Biophysique des parois vasculaires

Élasticité des vaisseaux

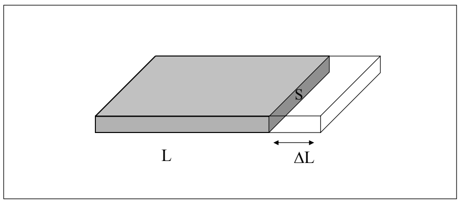


Fig 9 Allongement d'un corps de longueur L et de section S .
Plus l'allongement est important plus la Force par unité de surface est grande

a/ loi de Hooke simplifiée

L'élasticité d'un corps caractérise la relation entre l'allongement relatif (ΔL / L) d'un corps de longueur L et la force de traction, F, s'exerçant sur une surface de section, S, de ce corps :

c'est la Loi de Hooke : $F = \gamma . S . \Delta L/L$

ou $F/S = \gamma . \Delta L/L$

où γ est le module d'élasticité de Young caractéristique de la structure du corps élastique

b/ Tension superficielle

Notion de tension superficielle

Définition de la tension superficielle
Pour une lame mince d'épaisseur e , on peut écrire la loi de Hooke sous la forme :

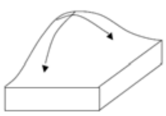
$$F/L = \gamma . e . \Delta L/L$$

F/L est la tension superficielle, TS . Le produit γ.e est l'élastance de la lame.

De façon intuitive on peut considérer que la tension superficielle est la force nécessaire par unité de longueur pour rapprocher les 2 bords d'une lame élastique dans laquelle on a fait une incision

Loi de Laplace

- **Une lame élastique tendue est capable d'équilibrer une différence de pression entre ses faces en prenant une forme concave vers la pression la plus forte telle que :**



$$\Delta P = T\left(\frac{1}{r1}+\frac{1}{r2}\right)$$

c/ Loi de Laplace appliquée à une artére cylindrique

Si , la lame mince est la paroi d'un vaisseau, cette tension va équilibrer les forces dues à la différence de pression entre les faces du vaisseau.

Si l'on considère une artère cylindrique :

- Lorsque la pression à l'intérieur de l'artère est égale à la pression extérieure la paroi ne subit aucune contrainte.
- Lorsque la pression augmente et devient supérieure à la pression extérieure, le rayon de l'artère tend à augmenter . En réponse la paroi va se tendre et cette tension a tendance à réduire le rayon de l'artère. Le plus souvent nous verront que ces 2 mécanismes s'équilibrent .

Cas particuliers

Pour une sphère : $r1 = r2 = r \Rightarrow \Delta P = 2T / r$

Pour un cylindre : $r2 = \infty \Rightarrow \Delta P = T / r$

Dans un cylindre, la relation entre tension superficielle Ts , ΔP,
et le rayon est exprimée par la loi de Laplace:

$$\mathbf{\Delta P = Ts / r}$$

$$\mathbf{\Delta P = Ts / r}$$

Ts dépend de la nature de la lame (γ et e) et du rayon du vaisseau,
c'est à dire la longueur de la fibre si on considère des fibres disposées sur la circonférence de la section (les fibres longitudinales ne subissent pas de variation de longueur).

On notera que pour un même gradient ΔP, la tension sera d'autant
plus forte sur la paroi que r sera grand. Une conduite de faible diamètre supportera donc mieux une forte pression.

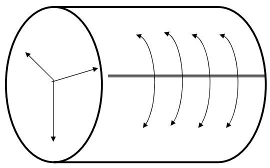


Fig 10 Dans un cylindre, le gradient de pression entre l'intérieur et l'extérieur

Diagramme tension-rayon des parois vasculaires : régulation du tonus vasculaire

a/ Artère purement élastique

Elle est composée de fibre d'élastine et de collagène. Chacune de ces fibres obéissent individuellement à la loi de Hooke mais prises dans leur ensemble, elle induisent pour la paroi une relation tension-rayon **un peu plus complexe** (voir courbe **(C)** figure 11). Il s'agit d'une loi qui est établie de façon expérimentale appelée relation Tension-Rayon

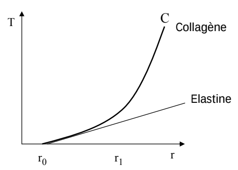


Fig 11 Courbe tension-rayon (C)pour une artère élastique. r0 est le rayon de base de l'artère quand il n'existe aucun gradient transmural de pression.

Pour un rayon r de l'artère, si nous considérons une pression à l'intérieur du vaisseau, générant un gradient transmural de pression **ΔP** ($P_{intérieur}$ -$P_{extérieur}$), d'après la loi de Laplace, la valeur de la tension correspondant à la valeur de r est :

$$\mathbf{Ts = \Delta P.r.}$$

On remarque que d'après la loi de Laplace, la tension peut être considérée comme une fonction linéaire du rayon dont la pente est égal au gradient transmural de pression . Nous la nommerons la droite de Laplace on se rappellera qu'elle quantifie la tendance dilatatrice dûe au gradient transmural de pression.

b/ Rayon pris par une artère soumise à un gradient de pression transmural. : Le rayon d'équilibre:

D'un point de vue physique 2 phénomènes s'appliquent au niveau de la paroi d'une artère :
Le gradient transmural de pression qui tend à dilater l'artère et les propriétés élastiques de l'artère qui tend à contracter l'artère.

On notera que :
- La tension nécessaire pour contrebalancer le gradient de pression dépend du rayon de l'artère et peut être calculée par la loi de Laplace.
- Cette tension est créée par les fibres qui composent la paroi de l'artère . La relation tension-rayon doit vérifier les conséquences de loi de Hooke aboutissant à la **courbe (C)** représentée fig 11.

Soumise à un gradient transmural de pression donné, l'artère aura un rayon tel que les 2 relations soient vérifiées simultanément. Ce sera le rayon d'équilibre. C'est-à-dire le rayon que pourra prendre une artère soumise à un gradient de pression donnée.

On peut facilement résoudre graphiquement ce problème.

Portées sur le même graphe, les lois de Laplace et la loi tension-
rayon de l'artère sont représentées Figure 12 :
les courbes se coupent pour r = re, c'est le rayon d'équilibre

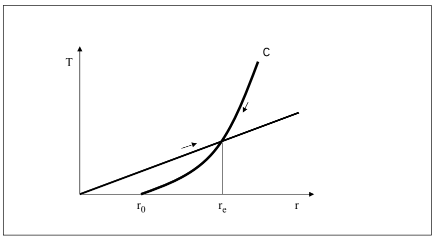


Fig 12 Droite de Laplace (sa pente est égale au gradient transmural de pression) et courbe tension-rayon pour une artère élastique. L'artère aura un rayon tel que les 2 relations soient vérifiées simultanément. Ce sera le rayon d'équilibre r_e.

Nous pouvons montrer que cet équilibre est stable. En effet le système est tel que tout déplacement du rayon par rapport au rayon d'équilibre sera **ramené** vers ce dernier.

Ainsi pour r > re la tension élastique (représentée par la courbe C) est supérieure à celle due à la loi de Laplace, donc l'artère se contracte, on retourne dons vers re.

pour r < re, la tension élastique est inférieure à celle due à la loi de Laplace, donc l'artère se dilate, on retourne vers re

c/ Évolution du rayon avec la pression transmurale

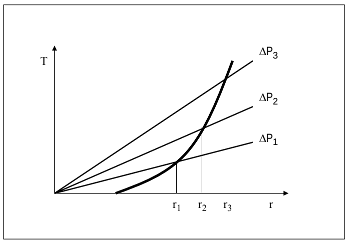


Fig 13 Variation du rayon d'équilibre r_e lorsque le gradient transmural de pression varie.

Lorsque la $P_{intérieur}$ varie, la différence de pression transmurale varie.

La pente de la relation $T = \Delta P.r$ change, induisant une variation du rayon d'équilibre (c'est une des raisons du pouls lié aux variations de pression du sang dans les artères au cours du cycle cardiaque).

d/ Rôle des proportions élastine - collagène

On peut également tracer, pour une même pression transmurale, l'état du vaisseau pour différentes proportions entre élastine et collagène.

Pour un même gradient de pression, plus il y aura d'élastine, plus l'artère sera ouverte. Avec l'âge il y a une diminution des fibres d'élastine et une augmentation des fibres de collagène.

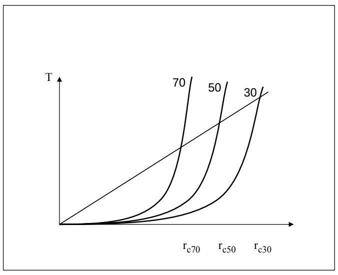


Fig 14 Variation du rayon d'équilibre r_e lorsque les propriétés élastiques des artères varient avec l'âge.

e/ Artère mixte

Dans la paroi d' une artère mixte, il y a des cellules musculaires lisses en plus des fibres d'élastine et de collagène mentionnées précédemment.

Les cellules musculaires lisses génèrent une tension active de la paroi. Cette tension est indépendante du rayon.

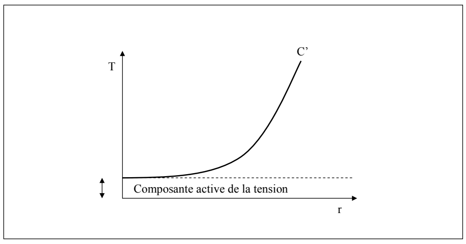


Fig 15 Courbe tension rayon (C') pour une artère mixte. La tension est la sommation d'une composante active et d'une composante élastique.

Le diagramme tension - rayon d'une artère mixte est la sommation de sa composante active et de sa composante élastique (la première indépendante et la deuxième dépendante du rayon).

Elle est représentée par la courbe (C') sur la figure 15

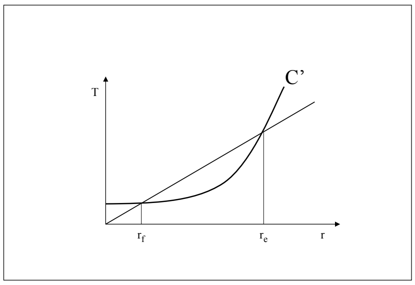


Fig 16 Droite de Laplace et courbe tension-rayon pour une artère mixte. On constate que les courbes se coupent en 2 points . Il y aura donc 2 rayons d'équilibre. Toutefois l'équilibre ne sera stable que pour le rayon de plus grande valeur.

On note que la courbe (C') coupe la droite de Laplace $T = \Delta P.r$ en deux points.

Il y a donc formellement 2 points d'équilibre. Seul le point d'équilibre correspondant au plus grand rayon est stable . Le point de rayon le plus faible (rf) est instable : le rayon évolue soit vers la fermeture, soit vers le point de stabilité (re).

Nous pouvons montrer que le rayon équilibre (rf) est instable. En effet le système est tel que tout déplacement du rayon par rapport au rayon d'équilibre (rf) sera encore plus éloigné de ce dernier

Ainsi pour r < rf la tension élastique (représentée par la courbe C') est supérieure à celle dûe à la loi de Laplace, donc l'artère se contracte, on s'éloigne donc encore plus de rf . Cela aboutit à un spasme artériel.

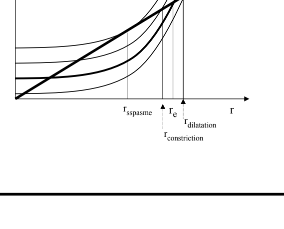
- pour r > rf, la tension élastique est inférieure à celle due à la loi de Laplace, donc l'artère se dilate, on s'éloigne donc encore plus de rf . Le rayon rejoindra le rayon d'équilibre stable re

f/ Vasomotricité de l'artère mixte

Etude de la variation du tonus musculaire pour une même pression transmurale,

- quand la tension active (i.e. dûe aux cellules musculaires lisses) diminue, on a un abaissement de la courbe, donc une augmentation de re, c'est à dire une vasodilatation.
- quand la tension active augmente, on a une élévation de la courbe et donc une diminution de re, c'est à dire une vasoconstriction
- Il peut exister des situations où l'augmentation de la tension active est si grande qu'il n'existe aucun point d'intersection avec la courbe tension-rayon de l'artère. Il n'y a donc pas de rayon d'équilibre et la tendance constrictrice représentée par la courbe (C') est toujours supérieure à la tendance dilatatrice représentée par la droite de Laplace. Cela aboutit à la fermeture vasculaire (spasme).

Effet de la tension Active sur le Rayon



Effet de la variation de pression transmurale,

Si ΔP varie, c'est la pente de la droite $T = \Delta P.r$ qui évolue :

- quand ΔP augmente, le calibre augmente,

- quand ΔP diminue, le calibre baisse

- Il peut exister des situations où le ΔP est si faible qu'il n'existe aucun point d'intersection avec la courbe tension-rayon de l'artère. Il n'y a donc pas de rayon d'équilibre et la tendance constrictrice représentée par la courbe (C') est toujours supérieure à la tendance dilatatrice représentée par la droite de Laplace. Cela aboutit à la fermeture vasculaire..

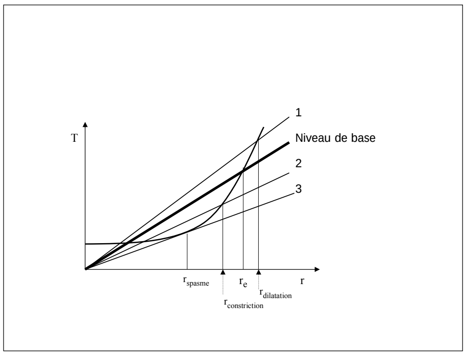
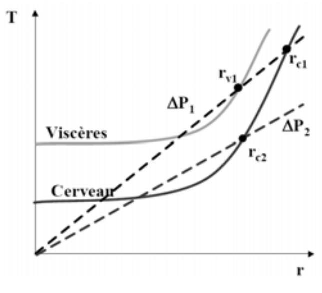


Fig 18 Variation du rayon avec la pression transmurale

Preservation du débit cérébral en cas d'hypotension



– Conséquence de l'élasticité de l'aorte

a/Conséquence sur le débit

Le sang est éjecté du ventricule gauche dans l'aorte d'où partent les artères irrigant les différents organes. Les propriétés d'élasticité de la partie proximale de l'aorte sont très importantes. En effet, pendant la systole le sang est éjecté du ventricule gauche à une forte pression. Cela distend l'aorte qui augmente de volume. La relation entre la variation de pression dP et la variation de volume dV fait intervenir le coefficient C (capacitance) : $dV = C.dP$

Cette dilatation de l’aorte abouti à un stockage de sang dans l’aorte pendant la systole cardiaque (de durée **Ts**). Ce volume est restitué au moment de la diastole.

Ce phénomène permet de transformer un débit discontinu à la sortie du ventricule gauche (avec schématiquement un arrêt de débit en diastole) en un débit à la sortie de l’aorte qui est continu (même s’il est variable) pendant tout le cycle cardiaque (de durée Tc).

Si on fait l’hypothèse simplificatrice d’un débit de sortie du ventricule gauche qui serait constant en systole (égal à **Qs**) et nul en diastole (Qd=0) (ce type de débit réalise un échelon rectangulaire). On peut montrer que le débit en sortie de l’aorte dépend de sa capacitance comme l’illustre la figure XXX.

Si l’aorte est totalement rigide (aucune élasticité et C=0), elle restituera à sa sortie un échelon rectangulaire de débit.

Si l’aorte était de capacitance infinie, elle transformerait le débit discontinu qu’elle reçoit du ventricule gauche en débit uniforme pendant tout le cycle cardiaque.

La valeur de ce débit uniforme peut être calculée puisque pendant un cycle cardiaque l’aorte reçoit un volume de sang qui est égal à **Qs.Ts**. Elle restitue ce volume de façon uniforme pendant tout le cycle cardiaque de durée **Tc**. La valeur du débit constant est donc **Qs .(Ts/Tc)**

En fait les situations réelles sont intermédiaires entre ces 2 extrêmes et les débit en sortie de l’aorte ont la forme d’échelons amortis. Plus la capacitance de l’aorte est grand plus l’amortissement est important.

Pour des raisons de simplification du raisonnement nous avons considéré uniquement l’aorte mais c’est l’ensemble du système artériel proximal qui est concerné (à des degrés divers) par les phénomènes que nous décrivons.

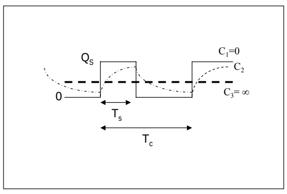


Fig 19 Evolution du débit en sortie de l’aorte en fonction des propriétés élastiques de sa paroi

b/ Conséquence sur le travail et sur la puissance fournie par le cœur.

Le travail et la puissance fournie par le cœur pour générer un certain débit de sang est dépendant de l'élasticité de l'aorte.

Le travail W correspondant à un certain débit Q s'écoulant dans une artère de résistance R pendant un temps t peut s'écrire :

$$\mathbf{W = RQ^2t} \text{ et la puissance } \mathbf{P= W/t}$$

Dans le cas de l'artère rigide (C=0), nous avons vu que le débit est présent en systole (Qs) et nul en diastole.

Le travail correspondant à un cycle cardiaque peut donc s'écrire :

$$\mathbf{W_{c=0} = RQs^2Ts.}$$

La puissance correspondant à un cycle cardiaque

$$\mathbf{P_{c=0} = W_{c=0}/Tc= RQs^2Ts/Tc.}$$

Dans le cas de l'artère infiniment élastique ($C=\infty$), nous avons vu que le débit est constant pendant tout le cycle cardiaque et égal à **Qs .(Ts/Tc)**

Le travail correspondant à un cycle cardiaque peut donc s'écrire :

$$\mathbf{W_{C=\infty,} = R(Qs\ .(Ts/Tc))^2Tc.}$$

La puissance correspondant à un cycle cardiaque

$$\mathbf{P_{C=\infty,} = W_{C=\infty,}/Tc= R(Qs\ .(Ts/Tc)^2.}$$

On constate que $P_{C=\infty}= P_{c=0}\ .(Ts/Tc)$

Or Ts durée de la systole est évidemment inférieur à la durée du cycle cardiaque dans son ensemble, on a donc $P_{C=\infty}< P_{c=0}$

Pour fournir un même débit le cœur d'un sujet jeune ayant des artères souples doit fournir moins de puissance que celui d'un sujet âgé dont l'artère devient plus rigide.