

BIOPHYSIQUE DU COEUR ET DE LA CIRCULATION

Roland ITTI et Laurence BONTEMPS

Faculté de Médecine RTH Laënnec - Lyon

Plan

Première partie

La mécanique des fluides et l'hémodynamique

I. La statique et la dynamique d'un fluide idéal

- 1° La pression d'un fluide
- 2° La loi de Pascal
- 3° La poussée d'Archimède
- 4° Le débit d'un fluide en mouvement
- 5° L'équation de continuité
- 6° L'énergie mécanique d'un fluide
- 7° Le théorème de Bernoulli
- 8° La mesure des débits : l'effet Venturi et le tube de Prandtl

II. Les fluides réels : la viscosité

- 1° La notion de perte de charge
- 2° Le coefficient de viscosité
- 3° Les fluides newtoniens
- 4° La viscosité des liquides purs
- 5° La viscosité des solutions micro- et macromoléculaires
- 6° La mesure de la viscosité

III. L'écoulement des fluides

- 1° Les régimes d'écoulement
- 2° Le nombre de Reynolds
- 3° Le régime laminaire : la loi de Poiseuille
- 4° La résistance à l'écoulement : la loi d'Ohm

IV. L'hémodynamique

- 1° Les pressions sanguines
- 2° La viscosité sanguine
- 3° Les régimes d'écoulement dans les vaisseaux
- 4° Les effets des parois vasculaires
- 5° Les pressions et résistances vasculaires
- 6° Les mesures de vitesses circulatoires

Deuxième partie

La mécanique cardiaque

I. La fonction pompe du coeur

- 1° Les volumes télé-diastolique et télé-systolique
- 2° Le débit cardiaque et la fraction d'éjection

II. Les éléments contractiles du myocarde

- 1° La structure schématique des myofibrilles
- 2° Le raccourcissement des fibres
- 3° Les modèles physiques du myocarde

III. Le cycle mécanique du myocarde

- 1° Les phases de la contraction d'une fibre isolée
- 2° La pré-charge et la post-charge
- 3° L'application au ventricule gauche en entier
- 4° La loi de Frank-Starling

IV. Le travail cardiaque et la contractilité

- 1° Les relations pression-volume au cours du cycle cardiaque
- 2° La boucle pression-volume et le travail cardiaque
- 3° L'influence de la charge : notion de contractilité
- 3° Les anomalies de la contraction cardiaque

V. Les techniques d'exploration de la fonction mécanique du coeur

- 1° L'angiographie de contraste
- 2° Les méthodes radio-isotopiques
- 3° L'échocardiographie
- 4° Le scanner - l'IRM

Troisième partie

L'électrocardiogramme

I. Le potentiel à distance d'une collection de charges électriques

- 1° Le cas d'une charge isolée : loi de Coulomb
- 2° Le cas d'un dipôle : projection du moment du dipôle
- 3° Le cas d'un feuillet électrique : rôle de l'angle solide

II. Les techniques de mesure des potentiels

- 1° La notion d'électrode impolarisable
- 2° Micro-électrodes et électrodes de surface
- 3° Les enregistrements monopolaires et bipolaires

III. Les particularités des potentiels cardiaques par rapport aux potentiels nerveux

- 1° Le potentiel de repos : rôle du calcium
- 2° Le potentiel d'action d'une cellule myocardique
- 3° Le tissu nodal et l'automatisme cardiaque

IV. La modélisation des phases de dépolarisation / repolarisation d'une fibre isolée

- 1° La propagation dépolarisation / repolarisation : notion de front
- 2° Le potentiel induit lors du passage d'un front de dépolarisation
- 3° La modélisation sous forme de dipôle

V. Les dérivations électrocardiographiques

- 1° Les plans frontal et transversal, les dérivations mono- ou bipolaires
- 2° Le triangle d'Einthoven et les dérivation périphériques
- 3° Les dérivations précordiales
- 4° Les implications pour l'interprétation de l'ECG : dipôle ou feuillet

VI. L'interprétation schématique de l'ECG

- 1° Les différentes ondes de l'ECG : P, QRS, T
- 2° La propagation de la dépolarisation ventriculaire : le vectocardiogramme
- 3° Le complexe QRS en dérivation périphérique : la théorie du dipôle
- 4° Le complexe QRS en dérivation précordiale : la théorie du feuillet
- 5° Notion d'axe électrique du coeur

VII. Notions sommaires sur les anomalies électrocardiographiques

- 1° L'hypertrophie ventriculaire gauche
- 2° L'infarctus du myocarde
- 3° L'ischémie myocardique - les troubles de repolarisation
- 4° Les troubles de la conduction

Première partie

La mécanique des fluides et l'hémodynamique**I. La statique et la dynamique d'un fluide idéal**

Un fluide est un milieu matériel caractérisé par la propriété d'être facilement déformable (notion très relative!) par opposition avec un solide qui ne serait pas déformable. De ce fait il est capable de produire un écoulement.

Il peut donc en pratique s'agir, soit d'un milieu gazeux (qui en plus d'être déformable est également compressible) ou d'un milieu liquide, qui est supposé être incompressible.

Une grande partie des principes théoriques qui vont suivre ne vont s'appliquer qu'à un fluide "idéal" (ou "parfait" dans le cas d'un gaz), pour lequel on admet qu'il n'existe pas de forces de frottement, ni entre les molécules qui constituent le fluide, ni entre ces molécules et les parois du tuyau à travers lequel il s'écoule. Si ce n'est pas le cas, il s'agit, au contraire, d'un fluide "réel", soumis à des forces de frottement qui se traduisent par l'existence d'une viscosité.

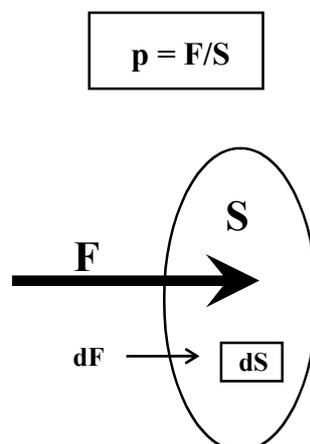
Un fluide peut être étudié en situation immobile, et l'on parle de "statique des fluides" ou, au contraire, en cours de mouvement (écoulement) et les lois correspondantes relèvent alors de la "dynamique des fluides". La première situation est essentiellement caractérisée par la notion de pression, et la seconde par celle de débit.

1° La pression d'un fluide

La pression caractérise la statique d'un fluide (même si, bien entendu, cette pression existe également dans le cas d'un fluide en mouvement) et l'on suppose donc, pour en établir les lois physiques, que trois conditions sont réunies :

- le fluide est immobile
- il est incompressible (on s'intéresse donc spécialement aux liquides)
- il est isotherme, c'est-à-dire qu'il n'existe pas de différences de température en son sein susceptibles de produire des courants de convection.

La pression se définit comme le rapport d'une force à la surface sur laquelle elle s'exerce :



ou en notation différentielle en un élément de surface dS , lorsque la force est variable d'un point à l'autre :

$$p = dF/dS$$

L'unité de pression du système international est le pascal (Pa) égal à 1 newton par mètre carré (Nm^{-2}). Mais d'autres unités usuelles existent pour différents domaines d'application spécifiques :

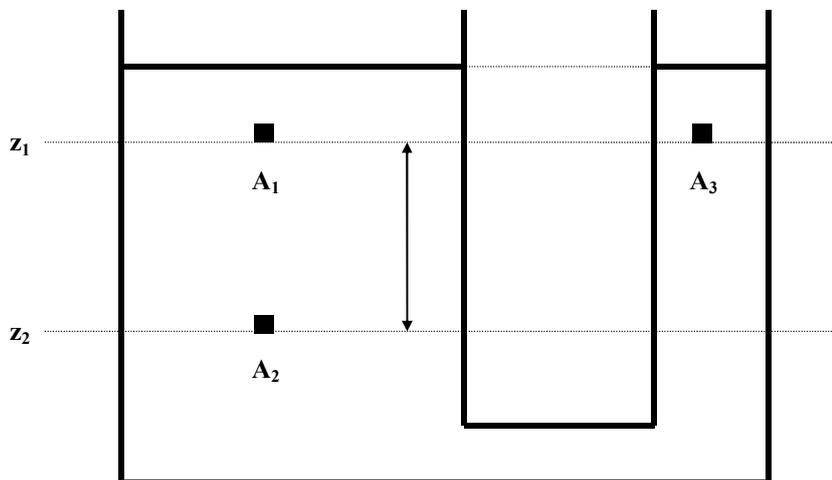
le bar = 10^5 Pa
 le millimètre de mercure (1 mmHg = 133,3 Pa)
 le centimètre d'eau (1 cm H₂O = 0,980 10^2 Pa)
 l'atmosphère (1 atm = 760 mmHg = 1,013 bar)

2° La loi de Pascal

Cette loi rend compte de la variation de pression d'un fluide avec l'altitude. Elle exprime qu'en tout point d'un liquide idéal :

$$p + \rho gz = Cte$$

avec : p = pression
 ρ = masse volumique (constante quelle que soit l'altitude puisque le liquide est supposé incompressible)
 g = accélération de la pesanteur (également supposée constante avec l'altitude)
 z = altitude du point où est mesurée la pression, c'est à dire la hauteur de ce point sur une verticale



Si l'on considère plusieurs points A_1, A_2, A_3 , au sein d'un même liquide, la loi de Pascal rend compte du fait que tous les points situés à la même altitude subissent la même pression, quelle que soit la forme du récipient qui contient ce liquide (loi des vases communicants) :

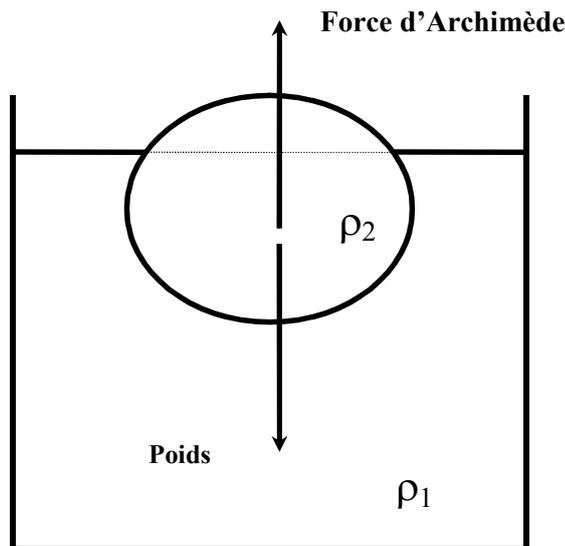
$$p_1 = p_3$$

et que d'autre part la différence de pression entre deux points situés à des altitudes différentes est proportionnelle à cette différence d'altitude :

$$p_1 + \rho g z_1 = p_2 + \rho g z_2 \quad \text{d'où} \quad \Delta p = p_2 - p_1 = \rho g (z_1 - z_2)$$

3° La poussée d'Archimède

Lorsqu'un corps de masse volumique ρ_1 est immergé dans un liquide de masse volumique ρ_2 , sous l'effet de la pression du liquide, le corps immergé subit une force dirigée vers le haut, proportionnelle au volume de liquide déplacé et à la masse volumique du liquide. La résultante du poids du corps et de la force d'Archimède est dirigée vers le haut (et le corps va flotter sur le liquide en étant partiellement immergé) lorsque ρ_1 est inférieur à ρ_2 . Elle est dirigée vers le bas (le corps tombe vers le fond du liquide) dans le cas contraire. Lorsque $\rho_1 = \rho_2$ le corps reste en équilibre dans le liquide en étant entièrement immergé, et ne monte ni ne descend, car la force d'Archimède équilibre parfaitement son poids :



$$F = \text{poids} - \text{force d'Archimède} = V\rho_1 g - V'\rho_2 g$$

V et V' étant respectivement le volume total du corps et le volume de la partie immergée de ce corps.

4° Le débit d'un fluide en mouvement

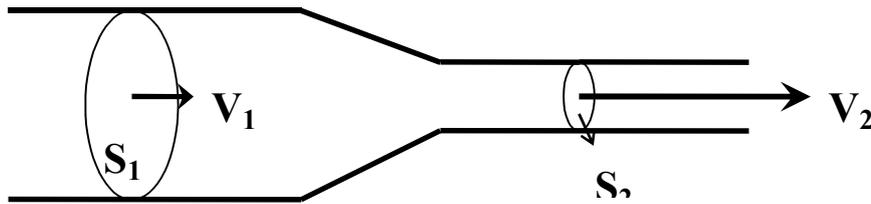
Le mouvement d'un liquide idéal dans un tuyau de section S est caractérisé par son débit D , qui représente le volume balayé par la surface de section S lorsqu'elle avance avec une vitesse v :

$$D = v S$$

En unités du système international, le débit s'exprime en m^3s^{-1} (S étant en m^2 et v en ms^{-1}). Cette unité est assez mal adaptée aux valeurs de débit rencontrées en médecine, et l'on préfère souvent utiliser des unités différentes comme le litre ou le millilitre par minute.

5° L'équation de continuité

Dans un circuit hydraulique dont la section est variable d'un endroit à l'autre, la vitesse circulaire v est également variable, mais le débit doit rester constant (il s'agit d'un tube rigide et non déformable) en suivant le principe que la quantité de liquide qui entre à une extrémité du circuit doit ressortir à l'autre bout. L'équation de continuité qui découle de cette remarque exprime que le produit de la section et de la vitesse est constant en tout point du circuit et égal au débit :



$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = D$$

6° L'énergie mécanique d'un fluide

Un liquide en mouvement possède trois formes d'énergie mécanique liées respectivement à la pression, à l'altitude et à la vitesse. Pour les deux premières il s'agit d'énergie potentielle et pour la troisième, d'énergie cinétique.

On exprime généralement ces formes d'énergie en unités de pression (c'est en fait l'énergie par unité de volume : $\text{Jm}^{-3} = \text{Pa}$) et elles participent à la "charge" du liquide (on parle notamment de "perte de charge" lorsque l'énergie du fluide diminue entre deux points d'un circuit - phénomène qui n'existe, comme nous le verrons, que pour un fluide réel).

L'énergie potentielle comporte donc deux termes :

l'énergie liée à la pression : $E_{p1} = p$

l'énergie liée à l'altitude : $E_{p2} = \rho g z$

et l'énergie cinétique découle de la vitesse circulaire v :

$E_c = 1/2 \rho v^2$ (c'est le terme $1/2 m v^2$ pour $m = \rho$, masse d'une unité de volume)

L'énergie mécanique totale du fluide est alors la somme de ces trois termes :

$$E_{\text{mec}} = p + \rho g z + 1/2 \rho v^2$$

7° Le théorème de Bernoulli

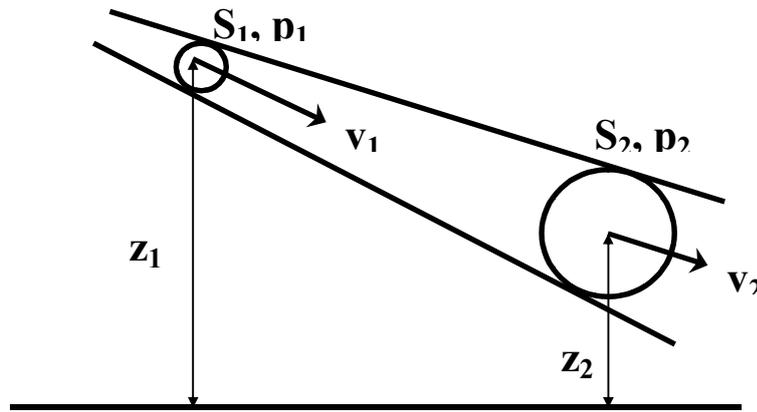
Ce théorème exprime simplement que l'énergie mécanique totale d'un fluide idéal (sans perte de charge donc) est constante dans un circuit hydraulique dans lequel il circule à débit constant (au cours du temps).

$$E_{\text{mec}} = p + \rho g z + 1/2 \rho v^2 = \text{Cte}$$

C'est donc la transposition, à un fluide en mouvement, de la loi de Pascal valable pour un fluide statique (si $v = 0$ le théorème de Bernoulli se réduit à $p + \rho g z = \text{Cte}$).

Les différentes formes d'énergie (potentielles et cinétique) peuvent par contre se transformer les unes dans les autres, à condition que l'énergie totale reste constante :

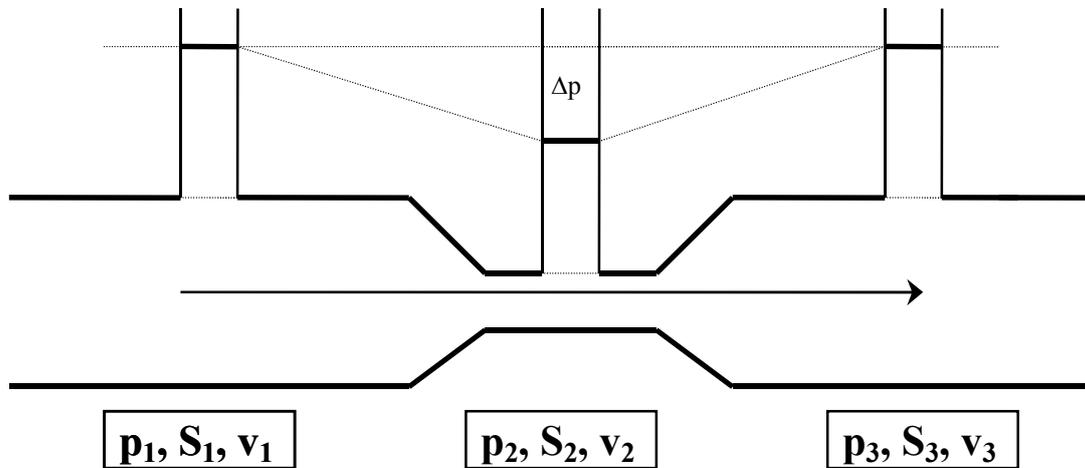
$$p_1 + \rho g z_1 + 1/2 \rho v_1^2 = p_2 + \rho g z_2 + 1/2 \rho v_2^2$$



8° La mesure des débits : l'effet Venturi et le tube de Prandtl

Certains dispositifs mettent à profit les propriétés décrites par le théorème de Bernoulli pour mesurer la vitesse circulaire d'un liquide (on les appelle des débitmètres dans la mesure où la connaissance de la vitesse circulaire moyenne et de la section du tuyau permet de calculer le débit du liquide).

Le tube de Venturi :



Le tube étant supposé horizontal ($z_1 = z_2 = z_3$) le théorème de Bernoulli se réduit à

$$p_1 + 1/2 \rho v_1^2 = p_2 + 1/2 \rho v_2^2$$

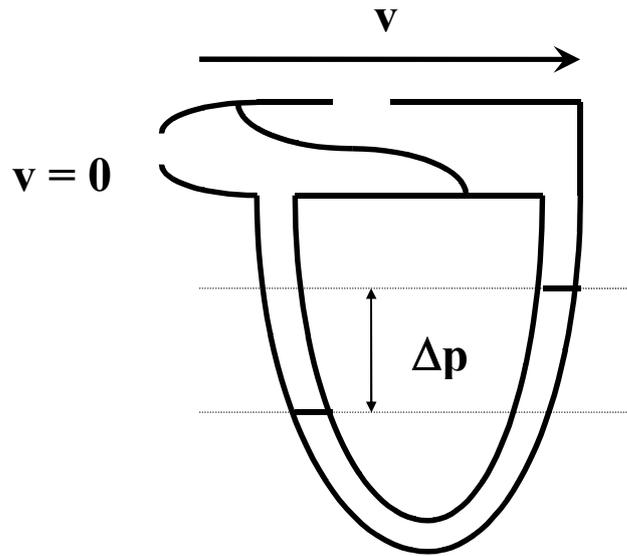
soit : $\Delta p = p_1 - p_2 = 1/2 \rho (v_2^2 - v_1^2)$

En appliquant alors l'équation de continuité : $S_1 v_1 = S_2 v_2$, on aboutit à :

$$\Delta p = 1/2 \rho [(S_1 / S_2)^2 - 1] v_1^2$$

relation qui exprime que la chute de pression réalisée au niveau de la partie resserrée du tube est proportionnelle au carré de la vitesse circulaire dans la partie large du tube (S_1 , S_2 et ρ étant des constantes). Cette propriété permet d'utiliser le tube de Venturi pour la mesure des vitesses circulatoires, la valeur de cette vitesse étant déduite de la dépression mesurée sur les manomètres. Pour passer au débit, il suffit de multiplier par la surface de section S_1 du tube dans sa partie large.

Un raisonnement analogue peut être fait dans le cas du tube de Prandtl, dont le schéma est le suivant :



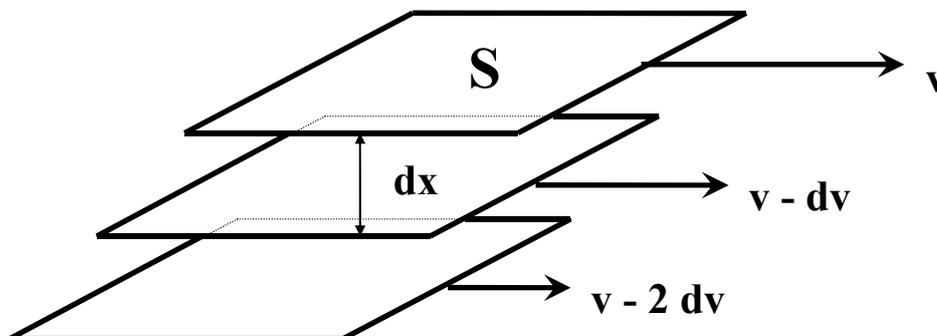
II. Les fluides réels : la viscosité

1° La notion de perte de charge

L'essentiel des notions vues jusqu'à présent, même si elles peuvent s'appliquer partiellement (ou approximativement) à un fluide réel ne sont vraies en toute rigueur que pour un fluide idéal. Dans le cas d'un fluide réel il existe des forces de frottement, entre les molécules du fluide et entre celles-ci et les parois du tuyau, de telle sorte que l'énergie mécanique d'un fluide en mouvement dans un circuit a tendance à diminuer au cours de son trajet. L'énergie mécanique ainsi perdue (la perte de charge) s'est transformée en une autre forme d'énergie, non mécanique, notamment une énergie thermique résultant d'un phénomène à l'échelle hydraulique comparable à ce qu'est l'effet joule en électricité.

2° Le coefficient de viscosité

C'est l'existence d'une viscosité qui caractérise le fluide réel (un fluide idéal a une viscosité nulle). La définition du coefficient de viscosité découle de la formule de Newton, fondée sur le modèle de plusieurs plans superposés de surface S , distants d'un espace dx et dont le plan supérieur est animé d'une vitesse v .



Les plans successifs étant retenus entre-eux par les forces de frottement, il s'établit entre-eux une force de cisaillement F responsables de la diminution de la vitesse de déplacement des plans successifs d'une valeur dv

lorsqu'on passe de l'un à l'autre. On définit ainsi le gradient de vitesse dv/dx et la formule de Newton définit le coefficient de viscosité η comme étant le coefficient de proportionnalité qui relie la force de cisaillement au gradient de vitesse par l'intermédiaire de la surface des plans qui frottent l'une sur l'autre :

$$F = \eta S \, dv/dx \quad \text{d'où} \quad \eta = F/S \, dx/dv$$

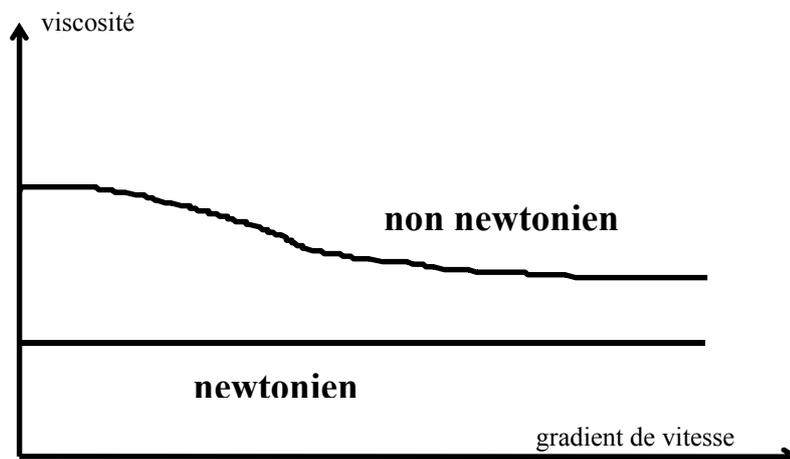
L'unité de viscosité du système internationale est le poiseuille, dont les dimensions sont $\text{kg m}^{-1} \text{s}^{-1}$, ce qui correspond à la dimension pascal x seconde (Pas) sans que le produit d'une pression par un temps n'ait de signification physique particulière pour caractériser une viscosité : il s'agit simplement de l'application des équations aux dimensions. En pratique, et notamment en médecine, on utilisera le millième de poiseuille soit 10^{-3} Pas qui correspond plus aux viscosités habituellement rencontrées.

3° Les fluides newtoniens

Comme on l'a vu, le gradient de vitesse dv/dx intervient dans la définition du coefficient de viscosité. On est ainsi amené à considérer deux cas, selon que la force de cisaillement est proportionnelle au gradient de vitesse (et donc le coefficient de viscosité constant quelque soit le gradient de vitesse, ou au contraire que cette force de cisaillement diminue lorsque le gradient de vitesse augmente (les plans glissant plus facilement l'un sur l'autre à vitesse élevée qu'à faible vitesse) et dans ce cas le coefficient de viscosité diminue lorsque le gradient de vitesse augmente.

Ces considérations permettent de définir les fluides newtoniens (premier cas : le coefficient de viscosité est constant quelque soit le gradient de vitesse) et les fluides non newtoniens (la viscosité diminue lorsque le gradient de vitesse augmente).

Un exemple typique de fluide non newtonien est celui d'une solution macromoléculaire dans laquelle les molécules sont disposées dans tous les sens à faible vitesse circulatoire (viscosité élevée) mais s'orientent dans une direction préférentielle - dans le sens du courant - à vitesse plus élevée (viscosité moindre dans cette situation). Le sang est également un liquide non newtonien, alors que les liquides purs et les solutions micromoléculaires sont en général newtoniens.



4° La viscosité des liquides purs

La plupart des liquides purs ont une viscosité qui se situe aux environs de 10^{-3} Pas et, fait important, cette viscosité est variable avec la température : la viscosité diminue lorsque la température augmente. A 20°C on peut retenir les valeurs approximatives suivantes :

eau	10^{-3} Pas
ethanol	$1,1 \cdot 10^{-3}$ Pas
benzène	$0,6 \cdot 10^{-3}$ Pas

5° La viscosité des solutions micro- et macromoléculaires

Il existe des relations plus ou moins empiriques qui permettent de relier la viscosité d'une solution à sa concentration.

Dans le cas de solutions micromoléculaires, on admet que la viscosité varie selon une loi exponentielle avec la concentration molaire :

$$\eta = \eta_0 A^{C_M}$$

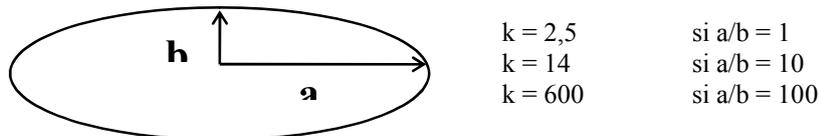
avec : η = viscosité de la solution
 η_0 = viscosité du solvant pur
 A = une constante variable avec la nature du soluté
 C_M = concentration molaire

Dans le cas de solutions macromoléculaires, la viscosité est donnée par une formule établie par Einstein :

$$\eta = \eta_0 (1 + k \phi)$$

dans laquelle ϕ représente le volume relatif occupé par les macromolécules dans la solution (le complément étant le volume occupé par le solvant)

k est un coefficient qui dépend de la forme des macromolécules et notamment de leur allongement



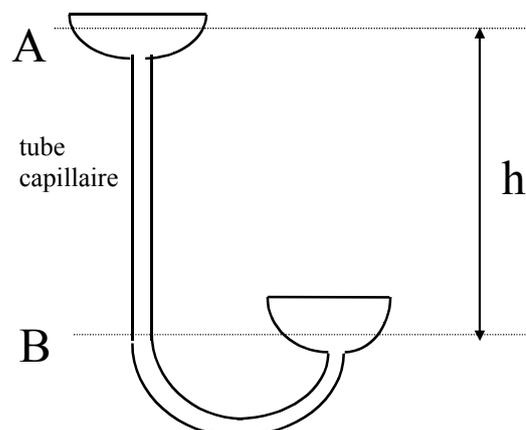
6° La mesure de la viscosité

Plusieurs méthodes de mesure de la viscosité peuvent être envisagées. Elles sont intéressantes dans leur principe, les détails techniques étant de peu d'importance.

L'écoulement dans un tube capillaire : viscosimètre d'Ostwald

La mesure de la viscosité est fondée sur la détermination du temps nécessaire à un volume connu du liquide étudié pour s'écouler à travers un tube capillaire, par rapport au temps nécessaire au même volume d'un liquide de référence.

Le montage expérimental est à peu près le suivant :



On mesure donc le temps mis par le liquide étudié pour s'écouler entre le point A et le point B et l'on compare cette valeur à celle obtenue avec un liquide de référence de viscosité connue.

La mesure de la vitesse de chute d'une bille : viscosimètre de Hoppler

Dans ce cas c'est la vitesse de chute d'une bille dans le liquide étudié qui est comparé à la vitesse de chute de la même bille dans un liquide de référence. Ce phénomène de chute d'une bille dans un liquide fait appel à la fois à la poussée d'Archimède, qui s'oppose au poids de la bille, et à la force de frottement, qui limite la vitesse de chute. Cette dernière dépend de la viscosité du liquide et elle est donnée par la loi de Stokes :

$$F = 6 \pi \eta r v$$

dans laquelle intervient également le rayon de la bille (r) et sa vitesse de chute (v).

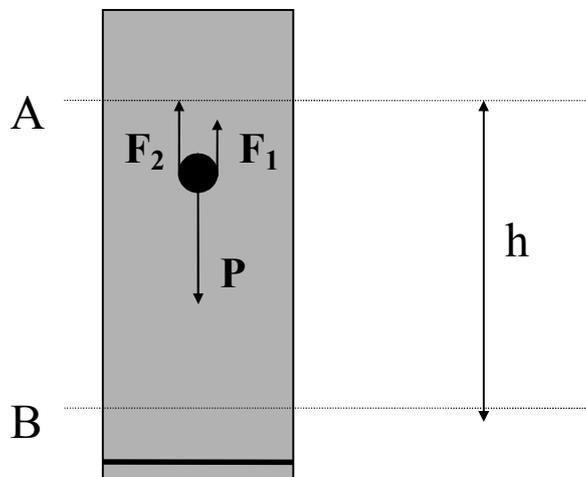
Au cours de son mouvement, la bille est donc sollicité par plusieurs forces qui vont se combiner :

son poids $P = 4/3 \pi r^3 \rho g$

la poussée d'Archimède $F_1 = 4/3 \pi r^3 \rho' g$

et la force de frottement $F_2 = 6 \pi \eta r v$

ρ et ρ' étant respectivement les masses volumiques de la bille et du liquide.

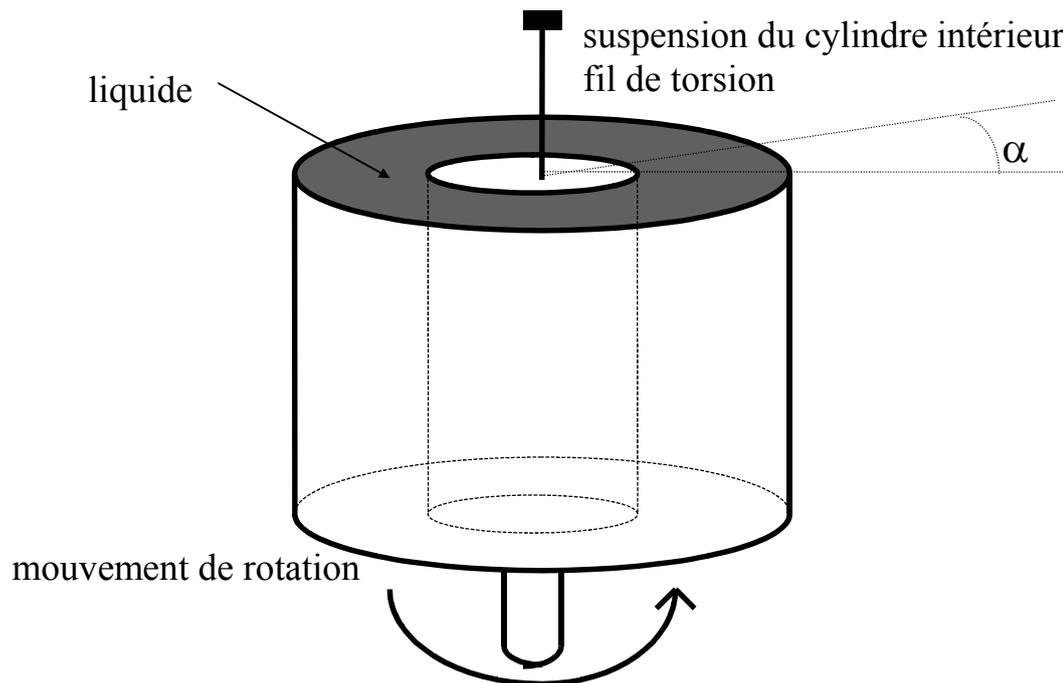


Au départ, aussi longtemps que le poids reste supérieur à la somme des forces de retenue (Archimède + Stokes) la résultante des trois forces est dirigée vers le bas et le mouvement de la bille s'accélère dans cette direction.

Mais au fur et à mesure que la vitesse augmente, la force de frottement augmente comme cette vitesse et la résultante des trois forces finit par être nulle. N'étant alors plus soumis à aucune force tout en étant animée d'une vitesse acquise précédemment, la bille va poursuivre son mouvement à vitesse constante (mouvement uniforme) et l'on peut mesurer sa vitesse en chronométrant son passage entre deux repères A et B.

Comme précédemment, on effectue une mesure avec le liquide à étudier et une mesure avec un liquide de référence et l'on calcule la viscosité inconnue à partir de la viscosité connue par un simple rapport des vitesses de chute de la bille.

Le mouvement de cylindres coaxiaux : viscosimètre de Couette



Sans entrer dans les détails techniques, il suffit de retenir que l'on mesure le frottement qui existe entre deux cylindres coaxiaux lorsque l'on place un liquide dans l'espace entre ces deux cylindres (en l'absence de liquide, c'est-à-dire s'il n'y a que de l'air, il n'y a pas d'interaction entre ces cylindres qui ne se touchent pas).

Le cylindre intérieur étant suspendu par un fil de torsion (qui s'oppose à sa rotation), il va tourner d'un angle α que l'on peut mesurer et qui est d'autant plus grand que la viscosité du liquide placé entre les deux cylindres est plus grande.

III L'écoulement des fluides

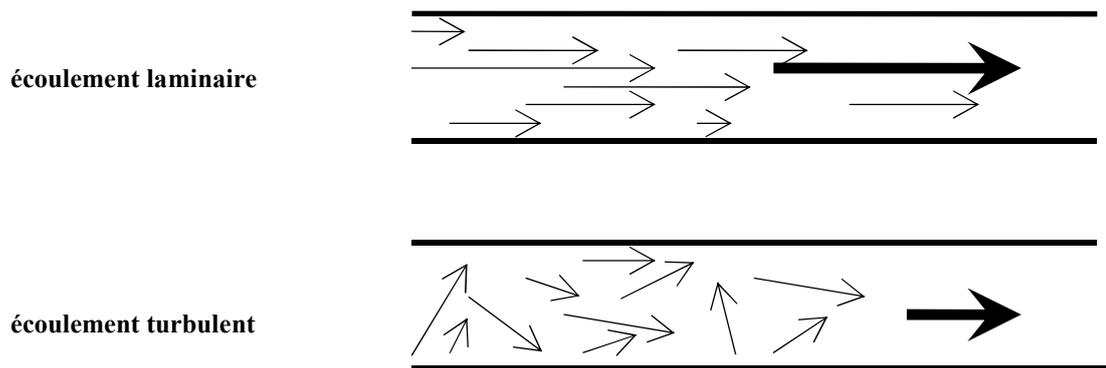
1° Les régimes d'écoulement

Les fluides parfaits s'écoulent théoriquement avec une vitesse identique pour chaque particule en mouvement, étant donné qu'il n'y a aucune interaction, ni entre les différentes particules, ni entre celles-ci et les parois du tube. Si l'on considère donc la vitesse moyenne d'écoulement (celle qui intervient dans le calcul du débit : $D = v S$) on doit admettre que toutes les particules élémentaires se déplacent avec cette même vitesse. Il n'en est pas de même d'un fluide réel, dans lequel les particules élémentaires se déplacent à des vitesses variables en fonction des interactions, notamment avec les parois du tube. Il faut donc faire une distinction entre la vitesse moyenne v_m et les vitesses individuelles des particules v , la vitesse moyenne étant précisément la moyenne de toutes ces vitesses (au sens d'une composition vectorielle).

Dans ces conditions on distingue deux **régimes d'écoulement** différents pour un fluide réel :

- **l'écoulement laminaire** : dans ce cas toutes les particules se déplacent dans une direction parallèle au sens général de l'écoulement, ce qui veut dire que tous les vecteurs vitesse individuels sont parallèles entre eux et parallèles au vecteur vitesse moyenne;

- **l'écoulement turbulent** : les vecteurs vitesse peuvent prendre toutes les directions, ce qui se traduit par l'apparition de tourbillons, mais la résultante de ces vitesses reste malgré tout dirigée dans le sens global de l'écoulement.



2° Le nombre de Reynolds

Les conditions dans lesquelles le régime d'écoulement d'un fluide se modifie, notamment pour passer d'un régime laminaire vers un régime turbulent, font appel à quatre variables qui participent à la définition du régime d'écoulement :

- la vitesse circulatoire moyenne : v_m
- le diamètre du tuyau : d
- la masse volumique du liquide : ρ
- la viscosité du liquide : η

Les trois premières variables agissent dans le sens direct : le régime aura tendance à être turbulent lorsque la vitesse moyenne augmente, lorsque le diamètre du tuyau augmente et lorsque la masse volumique du liquide augmente; la dernière variable, au contraire agit en sens inverse : le régime sera d'autant plus volontiers turbulent que la viscosité sera plus faible, c'est à dire que le liquide sera plus "fluide".

Ces faits sont résumés dans l'établissement d'un nouveau paramètre que l'on appelle le **nombre de Reynolds R** qui fait appel à ces quatre variables en tenant compte de leurs effets, soit direct, soit inverse:

$$R = \rho v_m d / \eta$$

Le nombre de Reynolds est un nombre sans dimensions et selon les valeurs qu'il prend (dans le système international) on pourra caractériser la probabilité pour un écoulement d'être laminaire ou turbulent (ces valeurs peuvent varier en fonction des auteurs):

- si $R < 2400$ le régime est probablement laminaire
- si $R > 10\ 000$ le régime est probablement turbulent
- entre ces deux valeurs, le régime est dit "instable", c'est à dire qu'il peut être aussi-bien laminaire que turbulent, en fonction des conditions extérieures : par exemple des vibrations extérieures peuvent conduire à faire passer un régime laminaire instable vers un régime turbulent.

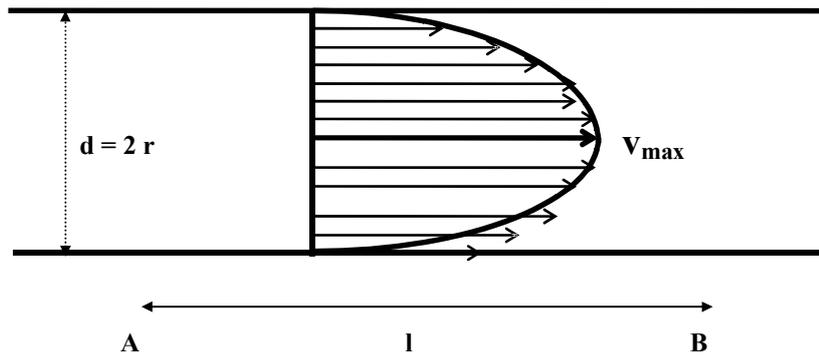
La valeur seuil de 2400 permet de définir une vitesse dite "vitesse critique" en dessous de laquelle le régime est probablement laminaire et au-dessus de laquelle il aura tendance à devenir instable, avec donc une possibilité de devenir turbulent :

$$v_c = 2400 \eta / \rho d$$

3° Le régime laminaire : la loi de Poiseuille

Le régime laminaire, dans le cas d'un liquide newtonien, suit une loi qui précise que:

- la vitesse maximale se situe dans l'axe du tuyau
- la vitesse décroît lorsqu'on s'approche des parois du tuyau
- le profil des vitesses (l'extrémité des vecteurs vitesse) est parabolique.



Si l'on considère alors deux points A et B sur ce conduit séparés par une distance l , il existe, du fait des frottements, une "perte de charge" (pression + énergie potentielle liée à l'altitude + énergie cinétique) qui est donnée par la loi de Poiseuille :

$$v_{\max} = r^2 / 4 \eta \cdot \Delta E / \Delta l$$

expression dans laquelle $\Delta E / \Delta l$ est la perte de charge par unité de longueur, valeur qui se réduit à $\Delta P / \Delta l$ (différence de pression par unité de longueur) dans le cas simplifié où le tube est horizontal (pas de différence d'énergie potentielle liée à l'altitude) et où la vitesse circulatoire moyenne est constante entre les points A et B (pas de variation d'énergie cinétique).

Dans le cas où cette perte de charge est donnée et où h est fixe, on peut en conclure que la vitesse maximale est proportionnelle au carré du rayon, c'est à dire à la surface de section du tuyau :

$$v_{\max} \approx \pi r^2$$

Cette même loi permet également de trouver le débit d'écoulement par intégration des différentes vitesses sur le profil parabolique de section du tuyau (calcul non détaillé) :

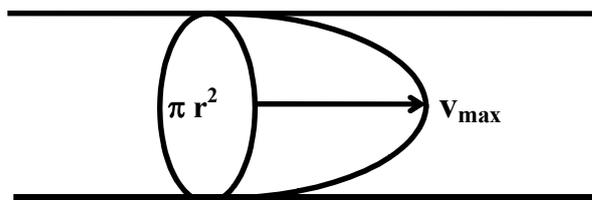
$$D = \pi r^4 / 8 \eta \cdot \Delta E / \Delta l$$

ce qui signifie que le débit est proportionnel à la quatrième puissance du rayon du tuyau, c'est à dire au carré de la surface de section :

$$D \approx \pi r^4$$

et enfin, en exprimant ce même débit à partir de la vitesse circulatoire moyenne, on peut établir la relation (simple) existant entre la vitesse moyenne et la vitesse maximale :

$$v_m = D / \pi r^2 = r^2 / 8 \eta \cdot \Delta E / \Delta l = v_{\max} / 2$$



4° La résistance à l'écoulement : la loi d'ohm

Il est possible d'établir un parallèle entre l'écoulement d'un fluide dans un tuyau et le passage du courant électrique dans un conducteur :

- la perte de charge ΔE joue un rôle comparable à la différence de potentiel,
- le débit est équivalent à l'intensité électrique

et il s'agit donc simplement de trouver l'équivalent de la résistance électrique pour pouvoir écrire la **loi d'Ohm** :

$$V = R I$$

et son équivalent hydraulique. Il suffit pour cela d'écrire la loi de Poiseuille sous une forme légèrement différente

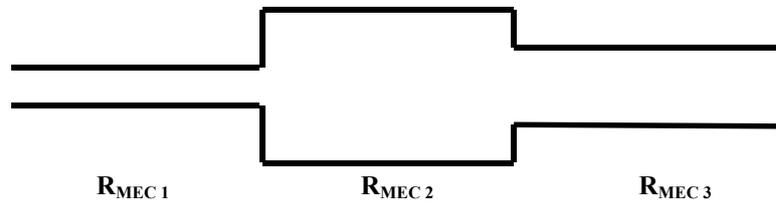
$$D = \pi r^4 / 8 \eta \cdot \Delta E / \Delta l \quad \Delta E = 8 \eta \Delta l / \pi r^4 \cdot D$$

expression qui permet de définir la résistance mécanique à l'écoulement :

$$R_{mec} = 8 \eta \Delta l / \pi r^4$$

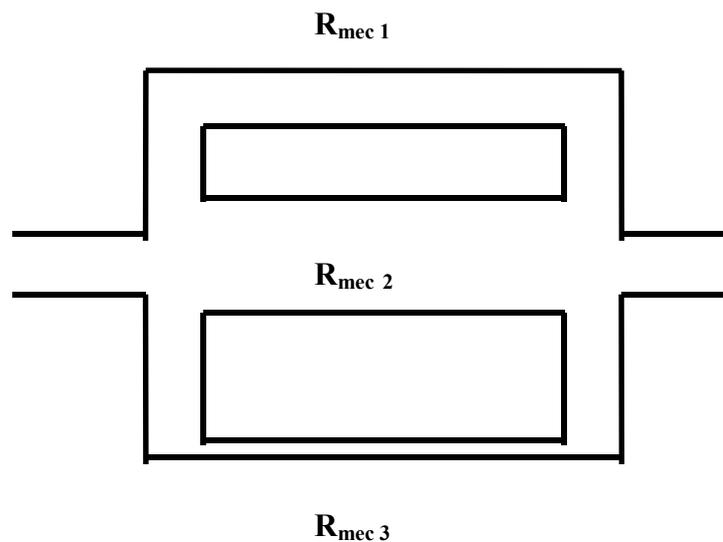
Comme c'est le cas pour les résistances électriques, les résistances mécaniques peuvent être placées en série ou en parallèle. Les lois valables pour les résistances électriques s'appliquent :

- conduits en série :



$$R_{MEC\ TOTAL} = R_{MEC\ 1} + R_{MEC\ 2} + R_{MEC\ 3}$$

- conduits en parallèle :



$$1 / R_{MEC\ TOTAL} = 1 / R_{MEC\ 1} + 1 / R_{MEC\ 2} + 1 / R_{MEC\ 3}$$

IV. L'hémodynamique

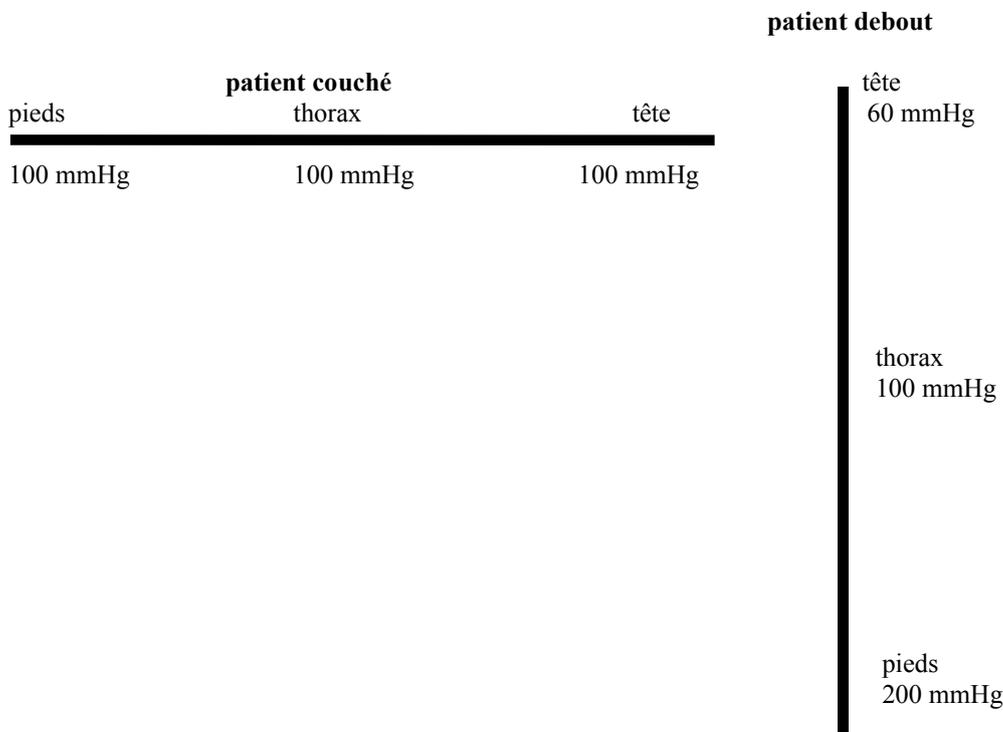
L'hémodynamique traite de l'application des lois de l'hydrodynamique à la circulation sanguine.

1° Les pressions sanguines

Les unités encore souvent utilisées pour la mesure des pressions sanguines (l'unité légale étant le pascal) sont les mmHg pour les **pressions artérielles** et les cmH₂O pour les **pressions veineuses**. Les valeurs normales sont approximativement les suivantes :

- pression artérielle	systolique :	130 mmHg
	diastolique :	80 mmHg
- pression veineuse moyenne :		10 cmH ₂ O

Une donnée importante est que ces pressions sont variables avec la posture (patient debout ou couché) et dépendent de l'endroit du corps où on les mesure : tête, thorax ou jambes. Si l'on considère, par exemple une pression artérielle moyenne (intermédiaire entre la systolique et la diastolique) de 100 mmHg, les répartitions pourront être les suivantes :



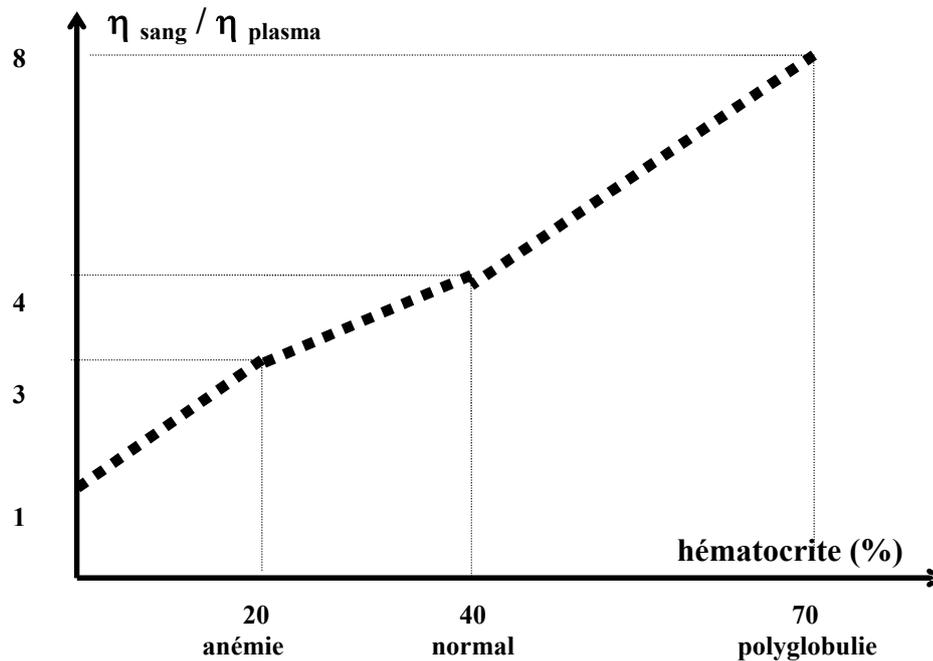
Il existe donc une influence non négligeable de la pesanteur sur la répartition des pressions sanguines. Ce phénomène est particulièrement important chez des cosmonautes en apesanteur et un séjour prolongé dans l'espace peut entraîner des perturbations hémodynamiques importantes.

2° La viscosité sanguine

La viscosité sanguine est fortement variable avec la concentration en globules rouges (hématocrite). En l'absence de cellules sanguines, le sérum (obtenu après coagulation) ou le plasma (obtenu par centrifugation) ont une viscosité proche de celle de l'eau à 20°C :

- sérum :	1,1 à 1,3 10 ⁻³ Pa s
- plasma :	1,4 10 ⁻³ Pa s

Pour ce qui concerne le sang total, il existe une relation entre la viscosité et l'hématocrite que l'on peut représenter approximativement sous la forme graphique suivante:



Dans les situations pathologiques, et notamment en cas de polyglobulie, la viscosité sanguine peut devenir très élevée, avec comme conséquence une augmentation parallèle des résistances mécaniques, étant donné que la viscosité intervient directement dans l'expression de la résistance mécanique. Ces phénomènes peuvent avoir des conséquences graves sur la perfusion sanguine des tissus et sur l'apport d'oxygène par la circulation.

Une autre donnée relative à la viscosité sanguine concerne le caractère **non newtonien** du sang. La présence de protéines et de cellules se traduit par deux phénomènes caractéristiques de la circulation sanguine (en régime laminaire) :

- il existe une concentration plus élevée de globules rouges dans la partie centrale du vaisseau par rapport aux bords (concentration axiale des globules rouges);

- sur les bords, en revanche, il existe une couche de protéines (couche de glissement) qui favorise l'écoulement et de ce fait le profil des vitesses s'éloigne du profil parabolique théorique, valable pour un liquide newtonien.

3° Les régimes d'écoulement dans les vaisseaux

Dans la majorité des vaisseaux le régime circulaire est **laminaire**. Il n'existe en pratique que deux exceptions : le régime circulaire dans l'aorte au cours d'un effort, et le régime en aval d'une sténose vasculaire. Dans ces deux cas on peut observer éventuellement un régime turbulent.

Dans le cas de l'aorte, on peut calculer la vitesse critique, celle qui rend possible (mais pas obligatoire) le régime turbulent, à partir de la formule de Reynolds :

par exemple si

$$d = 2 \text{ cm}$$

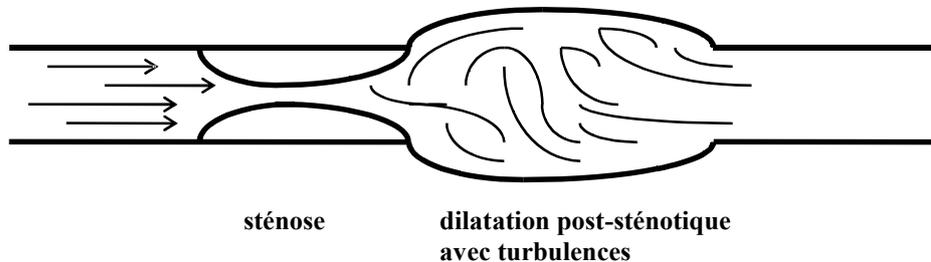
$$\rho = 1 \text{ gcm}^{-3}$$

$$\eta = 4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa s}$$

$$\text{vitesse critique} = 50 \text{ cm/s}$$

Ainsi, la circulation dans l'aorte dans les conditions de repos (25 à 30 cm/s) s'effectue en régime laminaire. A l'effort, par contre, le débit cardiaque peut être multiplié par un facteur 4 (et donc également la vitesse circulaire moyenne) de telle sorte que la vitesse critique se trouve dépassée. Ce régime turbulent à l'effort se traduit à l'auscultation par un **souffle innocent** (sans rapport avec une cardiopathie congénitale) et une telle observation est fréquente chez des sujets jeunes et sportifs.

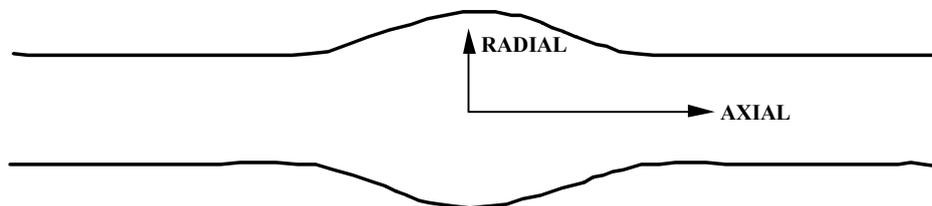
An niveau des sténoses vasculaires comportant une réduction importante du calibre des vaisseaux, il existe une accélération du flux (loi de la continuité) qui peut provoquer des **turbulences** à la sortie de la sténose (là encore on aura un souffle à l'auscultation).



4° Les effets des parois vasculaires

Contrairement à ce qui se passe pour un tube rigide, dont le diamètre reste constant quelle que soit la pression qui s'exerce sur les parois, un vaisseau sanguin possède des parois souples qui peuvent se déformer lorsqu'arrive une onde de pression : ceci est particulièrement le cas pour les artères qui sont soumises à une circulation pulsée.

D'un point de vue physique, ce phénomène se traduit par l'existence d'une **composante radiale de la vitesse circulatoire**, en plus de la composante axiale traditionnelle :

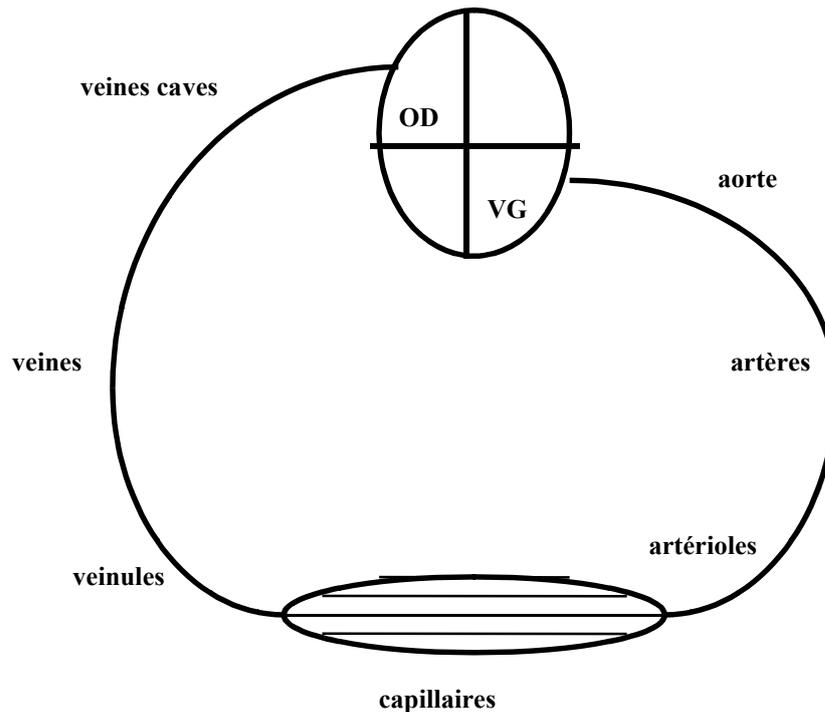


Le débit axial s'effectue en fonction de la chute de pression entre l'entrée et la sortie du segment vasculaire; le débit radial se traduit par une distension du vaisseau que l'on peut percevoir à la palpation : **le pouls**.

5° Les pressions et résistances vasculaires

Les pressions et les résistances circulatoires sont variables tout au long du circuit vasculaire systémique (il en est de même de la "petite circulation"), que l'on peut représenter schématiquement comme une boucle partant du ventricule gauche (VG) et aboutissant à l'oreillette droite (OD), avec successivement les segments vasculaires suivants:

VG - aorte - artères - artérioles - capillaires - veinules - veines - veines caves - OD



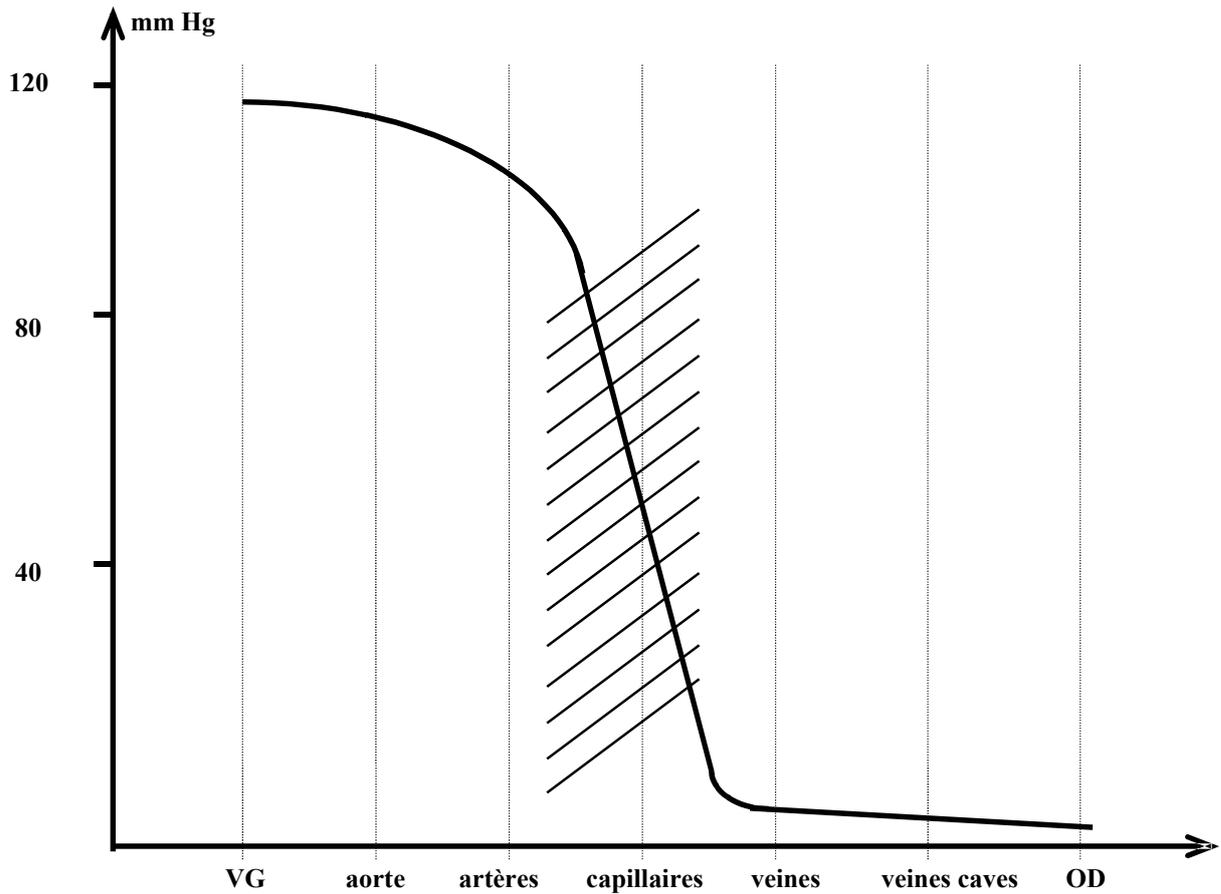
Si l'on attribue la valeur 100% à la résistance circulatoire totale du circuit allant du VG à l'OD, les différents segments de ce circuit ont approximativement les résistances suivantes :

arbre artériel	- aorte :	4 %	
	- artères :	5 %	
	- branches moyennes :	10 %	
	- branches terminales :	6 %	
	- artérioles :	41 %	= 66 %
lit capillaire			= 27 %
circuit veineux	- veinules :	4 %	
	- veines terminales :	0,3 %	
	- branches veineuses :	0,7 %	
	- veines :	0,5 %	
	- veines caves :	1,5 %	<u>= 7 %</u>
			100 %

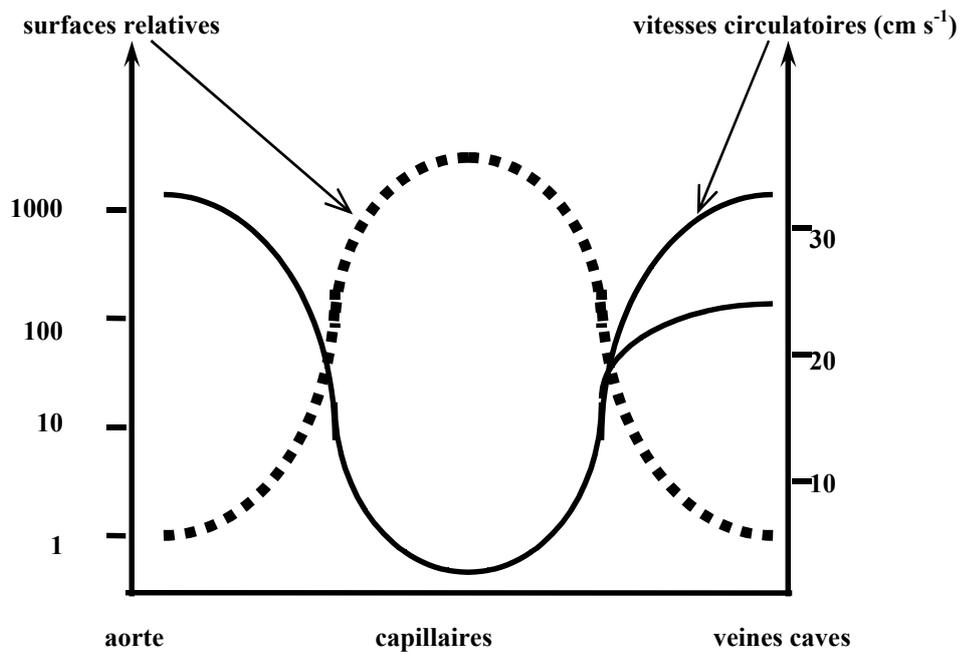
De ces chiffres il ressort que les deux tiers de la résistance vasculaire systémique concernent la partie artérielle de l'arbre vasculaire, alors que la partie veineuse possède une très faible résistance. La traversée capillaire correspond également à une résistance assez importante car c'est à ce niveau que s'effectuent les échanges métaboliques, et par conséquent la circulation est relativement lente pour permettre ces échanges.

On peut schématiser l'évolution des pressions sanguines le long du circuit vasculaire (pressions moyennes qui ne tiennent pas compte de la variation systolo-diastolique au niveau des parties pulsatiles) de la manière suivante :

C'est au niveau de la zone hachurée, artériolaire et capillaire, que la chute de pression sanguine est la plus élevée, passant pratiquement de 85 mm Hg au niveau artériel vers 5 mm Hg au niveau veineux.



Les vitesses circulatoires dépendent de la surface des différents segments vasculaires, sachant que par rapport à la surface de section de l'aorte (entrée dans le circuit) et la somme des sections des capillaires (partie la plus ramifiée du circuit) il existe un rapport de l'ordre de 1000 (l'ensemble des capillaires représente environ 1000 fois la section de l'aorte).

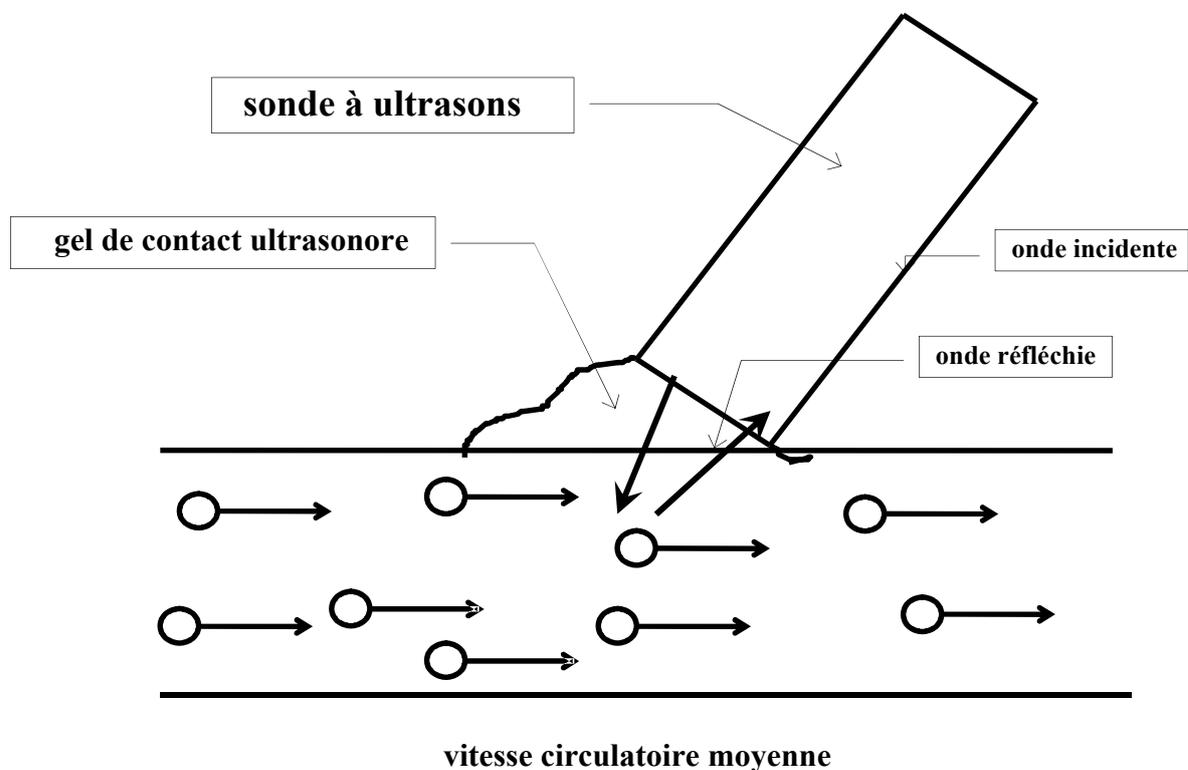


C'est encore par application de l'équation de continuité que l'on déduit de cette augmentation de section que la vitesse circulatoire moyenne va diminuer dans les mêmes proportions, le débit restant bien évidemment constant tout au long du circuit.

Au niveau des veines caves, la vitesse circulatoire est en réalité moindre qu'au niveau de l'aorte, étant donné qu'il y a deux veines caves et que la somme des sections des deux veines caves est supérieure à la section de l'aorte, qui est unique.

6° Les mesures de vitesses circulatoires

Les méthodes de mesure des vitesses circulatoires d'un liquide fondées sur la détermination de la chute de pression provoquée par cette vitesse (tube de Venturi, tube de Prandtl) ont déjà été évoquées. Ces techniques s'appliquent pour tout type de liquide, et notamment dans le cas d'un liquide homogène. Dans le cas du sang, le caractère hétérogène (présence de globules rouges) permet d'envisager une autre méthode de mesure de la vitesse circulatoire fondée sur l'effet Doppler appliqué à un faisceau d'ultrasons (voir cours sur les ultrasons pour plus de détails). En effet, les globules rouges se comportent comme de petits objets en déplacement capables de réfléchir les ultrasons. L'effet Doppler permet d'en mesurer la vitesse de déplacement en fonction de la variation de fréquence de l'onde ultrasonore entre le faisceau incident et le faisceau réfléchi.



Cette méthode de mesure largement employée pour les explorations de la circulation sanguine présente un avantage substantiel : c'est d'être transcutanée, c'est-à-dire de ne pas nécessiter de ponction vasculaire. Par contre, elle ne donne pas le débit sanguin mais simplement la vitesse circulatoire et pour déterminer le débit il faut connaître en plus la section du vaisseau mesuré.

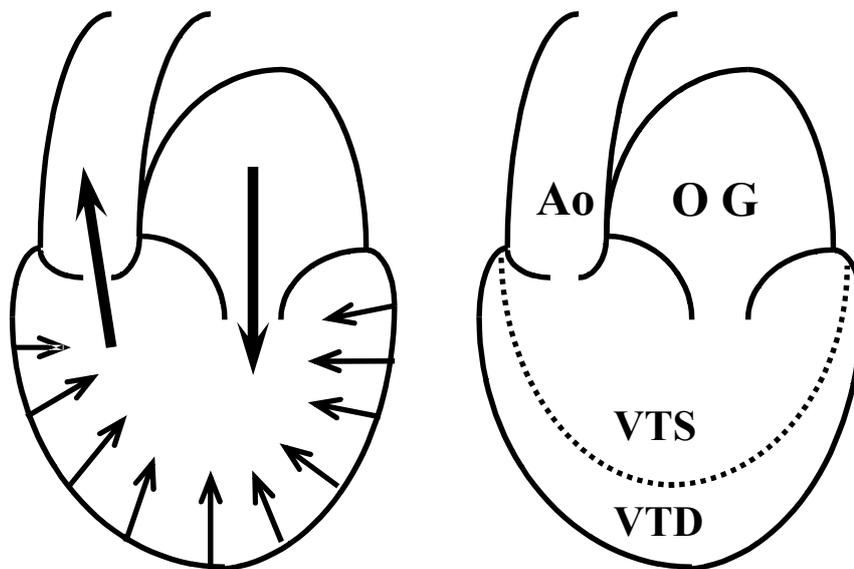
Deuxième partie

La mécanique cardiaque**I. La fonction pompe du coeur**

La fonction principale du coeur est d'assurer la mise en mouvement du sang à travers le corps. A ce titre, la pompe cardiaque est caractérisée par une modification du volume des cavités (ventricule gauche pour ce qui concerne la circulation systémique) au cours de son cycle de contraction :

1° Les volumes télé-diastolique et télé-systolique

Ces volumes passent par des valeurs extrêmes : volume télé-diastolique (VTD) lorsque le ventricule est rempli au maximum et volume télé-systolique (VTS) lorsque au contraire il est à son volume minimal.



Lors de la diastole le sang pénètre dans le ventricule gauche en provenance de l'oreillette gauche à travers l'orifice mitral. Lors de la systole il est éjecté vers l'aorte et se passe les valves sigmoïdes aortiques.

2° Le débit cardiaque et la fraction d'éjection

A partir de ces volumes il est possible de déterminer un certain nombre de grandeurs, qui permettent en fin de compte d'aboutir au débit cardiaque, donnée essentielle pour caractériser le fonctionnement mécanique du coeur :

- volume d'éjection systolique :

$$\text{VES} = \text{VTD} - \text{VTS}$$

- fraction d'éjection :

$$FE = (VES / VTD = (VTD - VTS) / VTD)$$

- débit cardiaque, qui fait intervenir la fréquence cardiaque : FC

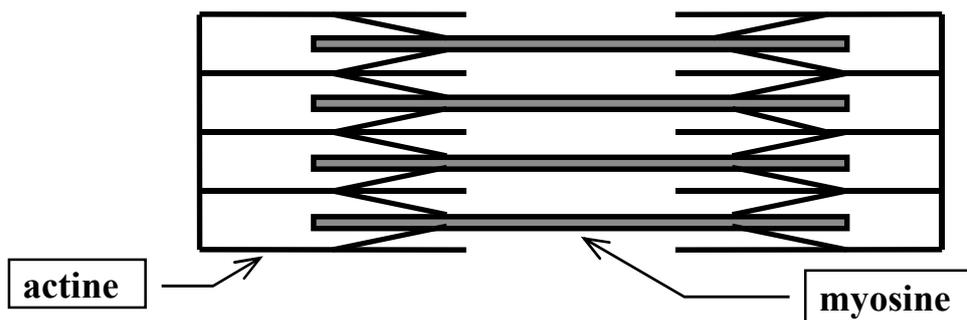
$$DC = VES \times FC = VTD \times FE \times FC$$

II. Les éléments contractiles du myocarde

Pour assurer la fonction pompe cardiaque, le myocarde est constitué d'éléments contractiles capables de se raccourcir sous l'effet d'une stimulation électrique. Les **myofibrilles** sont constituées par des unités motrices appelées **sarcomères**.

1° La structure schématique des myofibrilles

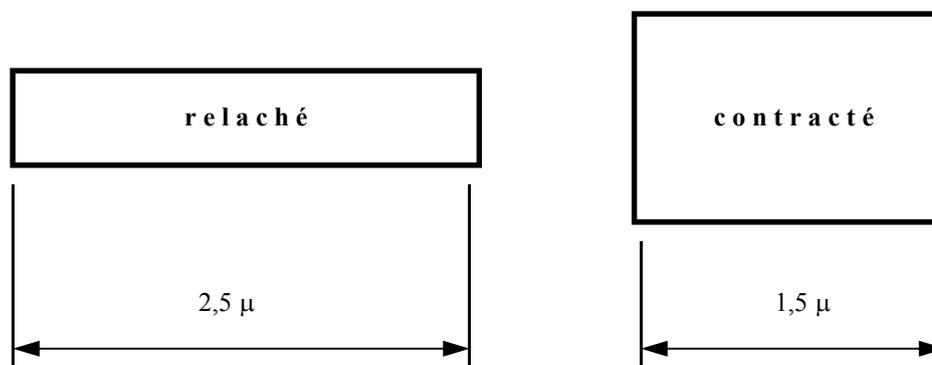
Elles comportent des éléments contractiles constitués par des assemblages de protéines, notamment de l'actine et de la myosine :



Les "protéines contractiles", actine et myosine, peuvent s'interpénétrer sous l'effet de la stimulation, ce qui a pour résultat de provoquer un raccourcissement de l'élément contractile.

2° Le raccourcissement des fibres

Les dimensions approximatives des éléments contractiles varient selon l'état relâché ou contracté des fibres myocardiques :



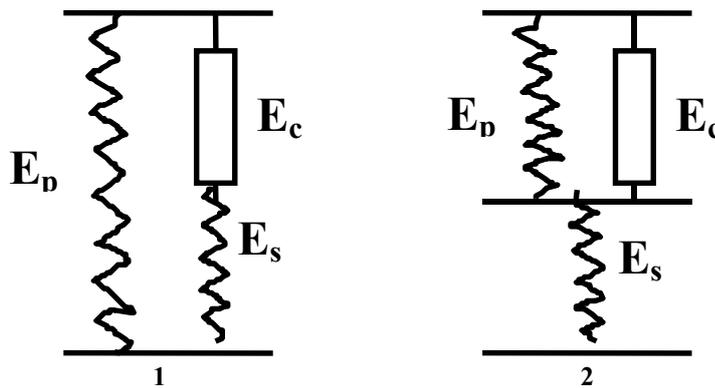
3° Le modèle physique du myocarde

Il est possible de schématiser un tel élément contractile selon un modèle physique simple comportant trois éléments associés. On rend ainsi compte des propriétés de l'élément contractile qui est à la fois **contractile** et **élastique**, c'est à dire qu'il peut en même temps subir une déformation (allongement) passif et être animé d'un mouvement de raccourcissement actif.

Les trois éléments à considérer sont :

- l'**élément contractile** à proprement parler : E_c
- un **élément élastique placé en parallèle** de l'élément contractile : E_p
- un **élément élastique placé en série** : E_s

A partir de ces données, on peut considérer, d'un point de vue purement physique, deux assemblages possibles de ces éléments, qui aboutissent en fin de compte aux mêmes propriétés, associant élasticité et contractilité :

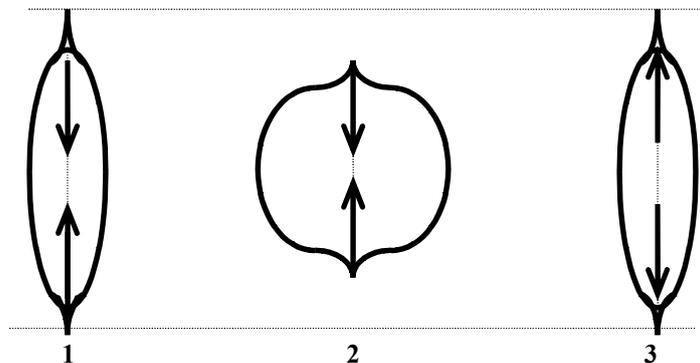


III. Le cycle mécanique du myocarde

1° Les phases de la contraction d'une fibre isolée

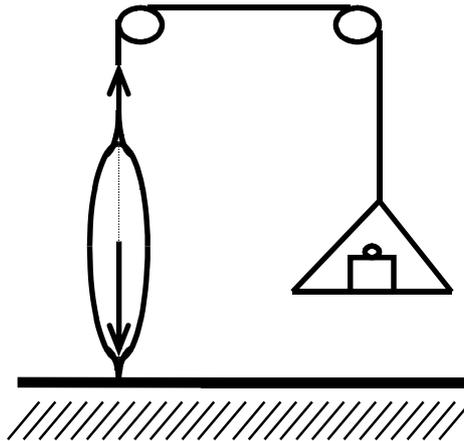
On peut, dans un premier temps, considérer les 3 phases de la contraction d'une fibre musculaire isolée à partir d'une position de repos :

- la **contraction isométrique**, qui est une mise sous tension de la fibre sans variation de longueur, c'est à dire sans mise en mouvement de cette force et donc sans production de travail (le travail étant précisément défini comme une force qui se déplace), (1)
- la **contraction isotonique** accompagnée d'un raccourcissement de la fibre qui peut alors fournir un travail, (2)
- la **relaxation**, au cours de laquelle la fibre reprend sa longueur de repos, avec annulation de la force de tension. (3)



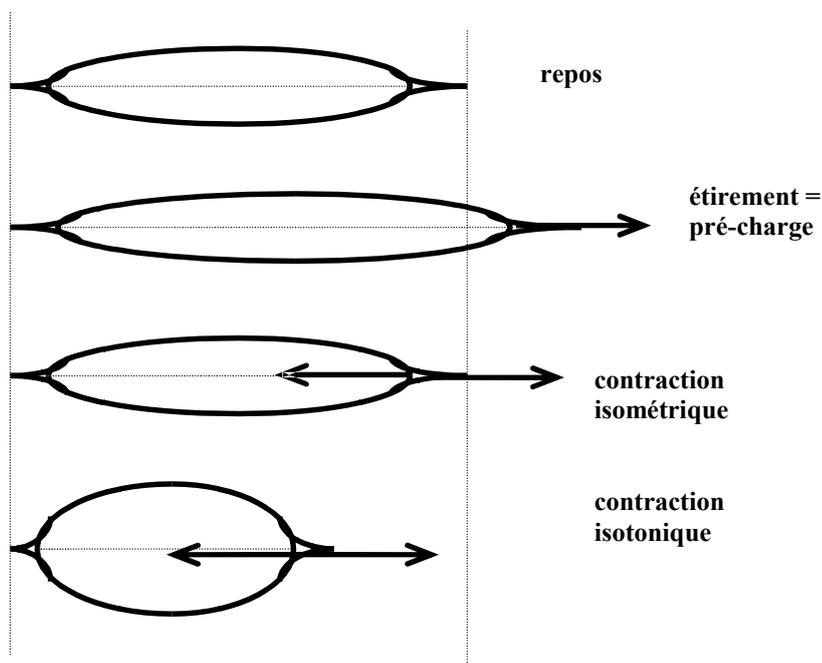
2° La pré-charge et la post-charge

En réalité, une fibre musculaire ne doit pas être prise isolément, mais elle se situe dans un certain contexte qui fait qu'elle est soumise à des contraintes extérieures au cours de sa contraction. La notion la plus simple à établir est celle de la **post-charge**. Il s'agit en effet de la force contre laquelle travaille la fibre lorsqu'elle se contracte et un modèle mécanique simple peut expliquer la signification de cette post-charge : on peut considérer une fibre fixée par une de ses extrémités et reliée par son autre extrémité à un système de poulies de telle sorte qu'au cours de sa contraction la fibre soulève un certain poids et en le déplaçant elle fournit un travail.



Dans ce modèle, la phase de **contraction isométrique** correspond à la mise sous tension de la fibre qui est initialement au repos sans être étirée par le poids (qui repose sur un plan) jusqu'à ce que la tension de la fibre vienne égaler le poids. A partir de ce moment la fibre musculaire peut se raccourcir et provoquer le soulèvement du poids, en gardant une tension constante, ce qui correspond à la phase de **contraction isotonique**. La force correspondant au poids à soulever est la **post-charge**.

Pour expliquer la notion de pré-charge il faut se souvenir que dans le modèle physique d'une fibre cardiaque se trouvent des **composantes élastiques**, ce qui signifie qu'une telle fibre peut être étirée au-delà de sa longueur de repos du fait de son élasticité. La force avec laquelle s'effectue cet étirement initial s'appelle la **pré-charge**.

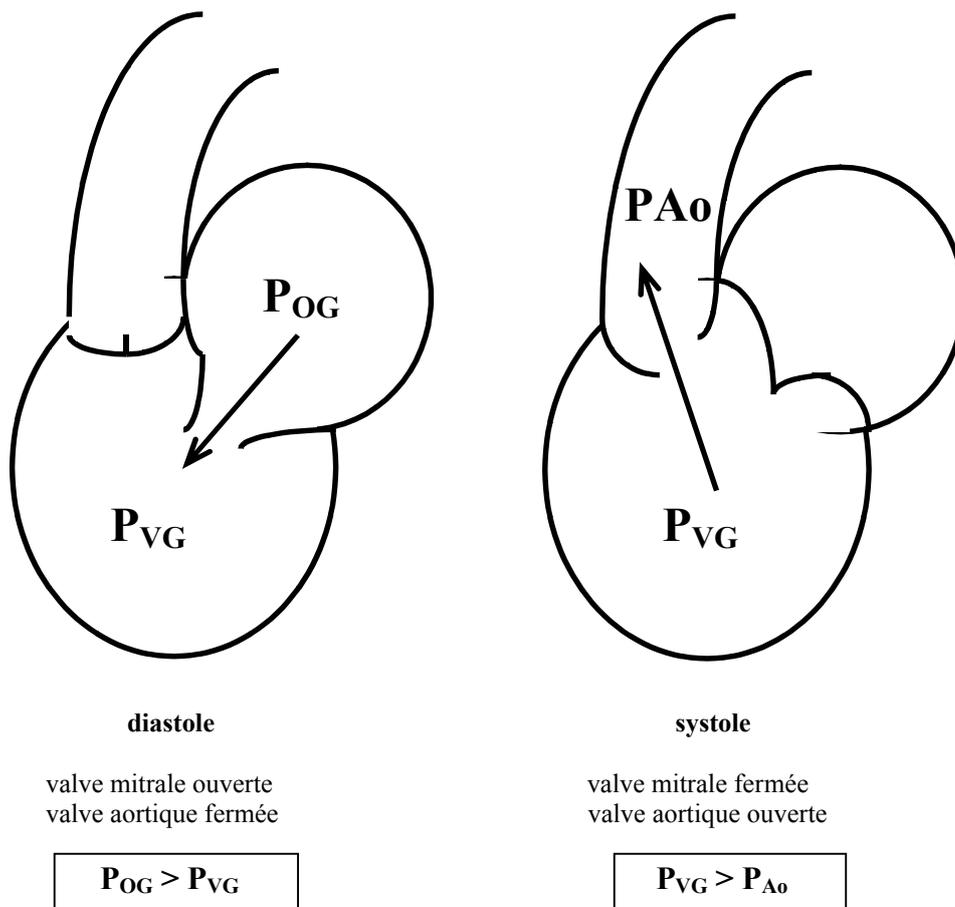


3° L'application au ventricule gauche en entier

Les notions de pré-charge (étirement initial des fibres) et de post-charge (force contre laquelle s'effectue le travail mécanique de la contraction) ainsi définies pour une fibre isolée peuvent s'étendre au ventricule gauche dans son ensemble :

- lors du remplissage ventriculaire à partir de l'oreillette (diastole), la **pression du sang dans l'oreillette** provoque une certaine distension du ventricule, qui se remplit donc un peu au-delà de son volume de repos : c'est la pré-charge,

- au cours de la contraction (systole), l'éjection du sang doit s'effectuer contre la **pression aortique**, qui représente donc la post-charge.



4° La loi de Frank-Starling

Une conséquence de la distensibilité des fibres musculaires cardiaques sous l'effet de la pré-charge et de l'existence d'une composante élastique est que la force de contraction va dépendre de l'étirement initial et donc de la force avec laquelle l'élasticité des fibres est sollicitée. La loi de Frank-Starling résume ce fait sous la forme :

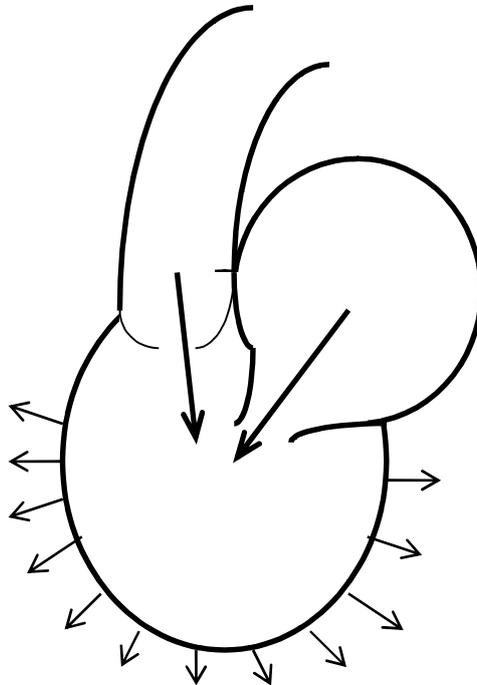
l'augmentation de l'étirement initial des myofibrilles en diastole entraîne une augmentation de la force de contraction lors de la systole

Il existe donc une influence de la pré-charge sur le travail mécanique du coeur et les données concernant des fibres isolées peuvent s'appliquer au ventricule dans son ensemble sous la forme :

- une augmentation de la pré-charge, c'est à dire de la pression de remplissage du ventricule à partir de

l'oreillette, associée à une augmentation de la distension initiale du VG se traduit par une augmentation de la force de contraction du VG vis à vis de la post-charge, qui n'est autre que la pression aortique lors de l'éjection.

Un exemple de situation pathologique mettant en jeu ce mécanisme de Frank-Starling est l'insuffisance aortique, pathologie valvulaire caractérisée par un manque d'étanchéité des sigmoïdes aortiques qui au lieu de se fermer complètement lors de la diastole laissent se produire une fuite aortique qui s'ajoute au remplissage ventriculaire physiologique à partir de l'oreillette.



L'effet combiné du remplissage à partir de l'oreillette et de la fuite aortique entraîne une augmentation sensible de la pré-charge qui provoque donc une dilatation de la cavité ventriculaire. Lorsque le mécanisme de Frank-Starling fonctionne bien, l'augmentation de la force de contraction est capable de provoquer l'éjection de ce volume augmenté vers l'aorte et le débit cardiaque se maintient bien que le travail cardiaque soit augmenté puisqu'une partie du sang éjecté est en fait du sang qui a rétrogradé à travers la valve aortique non étanche. Cependant au bout de quelques années cette situation "compensée" se décompense en raison de l'épuisement du myocarde qui a effectué un travail supérieur à ce qu'il aurait été dans des conditions physiologiques. Il est alors temps de procéder à un remplacement valvulaire chirurgical pour éviter une évolution vers l'insuffisance cardiaque.

IV. Le travail cardiaque et la contractilité

1° Les relations pression-volume au cours du cycle cardiaque

Le cycle cardiaque peut se décomposer en quatre phases principales (en prenant la stimulation électrique, c'est à dire le complexe QRS de l'ECG comme début de cycle) :

- la phase de **contraction isométrique** (ou isovolumique) qui correspond à la mise sous tension du muscle, tous orifices valvulaires fermés. Au cours de cette phase la pression intra-ventriculaire s'élève jusqu'à atteindre la pression aortique.

- lorsque la pression ventriculaire dépasse légèrement la pression aortique, les sigmoïdes aortiques peuvent s'ouvrir et l'éjection commence. C'est la phase d'**éjection**, au cours de laquelle le volume ventriculaire passe du volume télé-diastolique jusqu'au volume télésystolique. La pression ventriculaire continue d'abord à s'élever, puis passe par un maximum puis diminue à nouveau et vient égaliser la pression aortique à la fin de cette phase.

- La pression aortique devenant à nouveau supérieure à la pression ventriculaire, les valves sigmoïdes se referment et l'on passe à la phase **de relaxation isométrique** au cours de laquelle la pression ventriculaire chute de manière importante, sans modification de volume (valves mitrale et aortique fermées).

- Enfin, au cours de la phase de **remplissage**, la valve mitrale s'ouvre et laisse pénétrer le sang dans le ventricule, d'abord de manière passive, la pression auriculaire étant légèrement supérieure à la pression ventriculaire, puis en fin de cycle de manière active, sous l'effet de la contraction auriculaire qui termine le remplissage et provoque la distension du muscle et la fermeture mitrale.

2° La boucle pression-volume et le travail cardiaque

Les quatre phases du cycle cardiaque peuvent être résumées sur un diagramme qui rend compte des variations conjuguées de pression et de volume. Le cycle se présente alors sous la forme d'une boucle inscrite dans un rectangle dont les cotés correspondent aux valeurs maximales et minimales que peuvent prendre les deux variables : pression et volume :

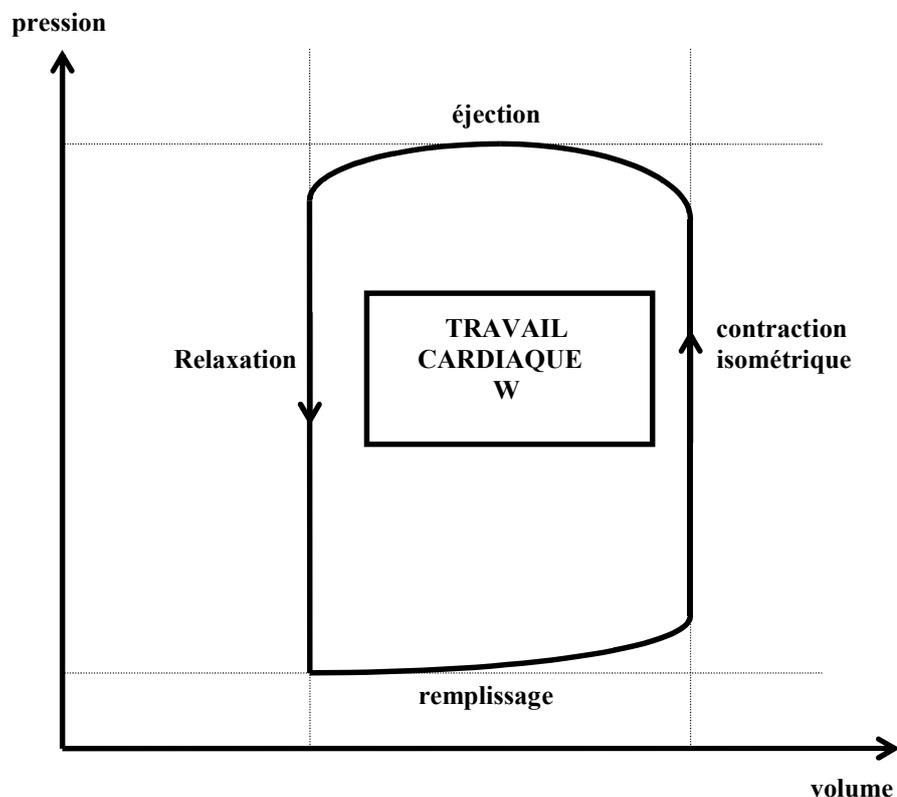
- le volume ventriculaire varie entre les deux valeurs :

maximum = volume télé-diastolique
minimum = volume télésystolique

- et la pression varie également entre deux valeurs extrêmes :

maximum = pression ventriculaire systolique (proche de la pression artérielle systolique)
minimum = pression ventriculaire diastolique (nettement inférieure à la pression artérielle diastolique qui est elle proche de la pression aortique).

L'allure théorique de la boucle pression volume est donc la suivante :



Dans le système international d'unités, la pression s'exprime en Pa c'est à dire en Nm^{-2} , et le volume en m^3 , de telle sorte que le produit de ces deux unités donne des N m, ou encore des joules. C'est donc bien la surface de la boucle pression-volume qui représente le travail cardiaque exprimé en joules.

3° L'influence de la charge : notion de contractilité

L'éjection cardiaque dépend des conditions de charge, pré-charge et post-charge, étant donné que ces conditions sont susceptibles de modifier à la fois les pressions et les volumes (plus ou moins grande distension du ventricule) et par conséquent le travail cardiaque.

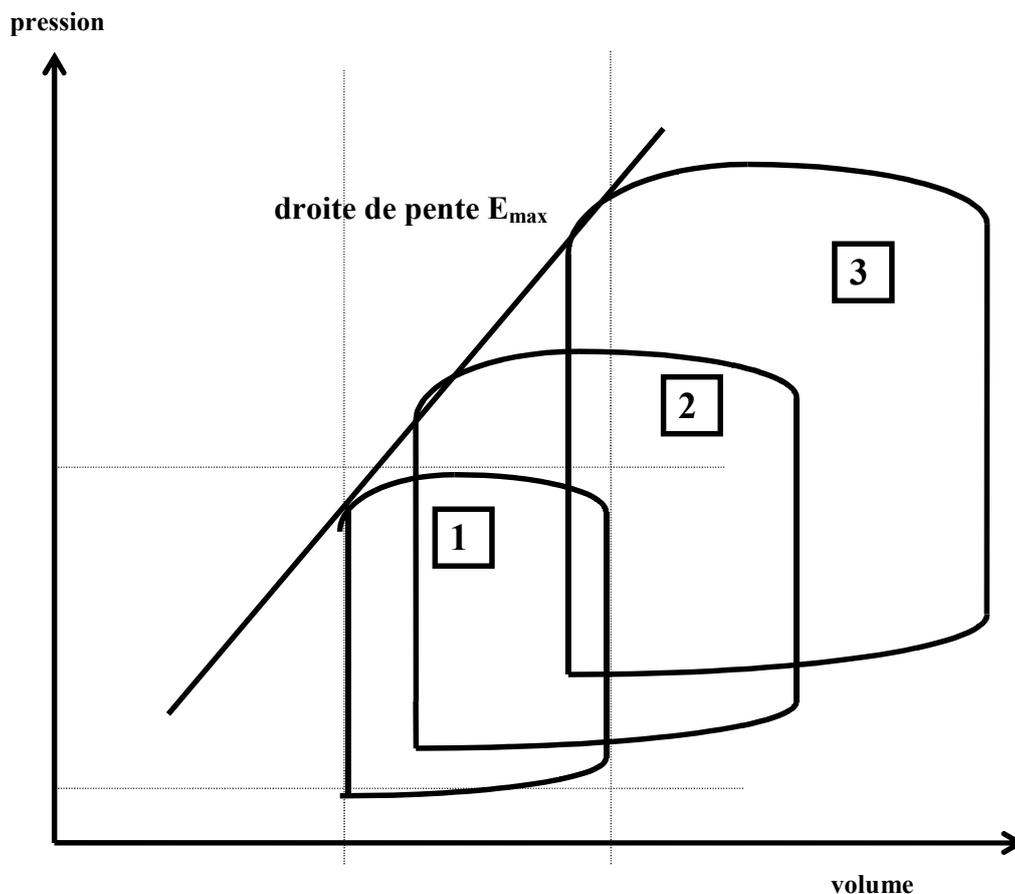
Lorsqu'on caractérise la fonction cardiaque par une variable qui ne rend compte que des variations des volumes ventriculaires, par exemple la fraction d'éjection :

$$FE = (VTD - VTS) / VTD$$

cette variable ne représente que l'état fonctionnel du ventricule pour une charge donnée, mais ne donne pas d'information complète sur la fonction intrinsèque du muscle cardiaque et de ses performances indépendamment de la charge. On peut, en effet, avoir une fraction d'éjection correcte au repos (faible charge) qui s'effondre à l'effort (charge élevée).

Il est donc nécessaire, pour apprécier la performance mécanique cardiaque, de disposer d'indices fonctionnels indépendants de la charge, qui rendent compte de la réponse cardiaque à des niveaux de charge variables.

On introduit ainsi la notion de **contractilité** (intrinsèque) qui s'oppose à celle de **contraction** (relative à la charge).



Si l'on considère, par exemple, les boucles pression/volume correspondant à trois situations différentes pour le même myocarde :

- 1 = repos
- 2 = effort modéré
- 3 = effort maximal

on constate que ces boucles se déplacent en même temps que leur surface devient plus grande, étant donné que le travail cardiaque augmente entre le repos et les différents niveaux d'effort.

L'évolution de ces boucles peut être caractérisée par une ligne qui rejoint le coins supérieurs gauches des boucle, qui est habituellement proche d'une droite et dont la pente, E_{max} , est un indice de contractilité indépendant de la charge (puisque déduit des diagrammes de fonctionnement à différentes charges) : **l'élastance maximale**.

3° Les anomalies de la contraction cardiaque

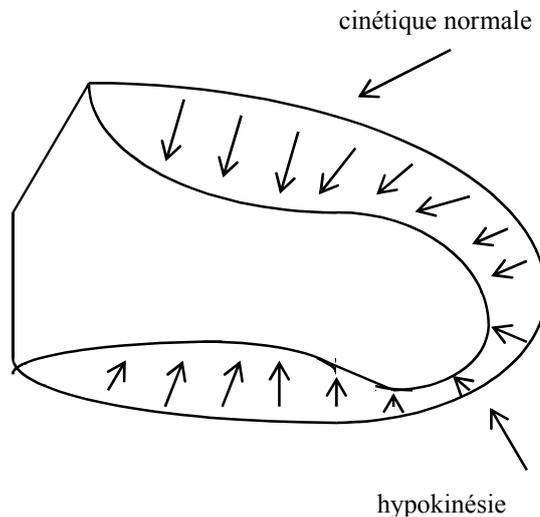
Le myocarde est alimenté en oxygène et en substrats métaboliques (acides gras, glucose) par l'intermédiaire de la circulation coronaire. L'énergie produite au niveau des mitochondries sert principalement à assurer la fonction contractile cardiaque. Il existe donc un lien étroit entre l'alimentation du myocarde en sang et sa fonction mécanique, de telle sorte qu'une diminution du débit coronaire peut se traduire par une diminution de la fonction pompe dans le territoire déficitaire.

Lorsque l'ischémie est modérée (**sténose** coronaire peu ou moyennement serrée) l'apport sanguin est suffisant pour assurer une fonction correcte au repos, et ce n'est qu'à l'effort que les anomalies vont se manifester. En revanche, en cas de sténose très serrée, ou même en cas de **thrombose**, la cinétique de repos peut également être altérée et le myocarde peut évoluer vers la nécrose définitive et irréversible.

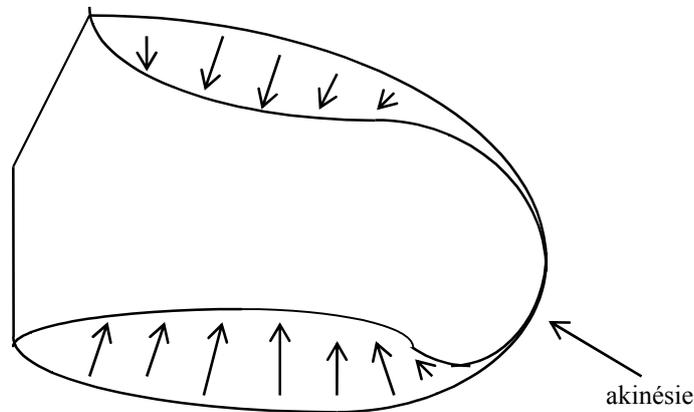


Les troubles de la cinétique cardiaque qui découlent de ces degrés plus ou moins prononcés d'ischémie peuvent être de trois niveaux :

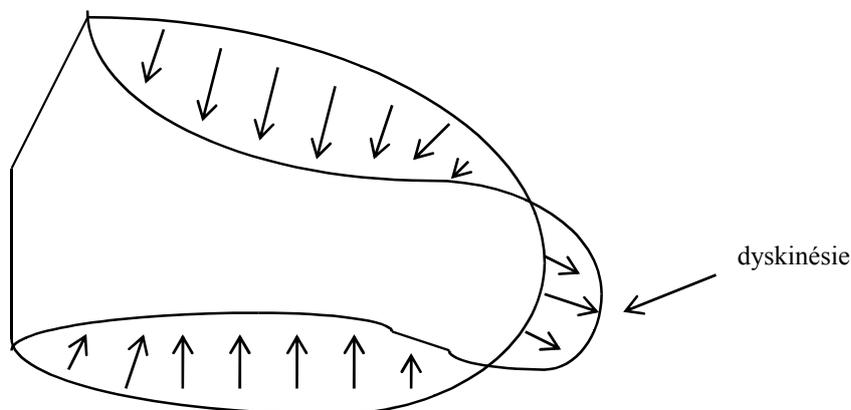
- **l'hypokinésie** est une altération localisée (ou globale) de la contraction, qui n'est pas totalement abolie, mais dont l'amplitude est diminuée par rapport à la contraction normale :



- l'**akinésie** est une absence totale de mouvement dans un territoire (elle ne peut pas être globale, sinon le coeur ne se contracterait plus du tout!) :



- la **dyskinésie** correspond à la situation extrême, lorsque non seulement une partie de la paroi myocardique ne se contracte plus, mais où même elle se dilate sous l'effet de la pression ventriculaire en donnant un mouvement paradoxal (anatomiquement une telle dyskinésie entraîne fréquemment la constitution d'un anévrysme ou d'une ectasie) :

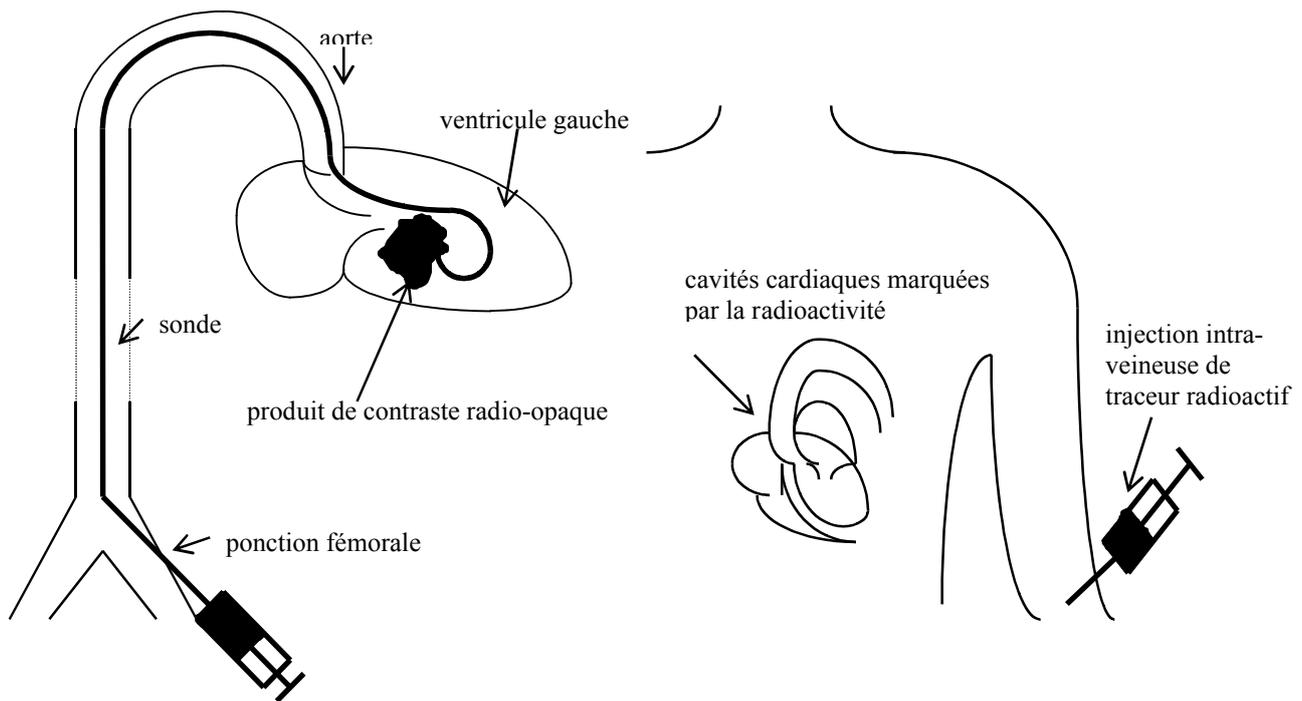


V. Les techniques d'exploration de la fonction mécanique du coeur

Un certain nombre de techniques d'imagerie permettent de visualiser la fonction mécanique du coeur et d'en apprécier la fonction globale (fraction d'éjection du ventricule gauche, par exemple) ainsi que la fonction régionale (mise en évidence de troubles cinétiques localisés).

1° L'angiographie de contraste

Elle repose sur l'injection d'un produit de contraste radio-opaque, au niveau du ventricule gauche (ou du ventricule droit dans certains cas) par l'intermédiaire d'un cathéter artériel (fémoral en général), suivie de prises de vues radiographiques rapides permettant de visualiser la contraction cardiaque sous la forme d'un film :

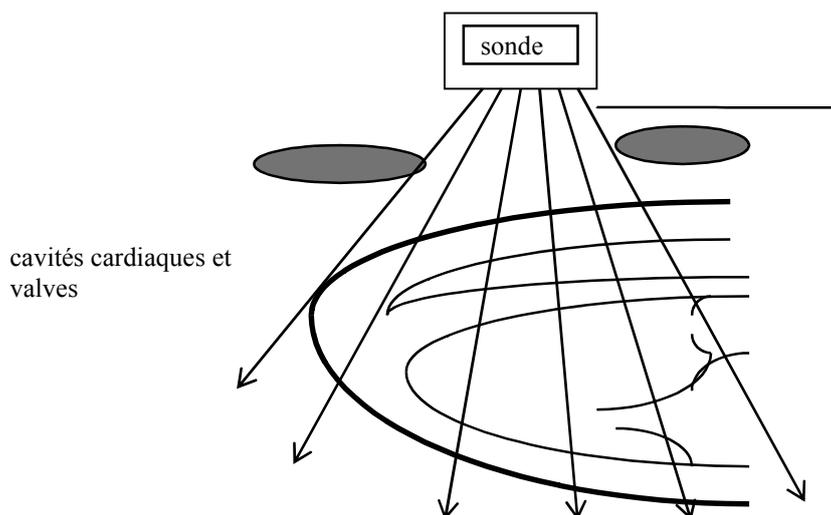


2° Les méthodes radio-isotopiques

Elles sont fondées sur l'injection intraveineuse périphérique d'une très faible quantité de substance radioactive qui va marquer le sang circulant. Les images enregistrées à l'aide d'une gamma-caméra permettent d'analyser, quantitativement et qualitativement, la contraction des différentes cavités cardiaques :

3° L'échocardiographie

En échocardiographie ce sont les ultrasons qui servent à visualiser le mouvement des différentes structures cardiaques (réflexion des ultrasons sur les interfaces qui séparent des milieux d'impédance acoustique différentes) :



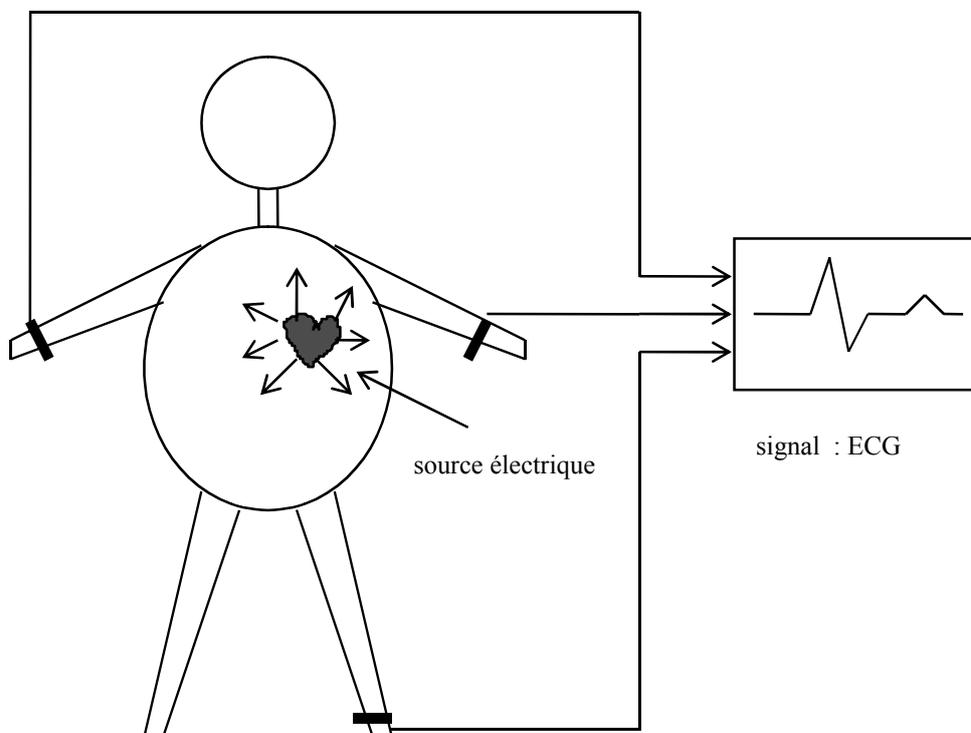
4° Le scanner - l'IRM

Ces techniques d'imagerie sont actuellement moins fréquemment utilisées en pratique clinique que celles qui ont été vues précédemment. Elles n'en possèdent pas moins des atouts importants pour l'avenir, étant à la fois non invasives, comme les méthodes isotopiques, tout en donnant une précision anatomique comme les techniques radiologiques.

Troisième partie

L'électrocardiogramme**I. Le potentiel à distance d'une collection de charges électriques**

Le coeur (comme d'autres organes : cerveau, muscles, organes des sens etc...) donne lieu à des phénomènes électriques lors de son fonctionnement et peut donc être considéré globalement comme une "source" d'électricité dont on peut mesurer, à distance, les effets sous la forme d'un signal électrique : **l'électrocardiogramme**.

**1° Le cas d'une charge isolée : loi de Coulomb**

Les charges électriques immobiles exercent les unes sur les autres des interactions qui dépendent de leur signe (positif ou négatif) leur charge (exprimée en coulombs) et de la distance qui les sépare : ce sont les forces **électrostatiques**, qui sont telles que des charges de même signe se repoussent alors que des charges de signe contraire s'attirent avec une force donnée par l'expression suivante :

$$\mathbf{F} = k \mathbf{q} \mathbf{q}' / r^2 = \text{loi de Coulomb}$$

q et q' étant les deux charges et r la distance qui les sépare.

Le coefficient k dépend du milieu dans lequel l'interaction se produit et sa valeur est principalement connue pour le vide, ce qui est assez loin des conditions habituelle des applications médicales! Pour les tissus

biologiques, on n'explicitera donc pas par la suite la valeur de cette constante qui apparaîtra dans les formules sans que l'on ait besoin de sa valeur précise, toutes les mesures étant relatives et non absolues.

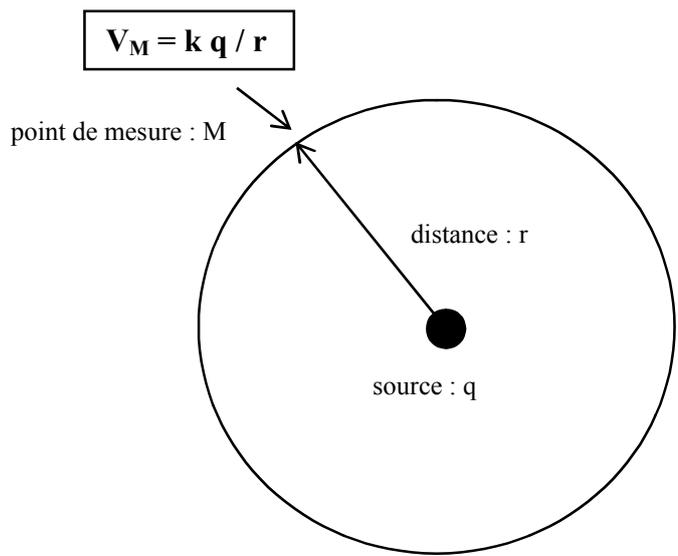
A partir de la loi de Coulomb on définit la notion de champ électrique, champ de forces qui est tel qu'une charge placée dans ce champ est soumise à une force égale au produit de cette charge par la valeur du champ électrique :

$F = q E$		
force exercée sur la charge	=	charge x champ électrique
en newtons		en coulombs en volts / mètre

Ainsi, si l'on se place à une certaine distance r d'une charge électrique q , et si l'on place en ce point M (point de mesure) une charge unité ($q' = 1$) cette charge est soumise à une force qui dépend du "potentiel" V_M telle que

$$F = V_M / r = k q / r^2 \text{ (puisque } q' = 1 \text{) et } \boxed{V_M = K q / r}$$

ce qui signifie que le potentiel a les dimensions d'une énergie ($V_M = F \cdot r$) qui représente le travail mis en jeu lorsque la charge unité placée au point de mesure se déplace jusqu'à la source.



En tous points équidistants de la source électrique (c'est-à-dire sur la sphère centrée sur la source) le potentiel est identique.

En réalité, comme nous le verrons plus loin, ce que l'on mesure ce n'est pas le potentiel isolé en un point M , mais une différence de potentiel entre deux points M_1 et M_2 . Dans ce cas, il suffit de faire la somme algébrique des potentiel aux deux points.

2° Le cas d'un dipôle : projection du moment du dipôle

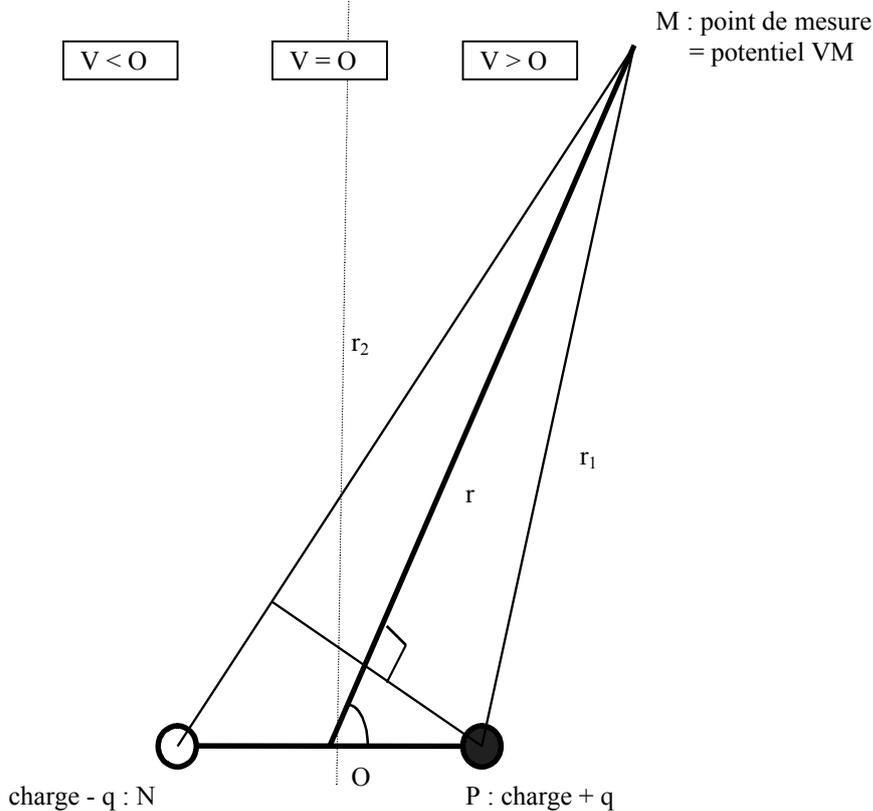
Un dipôle est constitué de deux charges électriques égales mais de signe contraire ($P = + q$ et $N = - q$), distantes d'une longueur l (segment NP). Il est caractérisé par son "moment dipolaire", qui est un vecteur dont les quatre caractéristiques habituelles sont :

- l'origine O est le milieu de NP

- la direction est la droite NP
- le sens est orienté de N vers P
- le module est égal au produit d'une des charges (en valeur absolue) par la longueur du dipôle

$$\mathbf{m} = q \cdot \mathbf{l}$$

Si l'on considère comme plus haut un point de mesure M situé à une distance r du centre (O) du dipôle, il est possible de calculer le potentiel V_M induit par ce dipôle en M :



Le potentiel en M est égal - la somme algébrique des potentiels induits par les deux charges opposées :

$$V_M = k q / r_1 - k q / r_2 = k q (r_2 - r_1) / r_1 r_2$$

Lorsque le point M se trouve à une distance r que l'on peut considérée comme grande par rapport à la longueur du dipôle l, deux approximations permettent de simplifier la suite des calculs :

$$\text{si } r \gg l, \quad r_1 \cong r_2 \cong r \quad \text{et} \quad r_2 - r_1 \cong l \cos \theta$$

de telle sorte que :

$$V_M = k q l \cos \theta / r^2 = k m \cos \theta / r^2$$

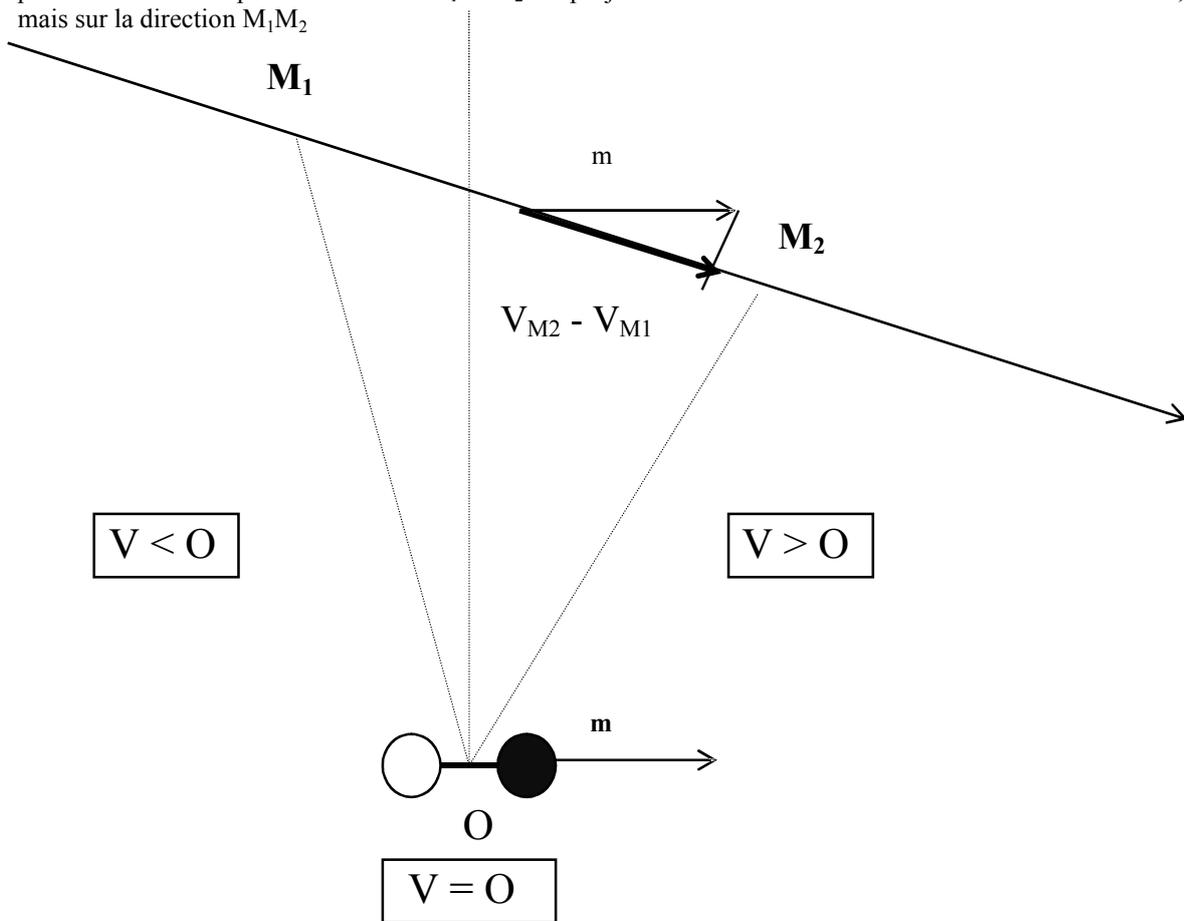
expression dans laquelle on remplace le produit q l par le moment m du dipôle.

La règle de calcul d'un potentiel induit par un dipôle devient donc en fin de compte très simple :

le potentiel V_M est donné par la projection du moment dipolaire sur la direction de mesure OM (orientée de O vers M)

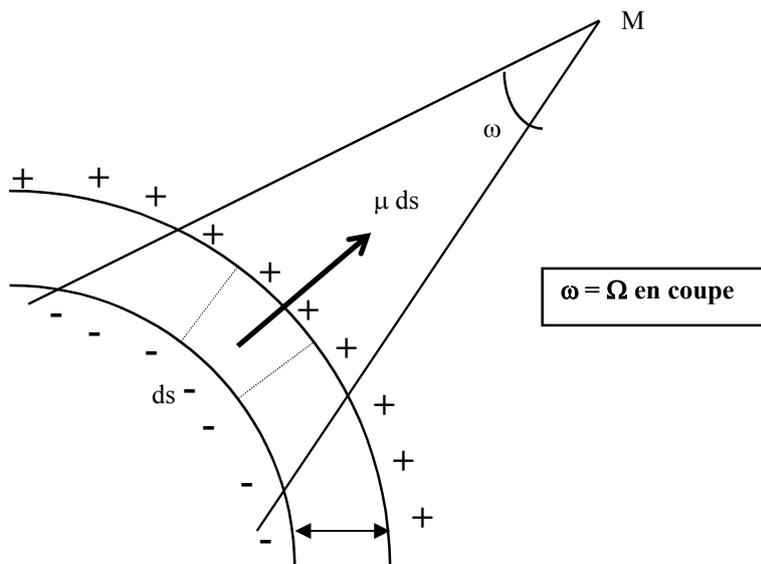
Ce potentiel est donc nul dans le plan perpendiculaire au dipôle passant par O ($r_1 = r_2$, ou $\cos \theta = 0$); il est positif dans le demi-espace situé du côté de la charge positive du dipôle et négatif dans le demi-espace situé du côté de la charge négative du dipôle.

La règle de la projection du moment du dipôle est également valable pour le calcul d'une différence de potentiel entre deux points de mesure M_1 et M_2 : la projection s'effectue maintenant non sur la direction OM , mais sur la direction M_1M_2



3° Le cas d'un feuillet électrique : rôle de l'angle solide

Un feuillet électrique est constitué de deux milieux conducteurs séparés par un isolant mince d'épaisseur ϵ . Des charges positives et négatives tapissent les deux côtés du feuillet, avec une densité surfacique de charges σ (C / m²) identique des deux côtés du feuillet :



Un élément de feuillet de surface ds peut être considéré comme un petit dipôle de charge σds et de longueur ε . Son moment est donc égal à $\varepsilon \sigma ds$, et il est orienté de la face négative du feuillet vers sa face positive. Si l'on appelle μ le produit $\sigma \varepsilon$, encore appelé "puissance du feuillet", le moment de l'élément ds est égal à μds .

Si l'on considère maintenant l'ensemble du feuillet, il faut faire la somme algébrique de tous les moments élémentaires pour déterminer le potentiel créé par le feuillet en un point M. On obtient alors la relation suivante :

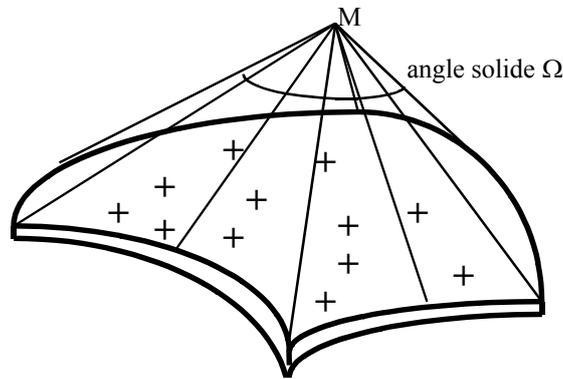
$$V_M = k \mu \Omega$$

qui résulte de l'intégration de tous les moments élémentaires sur l'ensemble du feuillet.

Dans cette relation interviennent :

- k le facteur de proportionnalité habituel
- μ la puissance du feuillet
- et surtout Ω l'angle solide sous lequel est "vu" le feuillet.

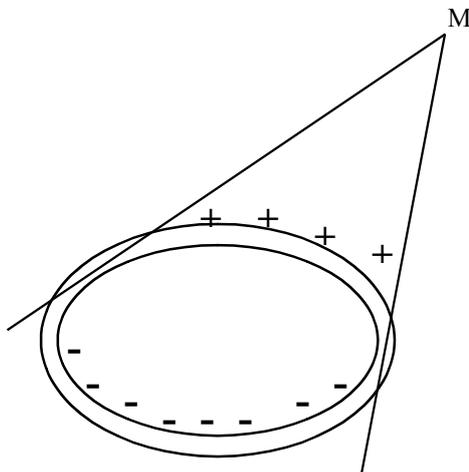
Cet **angle solide** Ω est pris en compte dans l'espace, alors que si l'on considère une coupe à travers le feuillet passant par le point m, il n'y a plus lieu de considérer l'angle ordinaire ω :



Le potentiel créé au point M possède le **signe des charges électriques placées sur la surface du feuillet dirigée vers M** (dans le cas de la figure ci-dessus, il est donc positif). Les charges de signe opposé placées sur la face du feuillet qui n'est pas dirigée vers M ne comptent pas.

Dans le cas où à partir du point M on verrait à la fois le côté positif (sous un angle solide Ω_1) et le côté négatif (sous un angle solide Ω_2) il faudrait faire la **somme algébrique** des deux potentiels et le potentiel résultant serait du signe correspondant à l'angle solide le plus grand entre Ω_1 et Ω_2 .

Une conséquence importante de cette combinaison algébrique des potentiels concerne le potentiel créé par un feuillet fermé :



A partir du point M on "voit", sous un même angle solide, une partie de la face positive du feuillet fermé et une partie de sa face négative. Même si le nombre de charges électriques positives et négatives n'est pas identique, les composantes positives et négatives du potentiel résultant en M sont égales de telle sorte que leur somme algébrique est nulle.

**Quelque soit l'angle solide sous lequel il est vu,
un feuillet fermé donne toujours un potentiel résultant nul**

II. Les techniques de mesure des potentiels

1° La notion d'électrode impolarisable

Si l'on plaçait simplement des électrodes métalliques au contact d'un milieu biologique pour mesurer des potentiels (ou plus exactement des différences de potentiel) on obtiendrait des résultats faux, car les milieux biologiques sont essentiellement constitués par des électrolytes. Ceux-ci réagissent sur les électrodes en créant des piles, dont les potentiels propres vont interférer avec les potentiels à mesurer. On dit que les électrodes **se polarisent** au contact d'un milieu électrolytique.

Pour contourner cette difficulté on fait appel à des électrodes dites "**impolarisables**" qui comportent une cascade de milieux conducteurs différents, choisis de telle sorte que leurs potentiels propres ne perturbent pas le potentiel à mesurer.

On utilise ainsi, le plus souvent, la succession :

argent métallique - chlorure d'argent - chlorure de sodium ou de potassium

Ag - Ag Cl - Na Cl ou K Cl

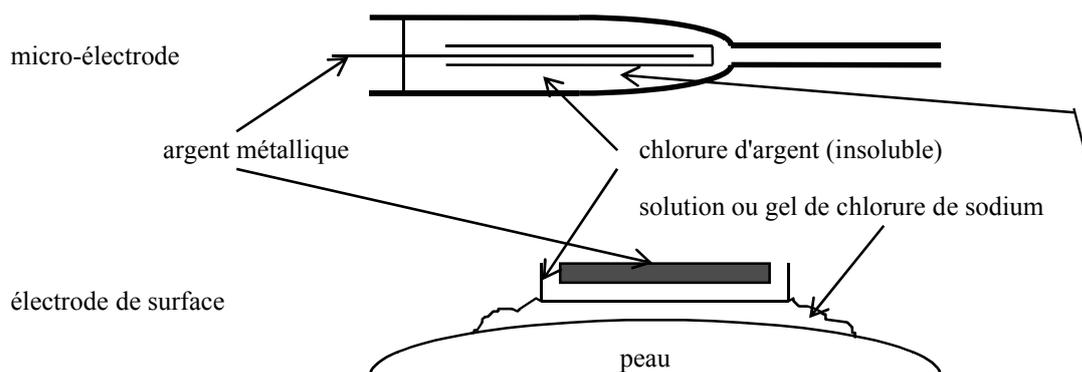
2° Les micro-électrodes et les électrodes de surface

On peut distinguer, très schématiquement, deux grandes catégories de mesures de potentiels électrophysiologiques :

- **les mesures à l'étage cellulaire ou tissulaire** pour lesquelles on utilise des électrodes fines, que l'on pique dans les structures à mesurer, ou même des micro-électrodes qui peuvent pénétrer à l'intérieur des cellules,

- **les mesures macroscopiques** à l'aide d'électrodes de surface placées sur la peau et pour lesquelles le contact électrique entre l'électrode et la peau est assuré par un gel conducteur, qui représente le troisième constituant de la séquence impolarisable (gel saturé en NaCl).

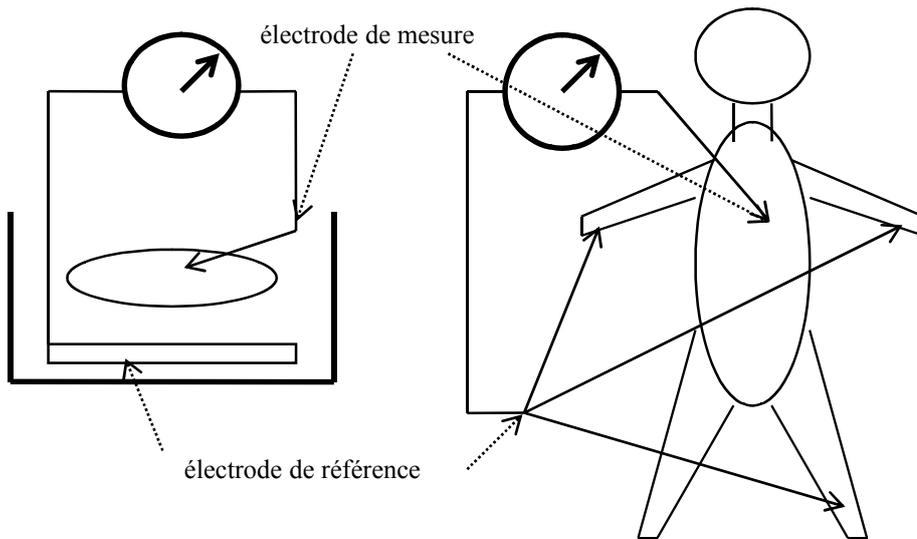
On réalise ainsi, dans les deux cas, une électrode impolarisable :



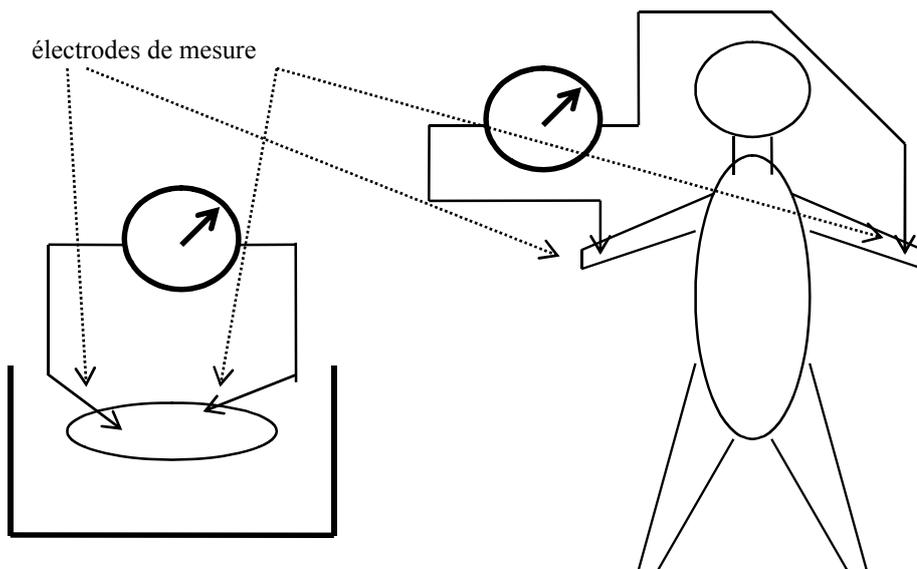
3° Les enregistrements monopolaires et bipolaires

L'enregistrement de potentiels (ou plutôt de différences de potentiel) dans un milieu conducteur peut s'effectuer de deux manières :

Dans la technique d'enregistrement **monopolaire**, une **électrode de mesure** est placée à l'endroit où l'on souhaite obtenir la mesure, et son potentiel est comparé à celui d'une **électrode de référence** qui donne une valeur moyenne du potentiel de l'ensemble du système sur lequel s'effectue la mesure. Selon les cas, cette électrode de référence peut être une électrode relativement large fournissant le potentiel moyen d'un système, ou la combinaison des potentiels mesurés en différents points, dont on fait la moyenne :



Dans la technique **bipolaire**, en revanche, la différence de potentiel est mesurée entre deux électrodes de mesure (ou **électrodes actives**) qui jouent chacune un rôle identique :



III. Les particularités des potentiels cardiaques par rapport aux potentiels nerveux

Les potentiels des cellules nerveuses, potentiels de repos ou potentiels d'action, sont sous la dépendance de la perméabilité membranaire cellulaire aux différents ions : sodium (Na^+) potassium (K^+) et chlore (Cl^-). Les concentrations intra- et extra-cellulaires du sodium et du potassium sont maintenues en déséquilibre au repos, par des mécanismes de transport actifs, de telle manière qu'il s'établisse une différence de potentiel membranaire $V_i - V_e$ négative, de l'ordre de - 80 à - 90 mV. Lors d'une stimulation (il s'agit de cellules dites "excitables") cette perméabilité se modifie très rapidement et l'on assiste à un pic de dépolarisation, suivi d'une phase de repolarisation.

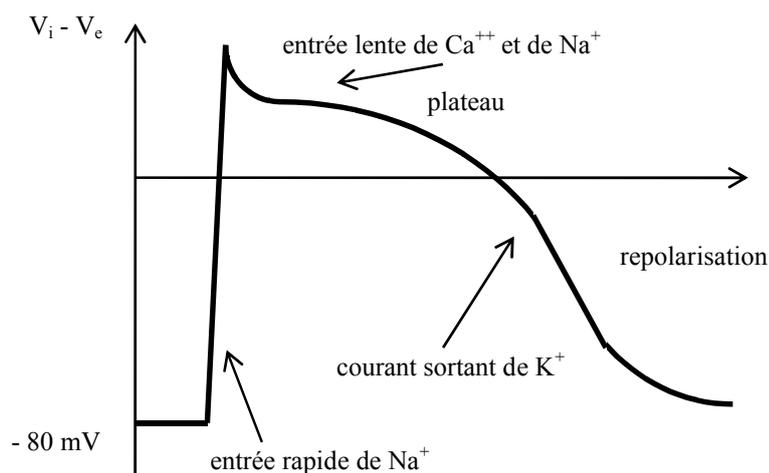
1° Le potentiel de repos : rôle du calcium

Le potentiel de repos d'une cellule cardiaque est du même signe et du même ordre de grandeur que celui des cellules nerveuses, mais en plus des ions chlore, sodium et potassium, le calcium joue un rôle primordial car il intervient dans la contraction au niveau du système des protéines contractiles, actine et myosine.

D'un point de vue qualitatif, dans la cellule au repos, le sodium et le chlore sont essentiellement extra-cellulaires, alors que le potassium est principalement intracellulaire. Le calcium libre se trouve à des concentrations nettement inférieures à celles des trois ions précédents, mais il est également surtout extra-cellulaire, ce qui veut dire que la concentration cytosolique en calcium est extrêmement faible, micromolaire, et qu'il existe des mécanismes membranaires actifs qui maintiennent la différence entre les milieux extra- et intracellulaires (mais il existe par ailleurs des stocks de calcium intracellulaires importants dans différentes structures qui sont sollicitées lors de la contraction).

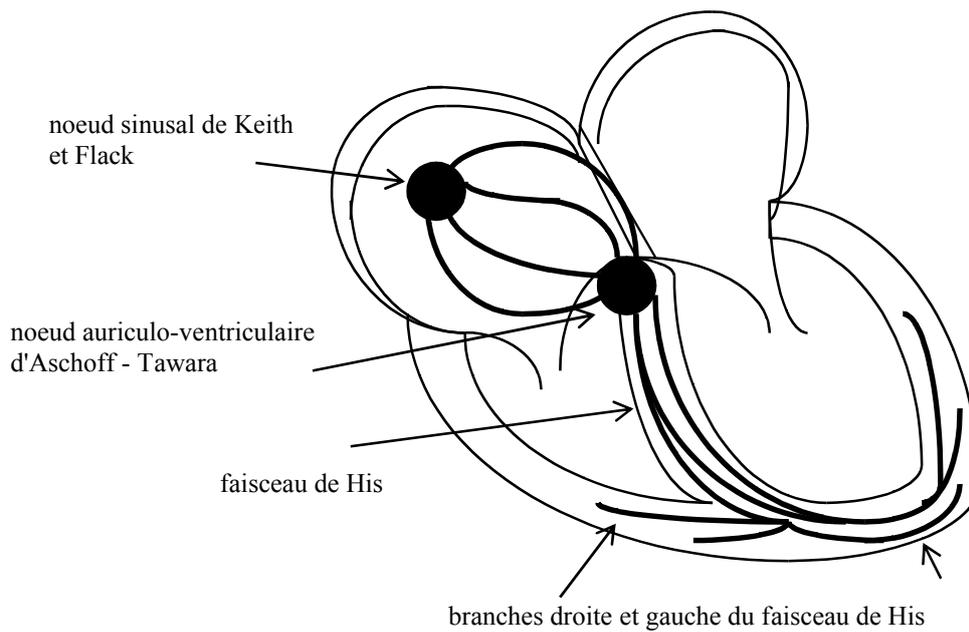
2° Le potentiel d'action d'une cellule myocardique

A la suite d'une dépolarisation consécutive à une stimulation, le premier phénomène qui se produit est une entrée rapide de sodium dans la cellule, mécanisme qui accélère encore la dépolarisation jusqu'à produire une inversion de potentiel. A partir d'une certaine dépolarisation, les canaux calciques laissent pénétrer le calcium en même temps que la perméabilité au potassium diminue. Ce phénomène, plus lent que le précédent, est responsable du "plateau" que l'on observe sur le potentiel d'action cardiaque, plateau qui n'existe pas dans le cas d'un potentiel d'action nerveux:

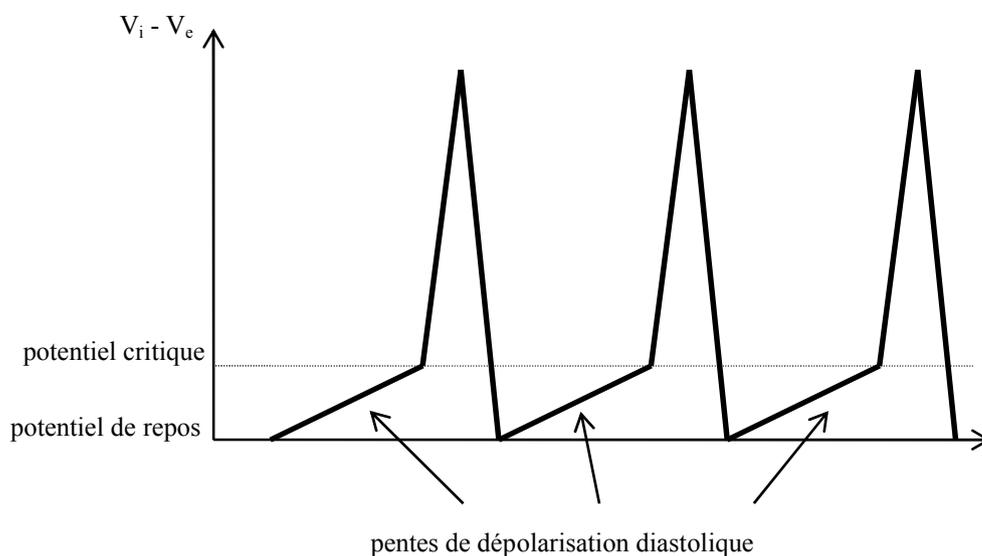


3° Le tissu nodal et l'automatisme cardiaque

Une autre caractéristique propre à l'électrophysiologie cardiaque est l'existence d'un système de conduction partant du noeud sinusal, siège de l'automatisme cardiaque, et qui vient activer le myocarde ventriculaire par l'intermédiaire du noeud auriculo-ventriculaire ainsi que du faisceau de His et de ses branches.



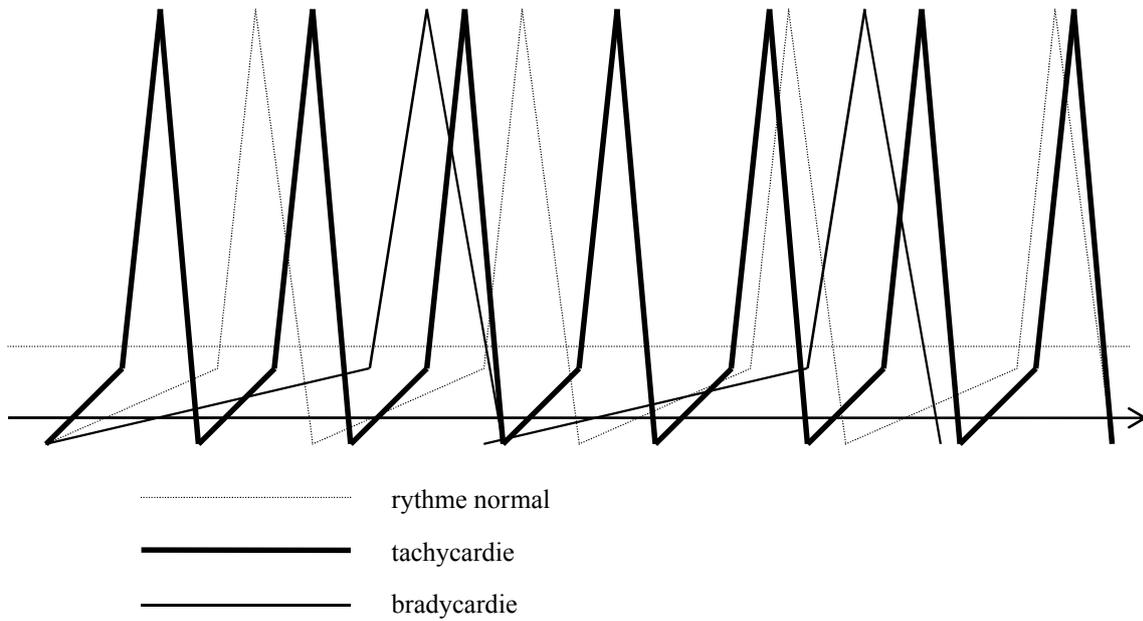
Ce tissu nodal a la propriété de se dépolariser périodiquement, sans stimulation externe, en raison de l'instabilité du potentiel de repos qui conduit à une dépolarisation spontanée qui s'effectue à une certaine vitesse (**pente de dépolarisation diastolique**), de telle sorte qu'à intervalles réguliers le potentiel critique est atteint et que des potentiels d'action se produisent :



(il faut noter que les cellules nodales n'ont pas un plateau aussi prononcé que les cellules myocardiques).

Sous l'influence de certaines conditions (effort, stress, médicaments tachycardisants ou bradycardisants...) la pente de dépolarisation diastolique peut se modifier, ce qui se traduit par des changements du rythme cardiaque :

- **tachycardie** lorsque la pente devient plus grande (dépolarisation plus rapide)
- **bradycardie** lorsque la pente devient plus faible (dépolarisation plus lente)



IV. La modélisation des phases de dépolarisation / repolarisation d'une fibre isolée

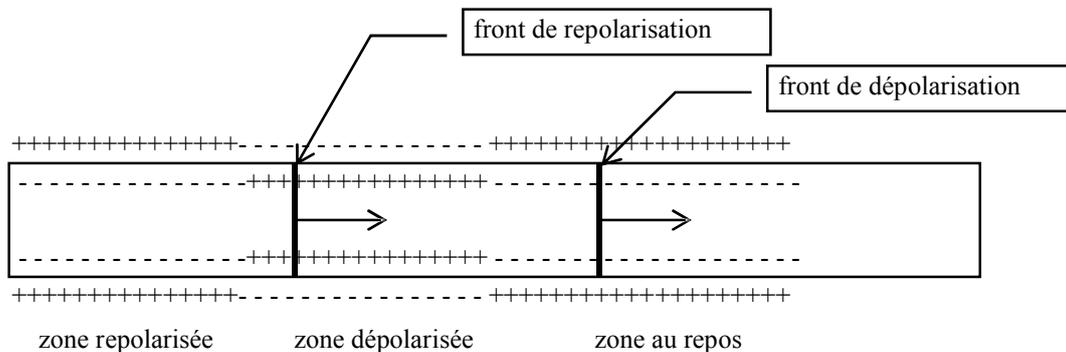
Avant d'aborder l'explication de l'ECG, correspondant à la dépolarisation de l'ensemble du myocarde, il convient de décrire un modèle simplifié de dépolarisation / repolarisation sur la base d'une fibre cardiaque isolée.

1° La propagation dépolarisation / repolarisation : notion de front

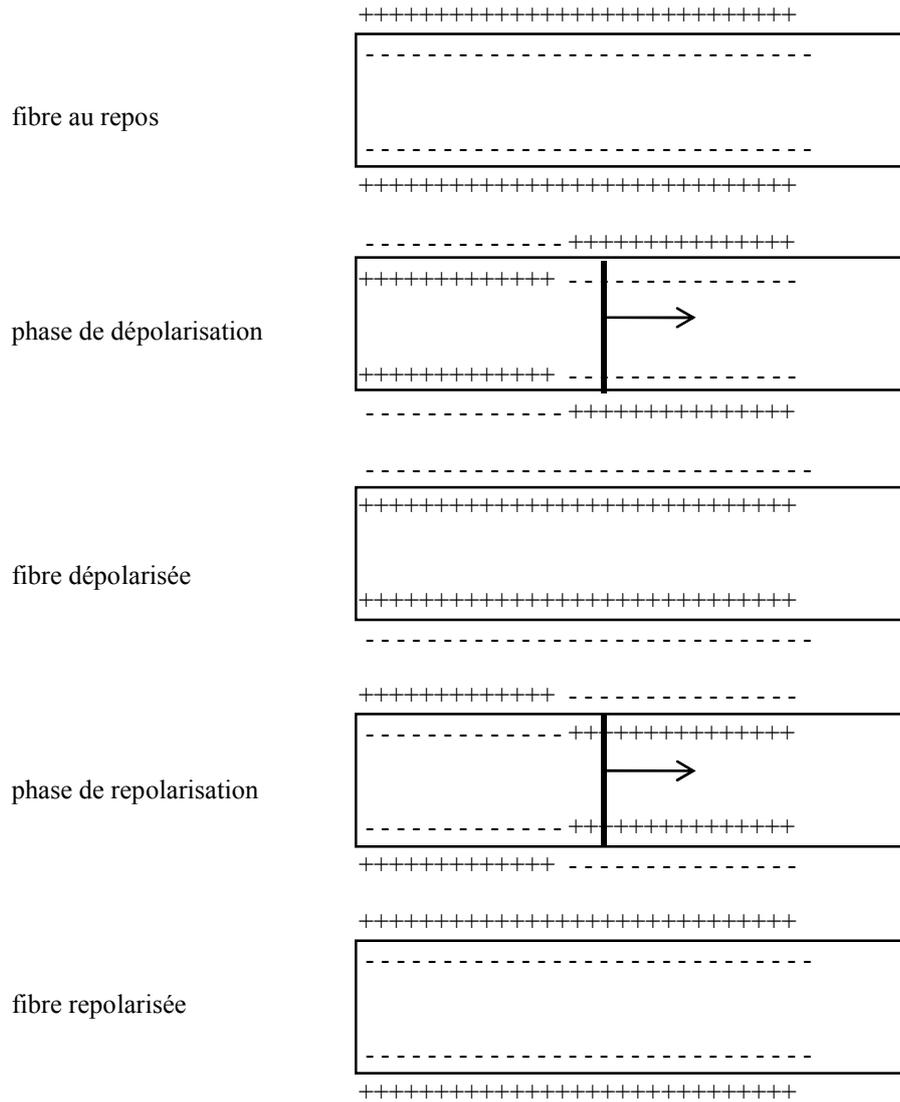
Dans ce modèle, on peut considérer que le phénomène de dépolarisation / repolarisation débute à une extrémité de la fibre, et se propage, de proche en proche vers l'autre extrémité, de la même manière que le potentiel d'action nerveux se propage le long de l'axone d'une cellule nerveuse.

La différence majeure entre cette propagation, dans le cas d'un nerf et dans le cas d'une cellule myocardique, est que dans le premier cas les fronts de dépolarisation et de repolarisation se suivent de près, au point qu'une partie du nerf peut déjà être repolarisée alors que l'autre partie n'est pas encore totalement dépolarisée, alors que dans le cas du coeur les phases de dépolarisation et de repolarisation sont totalement séparées : **la fibre se dépolarise entièrement avant que la repolarisation ne débute**. Le rôle du calcium dans l'électrophysiologie cardiaque, avec le maintien de la dépolarisation en plateau pendant un temps assez long comparé à la brièveté du "spike" nerveux, est en partie responsable de cette différence.

- modèle très simplifié d'une fibre nerveuse :



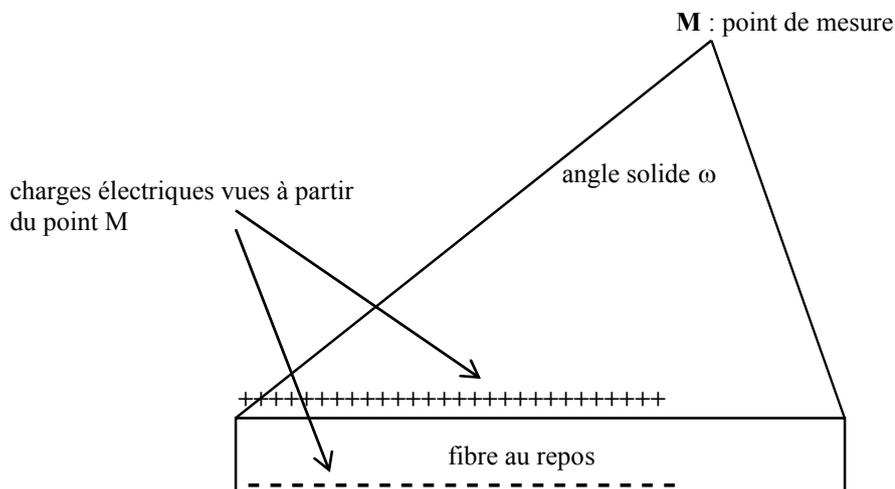
- modèle de la succession des phases de dépolarisation / repolarisation pour une fibre cardiaque :



La fibre myocardique est ainsi entièrement dépolarisée à la suite du passage du front de dépolarisation qui se propage d'une extrémité vers l'autre.

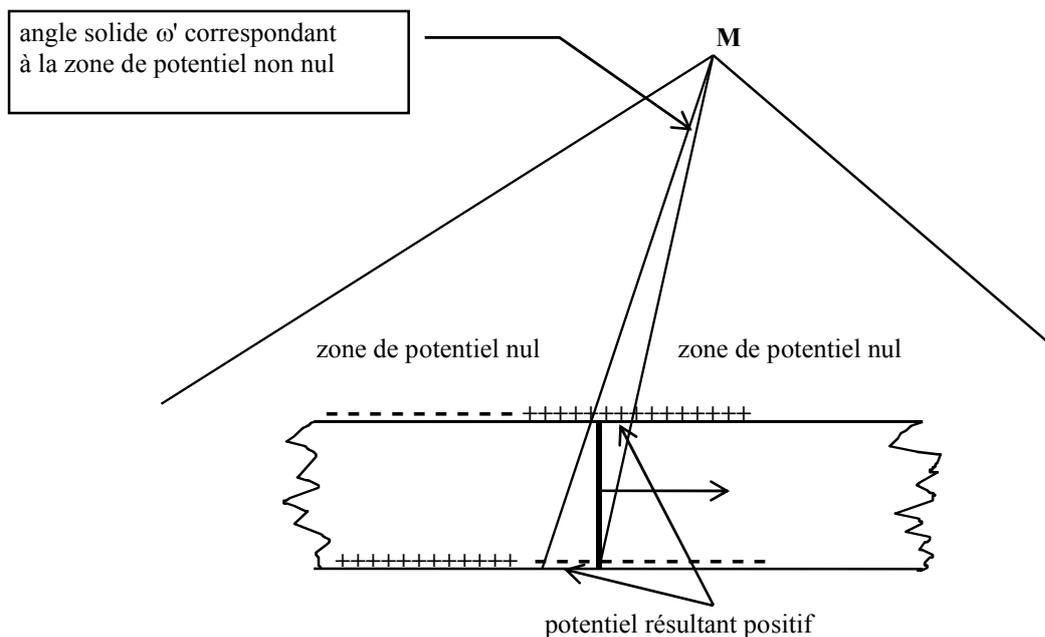
2° Le potentiel induit lors du passage d'un front de dépolarisation

Comme il a été vu au début de ce chapitre, un feuillet électrique fermé n'induit aucun potentiel quelque soit le point de mesure d'où ce feuillet est vu, étant donné que les charges positives et les charges négatives dirigées vers le point de mesure sont vues sous le même angle solide :



Dans ce modèle on suppose que la fibre est très mince et que les cotés positifs et négatifs sont vus sous le même angle solide ω (ce qui n'est pas entièrement vrai sur le schéma ci-dessus compte tenu de la distance qui sépare les charges positives des charges négatives).

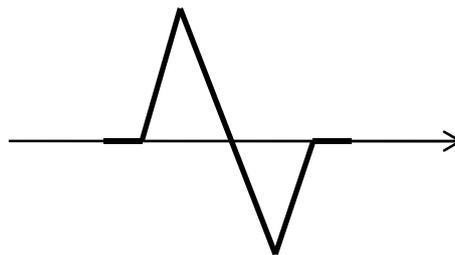
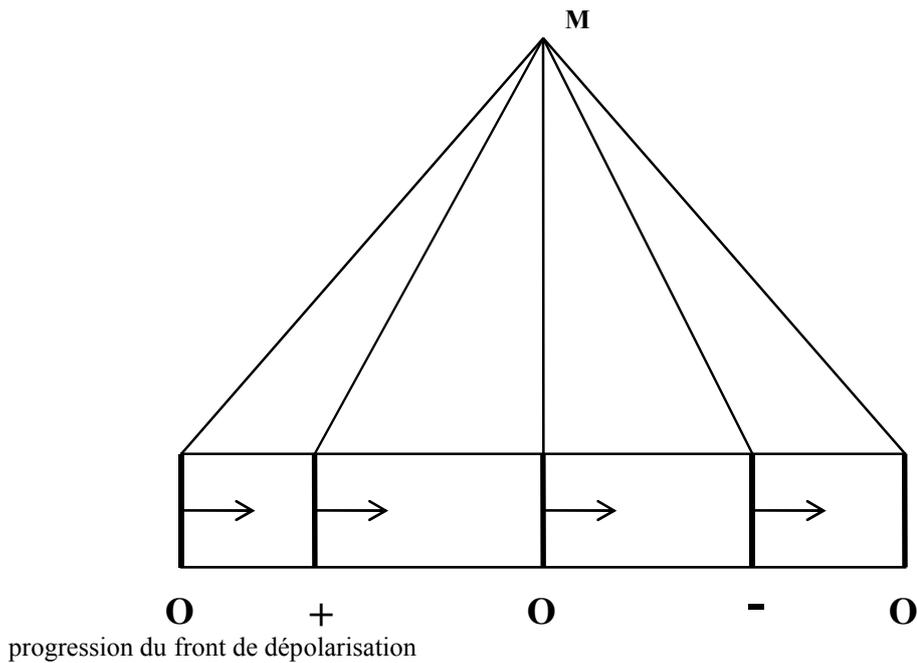
La fibre **au repos**, de même que la fibre **entièrement dépolarisée**, donnent donc un **potentiel nul**, quelque soit le point de mesure M. Il n'en va pas de même en cours de dépolarisation ou de repolarisation, lorsqu'il existe un déséquilibre entre les charges positives et les charges négatives, et que le potentiel résultant en M n'est plus nul :



Selon la position du front de dépolarisation (ou de repolarisation) par rapport au point M, le potentiel en M peut prendre des valeurs différentes :

- lorsque le front de dépolarisation **se rapproche** du point M (cas de la figure précédente) le potentiel est **positif**
- lorsque le front de dépolarisation est **en face** du point M (angle ω' nul) le potentiel est **nul**
- lorsque le front de dépolarisation **s'éloigne** du point de mesure, le potentiel est **négatif**

Le signal obtenu en M est donc de type "biphasique", partant de zéro (fibre au repos) avec une première partie positive (le front se rapproche de M) et une seconde partie négative (le front s'éloigne de M). Entre les deux le signal passe par zéro (front en face de M) et il se termine également par zéro (fibre entièrement dépolarisée) :

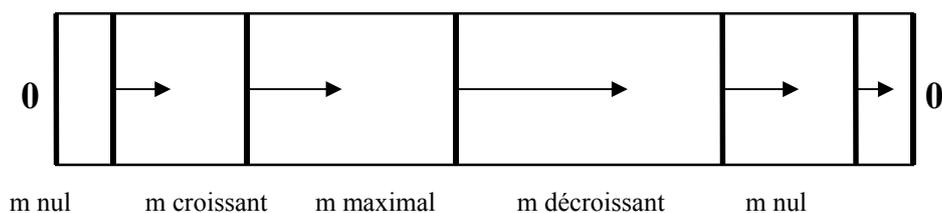


signal enregistré

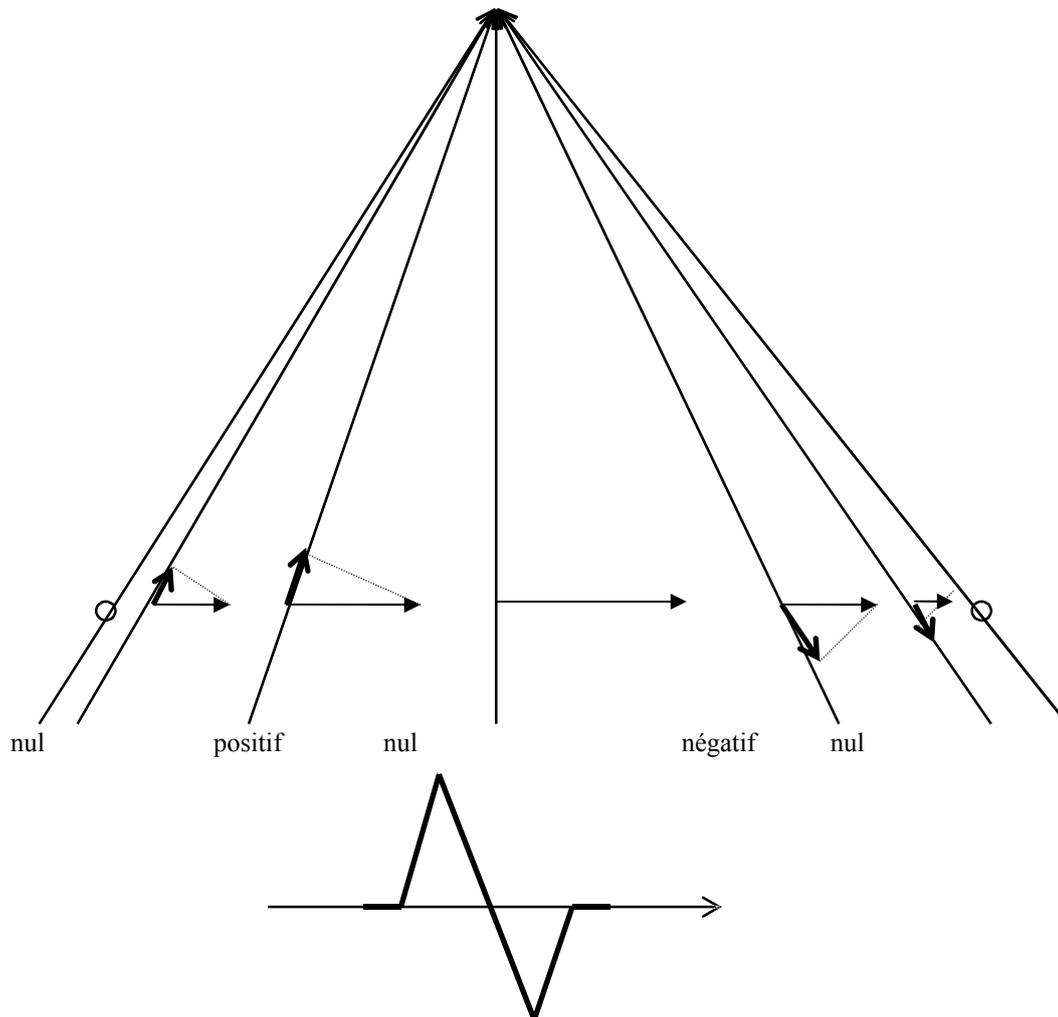
S'il s'agit du front de repolarisation, les données précédentes sont inversées.

3° La modélisation sous forme de dipôle

Le passage du front de dépolarisation vu à partir d'un point de mesure M, qui vient d'être décrit comme un feuillet électrique vu sous un certain angle solide (w dans le plan ou W dans l'espace), peut également être décrit en termes de **dipôle électrique**. L'état d'une fibre partiellement dépolarisée correspond dans ce modèle à un dipôle dont le moment est orienté dans le sens de la propagation du front de dépolarisation et dont le module m est d'abord **nul** (fibre au repos) puis passe par un **maximum** (fibre dépolarisée à moitié, de telle sorte que les parties positives, en avant, et négatives, en arrière, sont égales et les plus grandes possibles), pour décroître à nouveau et **s'annuler** lorsque la fibre est entièrement dépolarisée :



On peut alors déterminer le signal enregistré en un point M, en employant la règle de la projection du moment sur la direction de mesure :

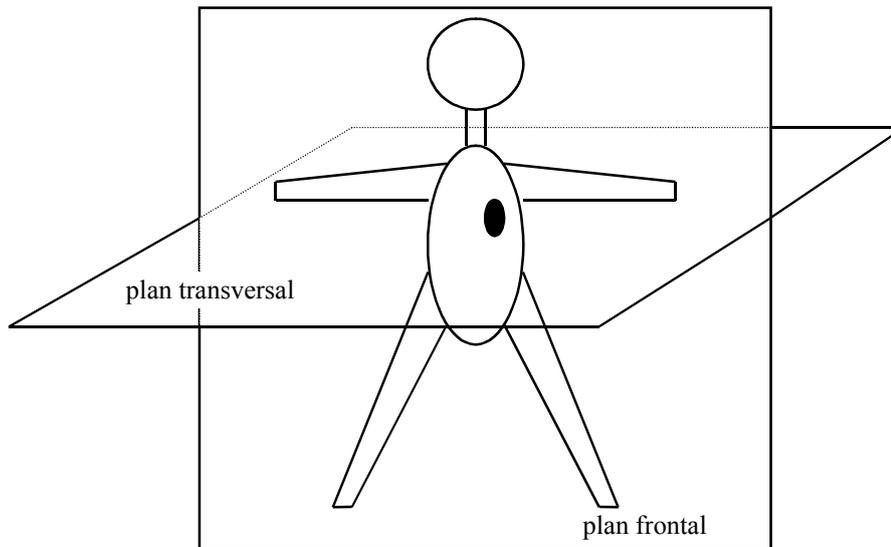


V. Les dérivations électrocardiographiques

Le but d'un enregistrement électrocardiographique complet est d'analyser les phénomènes électriques qui accompagnent la contraction cardiaque, normale ou pathologique, de la manière la plus complète possible, et donc d'enregistrer ces signaux sous un certain nombre d'angles de vue afin d'appréhender le phénomène électrique en trois dimensions. Dans ce but on a défini un certain nombre de "dérivations" standardisées à partir desquelles le coeur est vu sous des angles bien définis.

1° Les plans frontal et transversal, les dérivations mono- ou bipolaires

Le coeur est supposé être au centre d'un système d'axes répartis dans deux plans orthogonaux : le plan frontal (ou vertical) et le plan transversal (ou horizontal). Les directions de mesure standardisées se situent dans ces deux plans :



D'autre part, on sera amené à considérer deux types de dérivations :

- les **dérivations bipolaires** qui comportent deux électrodes actives,
- les **dérivations monopolaires** qui ne comportent qu'une seule électrode active, avec en plus une électrode de référence constituées par une interconnexion de plusieurs électrodes afin de définir un potentiel moyen de l'individu examiné.

2° Le triangle d'Einthoven et les dérivation périphériques

Les dérivations périphériques (ou dérivations des membres) se situent dans le plan frontal et sont enregistrées à partir d'électrodes placées au niveau des poignets droit et gauche, et au niveau de la cheville gauche.

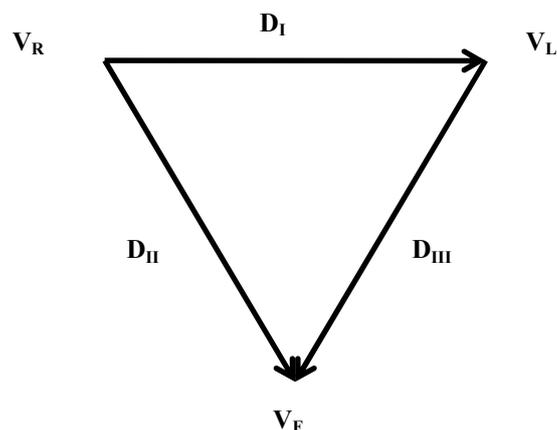
On distingue ainsi trois "potentiels" que l'on peut enregistrer sous la forme de différences de potentiel :

- V_L = potentiel du bras gauche (left)
- V_R = potentiel du bras droit (right)
- V_F = potentiel du pied gauche (foot)

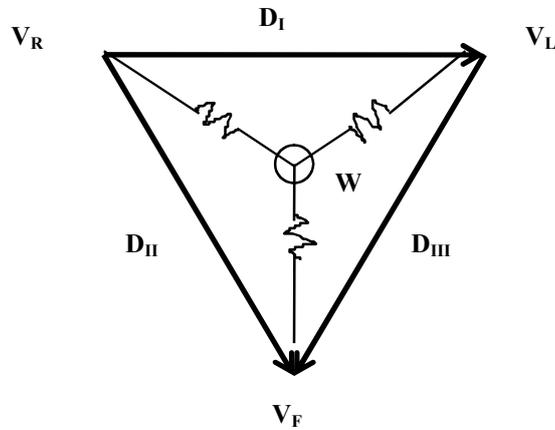
En combinant ces valeurs deux à deux on obtient deux trois dérivations bipolaires :

$$\begin{aligned} D_I &= V_L - V_R \\ D_{II} &= V_F - V_R \\ D_{III} &= V_F - V_L \end{aligned}$$

Ces trois dérivations peuvent se représenter comme les trois cotés d'un triangle équilatéral, appelé "triangle d'Einthoven" :



En plus de ces trois dérivations bipolaires du plan frontal, on peut définir, dans ce même plan, trois dérivations monopolaires, en prenant comme point de référence le centre du triangle W, obtenu en réunissant, à travers des résistances convenablement choisies, les fils en provenance des deux bras et de la jambe gauche :

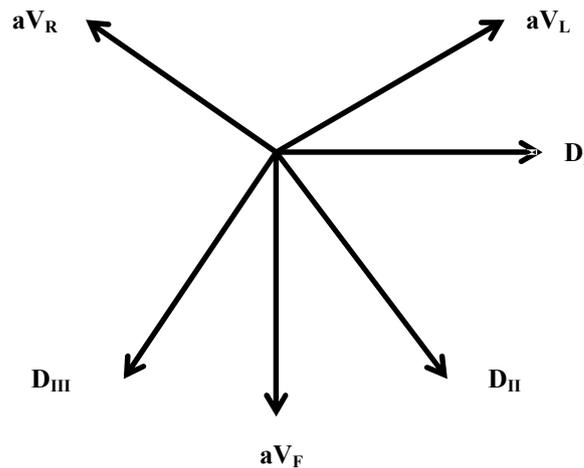


On obtient ainsi :

$aV_L = V_L - V_W$ $aV_R = V_R - V_W$ $aV_F = V_F - V_W$
--

les trois dérivations monopolaires des membres, ce qui fait un total de 6 dérivations (trois bipolaires et trois monopolaires) dans le plan frontal.

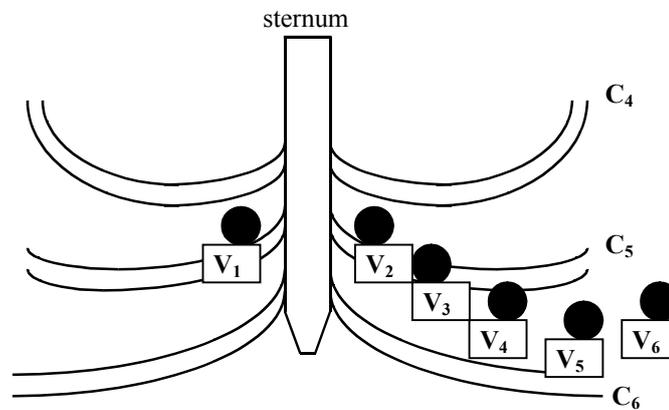
Une autre manière de représenter ces dérivations, dont chacune est caractérisée par un vecteur, consiste à les reporter à une origine commune, ce qui permet de visualiser les directions de mesure à prendre en considération lorsqu'on voudra projeter sur ces directions les moments des dipôles cardiaques :



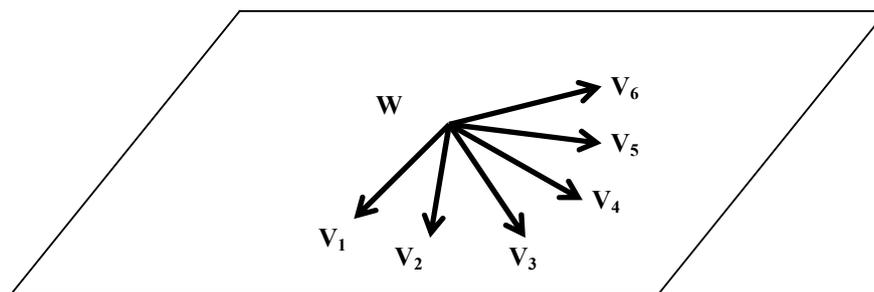
3° Les dérivations précordiales

Les dérivations précordiales se situent dans le plan transversal (horizontal) et elles sont toutes monopolaires, prenant comme point de référence le même point W, centre du triangle d'Einthoven vu plus haut, que les dérivations monopolaires périphériques (le point W est en théorie situé à l'intersection des plans frontal et transversal et peut donc être considéré comme étant commun aux deux systèmes de dérivations).

En pratique on considère six dérivations précordiales pour l'exploration du ventricule gauche (mais on peut en avoir d'autres, notamment en cas d'atteinte cardiaque ventriculaire droite ou d'atteinte très postérieure). Chacune de ces dérivations correspond à une électrode directement placée sur le thorax du patient, en regard du coeur, et elles sont numérotées de V_1 à V_6 :



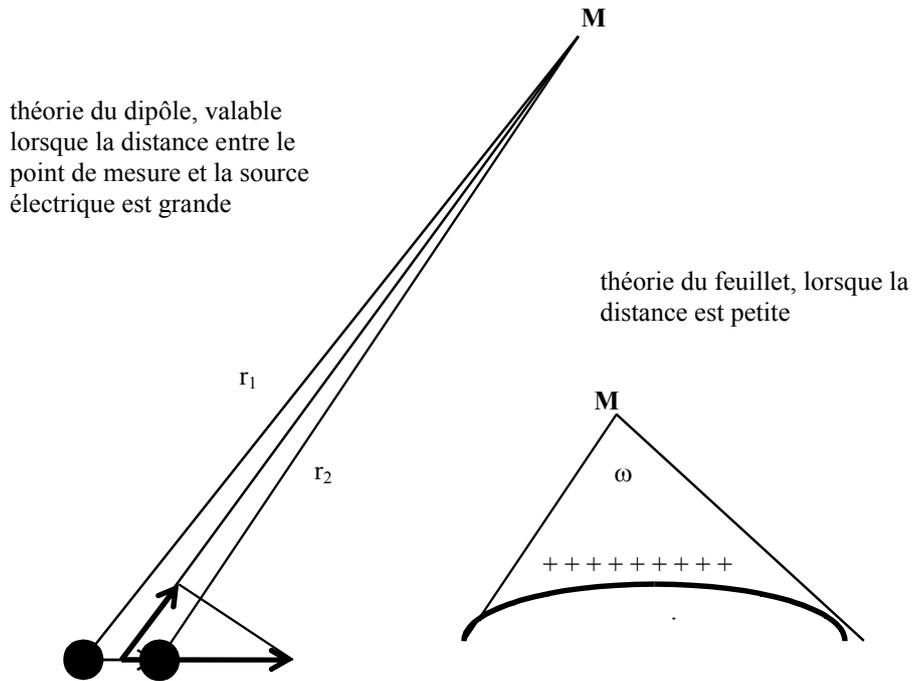
Sous forme de vecteurs, ces dérivations se représentent dans le plan transversal de la manière suivante :



4° Les implications pour l'interprétation de l'ECG : dipôle ou feuillet

Dans le cas des dérivations périphériques des membres, on peut considérer que les points de mesure sont suffisamment éloignés de la source d'électricité pour que les approximations faites dans le cas d'un dipôle soient valables : on détermine alors le potentiel par projection du vecteur moment dipolaire sur la direction de mesure. L'interprétation de l'électrocardiogramme s'effectue donc à partir de la **théorie du dipôle** dans le cas des **dérivations périphériques**.

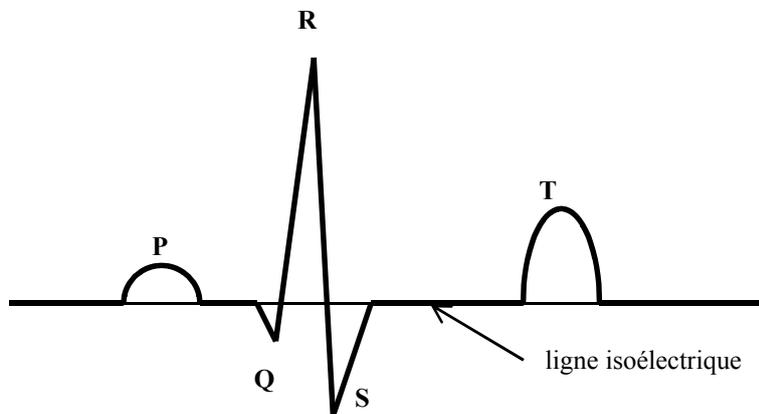
Il n'en va pas de même dans le cas des **dérivations précordiales**, pour lesquelles les points de mesure sont très proches du coeur (quelques centimètres) et dans ce cas on ne peut plus admettre que les distances du point de mesure aux deux pôles du dipôle sont égales. Il faut dans ce cas faire appel à la **théorie du feuillet** et déterminer les potentiels à partir des angles solides sous lesquels le feuillet est vu depuis les points de mesure.



VI. L'interprétation schématique de l'ECG

1° Les différentes ondes de l'ECG : P, QRS, T

L'électrocardiogramme enregistré au moyen d'électrodes de surface comporte un certain nombre d'ondes qui correspondent chacune à un phénomène distinct au niveau de l'électrophysiologie cardiaque :



- l'onde P correspond à la dépolarisation auriculaire
- le complexe QRS traduit la dépolarisation ventriculaire
- l'onde T est le reflet de la repolarisation ventriculaire

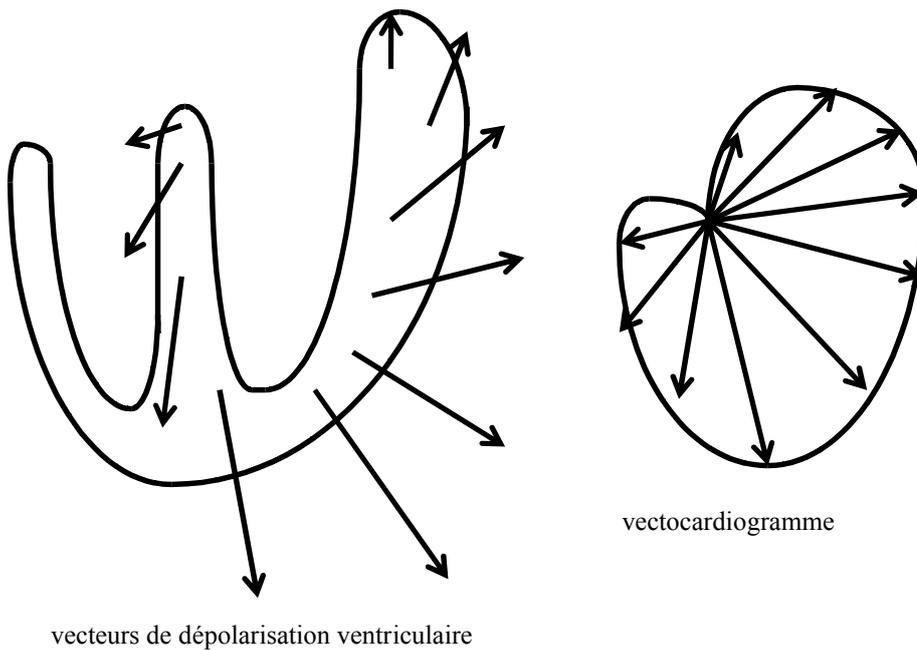
Ces différentes ondes représentent des accidents électriques qui viennent perturber la ligne isoélectrique, laquelle correspond au myocarde, soit au repos, soit entièrement dépolarisé.

On peut également noter qu'il n'existe pas d'onde de repolarisation auriculaire individualisée, car elle est confondue avec le complexe de dépolarisation ventriculaire.

2° La propagation de la dépolarisation ventriculaire : vectocardiogramme

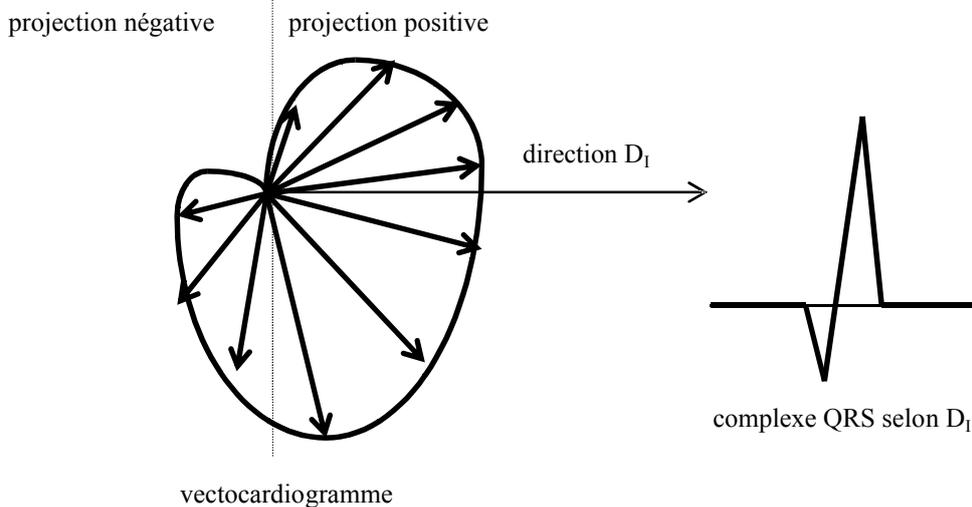
Si l'on s'intéresse plus précisément à la dépolarisation ventriculaire qui est une des parties les plus importantes de l'électrocardiogramme, on peut décrire le cheminement de cette dépolarisation à travers le myocarde sous la forme d'une succession de vecteurs suivant les voies de conduction. Ces vecteurs prennent donc naissance dans la partie haute du septum interventriculaire, puis descendent le long du faisceau de His et venir activer le reste du ventricule (c'est essentiellement le ventricule gauche qui est responsable de la morphologie du QRS, le ventricule droit intervenant beaucoup moins), en terminant par la paroi latérale.

Ce cheminement peut se représenter sous la forme d'une succession de vecteurs qui, si on les ramène à la même origine, constituent le **vectocardiogramme**:



3° Le complexe QRS en dérivation périphérique : théorie du dipôle

On peut construire l'allure du complexe QRS en dérivations périphériques en effectuant la projection du vectocardiogramme sur le vecteur représentant la dérivation (conformément à la théorie relative à une différence de potentiel entre deux points de mesure) :



Si l'on considère, par exemple, la direction D_I , le complexe QRS comporte d'abord une partie négative de faible amplitude (projection de la moitié gauche du vectocardiogramme) suivie d'un passage par 0 (lorsque le vecteur est perpendiculaire à la direction de mesure et que sa projection sur celle-ci est donc nulle) et se termine par une partie positive de plus grande amplitude (les vecteurs du côté droit du vectocardiogramme, qui correspondent à la paroi latérale du ventricule gauche, ont la plus forte amplitude).

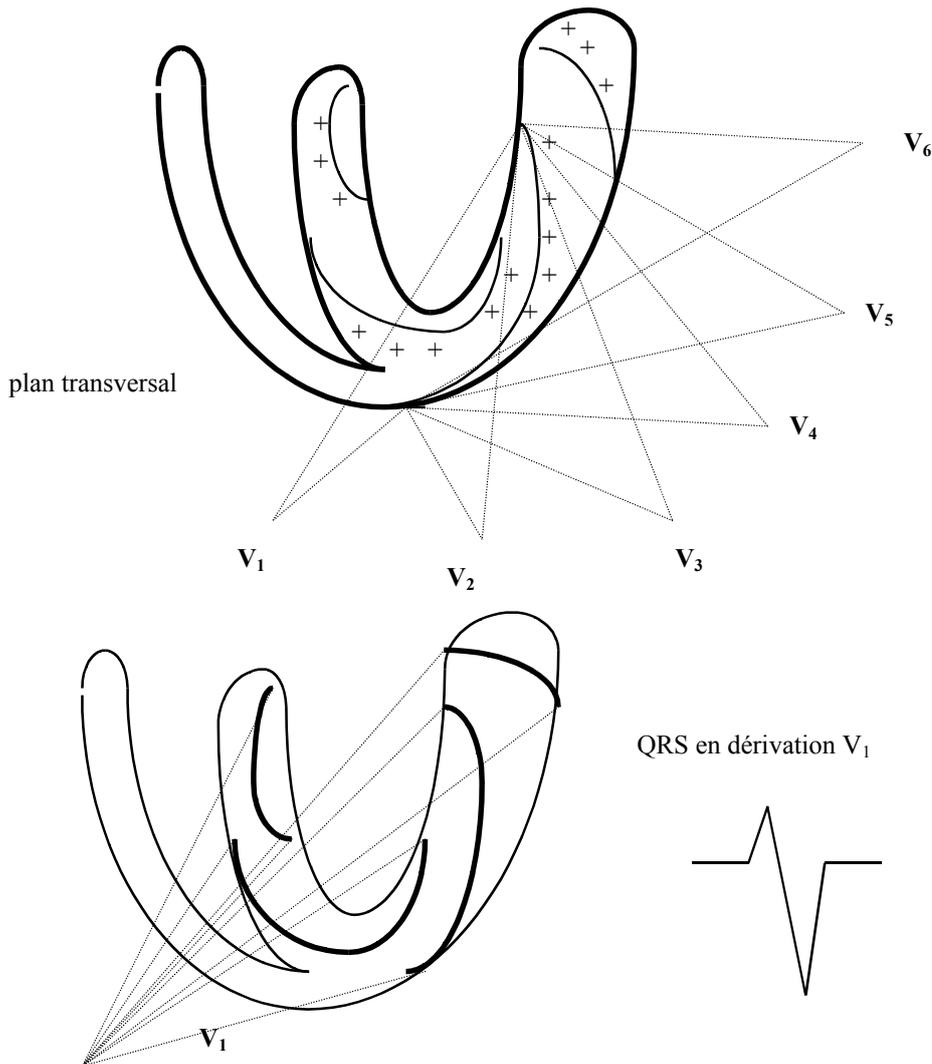
On dit qu'il s'agit d'un aspect **qR**, la nomenclature habituelle désignant par des lettres minuscules les ondes de faible amplitude et par une lettre majuscule les ondes de forte amplitude.

De la même manière, l'aspect du QRS dans le dérivation D_{III} a comme aspect standard (il peut varier d'un patient à l'autre selon l'orientation de l'**axe électrique** du coeur et la morphologie du sujet) :

rS

4° Le complexe QRS en dérivation précordiale : théorie du feuillet

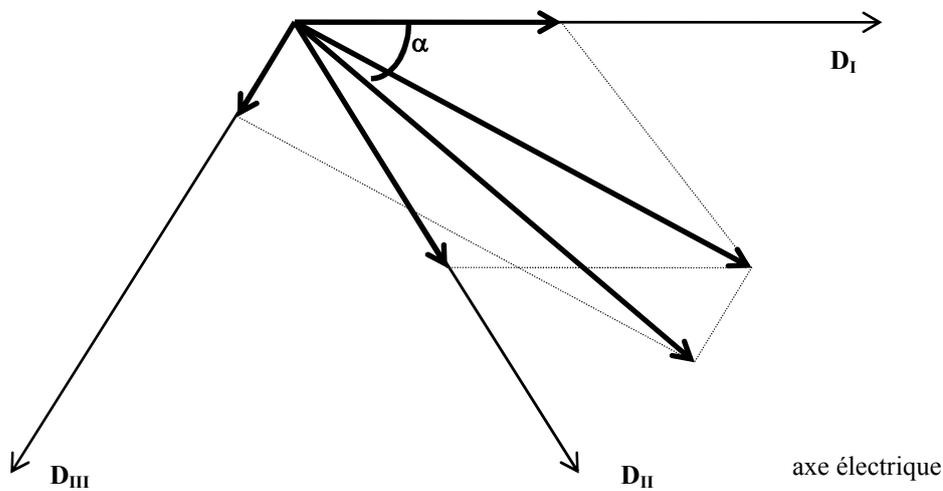
La proximité entre les électrodes précordiales et le coeur impose l'utilisation de la théorie du feuillet, les approximations qui sous-tendent la théorie du dipôle n'étant plus valables dans ce cas. On considère donc le cheminement du front de dépolarisation à travers le myocarde ventriculaire dans le plan transversal, et pour chaque position, la valeur du potentiel recueilli est proportionnel à l'angle solide sous lequel est vu le feuillet électrique à partir du point de mesure :



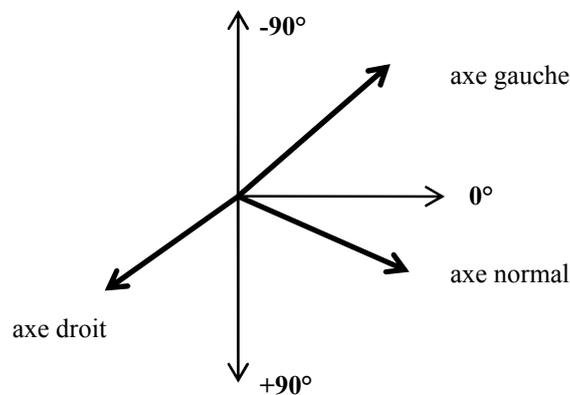
5° La notion d'axe électrique du coeur

On définit l'axe électrique du coeur pour tenir compte des variations, d'un sujet à l'autre, des amplitudes relatives des signaux électriques. Cette variabilité est en partie reliée à la position anatomique du coeur dans le thorax, mais les modifications de l'axe électrique ne sont cependant pas superposables à celles de l'axe anatomique car d'autres facteurs interviennent.

On définit ainsi l'axe électrique du coeur comme la combinaison de trois vecteurs portés par les directions D_I , D_{II} et D_{III} et dont les modules respectifs sont l'amplitude du complexe QRS (en valeur algébrique, en soustrayant les parties négatives, Q et S, des parties positives, R). La combinaison de ces vecteurs s'effectue selon la règle du parallélogramme, et l'on combine d'abord les deux premiers, puis la résultante obtenue avec le troisième :



L'angle α caractérise l'orientation de l'axe électrique du coeur. Normalement il est compris entre 0 et 90° (axe normal). Il est dit "gauche" lorsque la valeur de α est comprise entre 0 et -90° et "droit" lorsque cet angle est compris entre -90° et +90°.



VII. Notions sommaires sur les anomalies électrocardiographiques

Quelques signes élémentaires sont donnés à titre d'exemple pour montrer l'intérêt de l'électrocardiogramme pour le diagnostic d'un certain nombre de d'affections cardiaques. La réalité est cependant beaucoup plus complexe et les notions rapportées ici sont très schématiques.

1° L'hypertrophie ventriculaire gauche

L'hypertrophie ventriculaire est caractérisée par une augmentation de la masse myocardique qui entraîne notamment une augmentation de l'amplitude des ondes R (positives) dans les dérivations latérales (V_4 , V_5 , V_6) et des ondes S (négatives) dans les dérivations V_1 , V_2 ou V_3 . On caractérise l'importance de cette hypertrophie en faisant la somme des amplitudes de l'onde R la plus élevée et de l'onde S la plus profonde.

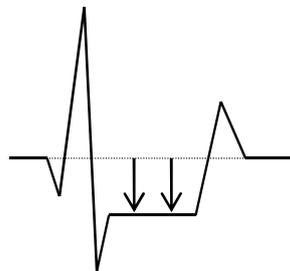
Il est également fréquent d'observer une déviation de l'axe électrique vers la gauche (une déviation vers la droite étant plutôt le signe d'une hypertrophie ventriculaire droite).

2° L'infarctus du myocarde

L'infarctus du myocarde constitué et transmural se caractérise par la présence d'ondes Q larges et profondes qui sont le signe de l'absence d'activité électrique dans une partie du myocarde : myocarde nécrosé qui se manifeste par un "trou électrique".

3° L'ischémie myocardique - les troubles de repolarisation

Un des signes classiques de l'ischémie myocardique, notamment quand elle est révélée au cours d'une épreuve d'effort, est l'apparition d'un sous-décalage du segment ST, qui au lieu de suivre la ligne isoélectrique, passe en-dessous de cette ligne avec une amplitude qui est plus ou moins en rapport avec la sévérité de cette ischémie.



4° Les troubles de la conduction

Lorsqu'il existe un retard de contraction d'une partie du myocarde par rapport à d'autres parties, notamment en raison d'un bloc, total ou partiel, affectant les voies de conduction, l'asynchronisme ainsi produit se traduit par diverses altérations de l'ECG, et notamment un élargissement du complexe QRS qui est le signe du ralentissement de la propagation d'une partie de l'activation à travers le myocarde.