text{autres}} < 360 \text{ MPa}$
- Comportement d'un **matériau cellulaire**



Comportements matériaux cellulaires
[mecaweb.free.fr]

Modélisation

Os spongieux

Constitution : fines lamelles d'os dur agencées en une trame bien particulière qui constitue les **travées osseuses** dont l'orientation dépend du type de chargement

Microstructures en forme de **treillis** alignées selon les lignes de contrainte (loi de Wolff)

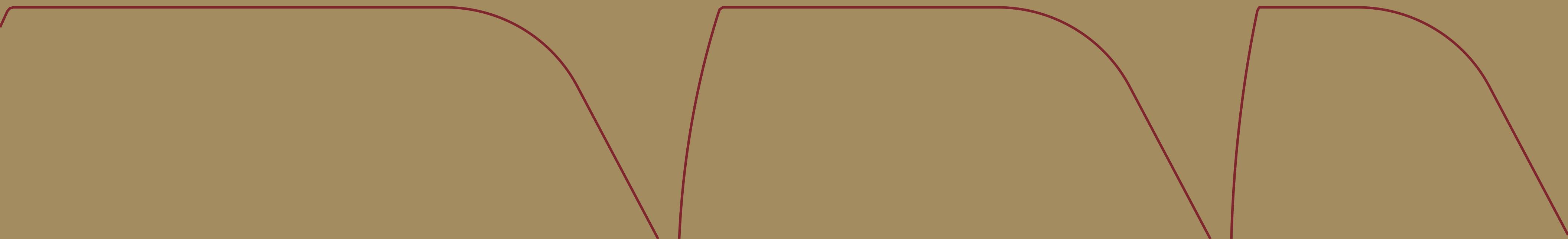
→ Travées osseuses sont **orientées de façon à offrir une plus grande résistance** aux tensions subies par l'os

Rôle de la porosité

- **Avantages :**
 - Réduction du poids (économie d'énergie pour le mouvement).
 - Flexibilité (absorption des chocs).
- **Inconvénients :**
 - **Fragilité accrue** si porosité excessive (ex. : ostéoporose).
- **Exemple pathologique :**
 - **Ostéoporose** : Augmentation de la porosité → risque de fracture ×2–3

3.

Modélisation



3.1.

Distinction os matériau / os structure

Distinction os matière / os structure

- Ne pas confondre os en tant que **matériau** dont l'étude relève de la **rhéologie** et l'os en tant que **structure**, dont l'étude relève du **calcul des structures** (RDM)
- En tant que structure : les os longs sont assimilables à des **poutres creuses** mais (néanmoins) **très performantes**
- **Matière centrale** peu importante pour la résistance à la flexion et à la torsion

$$\text{En flexion } \sigma(y) = \frac{M_z}{I_{GZ}} y$$

$$\text{En torsion } \tau(r) = \frac{M_x}{I_G} r \text{ et } I_G = 2I_{GZ} = \frac{\pi(D^4 - d^4)}{16}$$

avec D et d : diamètres externe et interne

- Le cylindre creux est la forme géométrique la plus résistante pour le moins de matière → Forme de la diaphyse
- Exemple : $E_{\text{acier}} = 200\ 000 \text{ MPa}$, $E_{\text{os_cortical}} = 20\ 000 \text{ MPa}$ mais tibia en flexion est **50 fois plus résistante** qu'une plaque d'ostéosynthèse

3.2.

Propriétés élastiques

Modèles rhéologiques

Pourquoi ?

- "*Pourquoi un os ne se comporte-t-il pas comme un simple ressort ? Quels phénomènes faut-il prendre en compte ?*"
→ Viscoélasticité, plasticité, porosité, fluides interstitiels
- L'os n'est pas un matériau **purement élastique** (comme l'acier) :
 - Il présente une **viscoélasticité** (dépendance au temps, ex. : fluage sous charge prolongée)
 - Une **plasticité** (déformation permanente après la limite élastique)
 - Une **poroélasticité** (comportement dépendant des fluides dans les pores, ex. : os spongieux)
- Les modèles rhéologiques permettent de **simplifier** ces comportements pour :
 - Prédire les **risques de fracture**
 - Optimiser les **prothèses ou implants**
 - Comprendre le **remodelage osseux**

Résistance en compression (éprouvettes)

Os	σ_R (MPa)	ε_R (%)	E (MPa)
Fémur	157	1,4	17 600
Tibia	154	1,5	18 400
Fibula (péroné)	125	1,6	19 000
Humérus	128	1,4	17 500
Ulna (cubitus)	120	1,5	18 900
Radius	117	1,5	18 900

Résistance à la flexion (os entiers)

Os	σ_R (MPa)	Déflexion (mm)
Fémur	193	8,9
Tibia	213	9,3
Fibula	213	9,4
Humérus	193	8,9
Ulna	213	9,4
Radius	213	9,3

Résistance à la torsion (os entiers)

Os	σ_R (MPa)	Angle (°)
Fémur	46,2	1,5
Tibia	44,3	3,4
Fibula	40,1	35,7
Humérus	49,5	5,9
Ulna	45,5	15,4
Radius	44,8	15,2

Comportement élastique

Modèle Élastique Linéaire (Loi de Hooke)

- **Description :**
 - L'os est modélisé comme un **ressort** avec un module d'Young EEE.
 - **Équation :** $\sigma = E \cdot \varepsilon$
 - $\sigma = E \cdot \varepsilon$
- **Domaine de validité :**
 - **Os cortical sous petites déformations** ($< 0.5\%$).
 - **Limite :** Ne décrit pas la plasticité ni la viscoélasticité.

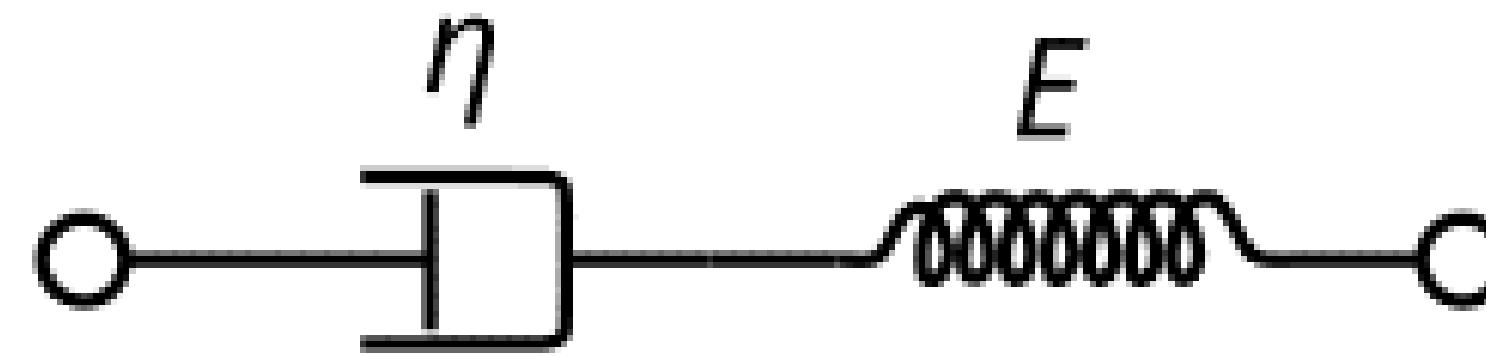
Comportement élastique et plastique

Modèle Élastoplastique

- **Description :**
 - Combine un **ressort** (élasticité) et un **frottement** (plasticité)
 - **Comportement :**
 - Élastique jusqu'à la **limite élastique** (σ_y)
 - Plasticité au-delà (déformation permanente)
- **Équation :**
$$\sigma = \begin{cases} E \cdot \varepsilon & \text{si } \sigma \leq \sigma_y \\ \sigma_y & \text{si } \sigma > \sigma_y \end{cases}$$
- **Domaine de validité :**
 - Modélisation des **fractures** ou des déformations permanentes (ex. : os soumis à des charges extrêmes)
- **Exemple clinique :**
 - **Fracture de fatigue** chez un marathonien : accumulation de micro-dommages en zone plastique

Comportement (visco)élastique

Modèle Viscoélastique – Modèle de Maxwell

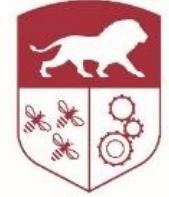


L'os présente une **dépendance au temps** (ex. : relaxation de contrainte, fluage). Deux modèles classiques sont utilisés :

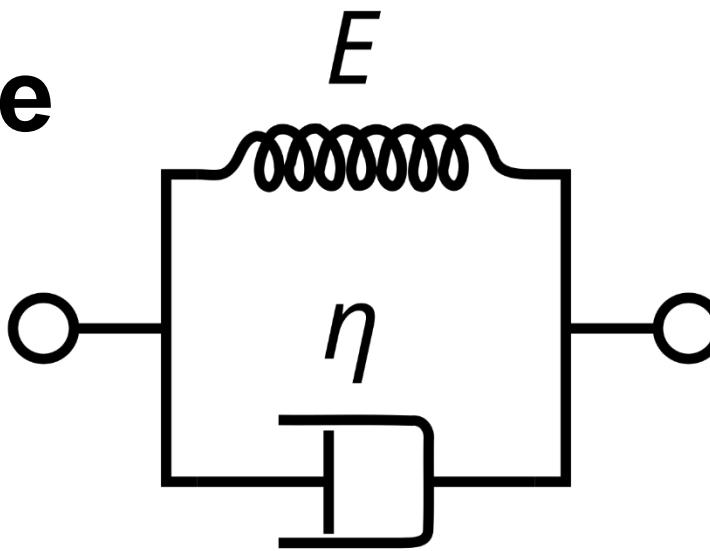
- **Description :**
 - Ressort (élasticité) en **série** avec un **amortisseur** (viscosité η).
 - **Équation** : $\dot{\varepsilon} = \frac{\dot{\sigma}}{E} + \frac{\sigma}{\eta}$
- **Comportement :**
 - **Relaxation de contrainte** : Si $\varepsilon = \text{constante}$, $\sigma(t) = \sigma_0 \cdot e^{-t/\tau}$ où $\tau = \eta / E$
 - **Ne décrit pas le fluage** (déformation infinie sous charge constante)
- **Application à l'os :**
 - Modélisation de la **relaxation** après un choc (ex. : impact sur le tibia)
 - Un os cortical soumis à une **contrainte soudaine** (ex. : chute) : la contrainte diminue avec le temps (relaxation)

Comportement (visco)élastique

Modèle Viscoélastique – Modèle de Kelvin-Voigt



CENTRALE LYON
ENISE

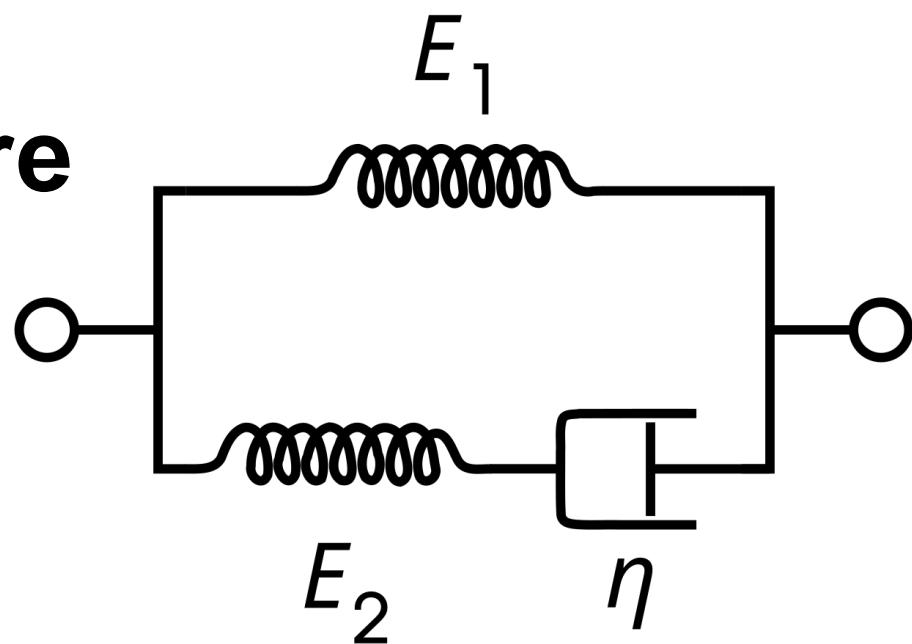


L'os présente une **dépendance au temps** (ex. : relaxation de contrainte, fluage). Deux modèles classiques sont utilisés :

- **Description :**
 - **Ressort** (élasticité) et **amortisseur** (viscosité η) en **parallèle**
 - **Équation** : $\sigma = E \cdot \varepsilon + \eta \cdot \dot{\varepsilon}$
- **Comportement :**
 - **Fluage** : $\sigma = \text{cste}$, $\varepsilon(t) = \frac{\sigma}{E} (1 - e^{-t/\tau})$ où $\tau = \frac{\eta}{E}$ est le **temps de retard**
 - **Pas de relaxation** (la contrainte reste constante si ε est constant)
- **Application à l'os :**
 - **Déformation progressive des vertèbres** chez les personnes âgées (ostéoporose + fluage)

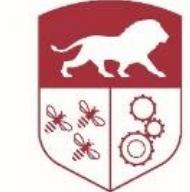
Comportement standard linéaire

Modèle Standard Linéaire – Modèle de Zener



- **Description :**
 - Combinaison des modèles de **Maxwell** et **Kelvin-Voigt** : Un **ressort** en série avec un **modèle de Kelvin-Voigt**
 - **Équation** : $\sigma + \frac{\eta}{E_1+E_2} \dot{\sigma} = E_2 \cdot \varepsilon + \frac{\eta E_1 E_2}{E_1+E_2} \dot{\varepsilon}$
- **Comportement :**
 - Décrit à la fois la **relaxation** et le **fluage**
 - **Temps de relaxation** et **temps de retard** ajustables
- **Application à l'os :**
 - Modélisation **complète** du comportement viscoélastique de l'os cortical
 - Simulation de la **réponse d'un fémur** à une charge cyclique (marche, course)

Comportement (poro) élastique



CENTRALE LYON
ENISE

Modèle Poroélastique – Modèle de Biot

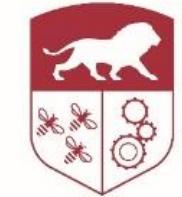
- L'**os spongieux** est constitué d'un **réseau de trabécules** (structures osseuses fines) entre lesquelles circule un **fluide** (moelle osseuse, liquide interstitiel)
- Sous une charge mécanique, **deux phénomènes se produisent simultanément** :
 - **Déformation de la matrice solide** (trabécules)
 - **Écoulement du fluide** dans les pores, ce qui **amortit les contraintes** et influence la réponse mécanique globale
- **Exemples concrets** :
 - Une **vertèbre** soumise à une compression (ex. : en position assise prolongée) voit son fluide interstitiel s'écouler lentement, ce qui réduit les contraintes sur les trabécules
 - Le **cartilage articulaire** (autre tissu poroélastique) utilise ce mécanisme pour amortir les chocs lors de la marche

Comportement (poro) élastique

Modèle Poroélastique – Modèle de Biot

- **Equations Constitutives – Couplage :**
 - L'équilibre mécanique de la matrice solide
 - La conservation de la masse pour le fluide
 - La loi de Darcy pour décrire l'écoulement du fluide dans les pores
- **Variables clés :**
 - σ_{ij} : Tenseur des contraintes totales (matrice solide + fluide)
 - ε_{ij} : Tenseur des déformations de la matrice solide
 - p : Pression du fluide dans les pores
 - α : Coefficient de Biot ($0 \leq \alpha \leq 1$), représentant l'efficacité de la pression du fluide à contribuer aux contraintes totales
 - k : Perméabilité de milieu poreux (dépend de la taille des pores)

Comportement (poro) élastique



Modèle Poroélastique – Modèle de Biot

- **Équations Principales :**

- **Équilibre mécanique** (loi de conservation) :

$$\sigma_{ij} + f_i = 0$$

où f_i sont les forces volumiques (ex : gravité)

- **Loi de comportement poroélastique** :

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} - \alpha p \delta_{ij}$$

C_{ijkl} : tenseur de rigidité élastique de la matrice solide, δ_{ij} symbole de Kronecker, $\alpha p \delta_{ij}$ représente la **contribution de la pression du fluide aux contraintes totales**

- **Ecoulement du fluide** (loi de Darcy) :

$$q_i = -k \frac{\partial p}{\partial x_i}$$

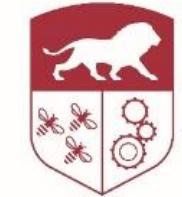
q_i : le flux de fluide, k la perméabilité

- **Conservation de la masse du fluide** :

$$\frac{\partial \zeta}{\partial t} + q_{i,i} = 0$$

ζ : variation de volume de fluide par unité de volume de matériau

Comportement (poro) élastique

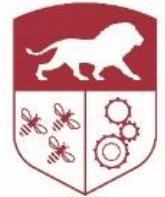


CENTRALE LYON
ENISE

Modèle Poroélastique – Modèle de Biot

- **Comportement mécanique prédit :**
 - **Déformation dépendante du temps**
 - Sous une charge **soudaine**, l'os spongieux se déforme rapidement (compression de la matrice solide et du fluide)
 - Avec le temps, le **fluide s'écoule** hors des pores, ce qui réduit la pression interne et **augmente la déformation** (fluage)
 - **Relaxation de contrainte :**
 - Si la déformation est maintenue constante, la **pression du fluide diminue** (écoulement), ce qui entraîne une **diminution des contraintes** dans la matrice solide
 - **Effet d'amortissement**
 - Le fluide agit comme un **amortisseur naturel**, réduisant les pics de contrainte (ex. : lors d'un saut)

Comportement (poro) élastique



CENTRALE LYON
ENISE

Modèle Poroélastique – Modèle de Biot

Exemple 1 :

Les vertèbres sont soumises à des **charges cycliques** (marche, position assise) et doivent **absorber les chocs** sans se fracturer
L'ostéoporose augmente la porosité et réduit la résistance mécanique

→ Modélisation :

- Utilisation du modèle de Biot pour prédire :
 - **La déformation sous charge prolongée** (ex. : travail assis)
 - **Le risque de fracture** en fonction de la densité osseuse et de la perméabilité
- **Exemple clinique :**
 - Un patient ostéoporotique a une **perméabilité accrue** (porosité) et une **rigidité réduite** → risque de fracture vertébrale sous des charges normales

Comportement (poro) élastique

Modèle Poroélastique – Modèle de Biot

Exemple 2 : prothèses (genou, hanche)

Les implants doivent **transmettre les charges** à l'os environnant sans causer de *stress shielding* (résorption osseuse due à un déséquilibre de contraintes)

→ **Modélisation** aide à optimiser :

- La **porosité de l'implant** pour favoriser l'ostéo-intégration
- La **répartition des contraintes** pour éviter la résorption osseuse

→ **Exemple clinique** :

- Une prothèse en **titane poreux** imite la structure de l'os spongieux pour favoriser la croissance osseuse

Comportement (poro) élastique

Modèle Poroélastique – Modèle de Biot

Limites

- **Complexité numérique** : Résoudre les équations couplées nécessite des ressources informatiques importantes
- **Hétérogénéité** : L'os spongieux n'est pas uniformément poreux (la perméabilité varie localement)
- **Anisotropie** : Les propriétés mécaniques dépendent de la direction (ex. : trabécules alignées selon les lignes de contrainte)

Extensions :

- **Modèles multi-échelles** :
 - Intégrer la **microstructure** (trabécules) et la **macrostructure** (os entier)
- **Couplage avec la biologie** :
 - Intégrer l'**activité cellulaire** (ostéoblastes/ostéoclastes) pour modéliser le **remodelage osseux**
 - Exemple : Modèles de **mécanobiologie** (comment les cellules répondent aux contraintes mécaniques)

Comparaison

Lois de comportement de l'os

Modèle	Comportement capturé	Limite pour l'os spongieux
Elastique (Hooke)	Déformation réversible	Ignore le fluide et la porosité
Viscoélastique (Maxwell / Kelvin-Voigt)	Dépendance au temps (relaxation/fluage)	Ne tient pas compte de l'écoulement du fluide
Poroélastique (Biot)	Couplage matrice solide/fluide	Modèle le plus réaliste pour l'os spongieux

3.3.

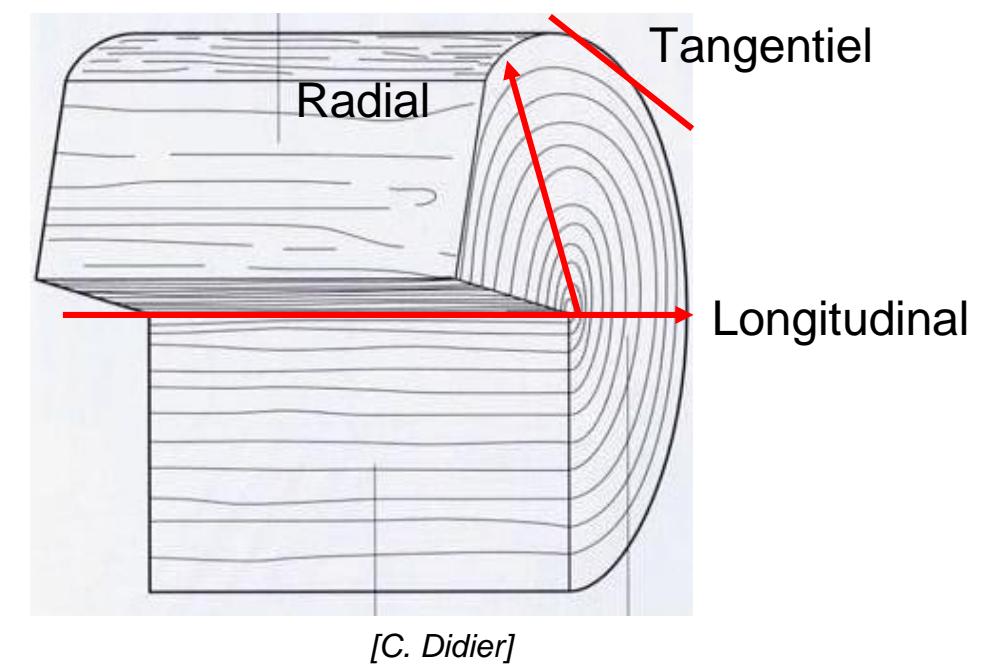
Paramètres influençant les caractéristiques mécaniques des os

Paramètres influençant les paramètres mécaniques de l'os

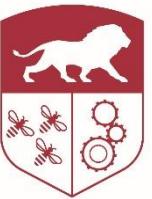
- Ils sont très nombreux ! On peut citer de manière non exhaustive :
- **Le type d'os** (cf. tableaux précédents)
- **La localisation sur l'os**
 - Fémur partie distale : $\sigma_R = 0,98 - 22,5 \text{ MPa}$
 - Fémur partie proximale : $\sigma_R = 0,21 - 16,2 \text{ MPa}$
- **Le siège du prélèvement**
 - Hauteur
 - Epaisseur : $E_{\text{périoste}} = 17 \times E_{\text{endoste}}$

Paramètres influençant les paramètres mécaniques de l'os

- **L'orientation des prélèvements** (Réalisation de tests de compression sur des os sec (*Dempster et Liddicoat*)
 - Direction longitudinale : $E = 12\ 350 \text{ MPa}$
 - Direction radiale : $E = 6\ 450 \text{ MPa}$
 - Direction tangentielle : $E = 6\ 430 \text{ MPa}$
- La **minéralisation** (taux de calcium) : plus le taux de Ca est élevé, plus l'os est rigide
- La **viscoélasticité**
 - Confère une **plus grande résistance** des os aux efforts rapides
 - Se caractérise par une **adaptation aux contraintes** (fluage) qui se traduit par une déformation continue pendant 55 jours (*Smith & Wamsley*)



Paramètres influençant les paramètres mécaniques de l'os

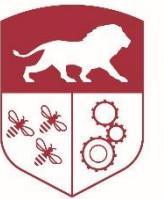


L'**humidité** : l'os sec est plus résistant et plus rigide que l'os hydraté (*Sedlin*)

	σ_R flexion (MPa)	E (MPa)
Os humide	189	12 000
Os sec	230	16 500

Le **genre** : les femmes ont des os moins résistants que ceux des hommes. Le phénomène s'accentue après la ménopause

Paramètres influençant les paramètres mécaniques de l'os



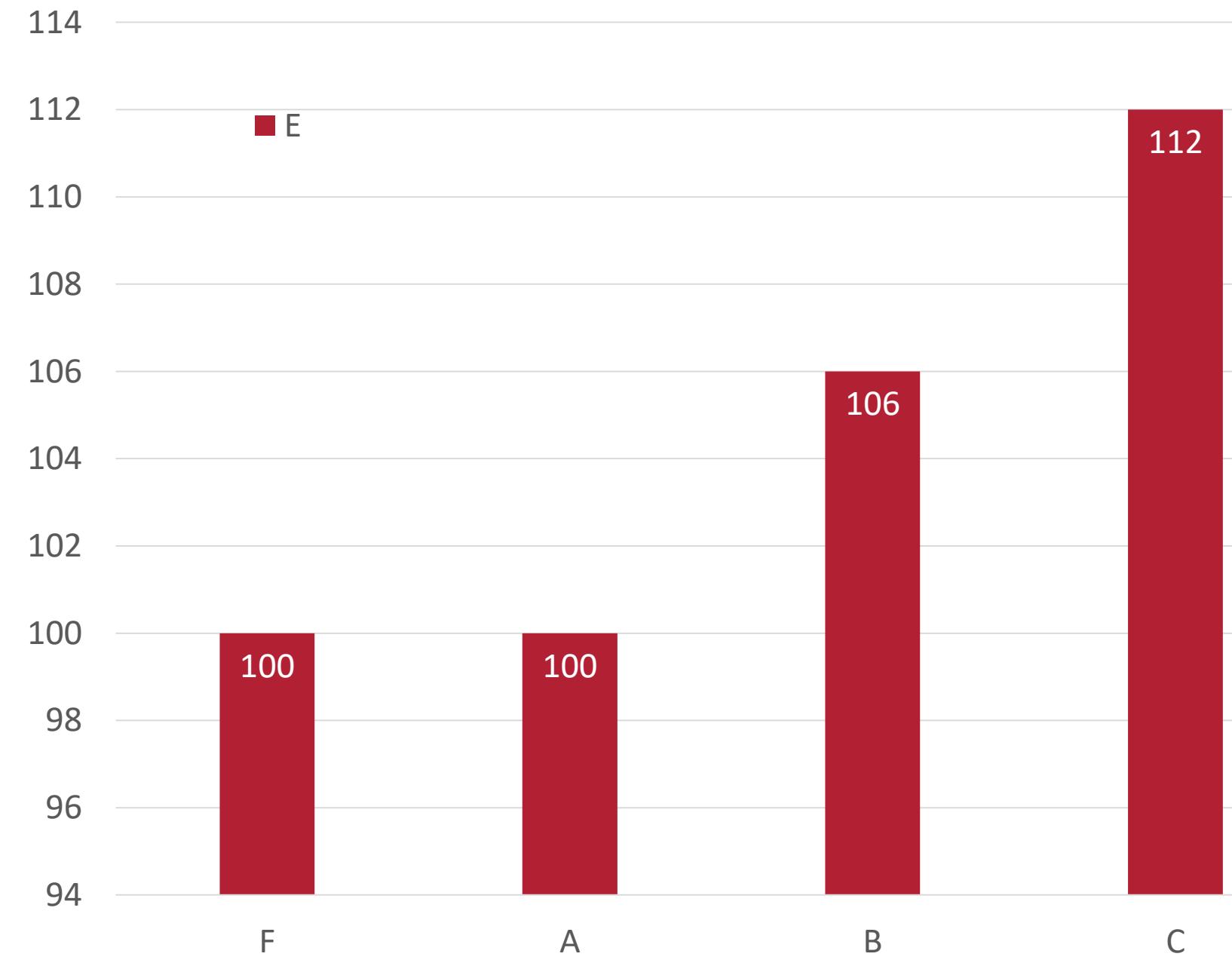
- **L'âge** : l'os se modifie avec l'âge. *Burnstein & Reilly* ont montré que :
 - La résistance à la rupture diminue
 - Fémur : -5 % par décennie; Tibia -7 % par décennie
 - Os devient moins déformable (E augmente)
 - Os spongieux beaucoup plus affecté que os cortical

MAIS ! On observe aussi une modification de l'organisation osseuse avec l'âge : il y a **expansion globale de la diaphyse avec expansion du canal médullaire** → Diminution de l'état de contrainte dans l'os

Surface	2,77	2,77	2,77
I (cm^4)	0,61	1,06	1,64
σ_R (%)	100	149	193

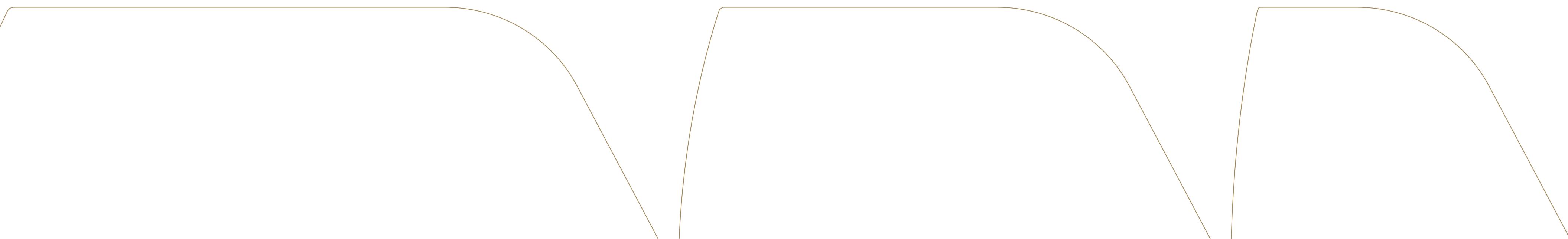
Paramètres influençant les paramètres mécaniques de l'os

- Le **mode de conservation** (+4°C, congélation, cryoconservation, hydraté ou non, ...)
 - Modification des caractéristiques mécaniques avec la cryoconservation ? (banque d'os)
 - *Laforest (1987)* : a testé plusieurs modes de conservation sur l'os cortical de fémur
 - Mode A : cryoprotecteur + congélation progressive + conservation N liquide
 - Mode B : NaCl à 9% + immersion N liquide
 - Mode C : NaCl à 9% + conservation à -80°C
 - Résultats → Tests de compression
 - **Au moment de la greffe**, les propriétés mécaniques du greffon sont équivalentes à celles de l'os frais



3.4.

Loi de comportement visco-élastique



Loi de comportement visco-élastique

- L'utilisation d'un modèle de comportement élastique est suffisant dans de nombreuses applications
 - Ex : Dimensionnement d'implant
- Os → Matériau visco-élastique
 - Ex : Après mise en place vis dans l'os, possibilité de redonner un tour de vis quelques minutes après → Phénomène de relaxation des contraintes
- Prise en compte visco-élasticité peut-être fondamentale
 - Ex : Traitement des fractures, la compression au niveau de la zone interfragmentaire est un élément clé du processus de guérison

Loi de comportement visco-élastique

Loi de comportement tridimensionnelle

$$\sigma_{ij} (t) = R_{ijkl} (t) \varepsilon_{kl} (0) + \int_0^t R_{ijkl} (t - \tau) \dot{\varepsilon}_{kl} (\tau) d\tau = R_{ijkl} * d\varepsilon_{kl}$$

R_{ijkl} : **tenseur des fonctions de relaxation**

Os spongieux (symétrie orthotrope) : caractérisé par 9 fonctions indépendantes

Os cortical (symétrie isotrope transverse) : caractérisé par 5 fonctions indépendantes

→ Hypothèse d'isotropie : souvent rendue nécessaire par les impératifs expérimentaux (éprouvettes avec orientation et dimension définies). Loi de comportement simplifiée (2 fonctions)

$$\sigma_{ij} = L * d\varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2M * d\varepsilon_{ij}$$

$L(t)$ et $M(t)$ jouent le rôle des coefficients de Lamé (λ, μ) en élasticité classique

Loi de comportement visco-élastique

Exemple expérimental

- Analogie avec l'élasticité linéaire classique
 - Il n'est pas simple de réaliser des essais de cisaillement sur des éprouvettes d'os
 - Analogie avec l'élasticité classique permet de déterminer $L(t)$ et $M(t)$ à partir de la connaissance de la fonction de relaxation en compression $R(t)$ et du coefficient de Poisson ν
 - $$L(t) = \frac{\nu R(t)}{(1+\nu)(1-2\nu)}$$

$$(L + 2M)(t) = \frac{(1-\nu)R(t)}{(1+\nu)(1-2\nu)}$$

Loi de comportement visco-élastique

Exemple expérimental

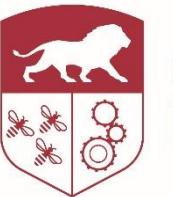
- Essais expérimentaux
 - Eprouvettes cylindriques prélevées sur un fémur
 - Spongieuse (12 mm) : partie épiphysaire
 - Corticale (5 mm) : partie diaphysaire
 - Essai de relaxation en compression
 - Machine INSTRON 1185
 - Température régulée 37°C
 - Chambre saturée avec solution de Ringer (NaCl)

Loi de comportement visco-élastique

Exemple expérimental

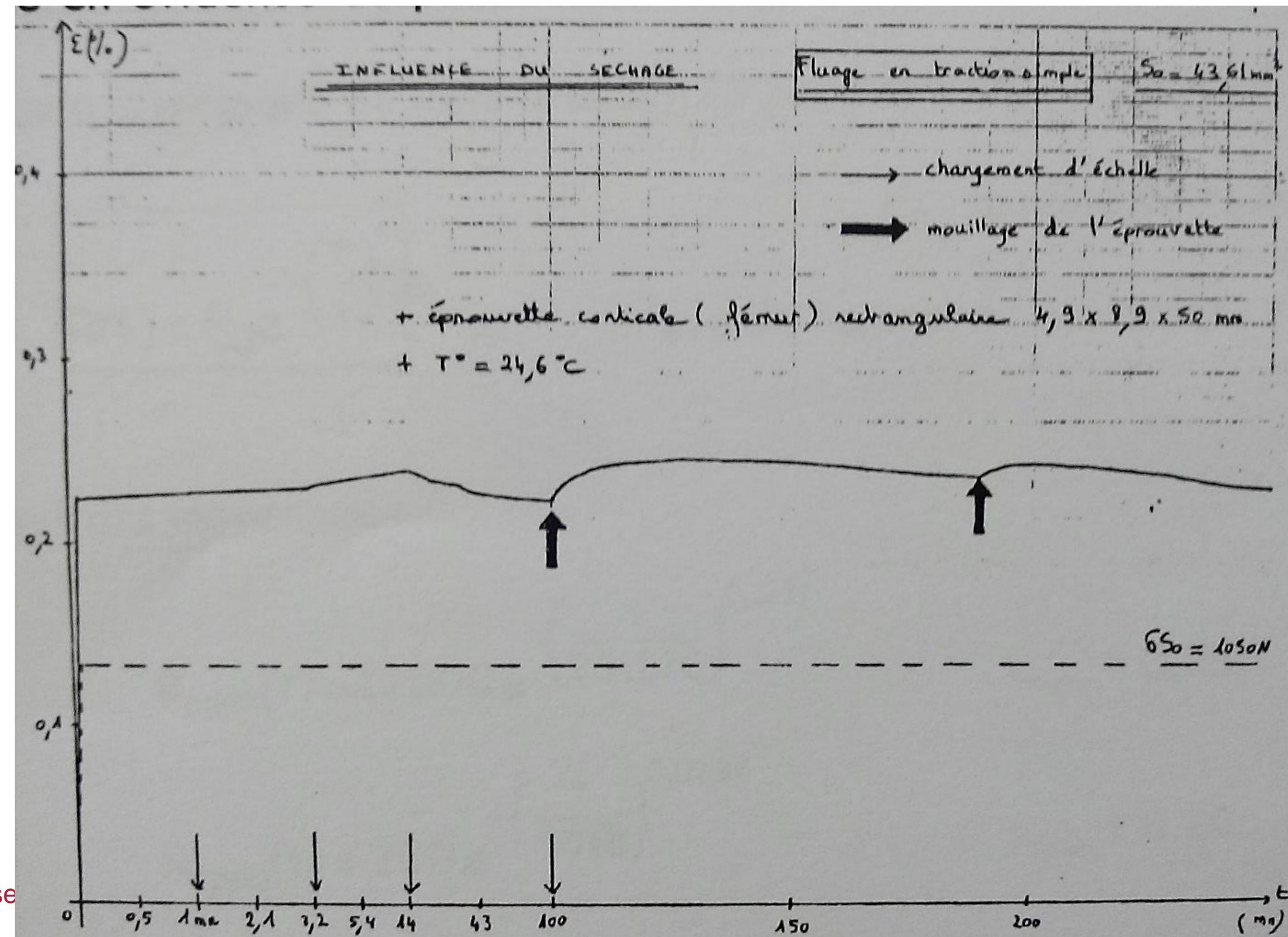
- Comment s'y prendre ?
 - Que veut-on faire ? Que veut-on mesurer ? Et après ?
 - Faire des essais, pour des essais.... Quel intérêt ?
- Echantillons : Prélèvement ? Où ? Quelle taille ? Quelle conservation ?
- Essais :
 - Quelles conditions d'essai pour l'échantillon ?
 - Que type de chargement ? Comment est-il appliqué ? Pré-charge ?
 - Quelles valeurs du chargement ? Quelle vitesse ?
 - Quel type de capteur (plage de mesure) ? Suivi autre ? (Caméra, etc.)
 - Durée ?
- Et après ? Modélisation
- Importance de la **bibliographie / revue de littérature**

Loi de comportement visco-élastique

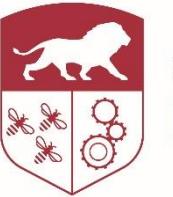


Exemple expérimental

Mise en évidence du phénomène de dessiccation à l'air libre

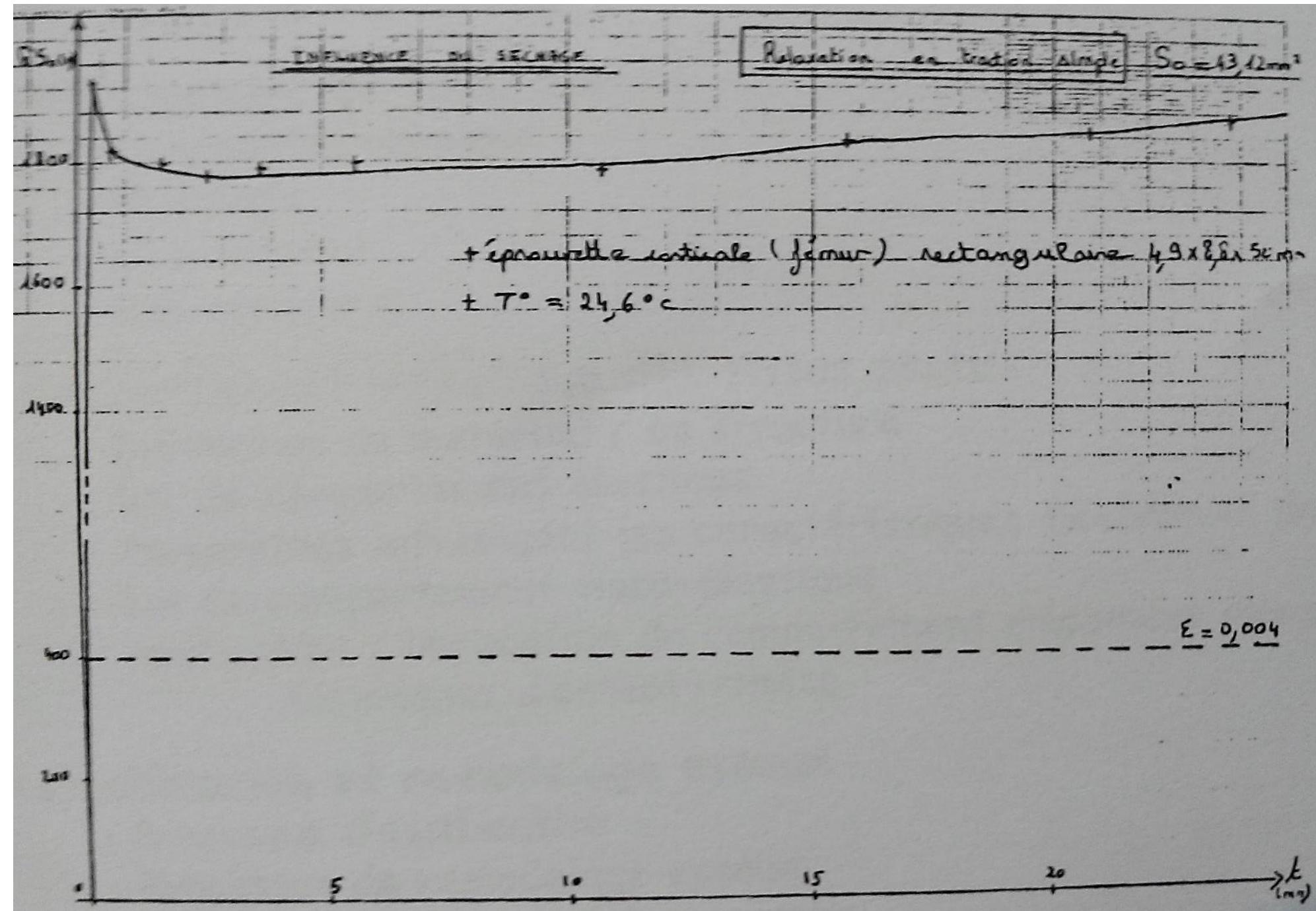


Loi de comportement visco-élastique



Exemple expérimental

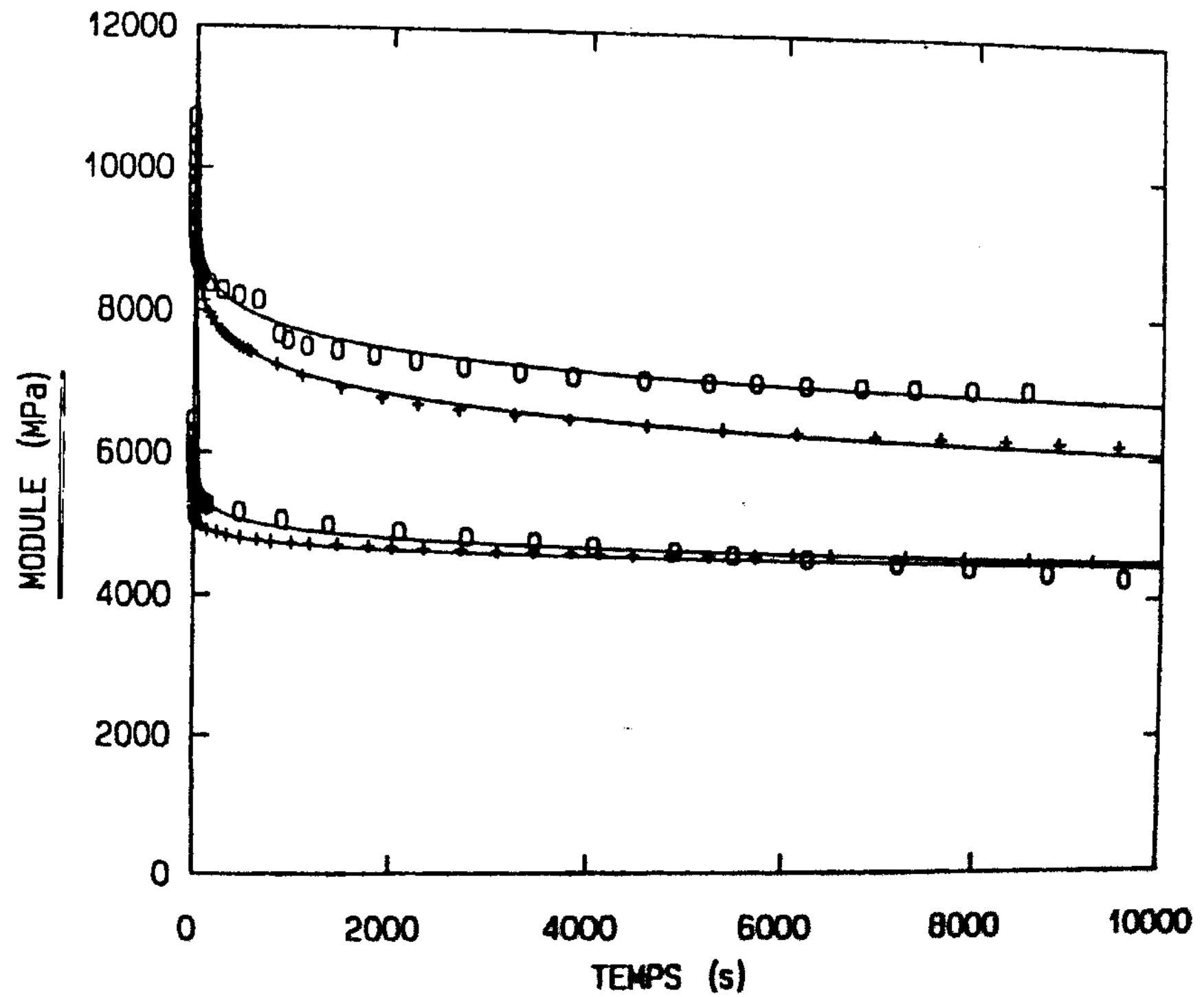
Mise en évidence du phénomène de dessiccation à l'air libre



Loi de comportement visco-élastique

Exemple expérimental

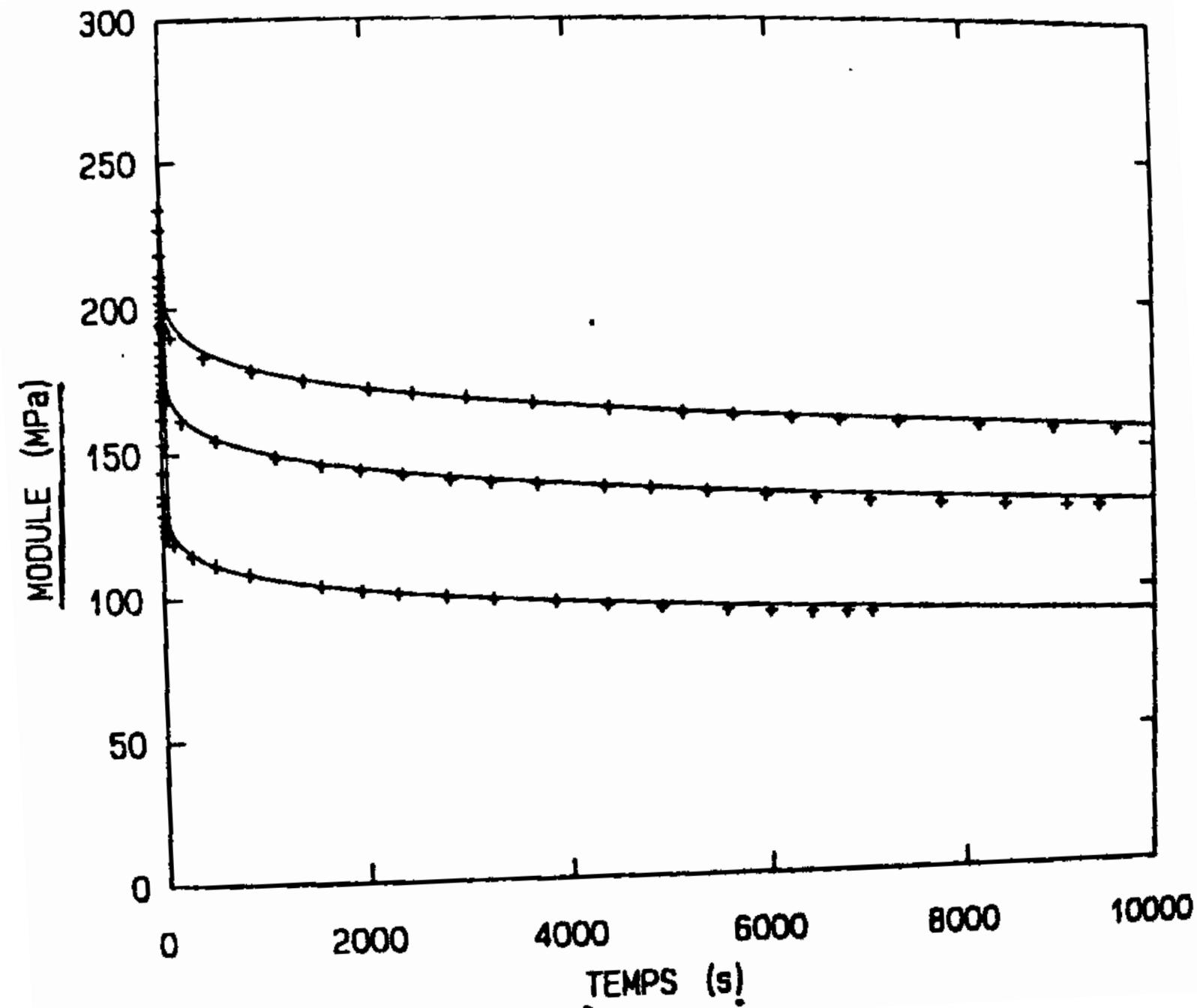
Résultats d'essais sur os cortical



Loi de comportement visco-élastique

Exemple expérimental

Résultats d'essais sur os spongieux



Loi de comportement visco-élastique

Identification des résultats

- Modèle analogique de Kohl-Rausch (3 paramètres) : simplicité et précision
- E_0 : module de relaxation (MPa), τ : cte de temps, n : exposant réel ($0 \leq n \leq 1$)
- Résultats moyennés

$$R_{cort}(t) = 12000 \cdot e^{-(\frac{t}{231270})^{0,1217}}$$
$$v_{cort} = 0,25$$
$$R_{spon}(t) = 250 \cdot e^{-(\frac{t}{9018})^{0,0738}}$$
$$v_{cort} = 0,20$$

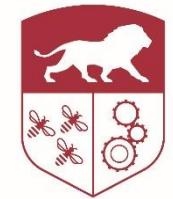
3.5.

Applications

Comportement mécanique

Applications

- **Ostéosynthèse** : regroupe l'ensemble des procédés qui permettent de traiter des fractures ou des problèmes d'ordre mécanique sur le squelette à l'aide de vis, de plaques, de clous, de tiges etc. placés en interne à même l'os ou en externe à l'aide de fixateurs externes.
- Les différents matériels implantés vont perturber le comportement de l'os environnant
- Réciproquement, le comportement mécanique de l'os influence la fonction et la stabilité des matériels



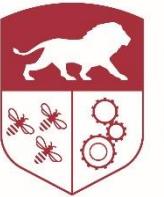
CENTRALE LYON
ENISE



Matériel d'ostéosynthèse dans le genou [pictures.doccheck.com]

Comportement mécanique

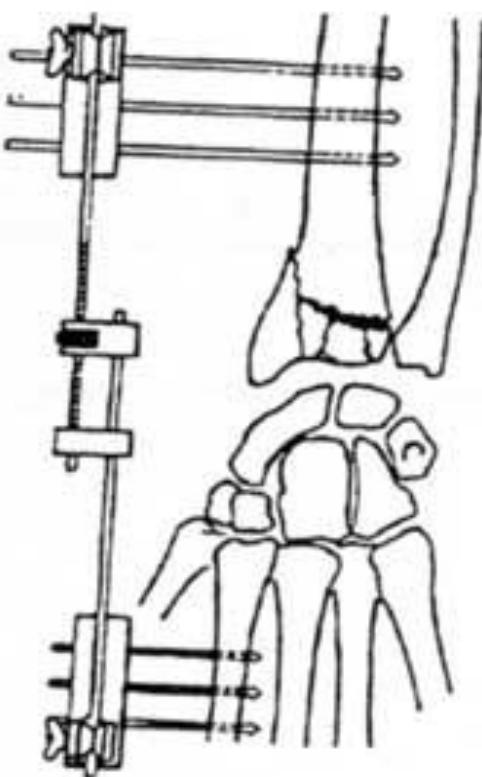
Applications



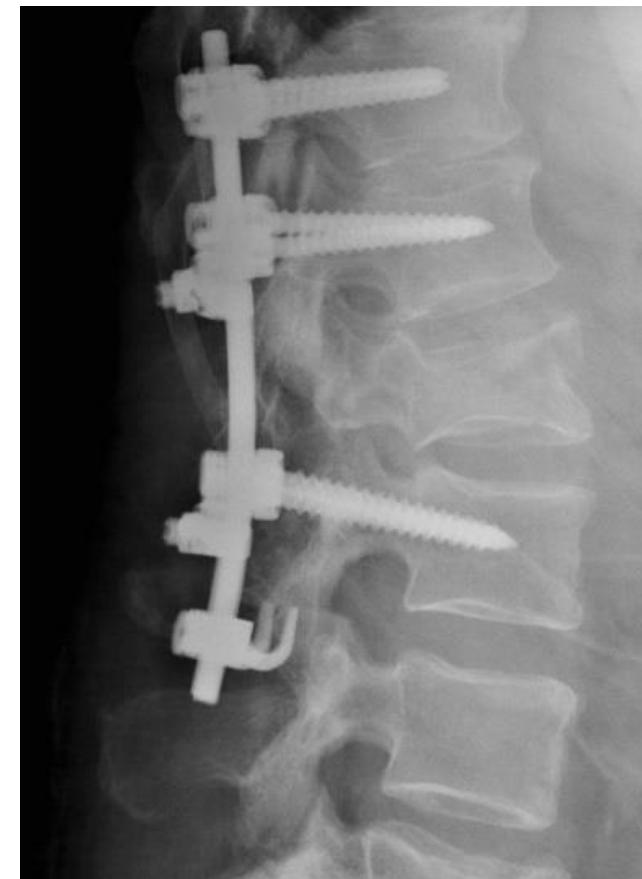
CENTRALE LYON
ENISE



Epaule [pictures.doccheck.com]



Poigné [sante.ujf-grenoble.fr]



Rachis [rachis-cambrai.com]



Calcanéum [pictures.doccheck.com]

Comportement mécanique

Applications

- **Vis d'ostéosynthèse** : leur tenue dans le temps dépend de plusieurs phénomènes
 - À court et moyen terme (qqs semaines), la viscoélasticité conduit à une stabilité diminuée
 - À long terme, le remodelage osseux autour de la vis (s'il a lieu et s'il est souhaité !) renforce la tenue mécanique de la vis
 - Après ablation, la présence de défaut dans l'os augmente le risque fracturaire au contact du trou de vis

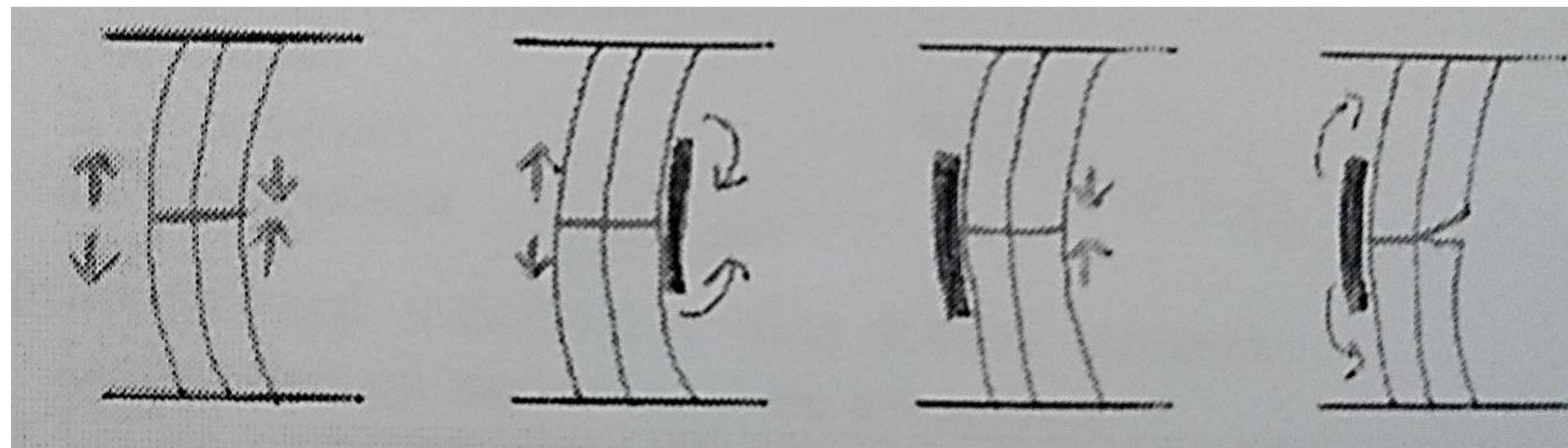


Vis d'ostéosynthèse [stoma.de]

Comportement mécanique

Applications

Plaques et agrafes : les plaques doivent être placées exclusivement sur la face de l'os en traction !



[V. Berry-Kromer, 2010]

Conformément à la loi de Wolff, le remodelage osseux n'apparaît que si l'os est suffisamment contraint
Le phénomène de visco-élasticité (relaxation des contraintes) rend indispensable l'application d'une surcontrainte initiale sur le foyer

Comportement mécanique

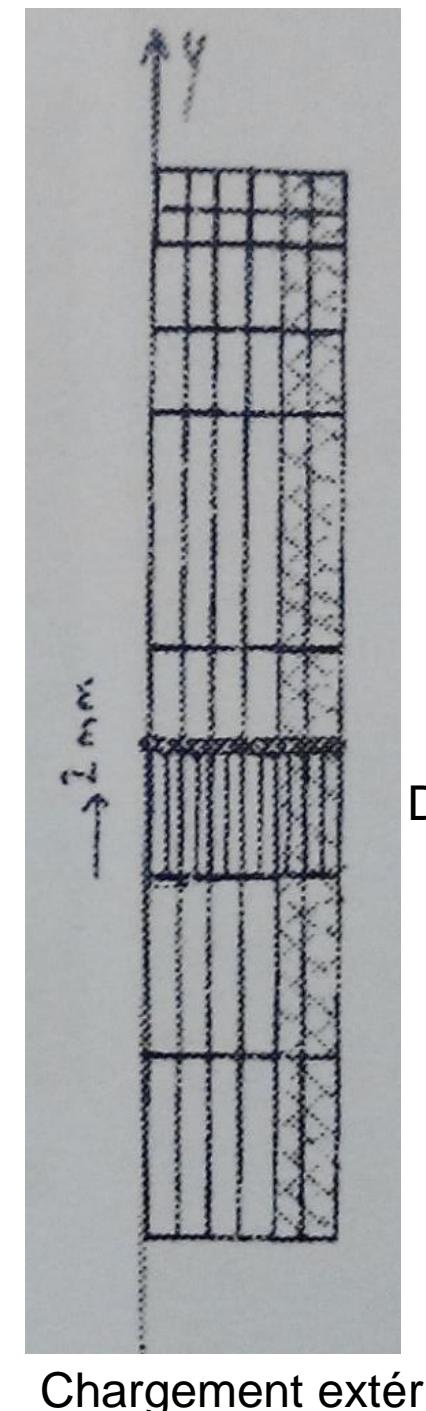
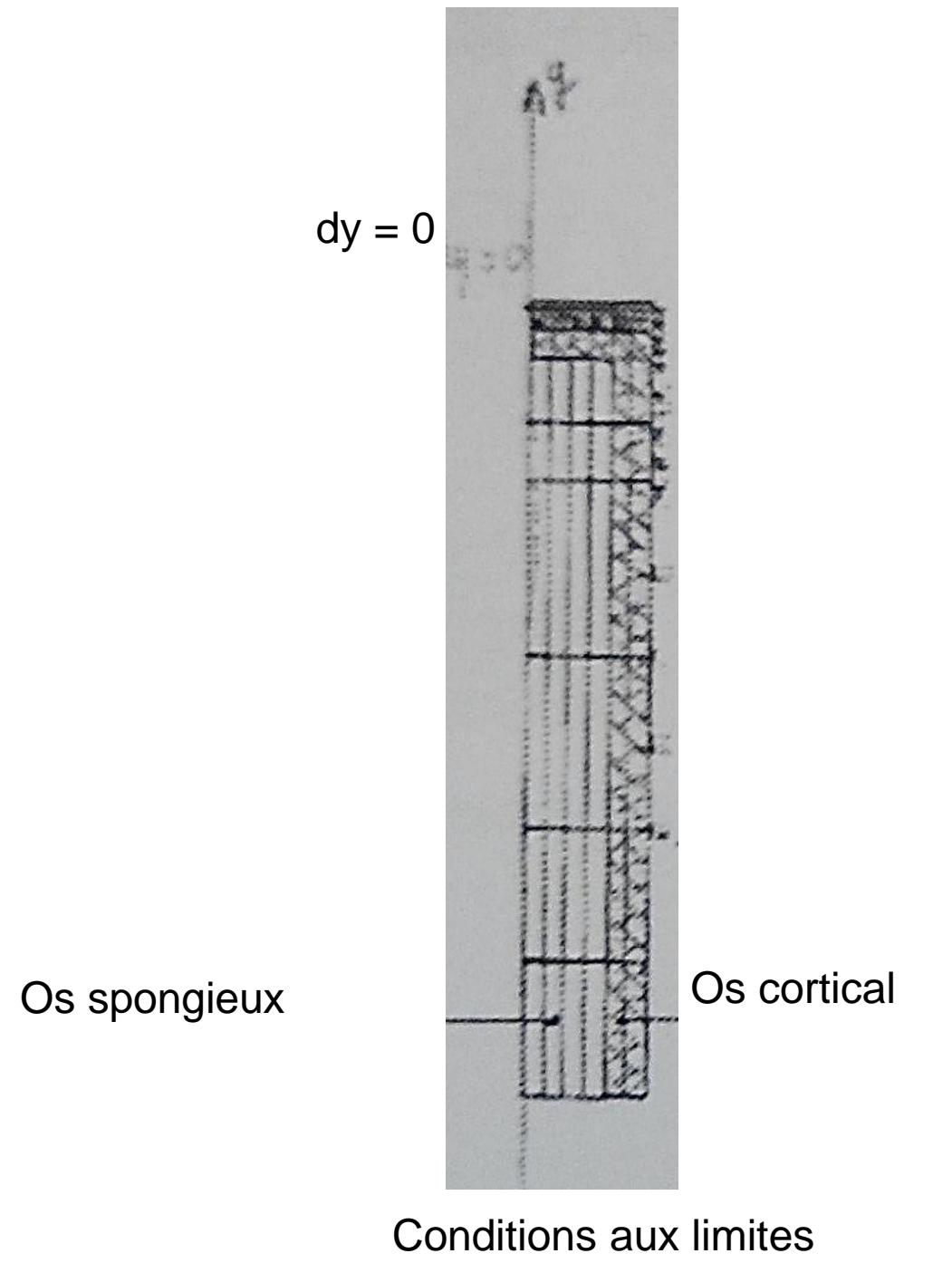
Applications

- **Exemple : étude de l'état de contraintes dans un métatarsien après mise en place d'une agrafe à compression**
 - Logiciel de calcul : Diague-Tridim
 - Os assimilé à un cylindre cortical-spongieux (modèle 2D)
 - CL : au niveau de l'interface entre les fragments osseux, de même sur la face latérale de l'os en contact avec la queue d'agrafe
 - Chargement : déplacement imposé estimé à 2 mm, correspondant à la translation des la vis dans trou conique
 - Transformée de Carson-Laplace permet de considérer le problème statique associé
 - Deux modélisations effectuées :
 - Mod 1 : **arthrodèse** (blocage de l'articulation entre 2 os)
 - Mod 2 : **ostéotomie basi-métatarsienne** (fragments appartenant à un même os)

Comportement mécanique

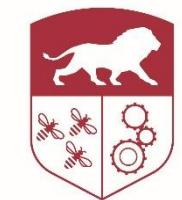
Applications

Schémas de principe des modélisations



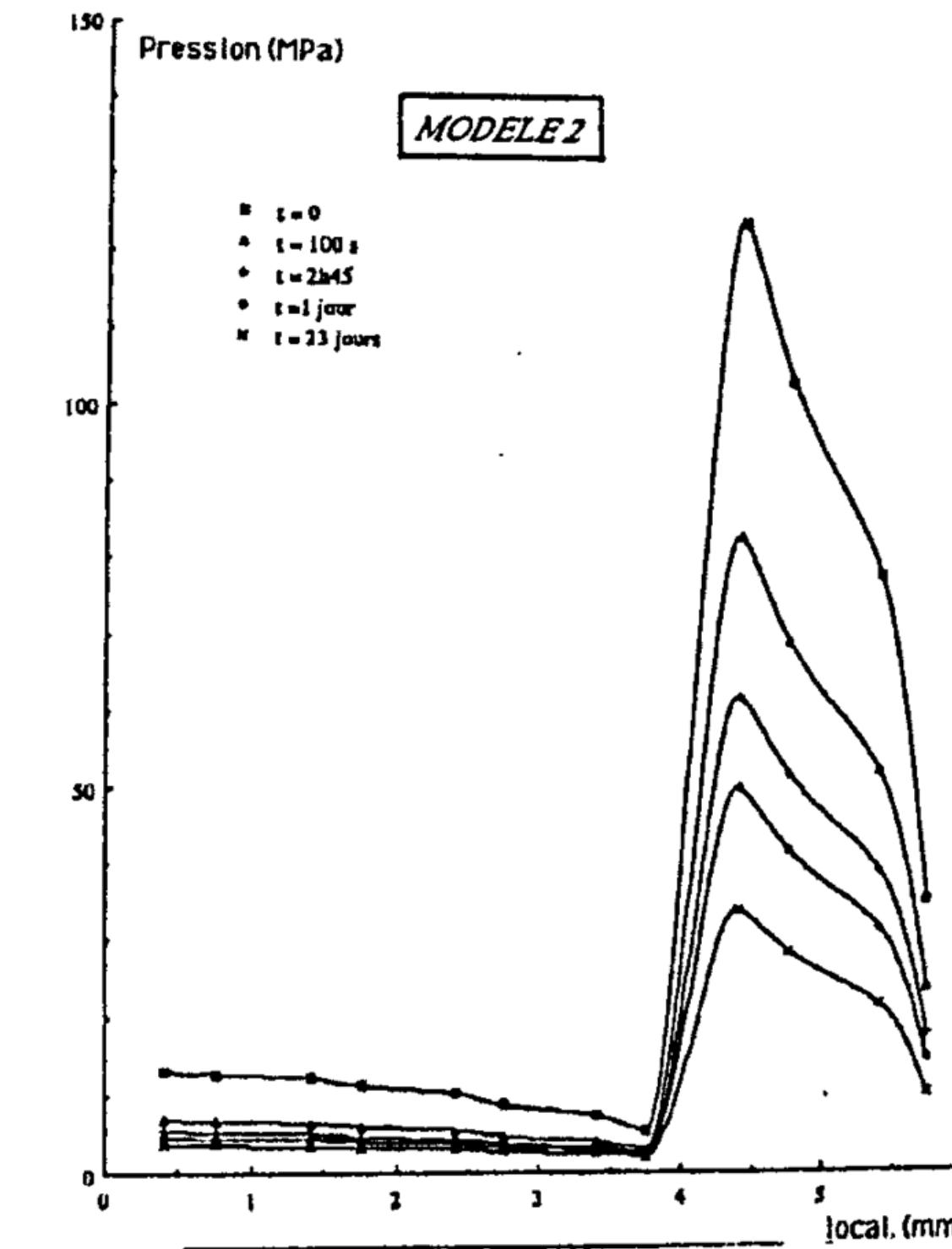
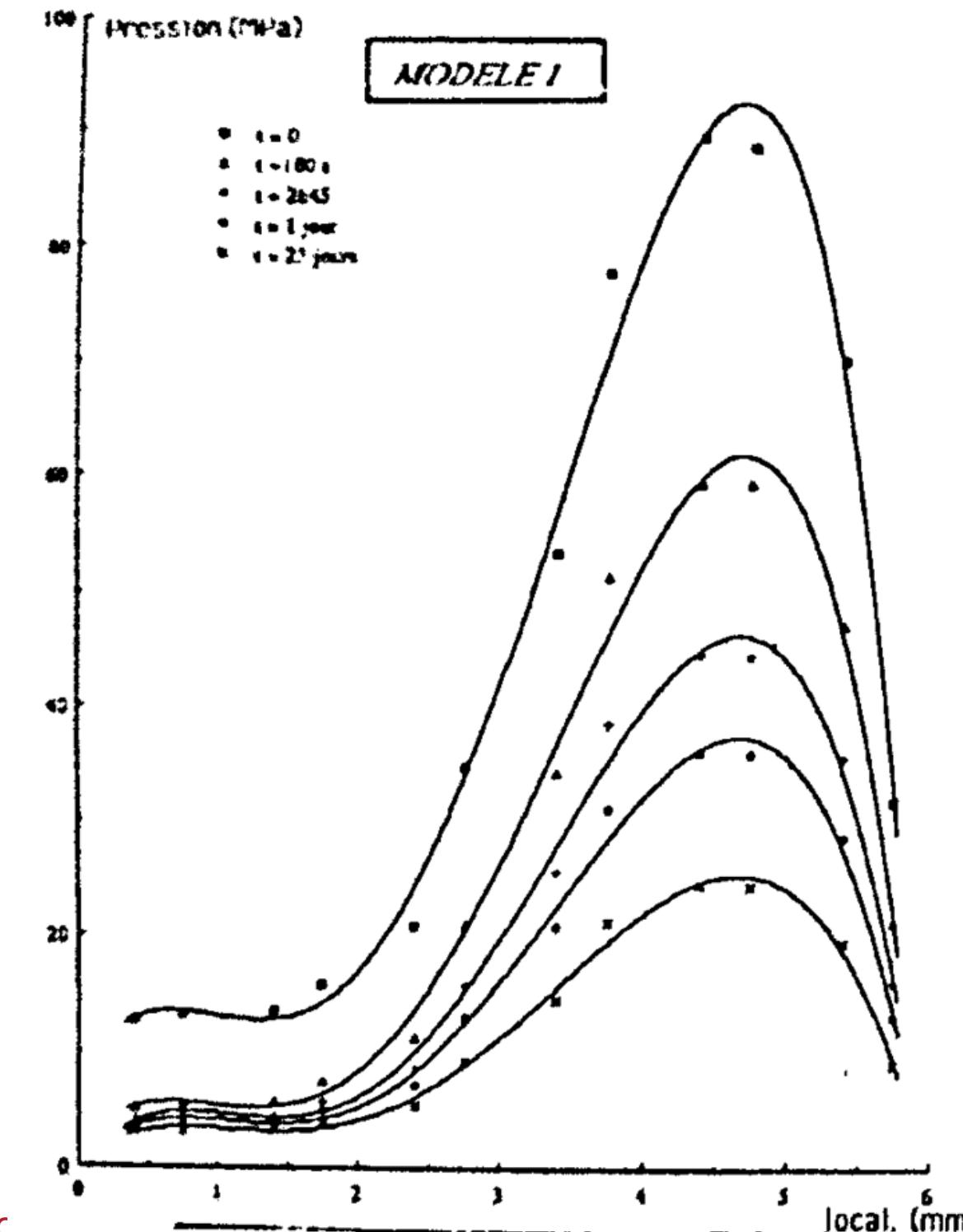
Comportement mécanique

Applications



CENTRALE LYON
ENISE

Résultats : évolution temporelle de la pression interfragmentaire



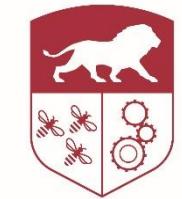
4.

Ossification et remodelage osseux

4.1.

Processus d'ossification

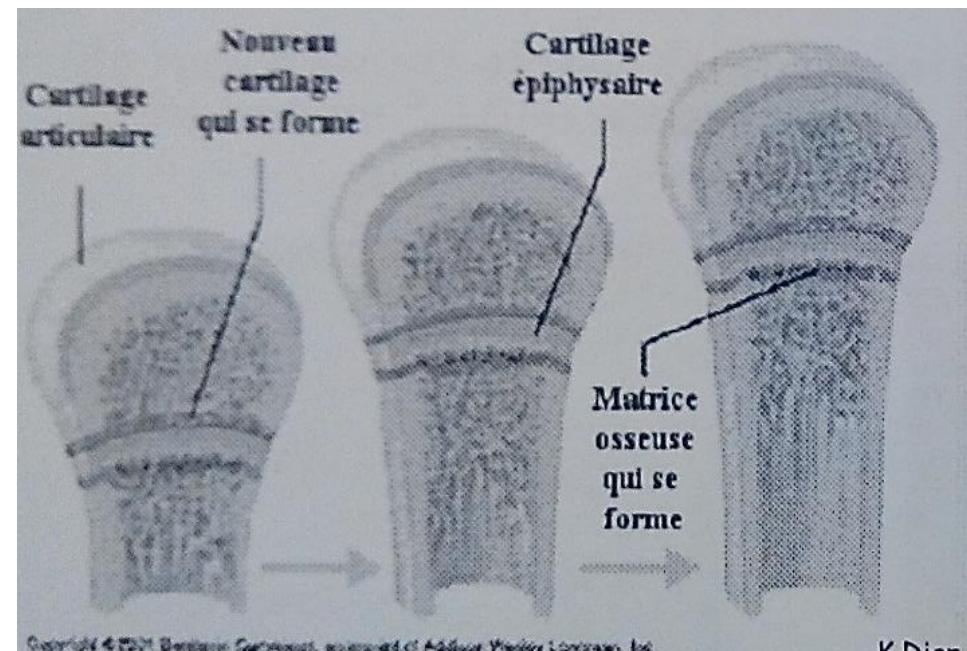
Processus d'ossification



CENTRALE LYON
ENISE

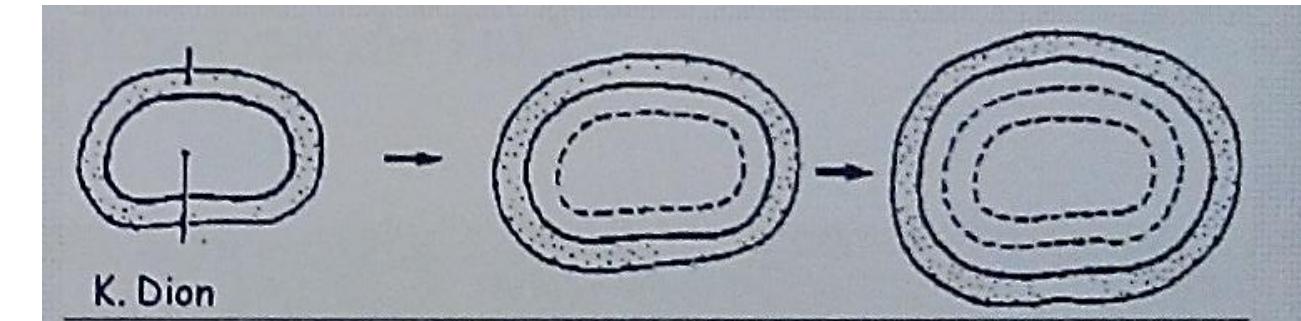
Le tissu osseux est un matériau dur contenant du calcium qui se développe à partir du **cartilage** et forme les os du squelette
A la naissance, il n'y a que des ébauches de cartilage. La croissance se fait

► En longueur



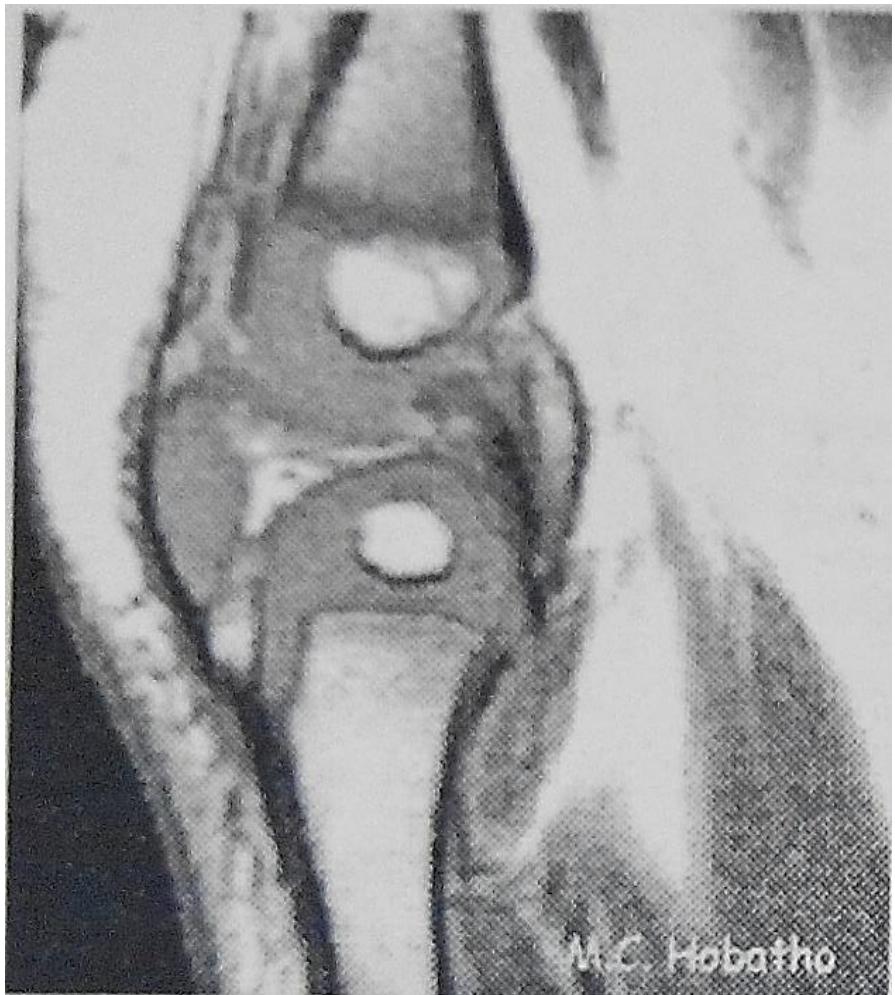
Phase se termine par la **soudure des cartilages épiphysaires**

► En épaisseur ou en diamètre (croissance par apposition)

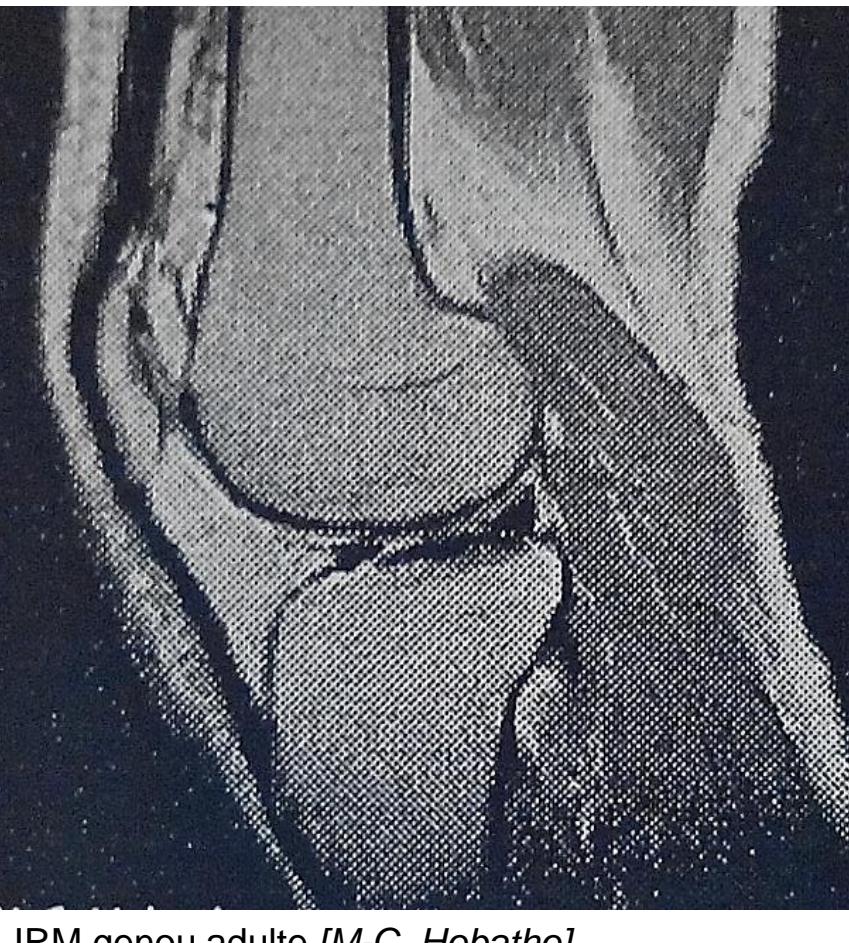


La désintégration est moins importante que l'apport en matière osseuse → Os plus épais, plus solide

Processus d'ossification



IRM genou enfant [*M-C. Hobatho*]

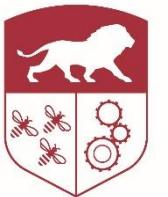


IRM genou adulte [*M-C. Hobatho*]



Cartilage de conjugaison [*A. Pichon*]

Processus d'ossification



CENTRALE LYON
ENISE

Régulation hormonale de la croissance osseuse

- **Au cours de l'enfance**
 - Stimulus : **hormone de croissance** (GH) sécrétée par l'adénohypophyse
 - **Hormones thyroïdiennes** (T3 et T4) modulent l'activité de GH
- **A la puberté**
 - Libération d'**hormones sexuelles** → poussée de croissance
 - Période se termine par la soudure des cartilages épiphysaires

4.2.

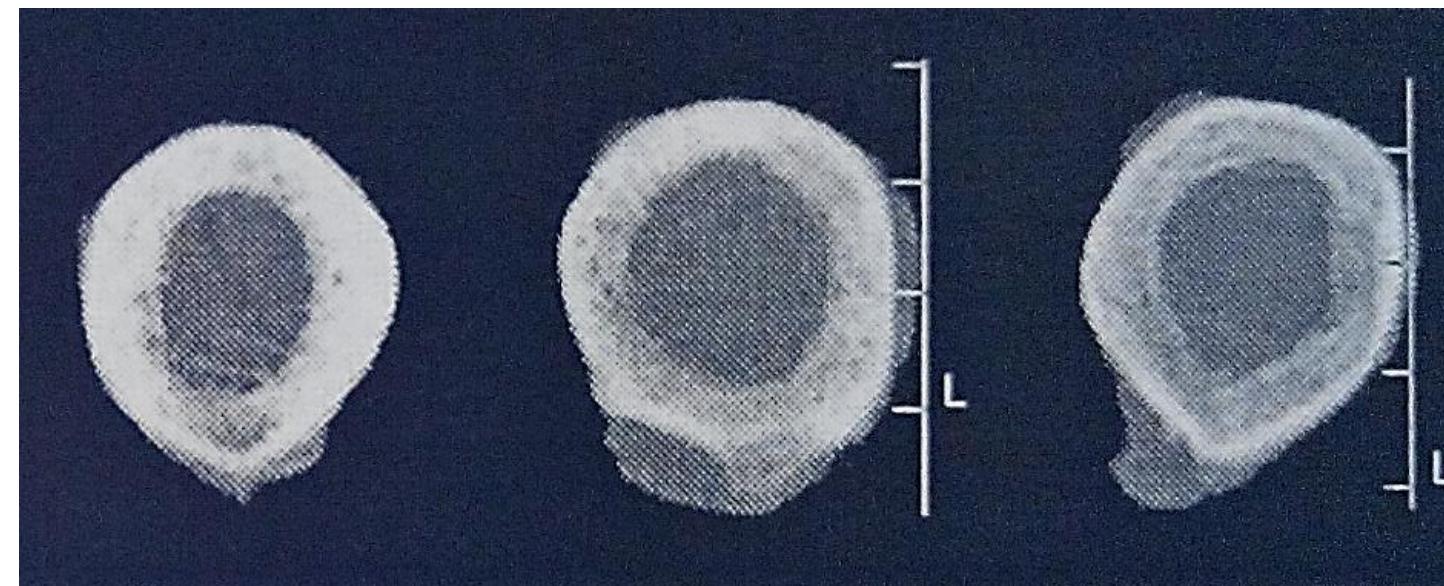
Processus de remodelage osseux

Processus de remodelage osseux

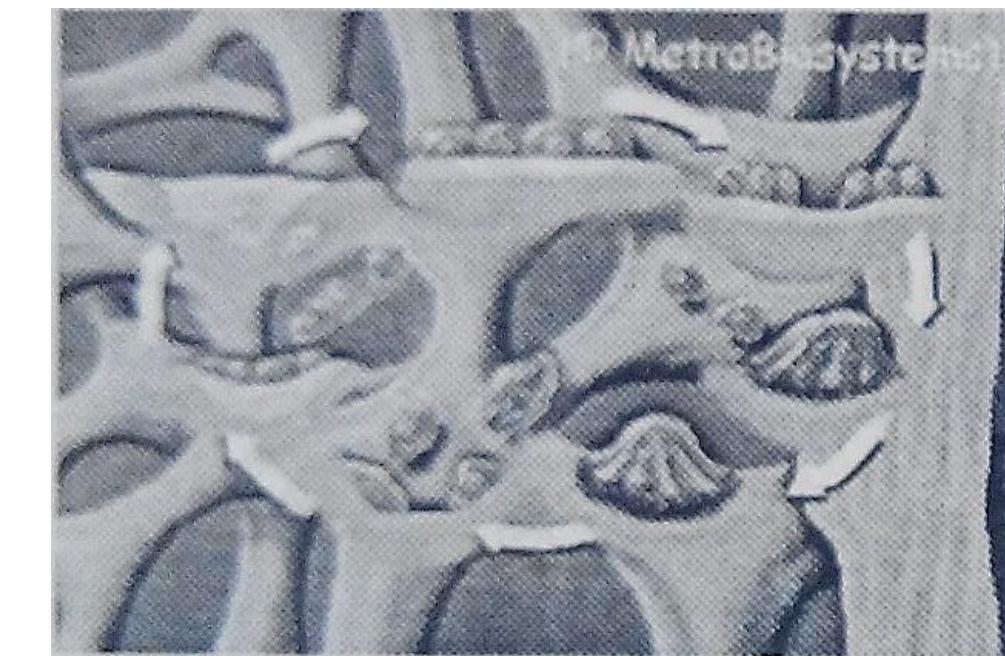
Remodelage osseux se traduit par le dépôt et/ou résorption de matière osseuse

Ostéoblastes : cellules protectrices de la matière osseuse ≠ ostéoclastes : cellules destructrices de la matière osseuse → Activité régulée par les ostéocytes

Remaniement osseux (reconstruction osseuse) est ralenti avec l'âge (vieillissement osseux, fragilisation de l'os, etc.)



Coupes tomodensitométriques de fémurs humains à différents âges [V. Berry-Kromer, 2010]



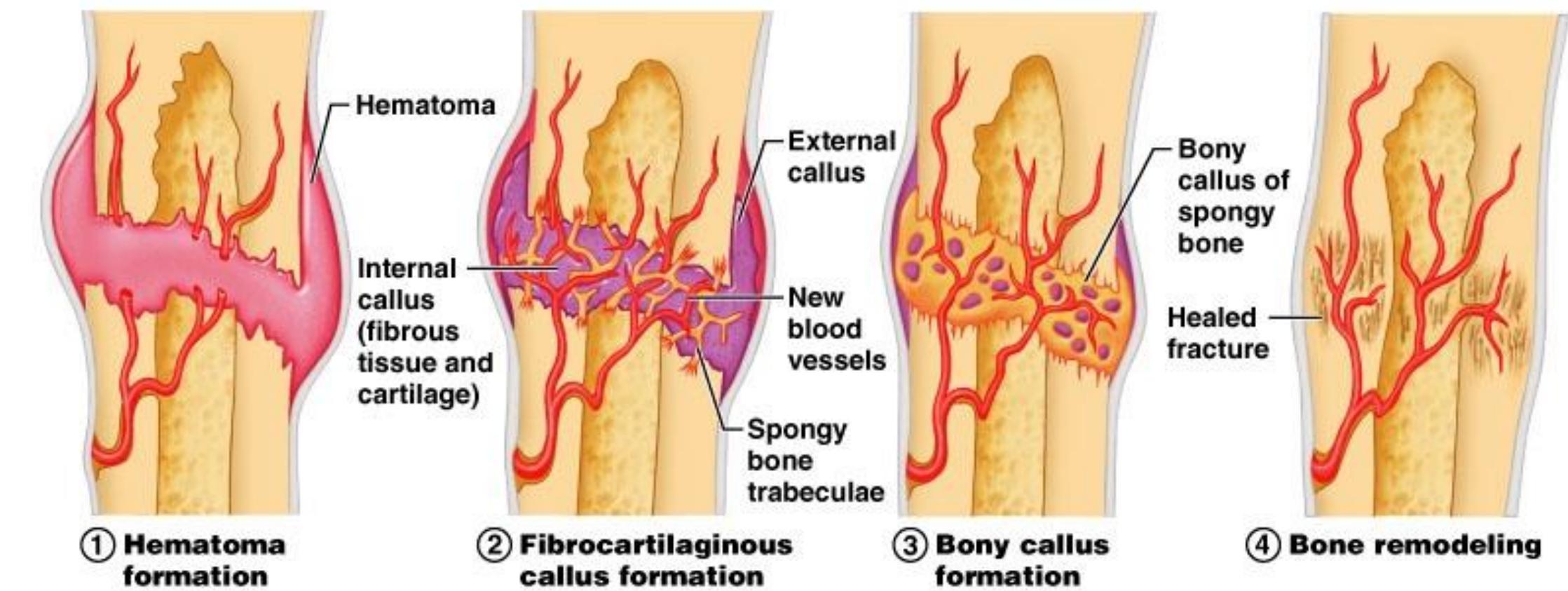
Régulation de l'ossification [V. Berry-Kromer, 2010]

Processus de remodelage osseux

Illustration : consolidation d'une fracture



Consolidation fracture du fémur [pediaos.fr]

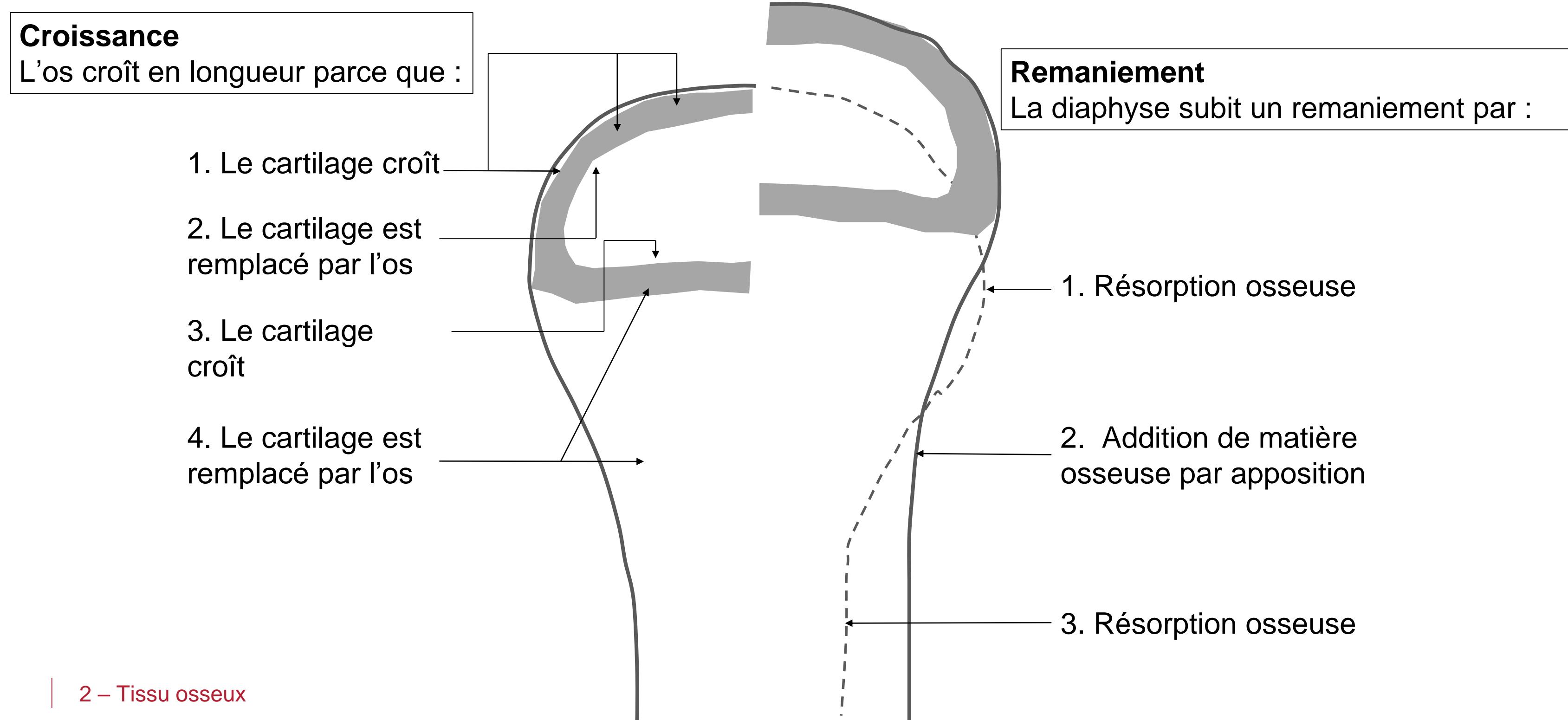


Copyright © 2004 Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings.

[Pearson education]

Processus de remodelage osseux

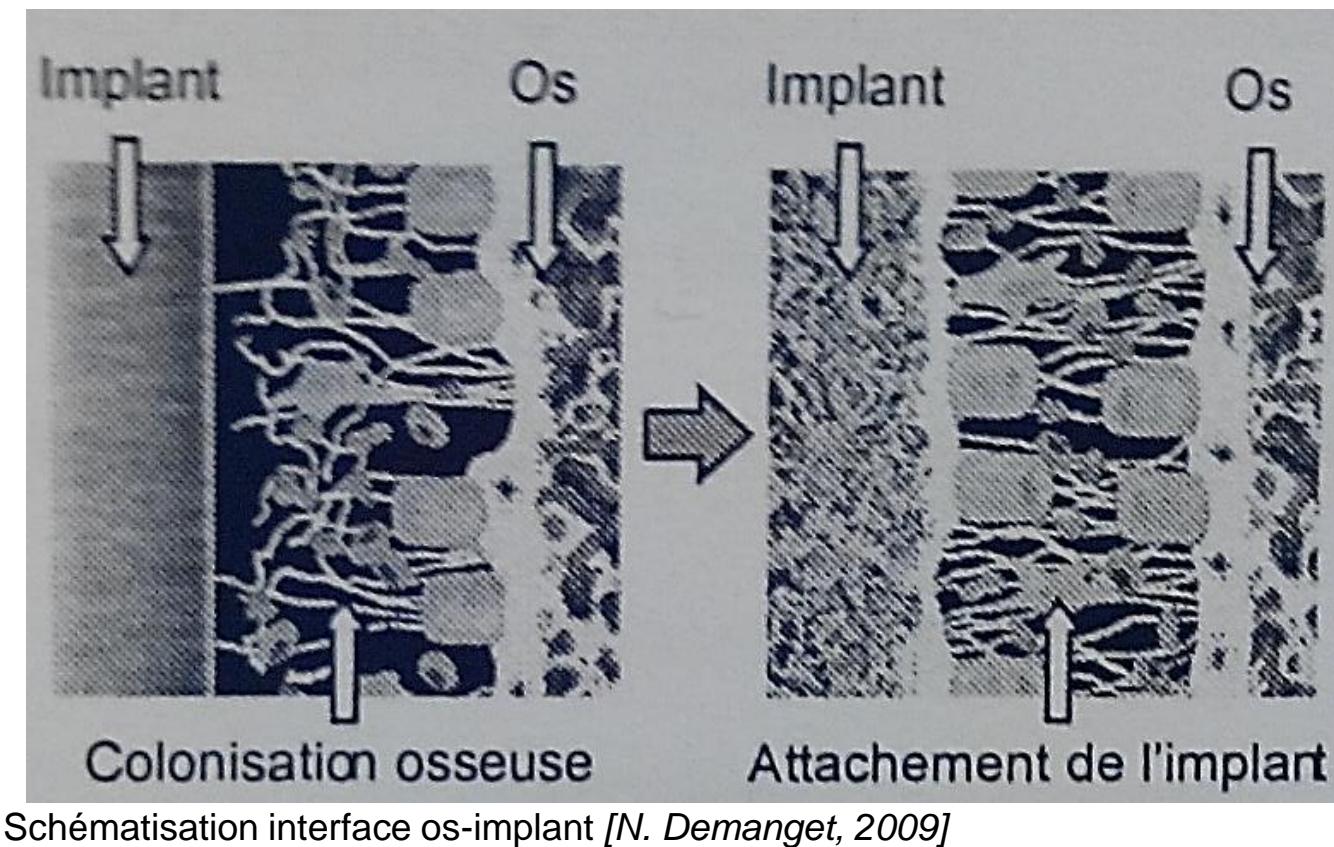
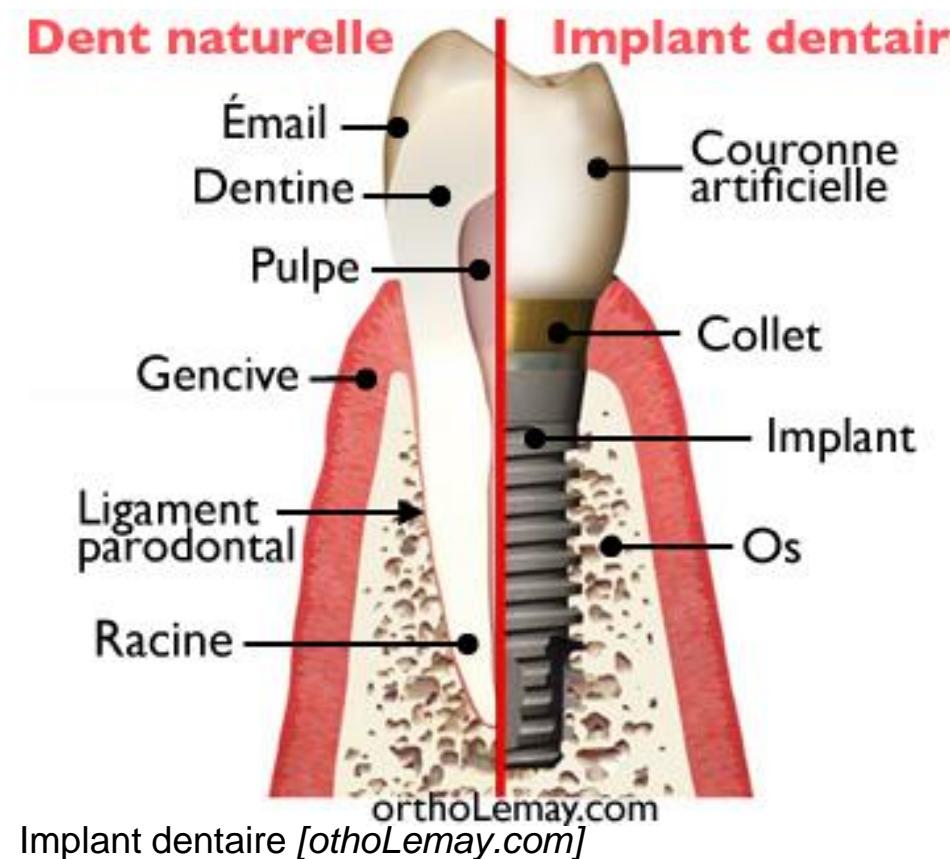
Résumé des mécanismes conduisant à la croissance et au remodelage



Processus de remodelage osseux

Domaines d'intérêt particulier pour l'étude du remodelage osseux

- L'usage de plus en plus intensif des biomatériaux (orthopédie, odontologie, etc.) rend nécessaire la compréhension fine de l'**interface os-implant**
- Stabilité du biomatériaux, qualité de vie du patient dépendent de la qualité de l'interface



Repousse osseuse entre microbilles sur un cotyle fémoral
[orthopale.org]

4.3.

Modélisation du remodelage osseux

Modélisation du remodelage osseux

- Généralement modélisations considèrent que l'os est un matériau continu, élastique classique
- Modélisations se distinguent par
 - L'objectif du remodelage
 - Le contrôle du remodelage
 - La théorie employée
 - La méthode de résolution retenue
- L'objectif est soit **statique** (prévision de la structure de l'os à un instant donné, p.ex. distribution de densité), soit **dynamique** (description de comportement de l'os entre 2 états de contraintes distincts)
- Le **contrôle du remodelage** est assuré par une variable locale : **déformation, contrainte, énergie de déformation**

Modélisation du remodelage osseux

Théorie / méthodes

- 3 grandes **théories du remodelage** :
 - Théorie de la trajectoire (**Loi de Wolff**)
 - Théorie du **remodelage de surface** : densité constante → remodelage se traduit par une résorption ou une déposition de matériel osseux sur la surface
 - Théorie du **remodelage interne** : géométrie constante → résorption ou renforcement osseux lié à la modification de densité
- 3 grandes classes de **méthodes de résolution** :
 - **Méthodes statistiques** (résultats généraux)
 - **Méthodes analytiques** (pb simplifiés en termes de géométrie et de conditions aux limites)
 - **Méthodes numériques** (éléments finis ou éléments de frontière)

Modélisation du remodelage osseux

Types de modèles

- 7 types de modèles :
 - **Modèles phénoménologiques** (ou empiriques) : le remodelage osseux est décrit à partir de lois empiriques, souvent basées sur des observations cliniques ou expérimentales
 - Modèles basés sur la **Mécanobiologie cellulaire** : intègrent l'activité des ostéoblastes (formation osseuse) et des ostéoclastes (résorption), couplée aux contraintes mécaniques
 - **Modèles Couplés Mécanique-Biologie** : intègrent les **signaux mécaniques et biologiques** (hormones, cytokines) pour prédire le remodelage.
 - **Modèles Microstructuraux (Trabéculaires)** : décrivent l'**adaptation de la microstructure osseuse** (ex. : orientation des trabécules) en réponse aux charges
 - **Modèles par Éléments Finis (MEF) Couplés** : combinent la **mécanique des milieux continus** (MEF) avec des **lois de remodelage** pour prédire l'évolution de la densité et de la géométrie osseuse
 - **Modèles Stochastiques et Basés sur les Agents** : simulent le comportement **individuel des cellules** (ostéoblastes, ostéoclastes) et leurs interactions
 - **Modèles Intégrant la Poroélasticité** : combinent le **remodelage** avec la **poroélasticité** (modèle de Biot) pour décrire l'adaptation de l'**os spongieux**

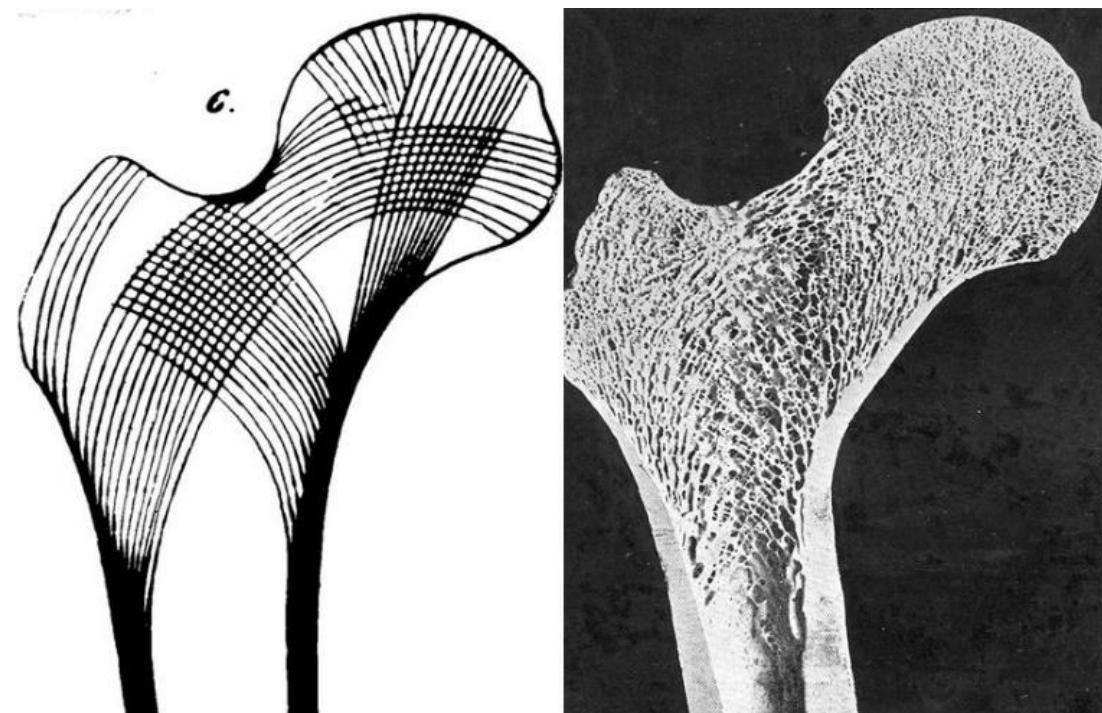
Modèles phénoménologiques

Ou modèles empiriques

Modélisation du remodelage osseux

Os spongieux

En 1866, l'ingénieur **Karl Culmann**, par une analyse graphique statistique, montre que l'architecture interne de l'extrémité supérieure du fémur correspond aux lignes de tension établies de manière « graphostatique »



Travées osseuses (schéma, coupe, radiographie) [C. Leriche, Pourreyron]

En 1892, Julius Wolff formule la **LOI DE WOLFF** :

« Toute modification de la fonction ou de la forme d'un os entraîne des modifications de la structure interne. La formation osseuse résulte à la fois des tensions produites par la contraction musculaire et des pressions statiques engendrées par le maintien de la pression debout. »

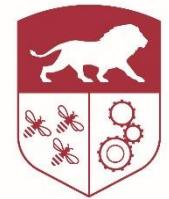
Modélisation du remodelage osseux

Loi de Wolff (1892)

- **Principe** : « l'os s'adapte aux charges mécaniques qui lui sont appliquées »
- **Formulation** (moderne) : La densité osseuse (ρ) ou la géométrie de l'os évolue en fonction des contraintes mécaniques locales (σ) : $\frac{d\rho}{dt} = C (\sigma - \sigma_{ref})$
 σ_{ref} : contrainte de référence (seuil d'adaptation), et C une constante
- **Applications** :
 - Explication de l'**hypertrophie osseuse** chez les athlètes (ex. : bras dominant des joueurs de tennis)
 - **Atrophie osseuse** en apesanteur (astronautes) ou après immobilisation
- **Limites** :
 - Ne tient pas compte des **mécanismes cellulaires** (ostéoblastes/ostéoclastes)
 - Ne prédit pas les **détails microstructuraux** (ex. : orientation des trabécules)

Modélisation

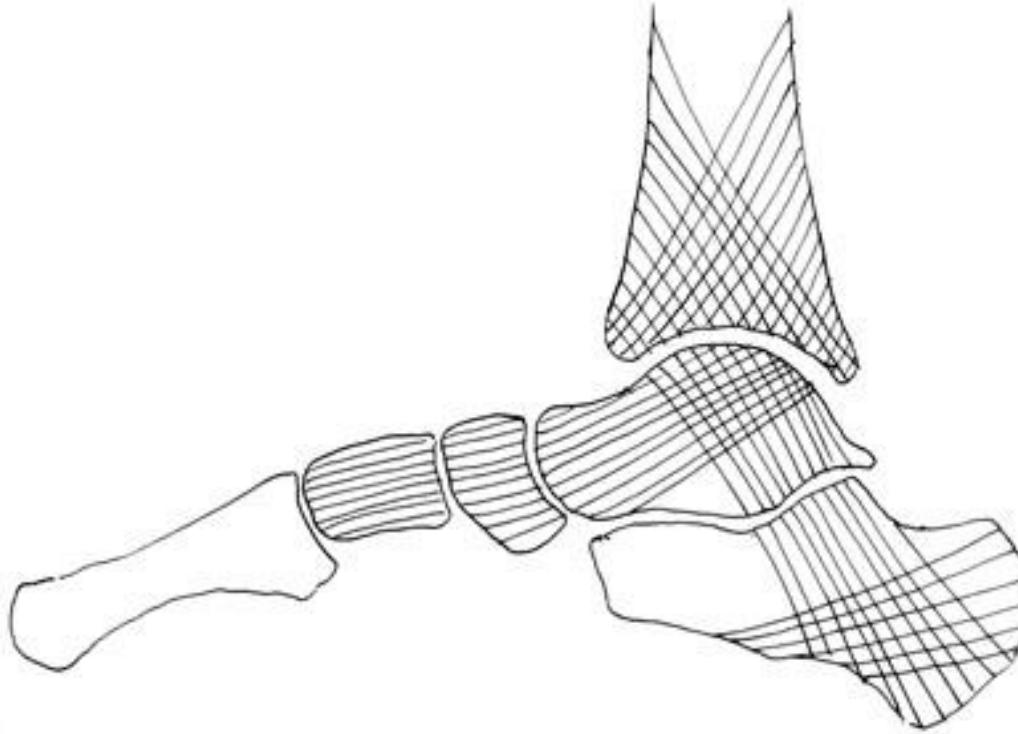
Os spongieux - Exemple



CENTRALE LYON
ENISE

Exemples de travées osseuses dans le pied :

- 1 : trochléen postérieur (pesanteur, flexion)
- 2 : trochléen antérieur (pesanteur, extension)
- 3 : thalamique (pesanteur, flexion)
- 4 : apophysaire antérieur (forces de compression)
- 5 : plantaire (forces de traction du tendon d'Achille)
- 6 : talonnien (forces de frottement)
- 7 : forces de pesanteur

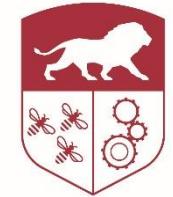


Travées osseuses du pied humain
[maitrise-orthopedique.com]



Radiographie pied humain [info-radiologie.ch]

Modélisation du remodelage osseux



Modèle de Frost (1964) – Mechanostat

- **Principe** : Frost a introduit l'idée d'un **seuil de contrainte** pour déclencher le remodelage :
 - **Seuil minimal** : en-dessous duquel l'os est résorbé
 - **Seuil maximal** : au-dessus duquel l'os est formé
 - **Zone d'adaptation** : entre les deux seuils, pas de changement
- **Équation** : $\frac{d\rho}{dt} = \begin{cases} C_1(\sigma - \sigma_{min}) & \text{si } \sigma > \sigma_{min} \text{ (formation)} \\ 0 & \text{si } \sigma_{min} \leq \sigma \leq \sigma_{max} \text{ (équilibre)} \\ C_2(\sigma - \sigma_{max}) & \text{si } \sigma < \sigma_{min} \text{ (résorption)} \end{cases}$
- **Applications** :
 - Prédition de la **perte osseuse** chez les patients alités
 - Conception d'**exercices de rééducation** pour stimuler la formation osseuse
- **Limites** :
 - Ne considère pas les **facteurs biologiques** (hormones, nutrition)
 - Les seuils σ_{min} et σ_{max} sont difficiles à mesurer *in vivo*

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Huiskes (2000) – « Lazy zone »

- **Principe :** Une **zone d'inactivité** (lazy zone) où aucune adaptation n'a lieu, encadrée par des seuils de formation et de résorption

- **Équation :** $\frac{d\rho}{dt} = \begin{cases} C_f(\sigma - \sigma_{upper}) & \text{si } \sigma > \sigma_{upper} \text{ (formation)} \\ 0 & \text{si } \sigma_{lower} \leq \sigma \leq \sigma_{upper} \text{ (équilibre)} \\ C_r(\sigma - \sigma_{lower}) & \text{si } \sigma < \sigma_{lower} \text{ (résorption)} \end{cases}$

σ_{upper} et σ_{lower} définissent la « lazy zone »

- **Applications :**
 - Simulation du **remodelage autour des prothèses** (ex. : stress shielding)
 - Optimisation des **designs d'implants** pour éviter la résorption osseuse
- **Exemple :**
 - Une prothèse de hanche trop rigide réduit les contraintes dans l'os adjacent → **résorption osseuse** (stress shielding)

Modèles Basés sur la Mécanobiologie Cellulaire

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Cowin (1985) – Théorie de l'adaptation

- **Principe** : Le remodelage est piloté par un **stimulus mécanique** (S), fonction des contraintes et des déformations
- **Équation** : $\frac{d\rho}{dt} = A (S - S_{ref})$
 S est souvent une combinaison de **contraintes** et de **déformations**, S_{ref} un stimulus de référence
- **Stimulus mécanique**
 - **Contrainte effective** : $S = \sigma_{eq}$ (von Mises)
 - **Energie de déformation** : $S = U$ (densité d'énergie de déformation)
- **Applications** :
 - Prédiction du **remodelage après une fracture**
 - Étude de l'**ostéoporose** (déséquilibre entre formation et résorption)
- **Exemple** :
 - Un os fracturé voit son **stimulus mécanique local augmenter** → activation des ostéoblastes pour la réparation

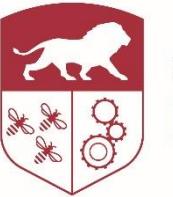
Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Weinans et Prendergast (1992)

- **Principe** : Le remodelage dépend du **stimulus mécanique quotidien** (Daily Tissue Stimulus, DTS), qui combine
 - Amplitude des contraintes
 - Nombre de cycles de chargement
- **Équation** : $\frac{d\rho}{dt} = C (DTS - DTS_{ref})$ où $DTS = \sum(\sigma_i^m N_i)$
 σ_i la contrainte pour le cycle i, N_i le nombre de cycles et m un exposant (souvent m = 4)
- **Applications** :
 - Explication de l'**effet de l'exercice** (ex. : marche vs. course)
 - Conception de **prothèses** pour minimiser la résorption osseuse
- **Limite** :
 - Nécessite souvent des données précises sur les **chargements cycliques** (difficiles à obtenir *in vivo*)

Modèles Couplés Mécanique-Biologie

Modélisation du remodelage osseux



Modèle de Martin (1998) – RATE (Regulatory Algorithm for Tissue Engineering)

- **Principe :** Le remodelage dépend
 - Des contraintes mécaniques (stimulus S)
 - De l'activité cellulaire (ostéoblastes/ostéoclastes) régulée par des facteurs biologiques (ex : PTH, RANKL)

• **Équations :**
$$\begin{cases} \frac{dB}{dt} = k_f S - k_{diff}B + k_{prolif}B & (\text{ostéoblastes}) \\ \frac{dC}{dt} = k_{recruit}S - k_{apop}C & (\text{ostéoclastes}) \\ \frac{d\rho}{dt} = k_{form}B - k_{res}C \end{cases}$$

B et C sont les densités d'ostéoblastes et d'ostéoclastes, et k des constantes de taux

- **Applications :**
 - Simulation de l'**effet des médicaments** (ex. : biphosphonates, qui inhibent les ostéoclastes)
 - Étude des **maladies métaboliques** (ex. : hyperparathyroïdie)
- **Exemple :**
 - Traitement qui stimule les ostéoblastes → **augmentation de la densité osseuse**

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Garcia et al. (2002) – Couplage Mécanique-Chimique

- **Principe :**
 - Les **contraintes mécaniques** modulent la production de **facteurs de croissance** (ex. : TGF- β , IGF-1), qui à leur tour régulent l'activité cellulaire.
 - **Boucle de rétroaction** : Contraintes \rightarrow \uparrow TGF- β \rightarrow \uparrow activité ostéoblastique \rightarrow \uparrow formation osseuse.
- **Applications :**
 - Comprendre le **remodelage dans l'ostéoporose** (déséquilibre entre RANKL et OPG).
 - Développement de **thérapies biologiques** (ex. : anticorps anti-RANKL)

Modèles Microstructuraux

(trabéculaires)

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Adachi et al. (2001)

- **Principe :**
 - Les **trabécules osseuses** s'orientent selon les **lignes de contrainte principale** (loi de Wolff étendue à la microstructure)
- **Approche :**
 - Utilisation de la **théorie des poutres** pour modéliser les trabécules
 - **Optimisation topologique** : L'os se restructure pour minimiser les contraintes sous une charge donnée
- **Applications :**
 - Prédiction de la **perte de connectivité trabéculaire** dans l'ostéoporose
 - Conception de **scaffolds** pour l'ingénierie tissulaire osseuse
- **Exemple :**
 - Dans l'**os spongieux**, les trabécules s'alignent selon les directions des contraintes principales (ex. : fémur proximal)

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Hazelwood et al. (2001)

- **Principe :**
 - Le remodelage trabéculaire est modélisé comme un **processus stochastique**, où chaque trabécule a une probabilité de formation ou de résorption en fonction des contraintes locales
- **Applications :**
 - Simulation de la **détérioration trabéculaire** avec l'âge
 - Étude de l'**effet des microfractures** sur la microstructure

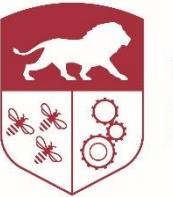
Modèles par Éléments Finis (MEF) Couplés

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Beaupré et al. (1990)

- **Principe :**
 1. Simulation MEF des contraintes dans l'os
 2. Mise à jour de la densité osseuse en fonction des contraintes (loi de Wolff ou Mechanostat)
 3. Itération jusqu'à convergence (équilibre mécanique/biologique)
- **Etapes :**
 1. Maillage de l'os (ex. : fémur)
 2. Application des charges (ex. : marche)
 3. Calcul des contraintes (logiciels : ANSYS, Abaqus)
 4. Ajustement de la densité osseuse selon une loi de remodelage
 5. Répétition jusqu'à ce que la géométrie se stabilise
- **Applications :**
 - Prédiction du **remodelage après pose d'une prothèse**
 - Étude de l'**adaptation osseuse** chez les athlètes
- **Exemple :**
 - Simulation de l'**adaptation d'un fémur** après insertion d'une tige prothétique

Modélisation du remodelage osseux

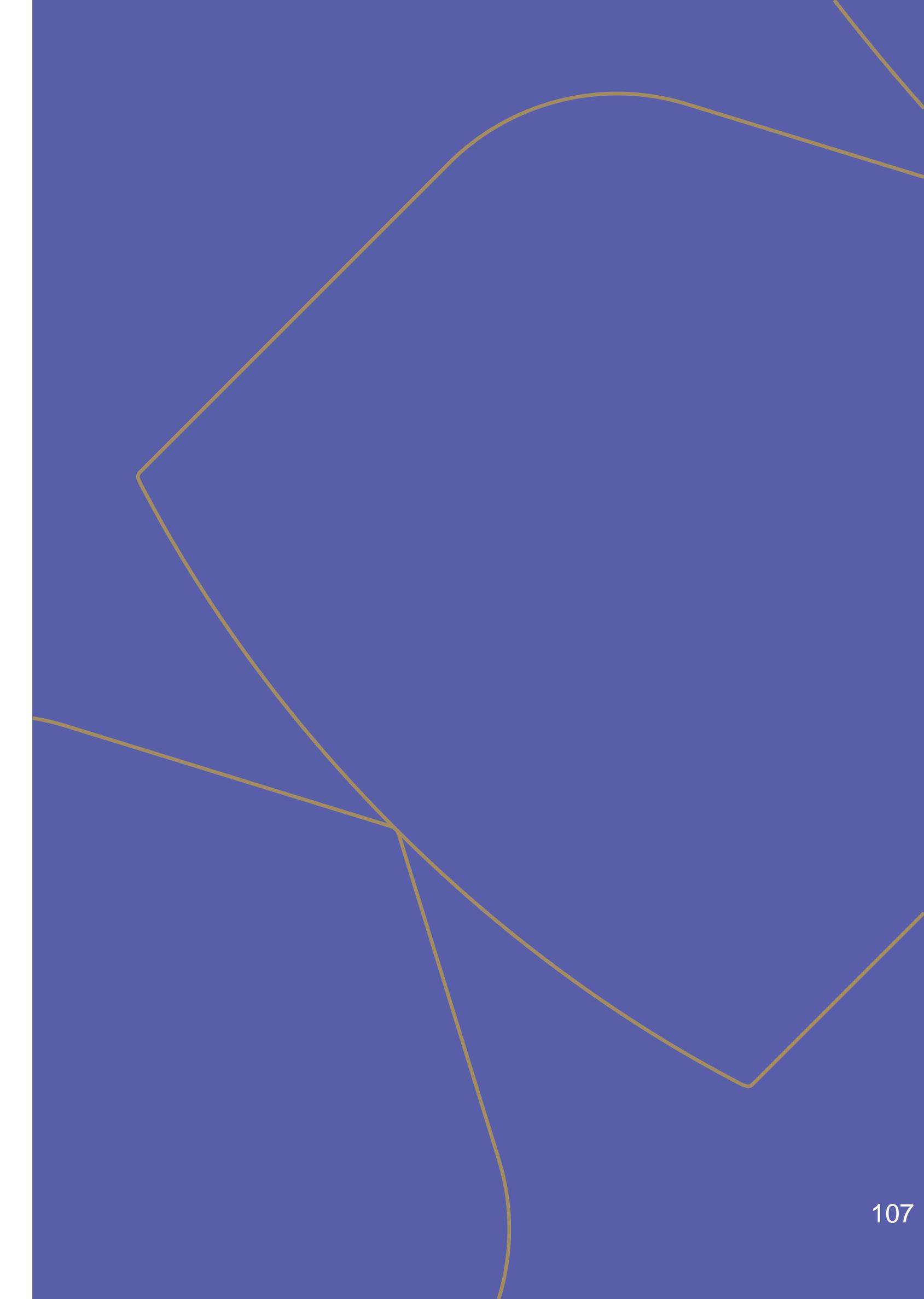


CENTRALE LYON
ENISE

Modèle de Ruimerman et al. (2005)

- **Principe :** Couplage entre
 - MEF pour les contraintes
 - Dynamique cellulaire (ostéoblastes/ostéoclastes)
 - Transport de nutriments (oxygène, facteurs de croissance)
- **Applications :**
 - Simulation de la **guérison des fractures**
 - Étude de l'**ostéonécrose** (mort cellulaire due à un manque de vascularisation)

Modèles Stochastiques et Basés sur les Agents



Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Pivonka et al. (2008)

- **Principe :**
 - Chaque cellule (agent) suit des règles basées sur :
 - **Son microenvironnement mécanique** (contraintes locales)
 - **Les signaux biologiques** (cytokines, hormones)
 - **Comportement émergent** : Le remodelage global émerge des interactions cellulaires
- **Applications :**
 - Étude de la **variabilité interindividuelle** dans le remodelage
 - Simulation de **pathologies** (ex. : myélome multiple, où les ostéoclastes sont hyperactifs)
- **Exemple :**
 - Un **myélome** augmente l'activité ostéoclastique → **résorption osseuse excessive**

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Buenzli et Simmons (2015)

- **Principe :**
 - Les cellules "sentent" les **déformations locales** via des **mécanorécepteurs** (ex. : intégrines)
 - La **différenciation cellulaire** dépend des signaux mécaniques et chimiques
- **Applications :**
 - Comprendre l'**effet des vibrations** (ex. : plateformes vibrantes pour l'ostéoporose)
 - Développement de **stratégies de régénération osseuse**

Modèles Intégrant la Poroélasticité

Modélisation du remodelage osseux

Modèle de Cowin et Hegedus (1976)

- **Principe :**
 - L'os est modélisé comme un **matériau poreux** (modèle de Biot)
 - Le **fluide interstitiel** influence le remodelage via des **signaux mécaniques et chimiques**
- **Équation :** $\frac{d\rho}{dt} = f(\sigma, p, \text{flux de fluide})$
p est la pression de fluide interstitiel
- **Applications :**
 - Simulation du **remodelage des vertèbres** sous charge cyclique
 - Étude de l'**effet de l'oedème osseux** sur la résorption

Modélisations

Limites et perspectives

Limites actuelles :

- **Complexité** : Les modèles intégrant mécanique + biologie + microstructure sont **coûteux en calcul**
- **Données manquantes** : Difficulté à mesurer *in vivo* les contraintes locales ou l'activité cellulaire
- **Variabilité individuelle** : Les paramètres (ex. : seuils de contrainte) varient selon les patients

Perspectives :

- **Intelligence artificielle** : Utilisation du *machine learning* pour prédire le remodelage à partir de données cliniques (ex. : scanners)
- **Modèles multi-échelles** : Coupler la **microstructure** (trabécules) et la **macrostructure** (os entier)
- **Biologie systémique** : Intégrer les **voies de signalisation cellulaire** (ex. : Wnt/β-caténine) dans les modèles mécaniques

Exemple de recherche :

- Projet **Virtual Physiological Human (VPH)** : Modélisation intégrée du corps humain, incluant le remodelage osseux

Modélisations

Résumé

Modèle	Approche	Avantages	Limites	Applications
Loi de Wolff	Phénoménologique	Simple, intuitif	Pas de détails cellulaires	Exercice, design de prothèses
Mechanostat (Frost)	Phénoménologique	Prédit formation/résorption	Seuils empiriques	Rééducation, ostéoporose
Cowin/Weinans	Mécanobiologie	Intègre les contraintes cycliques	Nécessite des données précises	Sport, fractures
Martin/RATE	Couplé mécanique-biologie	Décrit l'activité cellulaire	Complexé à calibrer	Médicaments, pathologies
MEF couplé	Numérique (ANSYS, Abaqus)	Prédit l'adaptation géométrique	Coûteux en calcul	Prothèses, fractures
Modèles stochastiques	Basés sur les agents	Capture la variabilité cellulaire	Difficile à valider expérimentalement	Myélome, régénération
Poroélastique + Remodelage	Couplé fluide-structure	Réaliste pour l'os spongieux	Complexité numérique	Vertèbres, cartilage

Pour finir ...

... Quelques anecdotes

Les bébés naissent avec 300 os tandis qu'un adulte n'en possède que 206 !

Un cou de girafe contient le même nombre de vertèbres qu'un cou humain !

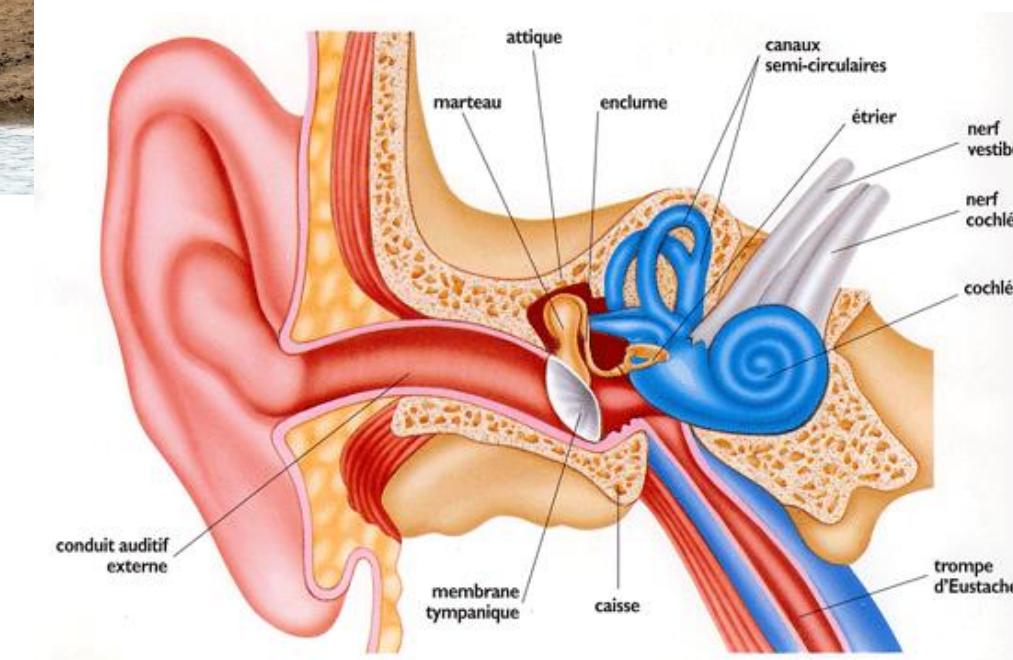
Le plus petit os dans le corps humain se trouve dans l'oreille interne et mesure ~0,28 cm de long !



[C. Didier]



[afrikianeuse.blogspot.fr]



Etrier [dangersduson.free.fr]