

CENTRALE LYON
ENISE

Tissu musculaire

Muscles et tendons

27 janvier 2026



SOMMAIRE

01.

Définitions

02.

Actionneurs musculaires

03.

Physiologie de l'activation
musculaire

1.

Définitions

Tissus Musculo-squelettiques

- Os
 - Squelette supporte le corps
- Cartilage articulaire (extrémité articulée de l'os)
 - Distribue les charges, permet le mouvement
- Ligament (capsule de joint os à os)
 - Augmente la stabilité mécanique, guide le mouvement du joint et prévient le mouvement excessif
- Tendon (os au muscle)
 - Attache le muscle à l'os et transmet les charges de tensions du muscle à l'os, permettant un mouvement coordonné

Autonomie

- Adaptabilité
- Auto-fabrication
- Auto-diagnostique, auto-réparation

Diversité des solutions

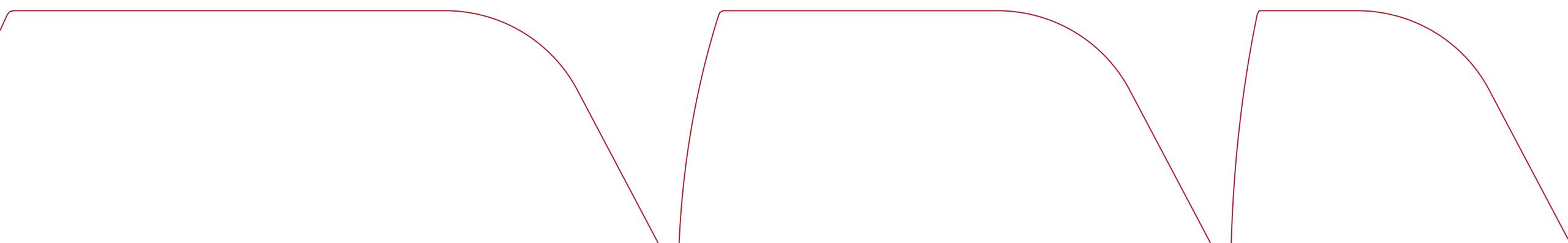
- Ex : couleurs (carotène, etc.)

Optimisation des structures

- Matériaux composites
- ... multi-échelles
- ... multifonctionnels

1.1.

Différents types de muscles

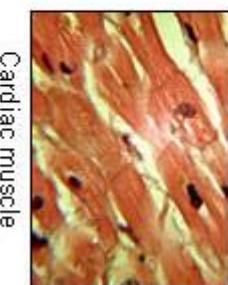
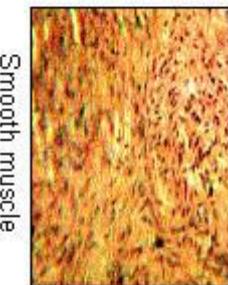


Différents types de muscles

- Composition du tissu musculaire
 - Composé de cellules contractiles (myocytes ou fibres musculaires)
 - Cellules riches en actine et myosine (acteurs principaux de la contraction) + la desmine
- ~ 40 à 50 % du poids corporel de l'homme
- Rôles
 - Maintien de la posture, préhension, ventilation pulmonaire, circulation sanguine, progression des aliments ou remplissage de la vessie
 - Contraction musculaire permet de fournir un travail mécanique

Différents types de muscles

- Le corps humain comprend plus de 550 muscles !
- 3 types de muscles
 - **Muscles squelettiques** (strié) : sous contrôle du système nerveux central (système volontaire). Généralement lien entre les os → Motricité
 - **Muscles lisses** : sous contrôle du système nerveux autonome (système involontaire)
 - **Muscle cardiaque** (particulier) : strié macroscopiquement parlant, mais muni d'un système propre de contractions, sensible aux stimulations hormonales, difficile de le contrôler consciemment



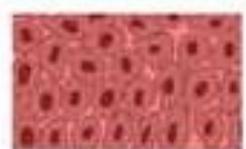
Types de
muscles
[\[wikipedia.org\]](https://wikipedia.org)

Différents types de muscles

Muscles Lisses

- **Muscles lisses** présents dans :
 - Les parois du tractus digestif
 - Le tractus urinaire
 - Les vaisseaux sanguins
 - Les follicules pileux
- Longues cellules pouvant se ramifier avec un noyau unique au milieu de chaque cellule
- Contractions lentes et involontaires, déclenchées par des facteurs locaux (ex dilatation de l'intestin) ou par le système nerveux végétatif

Cellules musculaires ramifiées et en forme de fuseaux



[infirmiers.com]

Différents types de muscles

Muscles striés

- **Muscles striés** présents dans :
 - La langue
 - Les muscles du larynx et la musculature de la gorge
 - Le diaphragme
 - L'ensemble des muscles des membres
- Grandes et longues cellules → fibre
- Contractions déclenchées par le système nerveux central (généralement sous le contrôle de la volonté)

Coupe transversale



Coupe longitudinale



Longues et grandes cellules multi-noyaux

[infirmiers.com]

Différents types de muscles

Muscles striés

- Muscles striés unissent les os entre eux
- Missions
 - Mobilisation active du corps
 - Maintien de la position verticale
 - Production de chaleur
- ~ 600 muscles constants → 43 % de la masse du corps de l'Homme
- Couleur rouge → présence de myoglobine + richesse
- Besoin important en oxygène pour fonctionner

Différents types de muscles

Muscles striés

Les muscles longs en fuseau

- Muscles fusiformes dont la longueur est prédominante.
- Corps renflé
- Terminés par des cordons durs et blancs : les tendons qui les fixent aux os → 1, 2, 3 ou 4 tendons (biceps, triceps, quadriceps)

Les muscles plats

- Muscles plats, en lame ou en ruban
- Étalés en éventail
- Absence de tendon → Insertion sur les os par une lame tendineuse (aponévrose d'insertion)
- Forment les parois des grandes cavités du corps : le grand pectoral, le diaphragme.

Les muscles courts

- Muscles circulaires, délimitant une ouverture. Des muscles courts notables incluent les muscles orbiculaires (orbiculaire des lèvres). Ils sont annulaires, entourant un viscère creux ; ils sont alors appelés « sphincters », et ils s'ouvrent à la suite d'une pression.

Différents types de muscles

Muscle cardiaque

- **Muscle cardiaque** strié (microscopiquement parlant)
 - Forme particulière de la musculature striée
 - Cellules reliées par des stries scalariformes formant un réseau en mailles très solide
 - Système propre de contractions, sensible aux stimulations hormonales
 - Difficile de le contrôler consciemment



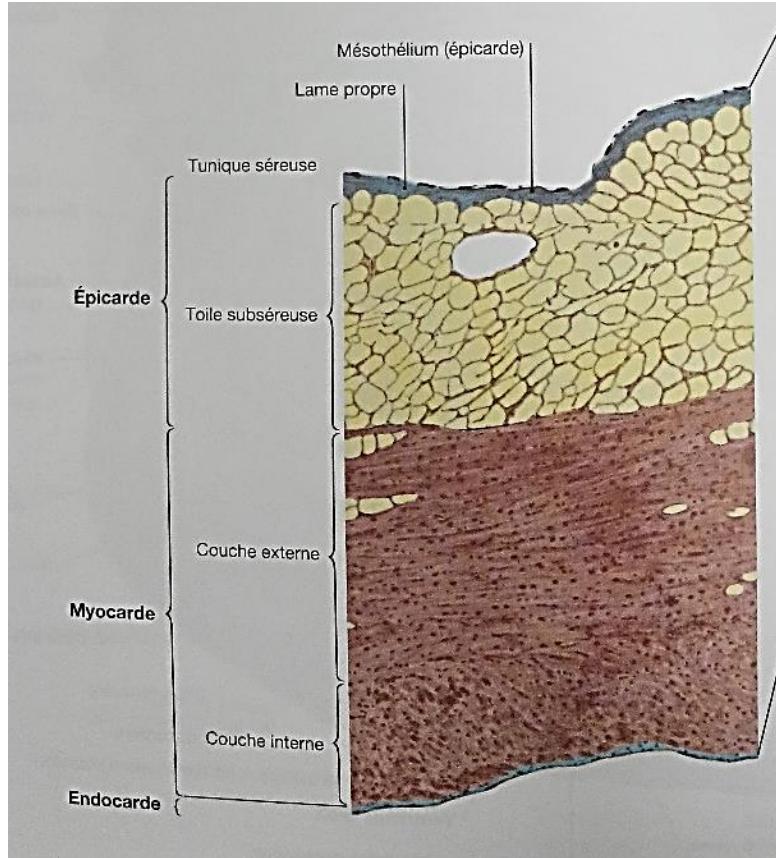
Cellules musculaires irrégulièrement ramifiées

[infirmiers.com]

Différents types de muscles

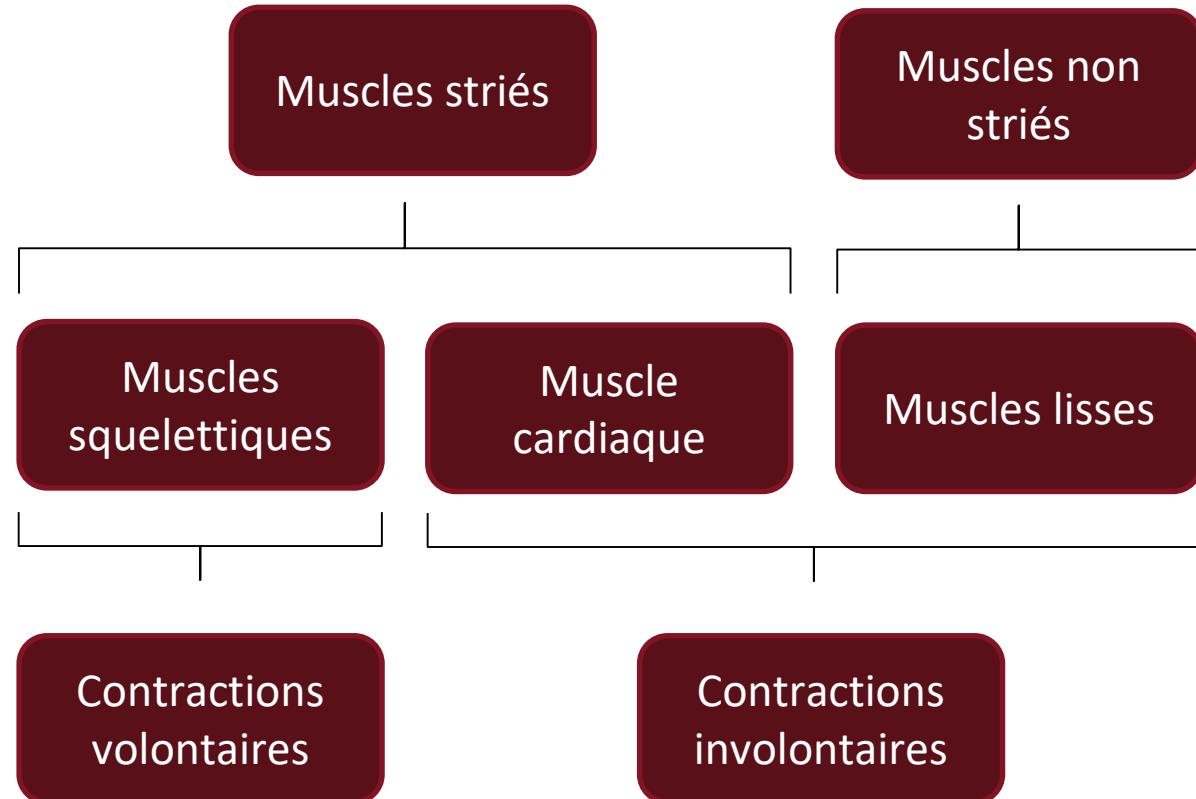
Muscle cardiaque

- **Endocarde**
 - Couche profonde
 - Endothélium + tissu conjonctif
- **Myocarde**
 - Musculature du cœur (cardiomyocytes)
- **Epicarde**
 - Tunique et toile séreuse
 - Important tissu graisseux + vaisseaux + nerfs



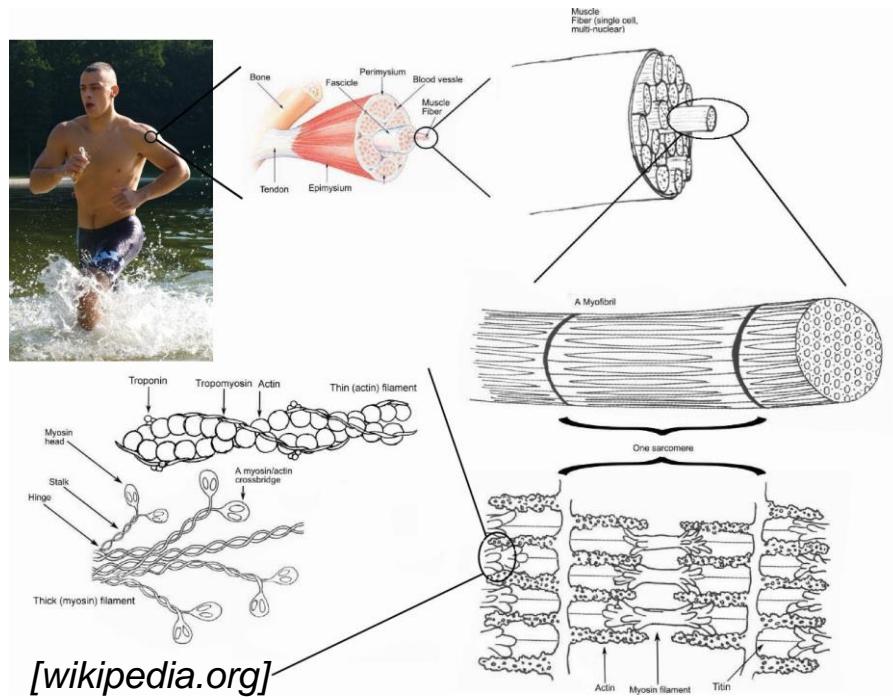
[Sobotta, Lavoisier]

Différents types de muscles



Différents types de muscles

- Tissu musculaire formé de **fibres** qui s'étendent entre les 2 tendons d'insertion
- Fibres rendues solidaires par du tissu conjonctif → **Faisceaux charnus**
- Fibres composées de **myofibrilles** dont l'ensemble constitue la **structure contractile**



1.2.

Fonctions des muscles striés squelettiques

Fonctions des muscles striés squelettiques

Les muscles striés squelettiques assurent :

- Le déplacement du corps et des objets environnants
- La posture et l'équilibre
- La communication entre les êtres humains (parole, mimique, ...)
- La thermogénèse



Mimiques [libresavoir.org]



Maintien de la chaleur
[le-comptoir-malin.com]



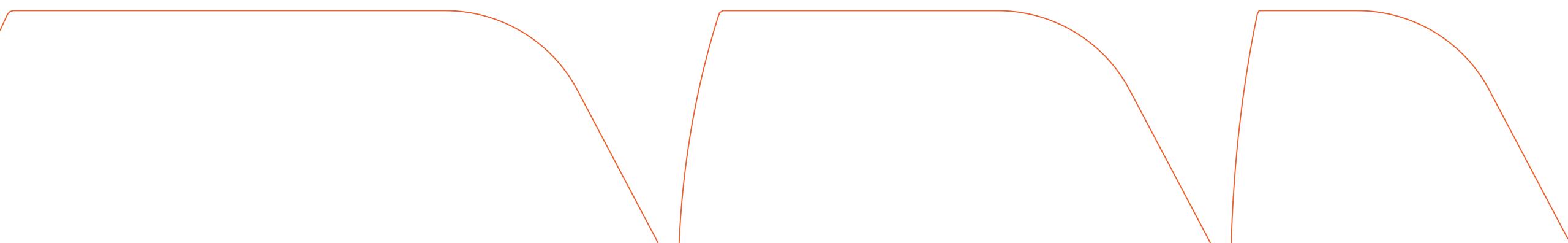
Movements in color [Andrew Lee Imaging]

2.

Les actionneurs musculaires

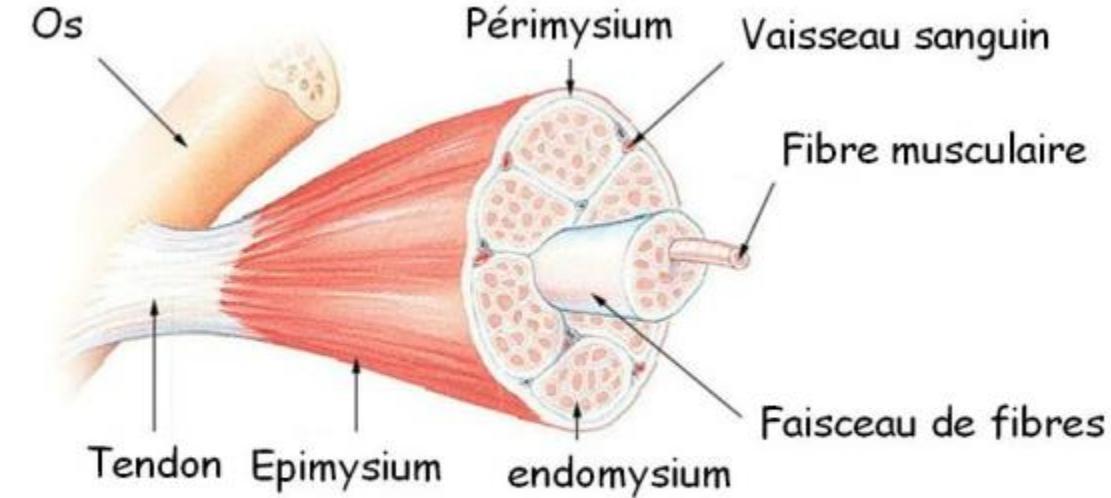
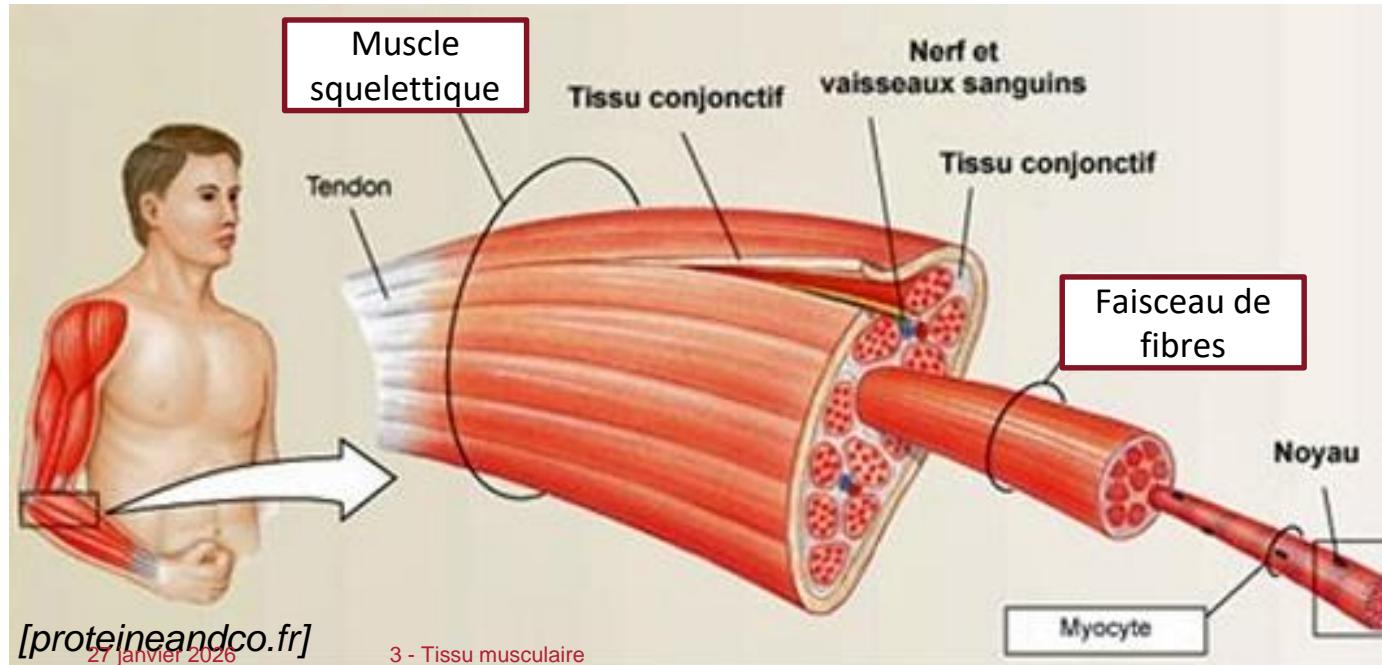
2.1.

Morphologie de l'activation et de la contraction musculaire



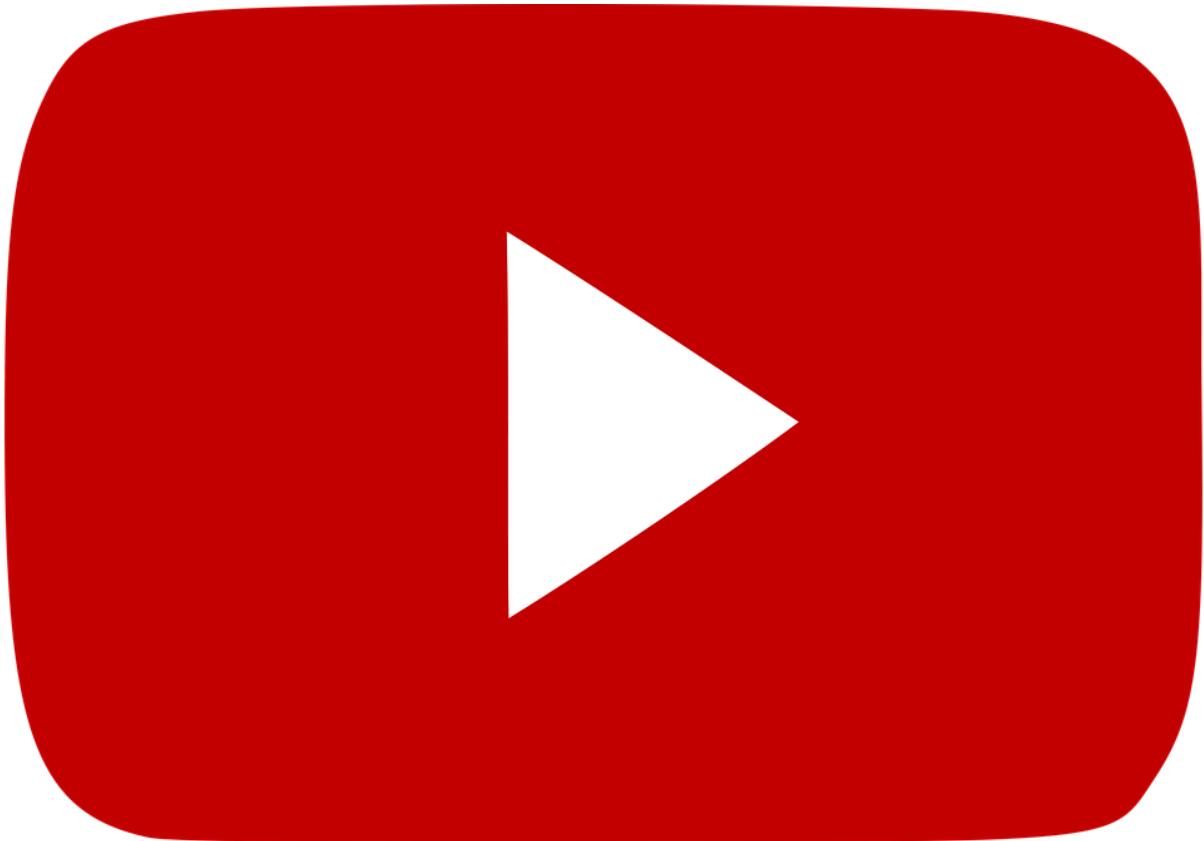
Morphologie des fibres musculaires

- Muscle = ensemble de faisceaux
- Faisceau = ensemble de fibres musculaires
- Fibre = cellule cylindrique (Φ : 10-100 μm), multinucléée, allongée (jusqu'à plusieurs dizaines de cm) → Ensemble de myofibrilles



Morphologie des fibres musculaires

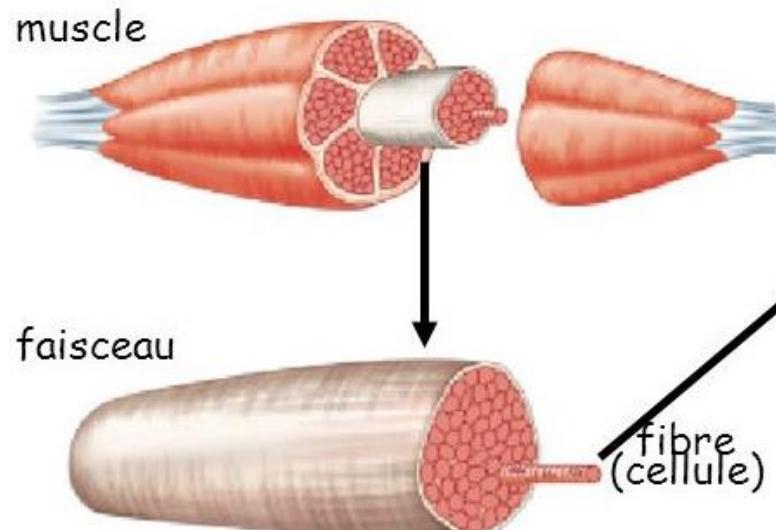
Vidéo explicative



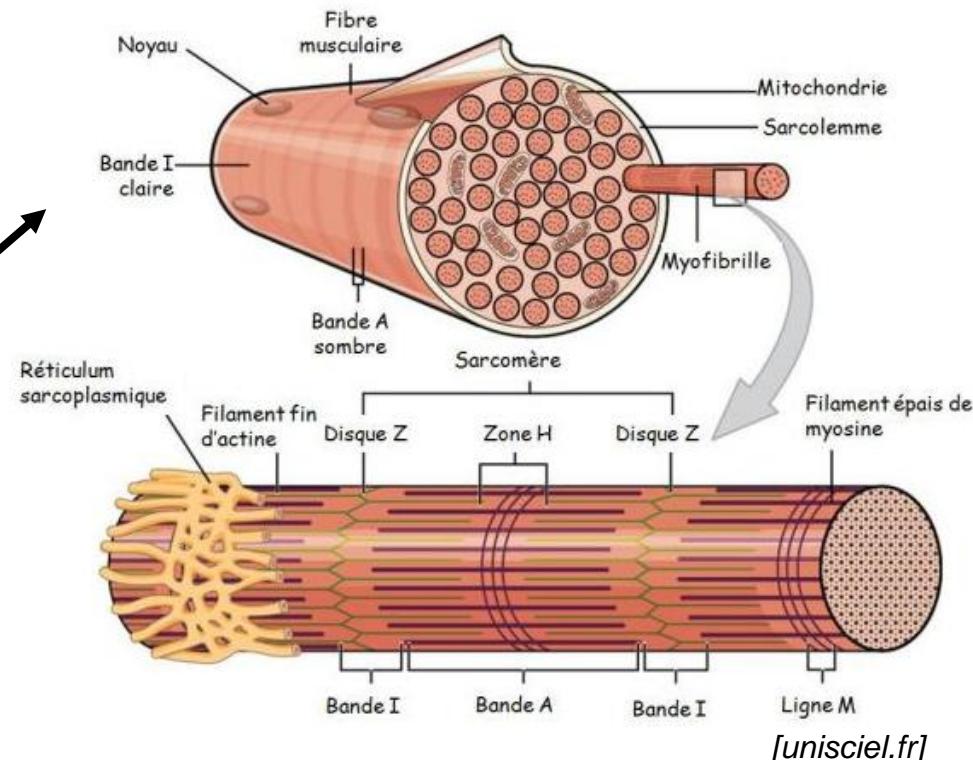
Morphologie des fibres musculaires

Myofibrille = Ensemble de sarcomères

Sarcomère = Ensemble de filaments fins + épais + protéines de structure



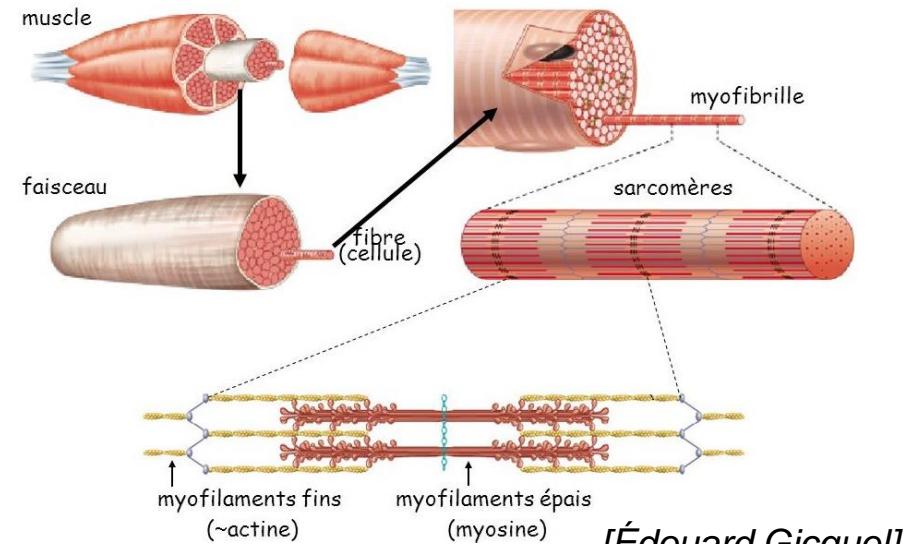
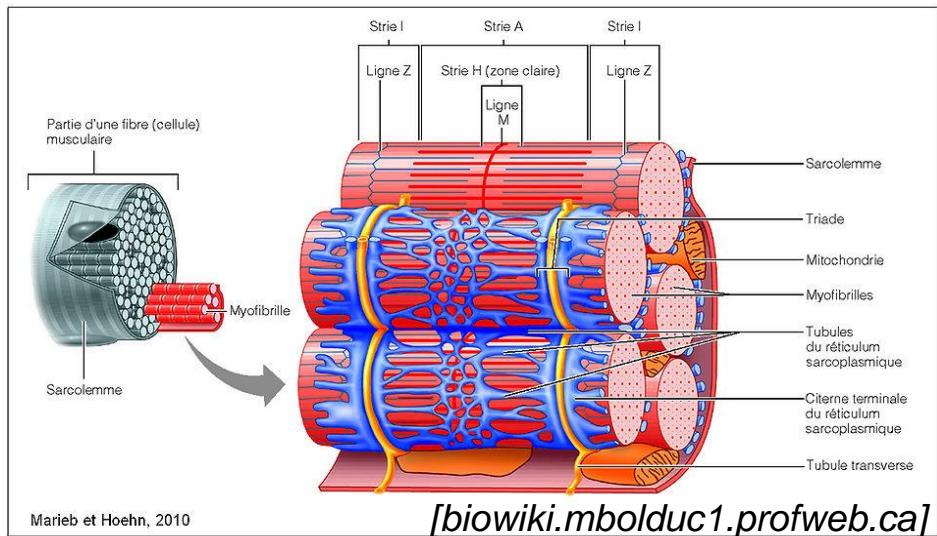
[Édouard Gicquel]



[unisciel.fr]

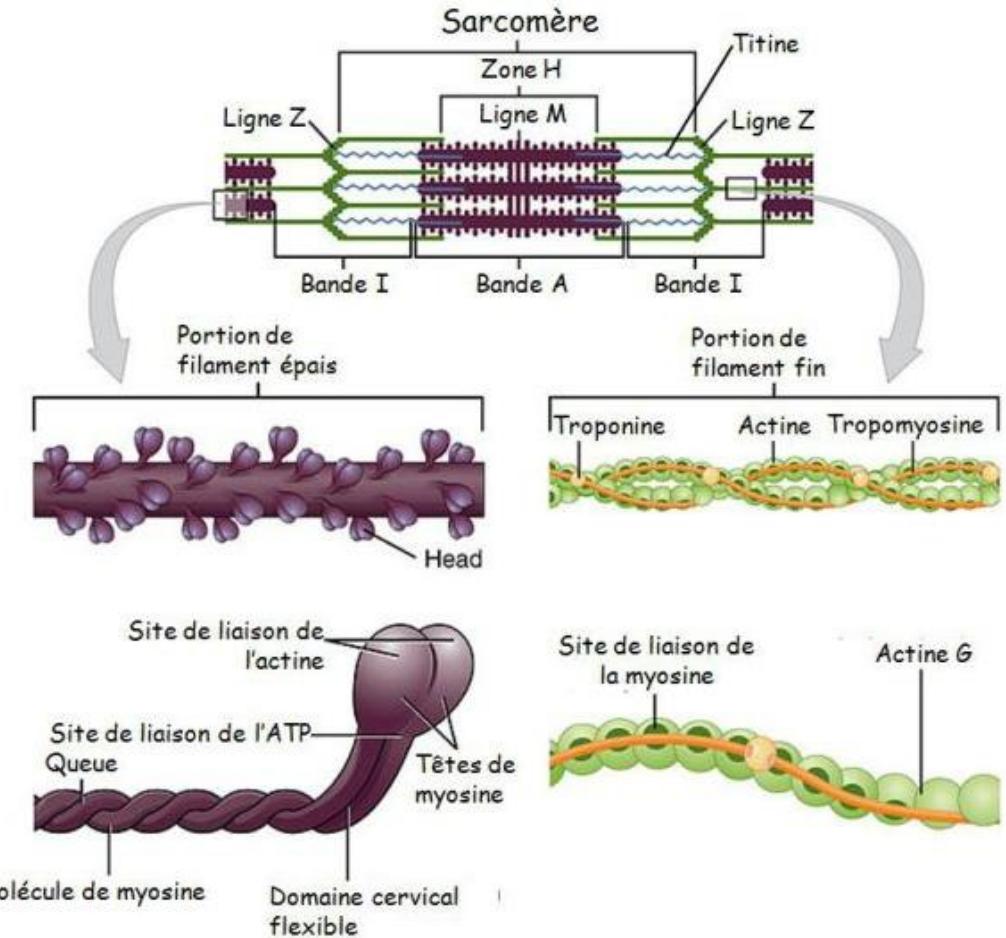
Morphologie des fibres musculaires

Fibre musculaire : alternance régulière de bandes claires (I) et de bandes sombres (A)
Chaque bande I est divisée par une mince strie (Z)
Chaque bande A comprend une zone médiane (H) plus claire que ses zones latérales
Sarcomère : zone comprise entre deux lignes (Z) = **unité fonctionnelle du muscle**



Morphologie des fibres musculaires

- Deux sorte de filaments constituent les myofibrilles :
 - **Filaments épais**, composés de molécules de **myosine**
 - **Filaments fins**, composés de molécules d'**actine**
- Entre filaments de myosine et d'actine possible formation de **pont d'union (crossbridges)** → mise en œuvre du **processus contractile**



Représentation schématique du sarcomère avec ces différentes zones et bandes ainsi que des protéines constituant ses filaments fins et épais.

2.4.

Physiologie de l'activation et de la contraction musculaire

Physiologie de l'activation et contraction musculaire

5 types de contractions musculaires :

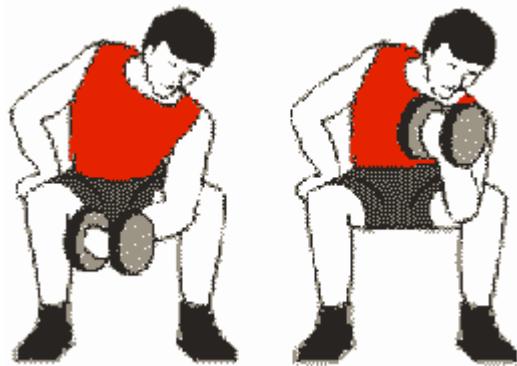
Contraction isométrique : dans ce mode de contraction, le muscle ne change pas de longueur

Contraction isotonique : le muscle se contracte en produisant une force constante

Contraction isocinétique : le muscle se contracte en se raccourcissant ou en s'allongeant à vitesse constante

Contraction concentrique : lors de la contraction, celui-ci se raccourcit

Contraction excentrique : le muscle s'allonge alors qu'il se contracte



[entrainement-sportif.fr]

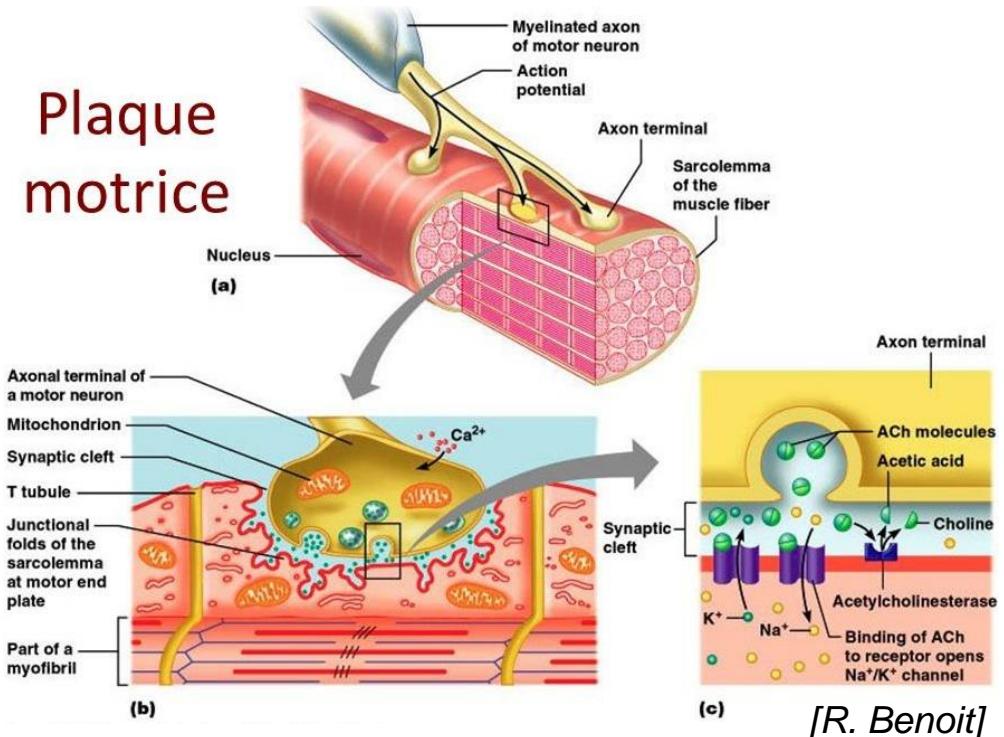


[all-musculation.com]

- Ceci est dû à un **glissement filamentaire** : les filaments fins pénètrent dans la bande A entre les filaments épais → Rupture partielle des ponts d'union (**crossbridges**), puis rattachement au site suivant, etc ...
- **Modèles de contraction isotonique** (Huxley) :
 - 1^{er} modèle (1957) : les ponts d'union se trouvent dans 2 états attachés ou détachés
 - 2^{ème} modèle (1971) : la tête de myosine ne peut s'attacher au filament d'actine que sous un nombre limité d'états d'énergie potentielle décroissante
- Modèles utilisés par les biochimistes et biophysiciens, mais non adaptés à une description macroscopique du comportement musculaire

Physiologie de l'activation et contraction musculaire

- La fibre musculaire répond à une excitation transmise au niveau de la **plaqué motrice**
- L'influx nerveux grâce à l'acétylcholine provoque une libération d'**ions calcium** qui viennent se fixer sur la troponine et permettent l'interaction actine-myosine



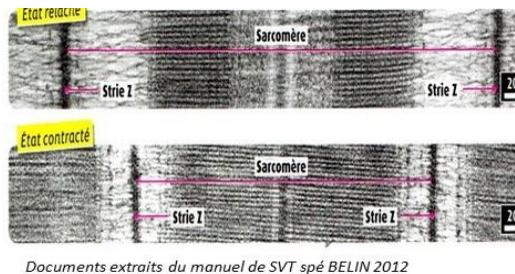
ATP (Adénosine TriPhosphate) = source d'énergie utilisée par les cellules musculaires

- Organisme doit synthétiser l'ATP, très faiblement présent dans les cellules musculaires
 - Pour les **efforts courts** (< 3 min), source énergétique principale est la **dégradation anaérobie** (sans O₂) **du glycogène**
 - Pour les **efforts moyens** (3 min – 1 h), carburant principal est le **glycogène dégradé par voie aérobie** (avec O₂)
 - Pour les **efforts longs** (> 1-2 h), **dégradation aérobie des lipides** fournit l'ATP

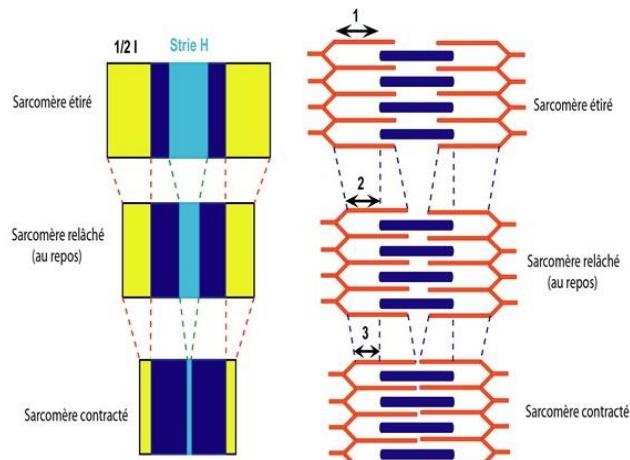
Physiologie de l'activation et contraction musculaire

Exemple sur 2 types de contractions musculaires :

- **Contraction isométrique** : muscle se contracte en développant une tension active à **longueur constante**
- **Contraction isotonique** : contraction avec raccourcissement à **tension constante** → Modification de la striation myofibrillaire
 - Raccourcissement : bandes I et H diminuent, bande A constante
 - Etirement : bandes I et H s'élargissent, bande A constante



Documents extraits du manuel de SVT spé BELIN 2012



<http://svt.ghediri.com/bac-sciences/10/neurophysiologie/20/fonctionnement-muscle-squelettique.html>

Physiologie de l'activation et contraction musculaire

Relation force-longueur

Les ponts d'union entre l'actine et la myosine génèrent la force de contraction :

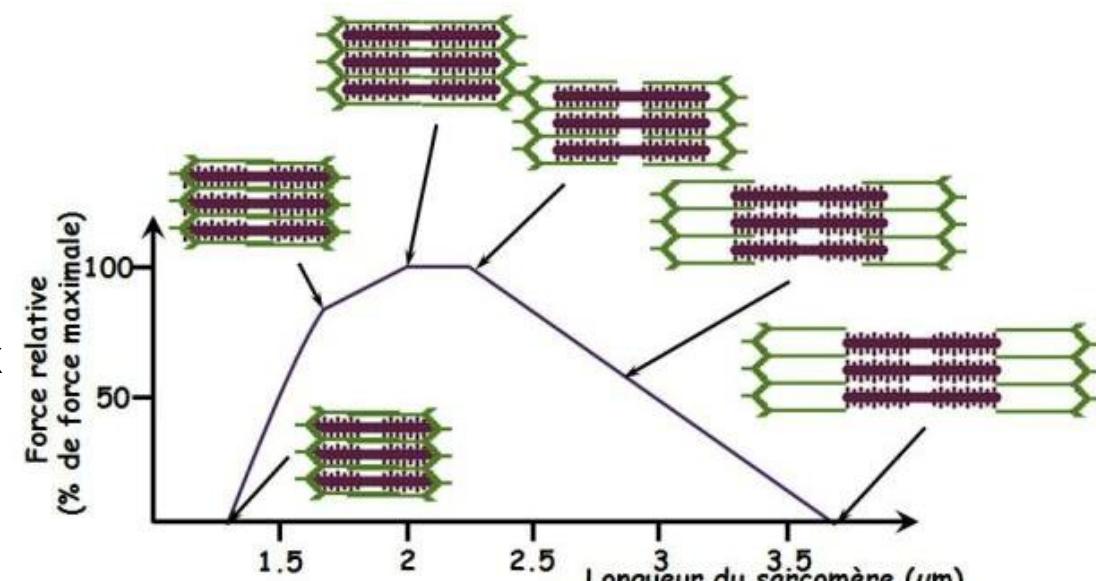
- pour une même fréquence de stimulation du muscle, sa force contractile dépendra du taux de recouvrement des filaments fins et des filaments épais avant que la contraction ne commence (théorie des filaments glissant → la force contractile produite au niveau d'un sarcomère est directement proportionnelle au nombre de ponts formés entre l'actine et la myosine)

Physiologie de l'activation et contraction musculaire

Relation force-longueur

Les ponts d'union entre l'actine et la myosine génèrent la force de contraction :

- A longueur de sarcomère élevée ($> 3.6\mu\text{m}$) → aucun chevauchement des filaments → muscle ne produira aucune force contractile
- Longueur du sarcomère réduite (de $3.6\mu\text{m}$ à $2.2\mu\text{m}$) → force contractile augmente proportionnellement au nombre de ponts d'union pouvant se former, donc au taux de recouvrement de plus en plus important entre les filaments
- Entre $2.2\mu\text{m}$ et $2\mu\text{m}$ → la force contractile maximale → sarcomère = longueur optimale ($2\mu\text{m}$ correspond à la longueur du sarcomère pour laquelle les extrémités des filaments fins rentrent en contact)
- Au dessous de cette longueur → chevauchement → diminution de la capacité de formation des ponts entre actine et myosine (faible proportion au début, puis plus marquée à mesure que la longueur se réduit encore)



Relation force contractile-longueur selon la théorie des filaments glissants.

[unisciel.fr]

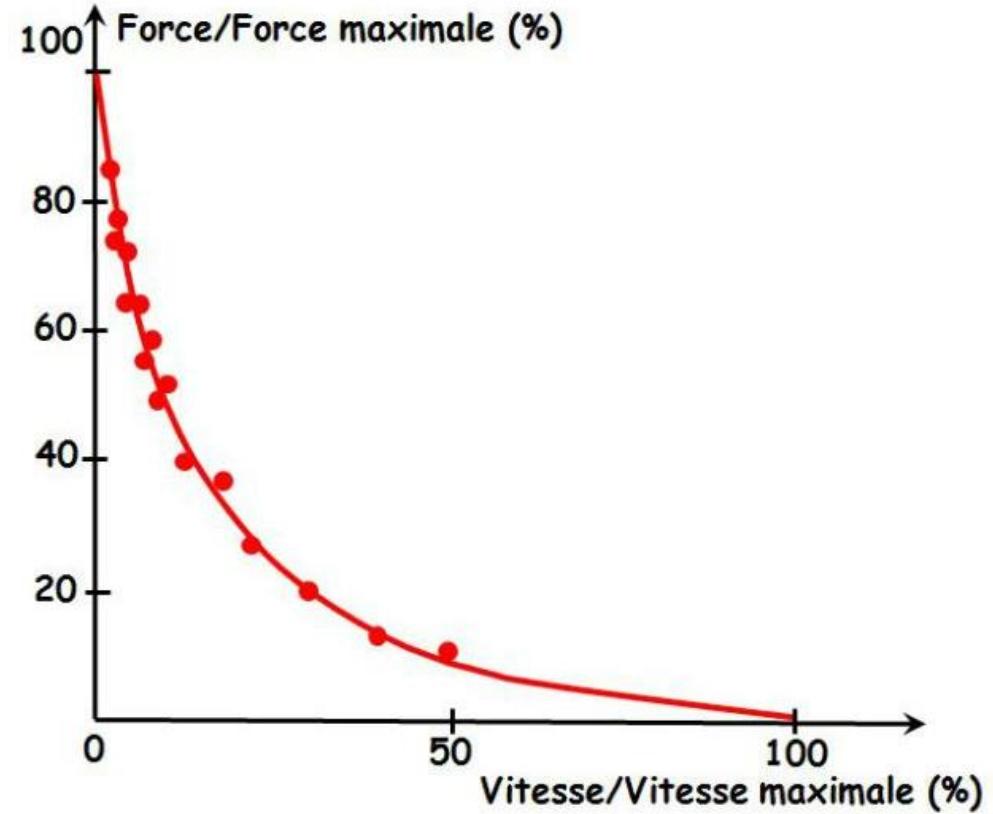
Physiologie de l'activation et contraction musculaire

Relation force-vitesse

La relation reliant la force de contraction à la vitesse de raccourcissement est une relation hyperbolique

- la force est maximale lorsque la vitesse est nulle (contraction isométrique)
- la force est nulle à partir de la vitesse maximale de raccourcissement

Ex. : lorsque l'on veut soulever une charge avec le bras, plus la charge est lourde et plus la vitesse à laquelle on la déplace est lente, jusqu'à une charge telle que l'on est incapable de la déplacer



Relation entre la force développée par le muscle et la vitesse à laquelle il se raccourcit.

[unisciel.fr]

2.5.

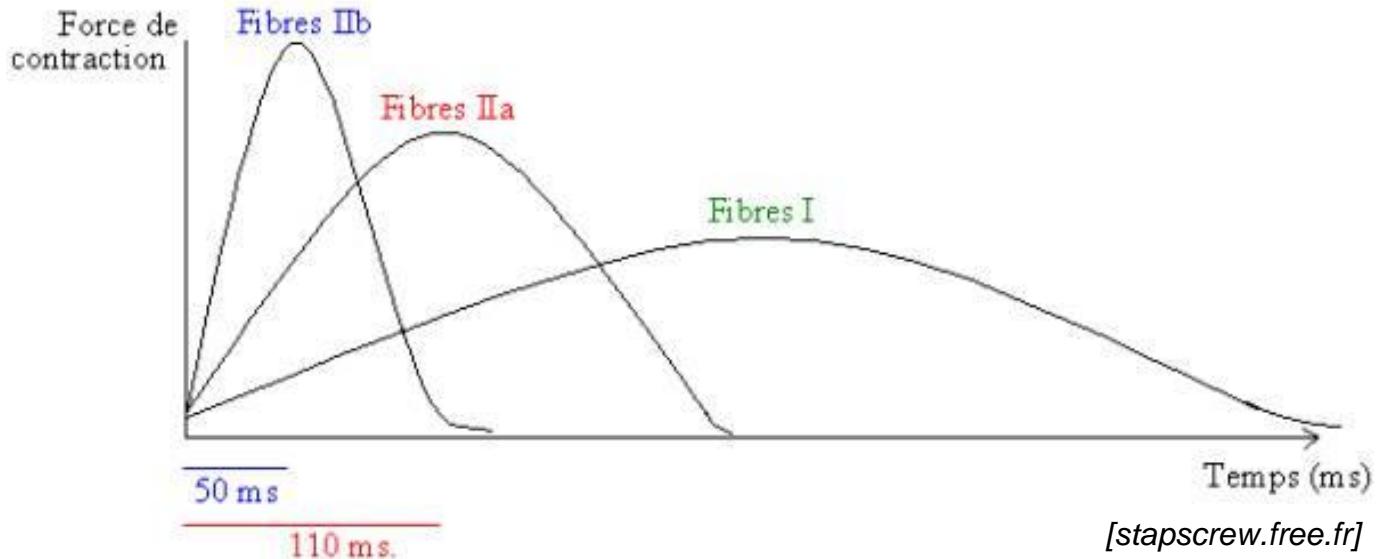
Comportement du muscle

Modélisation



Différents types de fibres

- 3 types de fibres
 - **Fibres de type I**, lentes et infatigables (en théorie)
 - Maintien de l'équilibre
 - Mouvements répétitifs à vitesse assez lente
 - **Fibres de type IIa**, rapides et endurantes
 - **Fibres de type IIb**, rapides et fatigables



	Fibre lente			Fibre rapide		
Nomenclature selon auteurs	I SO Oxydative)	(Slow	IIa FR resistant)	(Fast	IIb FF (Fast Fatigable)	
Vitesse de contraction	Lente		Rapide		Très rapide	
Résistance à la fatigue	Très peu fatigable		Modérément fatigable		Très fatigable	
Force produite par unité motrice	Faible		Modérée		Élevée	
Mitochondrie	Très importante		Modérée		Faible	
Vascularisation	Élevée		Modérée		Faible	
Métabolisme	Principalement oxydatif		oxydatif et glycolytique		Principalement glycolytique	

[unisciel.fr]

Théorie du filament glissant (Huxley, 1957)

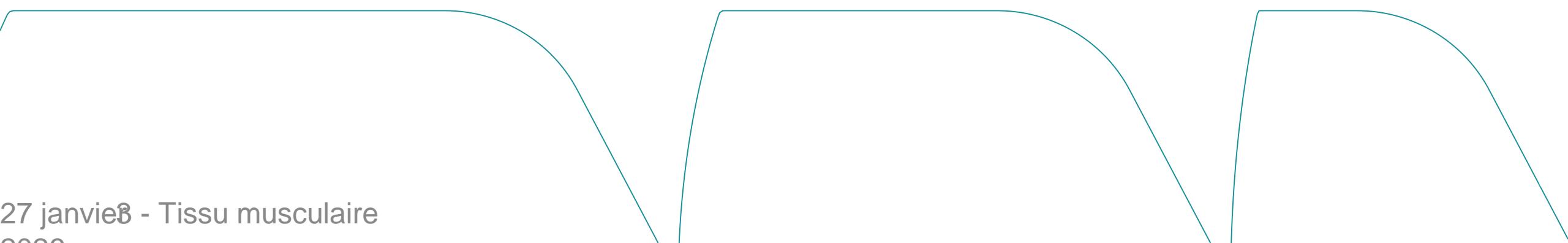
- Interaction actine-myosine, rôle de l'ATP et du calcium

Potentiel d'action

- Transmission du signal nerveux *via* les motoneurones



Modélisation rhéologique



Non linéarité des muscles

Généralités

Les muscles ne se comportent pas comme des **ressorts linéaires** (loi de Hooke) en raison de :

- **Structure complexe :**
 - Fibres musculaires (actine/myosine) + tissu conjonctif (collagène, élastine)
 - **Tendons etaponévroses** (transmission des forces)
- **Comportement actif :**
 - La force dépend de l'**activation neuromusculaire** (signal EMG)
- **Effets temporels :**
 - **Viscoélasticité** (dépendance au temps, ex. : relaxation après étirement)
 - **Hystérésis** (la force dépend de l'histoire du chargement).

Non linéarité des muscles

- **Courbe force-longueur :**

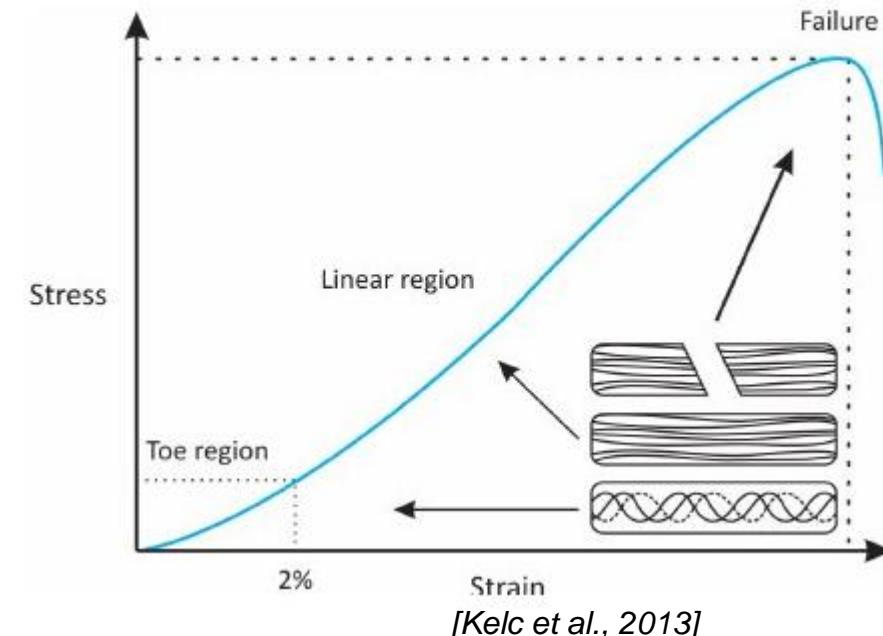
- La force **n'est pas proportionnelle** à l'allongement (contrairement à un ressort).
- **Pic de force à la longueur de repos** (l_{opt}) où le chevauchement actine-myosine est optimal.
- **Asymétrie** : Résistance accrue à l'étirement (due au tissu conjonctif) vs. compression (peu probable physiologiquement).

- **Équation** (modèle phénoménologique) :

$$F_{passive}(l) = a \cdot e^{b(l-l_{slack})} - c$$

l_{slack} : longueur au repos (sans tensions)

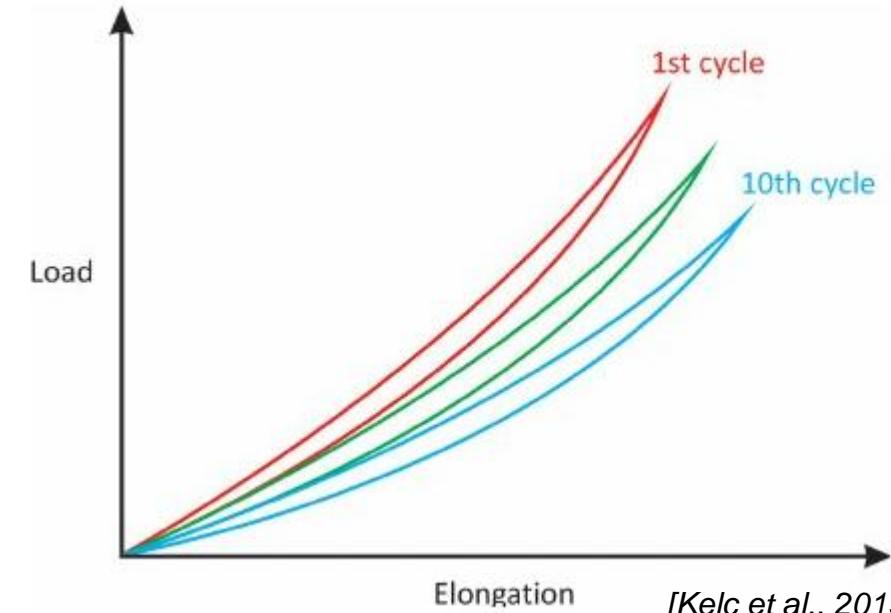
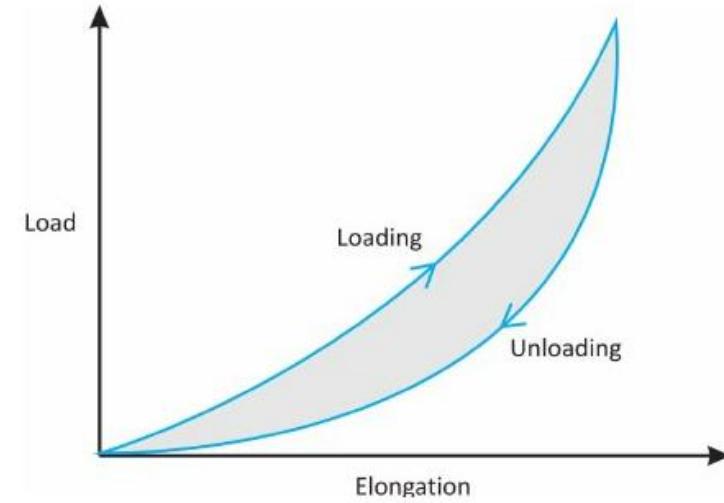
a, b ,c : paramètres ajustés expérimentalement



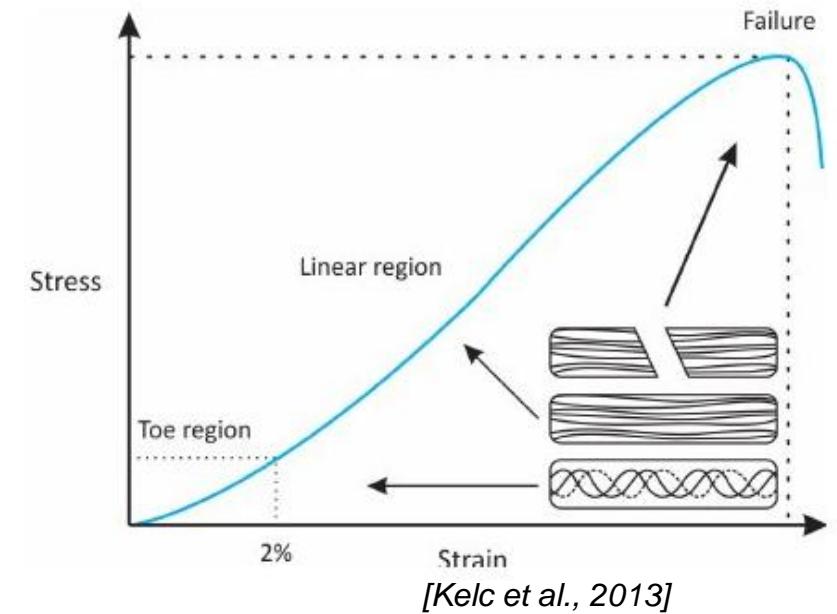
Viscoélasticité et Hystérésis

Élasticité Non-Linéaire

- **Viscoélasticité :**
 - La force dépend **du temps** et de la **vitesse de déformation**
 - Modélisée par des **modèles de Maxwell ou Kelvin-Voigt** (voir suite)
- **Hystérésis :**
 - La courbe **force-longueur** diffère selon que le muscle est en **phase d'étirement ou de relâchement**
 - **Énergie dissipée** sous forme de chaleur (perte mécanique)



- **Plasticité :**
 - Déformation **permanente** après un étirement excessif (ex. : claquage)
 - Liée à des **micro-déchirures** des fibres musculaires ou du tissu conjonctif
- **Rupture musculaire :**
 - Se produit lorsque la **contrainte dépasse la résistance maximale** des fibres
 - **Mécanismes :**
 - **Étirement brutal** (ex. : sprint sans échauffement)
 - **Fatigue accumulée** (ex. : marathon)
 - **Seuil de rupture :**
 - Contrainte maximale : **50–100 MPa** pour les muscles squelettiques
 - Dépend de l'**âge**, de l'**entraînement**, et de la **vascularisation**



- **Définition :**
 - Les muscles et tendons sont **précontraints** même au repos (tension résiduelle)
 - Cette précontrainte est due à :
 - La **structure du tissu conjonctif** (collagène)
 - L'**activation tonique** (même au repos, certaines fibres sont légèrement activées)
- **Rôle mécanique :**
 - **Stabilisation des articulations** (ex. : tension des ligaments du genou)
 - **Optimisation de la réponse dynamique** (ex. : tendons d'Achille prêts à stocker de l'énergie élastique)
- **Exemple :Tendon d'Achille :**
 - Précontraint à ~10% de sa force maximale au repos
 - Permet un **stockage d'énergie élastique** efficace lors de la course

Modélisation des non-linéarités

Modèles phénoménologiques

- **Hill (étendu)**
- **Modèle de Fung (quasi-linéaire viscoélastique, QLV) :** Décrit la **viscoélasticité non-linéaire** :

$$F(t) = \int_0^t G(t - \tau) \cdot \frac{dE_{elastic}}{d\tau} d\tau$$

Avec $G(t)$, une fonction de relaxation (exponentielle décroissante)

Conclusion

Modèles non-linéaires

Propriété	Description	Modèle Associé	Application
Élasticité non-linéaire	Force disproportionnée à l'allongement (exponentielle)	$F_{passive}(l) = a \cdot e^{b(l-l_{slack})} - c$	Étirements, prévention des blessures
Viscoélasticité	Dépendance au temps (relaxation, fluage)	Modèle de Maxwell/Kelvin-Voigt	Rééducation, conception de prothèses
Hystérésis	Différence entre étirement et relâchement	Boucle force-longueur	Analyse des cycles de mouvement
Plasticité	Déformation permanente après étirement excessif	Modèle élastoplastique	Ruptures musculaires
Précontrainte	Tension résiduelle au repos	Modèle de tendon/muscle précontraint	Stabilisation articulaire

La fatigue musculaire

Origines et mécanisme

- Phénomène complexe résultant de l'**épuisement des ressources énergétiques**, de l'**accumulation de métabolites**, et de l'**altération des mécanismes de contraction**

Mécanisme	Description	Effet sur la force
Épuisement de l'ATP	Diminution des réserves d' adénosine triphosphate (source d'énergie pour la contraction)	↓ Force et vitesse de contraction
Accumulation de lactate	Production de lactate (métabolisme anaérobie) → acidose → perturbation des enzymes	↓ Efficacité des ponts actine-myosine
Déséquilibre ionique	Perturbation des gradients de Ca²⁺, K⁺, Na⁺ → altération des potentiels d'action	↓ Excitabilité des fibres musculaires
Altération des ponts actine-myosine	Réduction du nombre de ponts actifs ou de leur efficacité	↓ Force développée
Fatigue centrale	Diminution de l' activation neuromusculaire (système nerveux central)	↓ Recrutement des unités motrices

Modélisation de la fatigue

Modèles

- **Modèles phénoménologiques** : absence de détails physiologiques, en utilisant des équations empiriques
 - Modèles exponentiels (simple ou plus complexe : intégrant la fatigue des unités motrices)
- **Modèles physiologiques** : mécanismes biochimiques et électrophysiologiques
 - Modèles intègrent la dynamique ionique
- **Modèles basés sur l'EMG** : utilisation des signaux électromyographiques (EMG) pour estimer la fatigue temps réel
- **Modèles dynamiques couplés** : mécanique musculaire, neuromusculaire et métabolique → simulation complète
 - Couplage modèles (physio + phénoménologiques, ou phénoménologiques + EMG, ...)

Modélisation de la fatigue

Modèles phénoménologiques

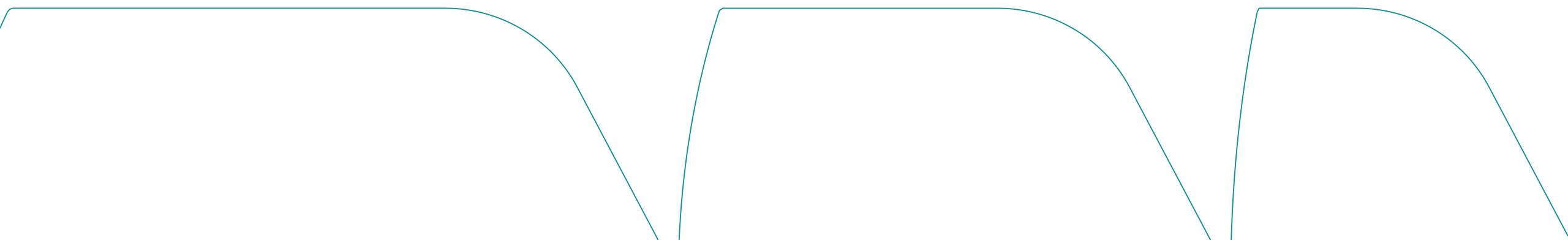
- **Hill (étendu)**
- **Modèle de Fung (quasi-linéaire viscoélastique, QLV) :** Décrit la **viscoélasticité non-linéaire** :

$$F(t) = \int_0^t G(t - \tau) \cdot \frac{dE_{elastic}}{d\tau} d\tau$$

Avec $G(t)$, une fonction de relaxation (exponentielle décroissante)



Modèle de Hill



Propriétés mécaniques du muscle

Modèle macroscopique de A.V. Hill (1938)

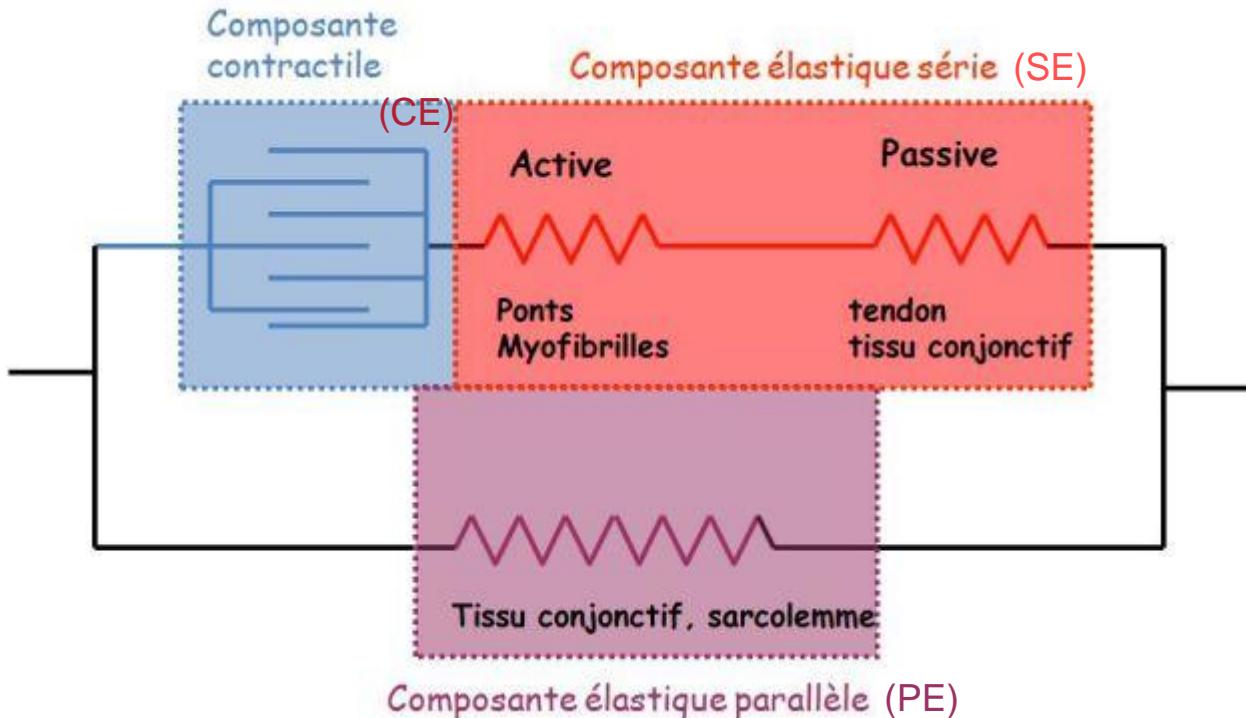
Caractéristiques générales

CE : élément contractile

SE : élément élastique série

PE: élément élastique parallèle

} **Force développée par le muscle**
 $F^M = F^{PE} + F^{CE}$

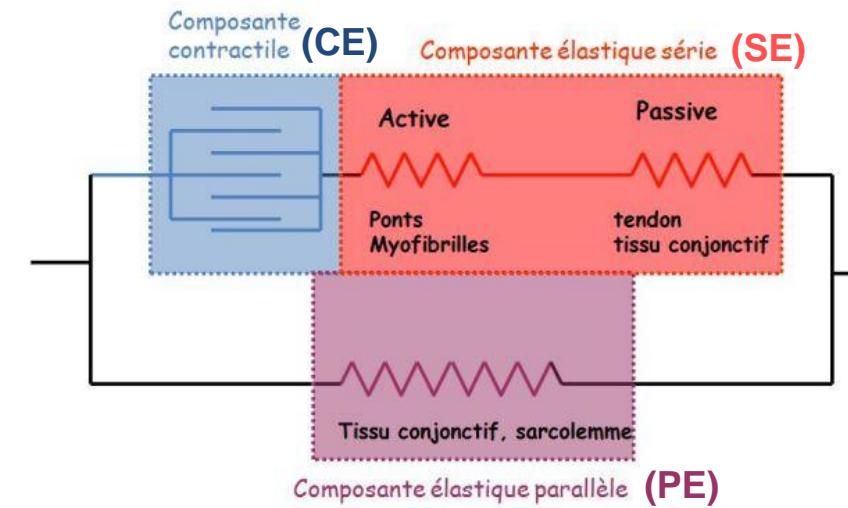


Propriétés mécaniques du muscle

Modèle macroscopique de A.V. Hill (1938)

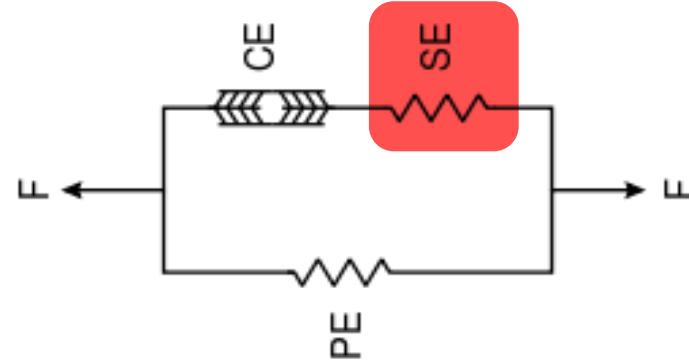
Caractéristiques générales

- **CE : élément contractile** → générateur de force
 - Caractéristiques dépendent des formations des ponts entre l'actine et les myosine (ponts par lesquels la force contractile est générée)
- **SE : élément élastique série** → composante qui subit un allongement lié au raccourcissement des sarcomères
 - Fraction passive : représentée par les structures tendineuses
 - Fraction active : située au niveau des ponts actine-myosine
- **PE : élément élastique parallèle** → résistance à l'allongement du muscle lorsqu'il n'est pas contracté
 - Structures responsables : différentes membranes au sein du muscle ainsi que certaines protéines de structure telle la titine



[ressources.unisciel.fr]

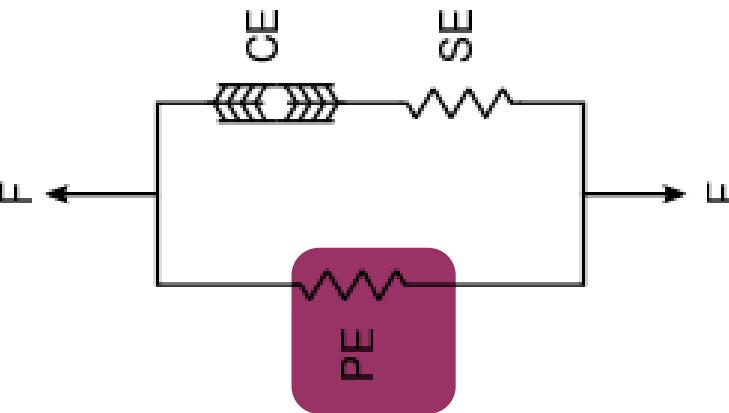
Modèle macroscopique de A.V. Hill



Elément élastique série SE (passif)

- Représente l'**élasticité propre** du muscle (et non celle du tendon), due **aux tissus conjonctifs** → Fréquemment négligé car souplesse tendon >> souplesse muscle
- Lien entre le générateur de force contractile et le squelette → permet la transmission de la force aux structures osseuses (pour permettre le mouvement)
- **Viscoélasticité** : dépendance au temps (ex : relaxation après étirement)
- Placé en série par rapport au générateur de force comporte une fraction passive et une fraction active
 - Fraction passive : représentée par les structures tendineuses
 - Fraction active : située au niveau des ponts actine-myosine
- Lors de la contraction musculaire cette composante subit un allongement lié au raccourcissement des sarcomères
 - D'autant plus important que la force de contraction du muscle est élevée
- Dans certaines modalités de mouvements : énergie élastique stockée pourra être restituée et augmenter la performance

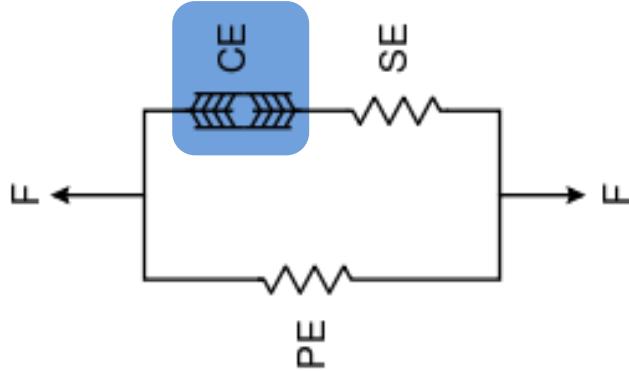
Modèle macroscopique de A.V. Hill



Elément élastique parallèle PE (passif)

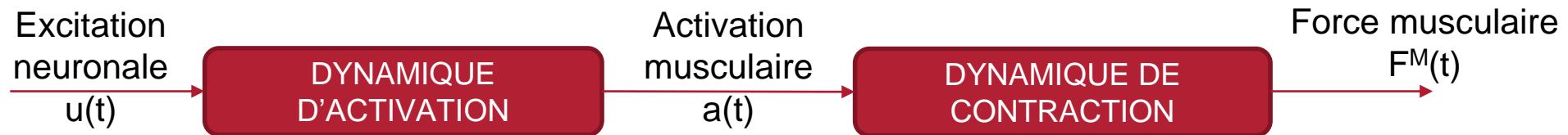
- Constitué par les tissus conjonctifs constituant et entourant le muscle
- Structures responsables de cette caractéristique élastique : les différentes membranes au sein du muscle ainsi que certaines protéines de structure (ex. : la titine)
- Présente une résistance à l'allongement du muscle lorsque **celui-ci n'est pas contracté**
- Résistance à l'allongement → caractéristiques élastiques dont la raideur → évaluée par la pente de la relation force passive – Allongement
 - Plus l'allongement est important, plus la raideur du muscle strié squelettique augmente
- Peut être représenté par un modèle viscoélastique classique Maxwell ou Voigt-Kelvin)
 - **Force développée par PE :** $F^{PE} = k_1(e^{k_2\Delta l} - 1)$
 - k_1, k_2 : constantes
 - $\Delta L = L^M - L_0^M$: variations de longueur du muscle
 - L^M, L_0^M : Longueurs instantanée et de repos du muscle
 - Rq : pour les mouvements courants tels que la marche, l'élément PE est souvent négligé ($L^M \approx L_0^M$)

Modèle macroscopique de A.V. Hill



Elément contractile CE

- « Moteur du muscle », représente le générateur de force et ces caractéristiques dépendront des formations des ponts entre l'actine et la myosine (ponts par lesquels la force contractile est générée)
- Dynamique musculaire** conduisant à la génération de la force musculaire est constituée de deux processus supposés indépendants

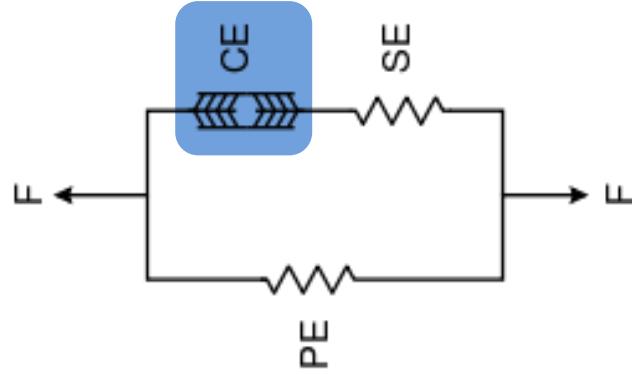


- Electromyographie** permet de relier l'**excitation neuronale** $u(t)$ ($0 < u(t) < 1$) à la variable **activation musculaire** $a(t)$ ($0 < a(t) < 1$)

$$\frac{da(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act}} (\beta + (1 - \beta)u(t)) \right] a(t) = \frac{1}{\tau_{act}} u(t)$$

β : cste ($0 < \beta < 1$), cste de tps de désactivation; τ_{act} : cste de tps d'activation

Modèle macroscopique de A.V. Hill



Elément contractile CE

- **Relation force-longueur** : force maximale à la longueur de repos (optimum de chevauchement actine-myosine)
- **Relation force-vitesse** (Hill, 1938) :
$$(F + a)(v + b) = (F_0 + a)b$$
 avec F_0 : force isométrique max ;
a et b : constantes liées à la viscosité et à la puissance musculaire

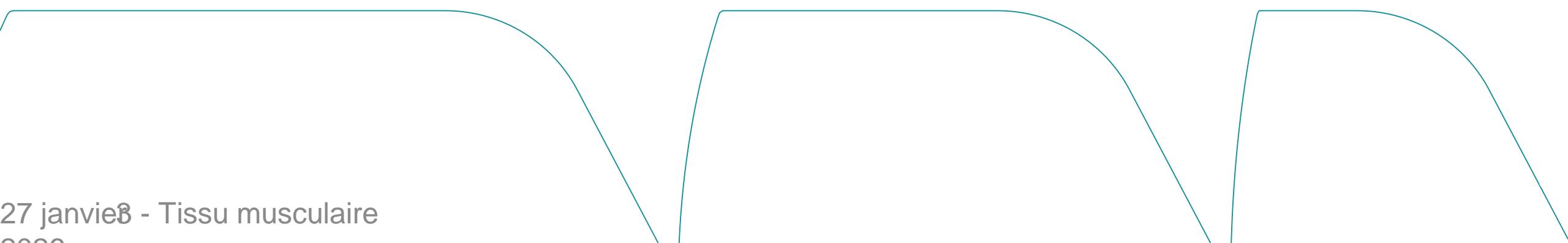
Modèle macroscopique de A.V. Hill

Dynamique de contraction de l'élément CE

- Caractérisée par deux relations fondamentales, modulées par l'activation propre du muscle :
 - **Relation isométrique maximale – longueur**
 - Action isométrique développée à **longueur des fibres L^M cste**
 - Muscles mono-articulaires → angle articulaire fixe
 - Muscles bi-articulaires → angle articulaire éventuellement variable
 - **Relation force isotonique maximale – vitesse de contraction**
 - Action isotonique produit une **force ou un moment cst**



Modèles dynamiques et neuromusculaires



Modèle de Zajac (1989)

Limitations de Hill

- Modèle de Hill décrit la relation entre **force, longueur et vitesse du muscle**
- Ne prend pas en compte
 - **L'activation neuromusculaire**(comment le système nerveux contrôle le muscle)
 - **La dynamique temporelle** (comment la force évolue avec le temps, ex. : fatigue, potentiation)
 - **Les effets non-linéaires** liés à l'histoire récente du muscle (ex. : contraction précédente)

Modèle de Zajac (1989)

Modélisation

Modèle intègre l'**activité neuromusculaire** (signaux EMG)

$$F(t) = F_{max} \cdot a(t) \cdot f(l(t)) \cdot f(v(t))$$

- $F(t)$: Force musculaire à l'instant t
- F_{max} : Force maximale isométrique du muscle
- **L'activation neuromusculaire** $a(t)$: Représente le signal nerveux envoyée au muscle (de 0 à 1)
- **La relation force-longueur** $f(l(t))$: Décrit comment la force varie avec la longueur du muscle (entre 0 et 1)
- **La relation force-vitesse** $f(v)$: Décrit comment la force varie avec la vitesse de raccourcissement/allongement (entre 0 et 1)

Modèle de Zajac (1989)

Activation neuromusculaire ($a(t)$)

- L'activation $a(t)$:
 - Représente : **degré de recrutement des unités motrices** et leur **fréquence de décharge**
 - Dépend du **signal nerveux** (potentiels d'action) envoyé par le système nerveux central
- **Équation : dynamique du premier ordre** (réponse retardée due à la cinétique du calcium) :

$$\frac{da(t)}{dt} = \frac{u(t) - a(t)}{\tau}$$

- $u(t)$: Signal de commande neuromusculaire (de 0 à 1, issu de l'EMG ou d'un modèle de contrôle moteur)
- τ : constante de temps (entre 10 et 50 ms), représente le délai entre le signal nerveux et la réponse musculaire

Modèle de Zajac (1989)

Relation force – longueur ($f(l)$)

- La force générée par un muscle dépend de sa **longueur instantanée** ($l(t)$) par rapport à sa **longueur de repos** (l_{opt}), où le chevauchement actine-myosine est optimal
- **Équation :**

$$f(l) = e^{-\left(\frac{l(t)-l_{opt}}{w}\right)^2}$$

- l_{opt} : Longueur optimale (où la force est maximale)
- w : Paramètre de largeur (typiquement 0,45 pour les muscles humains)

- **Comportement :**
 - Si $l(t) = l_{opt}(t)$, $f(l) = 1$ (force maximale)
 - Si $l(t) > l_{opt}(t)$ ou $l(t) < l_{opt}(t)$, $f(l) < 1$ (force réduite)
- **Exemple :**
 - Un muscle étiré au-delà de l_{opt} (ex. : ischio-jambiers) génère moins de force

Modèle de Zajac (1989)

Relation force – vitesse ($f(v)$)

- La force dépend aussi de la **vitesse de raccourcissement ou d'allongement** ($v(t)$) du muscle, selon la **relation force-vitesse de Hill**
- **Équation :**

$$f(v) = \frac{v_{max} - v(t)}{v_{max} + k \cdot v(t)}$$

- v_{max} : Vitesse maximale de raccourcissement (à charge nulle)
- k : constante (typiquement 0,25 pour les muscles humains)
- **Comportement :**
 - **Raccourcissement** ($v(t) > 0$) : La force **diminue** quand la vitesse augmente
 - **Allongement** ($v(t) < 0$) : La force **augmente** (jusqu'à 1.5–1.8 fois la force isométrique)
- **Exemple :**
 - Lors d'un saut, les muscles s'allongent d'abord (phase excentrique, force élevée), puis se raccourcissent (phase concentrique, force réduite)

Modèle de Zajac (1989)

Dynamique temporelle et fatigue

Le modèle de Zajac intègre aussi :

- **La potentiation** : Une contraction précédente peut **augmenter temporairement** la force (ex. : effet "post-activation potentiation" après un étirement)
- **La fatigue** : La force diminue avec l'**accumulation de métabolites** (ex. : acidose, manque d'ATP)

$$F_{fatigue}(t) = F(t) \cdot (1 - k_{fatigue} \cdot t)$$

$k_{fatigue}$: Coef de fatigue

- **Exemple :**
 - Un sprinteur voit sa force musculaire **diminuer** après 10 secondes d'effort maximal

Modèle de Zajac (1989)

Modèle de Thelen

- Modèle intègre l'**activité neuromusculaire** (signaux EMG) et l'angle de pennation
- Ajout d'un amortisseur pour modéliser certains comportements observés lors des vibrations hautes fréquences
- Thelen → ajout paramètre d'activation dynamique de l'élément contractile

$$F = F_{max} \cdot a(t) \cdot f(l) \cdot f(v)$$

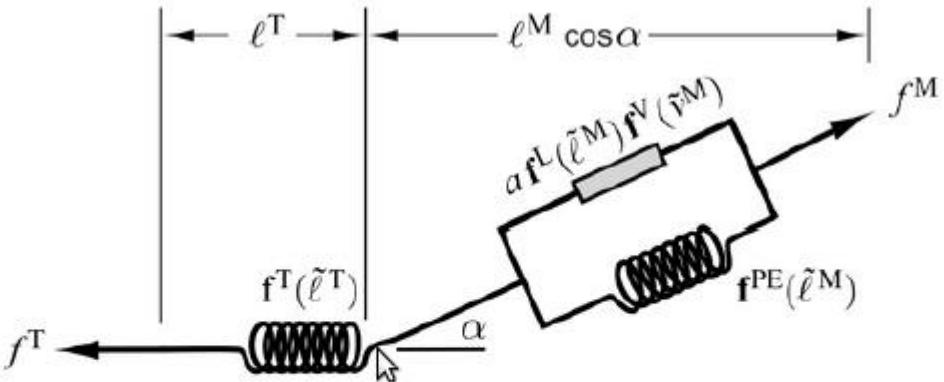


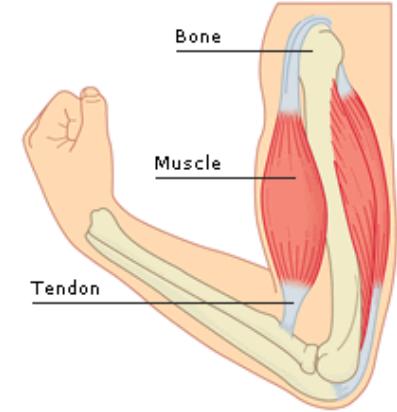
Fig. 3.5 Modèle de Zajac pour la prise en compte de l'angle de pennation α . Les forces f^M et f^T exercées par le muscle dépendent des longueurs \tilde{l}^T et \tilde{l}^M et de la vitesse d'allongement \tilde{v}^M des différents éléments du modèle. Tiré de [144].

[Tiré de Thèse de J. Savin, 2019]

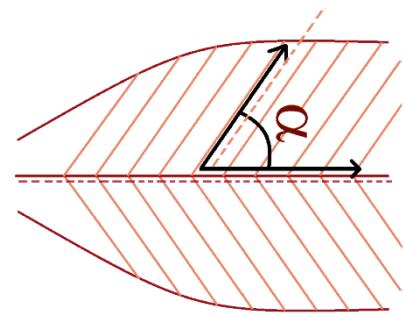
Fonctionnement actionneur musculaire

Définitions

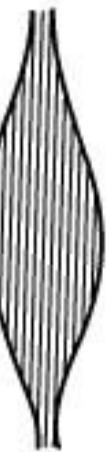
- Actionneur musculaire = muscle + tendon
- Angle d'insertion α du muscle sur le tendon est appelé **angle de pennation**



Représentation muscle-tendon
[aviva.co.uk]



Angle de pennation [wikipedia.org]



Fusiforme:
Biceps



Penniforme
Sartorio



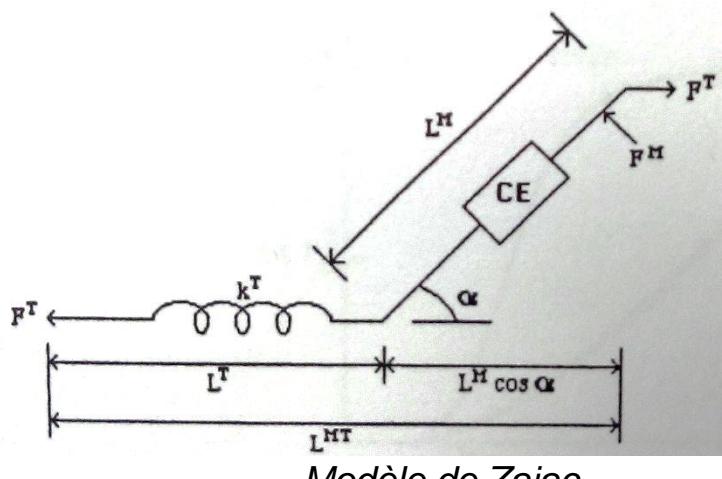
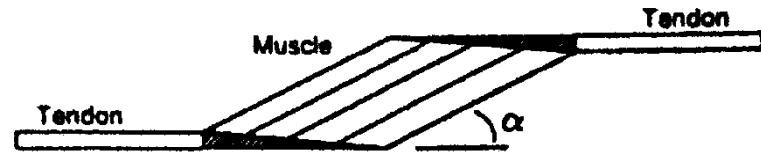
Bipenniforme
Biceps femoral



Multipenniforme
Deltoides

Fonctionnement actionneur musculaire

A cause de l'angle de pennation, la force F^T transmise par le tendon est inférieure à la force F^M générée par le muscle $F^T = F^M \cos \alpha$



► Longueur de l'actionneur

$$L^{MT} = L^T + L^M \cos \alpha$$

► Problème : comment évolue α depuis

$$\alpha_0 = \alpha(L^M = L_0^M)$$

$H_1 : \alpha$ négligeable	Forces surestimées de ~10 % pour actionneurs dont $\alpha_0 = 25\%$
$H_2 : \alpha = \alpha_0$: constant	Résultats les + médiocres : 30 % d'erreur
H_3 : volume + section muscle = constantes	Meilleurs résultats : 5 % d'erreur

Modèle de Zajac (1989)

Modèle de Winters & Stark

Couplage du modèle de Zajac avec un modèle de contrôle moteur pour simuler :

- Le **recrutement des unités motrices** (petites d'abord, selon le principe de Henneman)
- L'**adaptation aux perturbations** (ex. : trébuchement)

Exemple :

Lors de la **marche**, le système nerveux ajuste l'activation des muscles en fonction des **retours sensoriels** (proprioception)

Modèle de Zajac (1989)

Limitations

Simplifications :

Suppose un muscle **homogène** (en réalité, les fibres ont des propriétés variables)

Ne modélise pas les **interactions entre muscles** (ex. : co-contraction agoniste/antagoniste)

Paramètres difficiles à mesurer :

I_{opt} , V_{max} , τ : varient selon les individus et les muscles

Fatigue et potentiation :

Les effets à long terme (ex. : fatigue centrale) ne sont pas toujours bien capturés

Modèle de Zajac (1989)

Extensions

Modèles multi-muscles :

- Intégration des **interactions entre muscles** (ex. : co-contraction biceps/triceps)
- Logiciels : **OpenSim, AnyBody**

Modèles stochastiques :

- Prise en compte de la **variabilité interindividuelle** (ex. : recrutement des unités motrices)

Couplage avec la dynamique articulaire :

- Simulation du **mouvement complet** (ex. : marche, course) avec des logiciels comme **OpenSim**

Intégration de la biologie :

- Modèles incluant les **voies métaboliques** (ex. : production d'ATP, acidose)

Modèle EMG-Driven (Lloyd & Besier, 2003)

Principe

Modèle intègre l'**activité neuromusculaire** (signaux EMG, obtenus expérimentalement) pour prédire dynamiquement l'activation et la force des muscles

I_{opt} , v_{max} : difficiles à mesurer →

- **L'EMG** : Mesure directe de l'**activité électrique** des muscles (via des électrodes de surface ou intramusculaires)
- **Une calibration individuelle** : Les paramètres du modèle sont ajustés pour chaque sujet, améliorant la précision

Modèle EMG-Driven (Lloyd & Besier, 2003)

Traitement du signal EMG – Étapes clés

- **Acquisition :**
 - Mesure de l'EMG via des **électrodes de surface**
 - **Fréquence d'échantillonnage** : 1 000–2 000 Hz.
- **Filtrage :**
 - **Passe-bande** (20–500 Hz) pour éliminer le bruit (ex. : artefacts de mouvement)
 - **Redressement** (valeur absolue ou redressement double alternance)
- **Lissage :**
 - Filtrage **passe-bas** (6–10 Hz) pour obtenir l'**enveloppe** du signal (représentant l'activation musculaire)
- **Normalisation :**
 - Division par l'EMG maximal (EMGmax) obtenu lors d'une **contraction volontaire maximale (MVC)**
 - $a(t) = \frac{EMG(t)}{EMG_{max}}$ a(t) est l'activation normalisée (0 à 1)

Modèle EMG-Driven (Lloyd & Besier, 2003)

Modèle neuromusculaire - Principe

- Le modèle utilise une **version étendue du modèle de Zajac** pour estimer la force musculaire à partir de l'EMG traitée

$$F(t) = F_{max} \cdot a(t) \cdot f(l(t)) \cdot f(v(t)) \cdot f_{fatigue}(t)$$

- $F(t)$: force musculaire à l'instant t
- $a(t)$: activation normalisée (issue de l'EMG)
- $f(l(t))$: Fonction de la longueur (comme Zajac)
- $f(v(t))$: fonction de la vitesse (relation force-vitesse Hill)
- $f_{fatigue}(t)$: fonction de la fatigue (optionnelle, pour les efforts prolongés)

Modèle EMG-Driven (Lloyd & Besier, 2003)

Modèle neuromusculaire – Calibration individuelle

- F_{\max} , l_{opt} , v_{\max} : **ajustés pour chaque sujet** via tests spécifiques
 - Contractions isométriques (F_{\max})
 - Mouvements à différentes vitesses (v_{\max})
 - Mesures de longueur musculaire (mocap ou élasto pour l_{opt})

Le modèle est souvent couplé à des **données de motion capture (mocap)** pour estimer :

- **La longueur musculaire** ($l(t)$) : Calculée à partir des angles articulaires (ex. : flexion du genou)
- **La vitesse de raccourcissement** ($v(t)$) : Dérivée de $l(t)$

Modèles musculaires

Comparaison

Modèles	Avantages	Limites	Applications
Hill (1938)	Simple, fondements mécaniques solides	Pas d'activation neuromusculaire	Simulation basique de la contraction
Zajac (1989)	Intègre l'activation et la dynamique	Nécessite des paramètres difficiles à mesurer	Analyse du mouvement
Lloyd & Besier (2003)	Utilise l'EMG (données réelles)	Sensible au bruit EMG, calibration nécessaire	Rééducation, sport, prothèses

2.6.

Comportement du tendon



Tendon

Caractéristiques générales

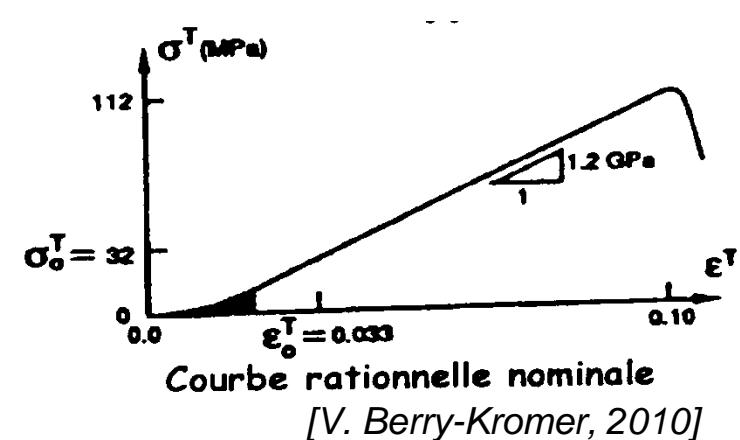
- Tendon transmet au squelette la force générée par le muscle → protecteur du muscle
- Perd son aptitude à se renforcer après la puberté (\neq muscle)
- Muscle trop puissant (ou sollicitations répétées de manière exagérée) → tendon douloureux → **tendinite**
- Courbe contrainte – déformation caractérisée par :

$$\varepsilon^T = \frac{L^T - L_S^T}{L_S^T}$$

Région **non linéaire** si $\varepsilon^T < 2\%$

Région **linéaire** si $\varepsilon^T > 2\%$

- ▶ ε_0^T et σ_0^T : contrainte et déformation pour une force tendineuse égale à F_0^S



Tendon

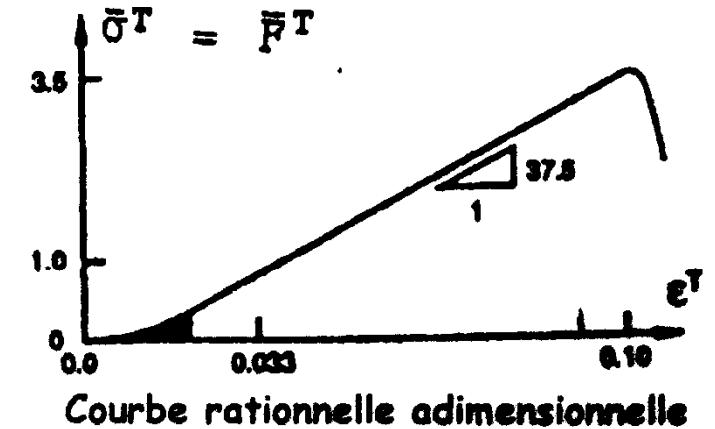
Modèle générique

Hypothèses :

Le tendon est élastique

La courbe ($\sigma^T - \varepsilon^T$) est indépendante du type de tendon

La déformation due à la force F_0^S est indépendante de l'actionneur



$$F^T = 37,5 F_0^S \left(\frac{L^T}{L_S^T} - 1 \right)$$

$$\bar{\sigma}^T = \bar{F}^T = \bar{k} (\bar{L}^T - \bar{L}_S^T)$$

Avec

$$\bar{F}^T = \frac{F^T}{F_0^T} = \bar{\sigma}^T = \frac{\sigma^T}{\sigma_0^T} \quad \bar{L}^T = \frac{L^T}{L_0^M} \quad \bar{L}_S^T = \frac{L_S^T}{L_0^M}$$

$$\bar{k} \approx \frac{37,5}{\bar{L}_S^T}$$

→ Modèle générique adimensionnel du tendon indépendant de l'actionneur

Électromyographie (EMG) :

- Mesure de l'**activité électrique** des muscles (amplitude, fréquence)
- **Applications** : Analyse du recrutement des unités motrices, fatigue

Dynamométrie :

- Mesure des **forces** et **moments articulaires** (ex. : Cybex, Bidex)

Motion Capture (Mocap) :

- Acquisition 3D du mouvement (ex. : Vicon, OptiTrack)

Imagerie :

- **IRM** : Visualisation des muscles et de leur activation
- **Échographie** : Mesure de la déformation musculaire en temps réel
- **Élastographie** : Évalue l'élasticité des muscles en temps réel