

Notions d'électrocardiographie : le champ dipolaire cardiaque

1 Introduction

La pulsation rythmique du cœur est engendrée par une onde d'activité électrique oscillante. Le front de l'onde agit en fait comme un dipôle électrique de moment $\overrightarrow{P(t)}$ dont l'amplitude et la direction changent avec le temps t , suivant en cela les diverses phases du cycle cardiaque.

La technique de l'électrocardiographie consiste à mesurer les différences de potentiel variables dues à ce champ dipolaire en différents points du corps.

A partir de ces mesures, il est possible de déduire l'évolution temporelle du vecteur $\overrightarrow{P(t)}$ dans ses variations au cours du cycle cardiaque. Le moment $\overrightarrow{P(t)}$ pouvant être affecté par des changements de type pathologique dans le muscle cardiaque et/ou le système nerveux contrôlant l'activité de ce dernier, l'électrocardiogramme, qui est le résultat de ces mesures, est devenu un outil essentiel dans la caractérisation des maladies cardiaques.

On présente ici une description brève de l'électrophysiologie des cellules musculaires et nerveuses du cœur. Puis, on abordera la question de l'activité électrique cardiaque en termes de champ et potentiel dipolaires.

2 Les doubles couches membranaires cellulaires

2.1 Quelques éléments électrophysiologiques

Les cellules musculaires du cœur ont une forme allongée et contiennent des éléments rendant possible la contraction dénommés *myofibriles*. Une cellule musculaire typique du cœur a une longueur de l'ordre de $100\mu m$ et une largeur de l'ordre de $15\mu m$. Ces cellules sont organisées en fibres qui sont des sortes de faisceaux.

La membrane de ces cellules a une épaisseur δ de l'ordre de $80 \sim 100 A^0$ (*Angstroms*). Quand la cellule n'est pas excitée, quand elle est dans un état dit *de repos*, une différence de potentiel (ddp) existe à travers la membrane cellulaire, dont le module est de l'ordre de $90mV$, l'extérieur étant à un potentiel plus élevé qu'à l'intérieur.

On dit que la membrane est polarisée. La membrane peut être dépolarisée, et la ddp entre un point intérieur à la cellule M_{int} et un point extérieur M_{ext} , $V = (V(M_{int}) - V(M_{ext}))$ ainsi ramenée à une valeur presque nulle, par l'action de stimuli électriques transportés par des cellules nerveuses ayant des synapses localisées sur les fibres.

Cette dépolarisation locale a deux effets. Les interactions entre les cellules du muscle cardiaque permettent à ces dépolarisations de se propager parmi ces dernières. D'autre part, la dépolarisation de la membrane cellulaire entraîne un mécanisme de *contraction* de la cellule elle-même.

2.2 L'activité électrique d'une cellule du muscle cardiaque

2.2.1 Moment dipolaire d'une double couche

La membrane cellulaire polarisée forme en fait une double couche électrique caractérisée

par un *feuillet* (ou nappe) chargé positivement, avec une densité de charges notée $+\sigma$, et d'un feuillet chargé négativement, de densité $-\sigma$. Sur le schéma ci dessous (figure 1), on montre la double couche associée à une cellule complète (a) et à une partie de cette double couche (b).

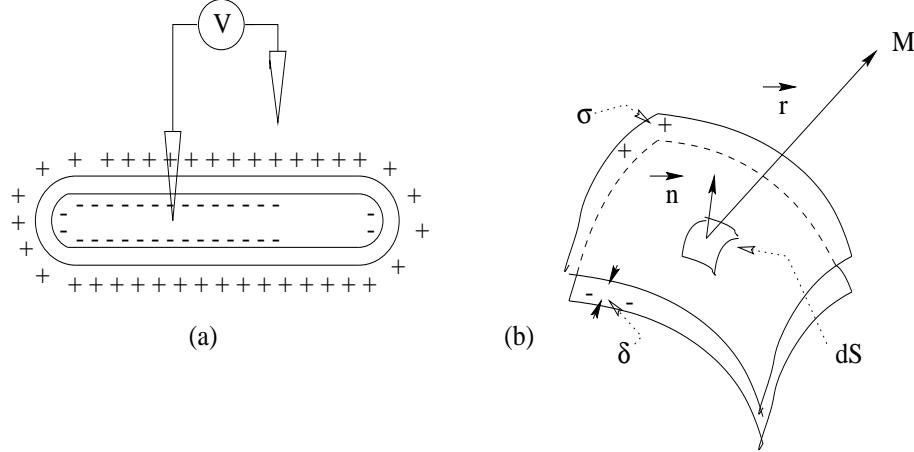


figure 1

On caractérise à présent les propriétés électriques de cette double couche qui possède une épaisseur dénotée δ , et une densité de charges dénotée σ .

Soit un petit élément de surface dS (appelé aussi élément différentiel) découpé sur l'un des feuillets. Soit κ la constante diélectrique de la membrane (l'espace entre les feuillets n'étant pas le vide, étant porteur de charges électriques, κ est différent de 1. La valeur de κ est généralement de l'ordre de quelques unités).

Le moment dipolaire de ce petit élément dS est

$$\overrightarrow{dP} = \frac{\sigma\delta}{\kappa} \vec{n} dS \quad (C1)$$

Le potentiel (électrostatique) dV créé par ce dipôle élémentaire, au point M situé à la distance r (r suffisamment grand par rapport aux dimensions de la cellule : c'est ce que l'on appelle le potentiel "à grande distance"), tel que le module du vecteur \vec{r} est r (voir figure ci dessus) est :

$$dV(M) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\overrightarrow{dP} \cdot \vec{r}}{r^3} = \frac{\sigma\delta}{4\pi\epsilon_0\kappa} \left(\frac{\vec{n} \cdot \vec{r}}{r^3} \right) dS \quad (C2)$$

En fait, la quantité entre parenthèses, dans la formule située à droite, est l'angle solide (changé de signe) sous lequel est vue la surface dS depuis le point M (on appelle ainsi la surface découpée dans la sphère de rayon unité comme cela est indiqué sur la figure 2 ci dessous).

On a donc, pour le petit élément de surface dS

$$dV = dV(M) = -\frac{\sigma\delta}{4\pi\epsilon_0\kappa} d\Omega \quad (C3)$$

et pour toute la surface S de la surface cellulaire représentée sur la figure, on a

$$V = V(M) = -\frac{\sigma\delta}{4\pi\epsilon_0\kappa} \Omega \quad (C4)$$

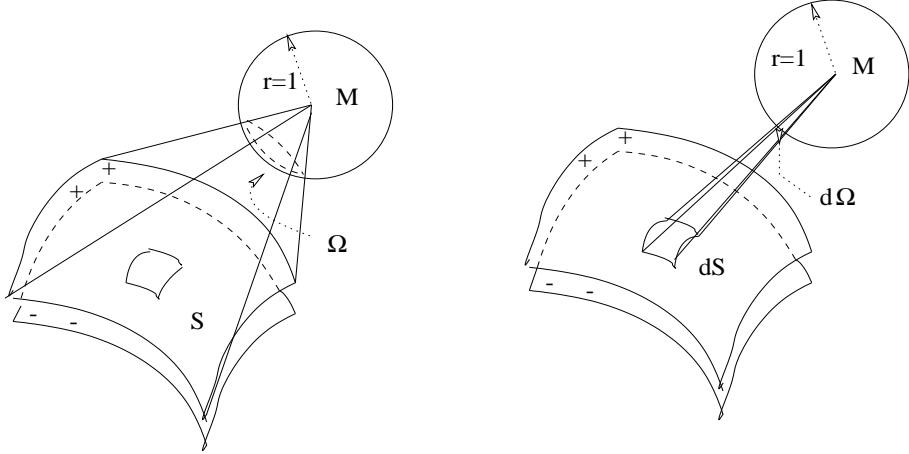


figure 2

2.2.2 Potentiel en un point M extérieur

On peut observer dans ce cas que l'angle solide sous lequel est vue cette surface est en fait nul. (Il y a égale contribution des deux parties de la surface à la valeur de l'angle solide, avec des signes opposés, voir figure 3 ci dessous).

En résumé, le potentiel électrostatique créé par la double couche cellulaire à l'extérieur de cette cellule est *nul*.

$$V(M_{ext}) = 0 \quad (C5)$$

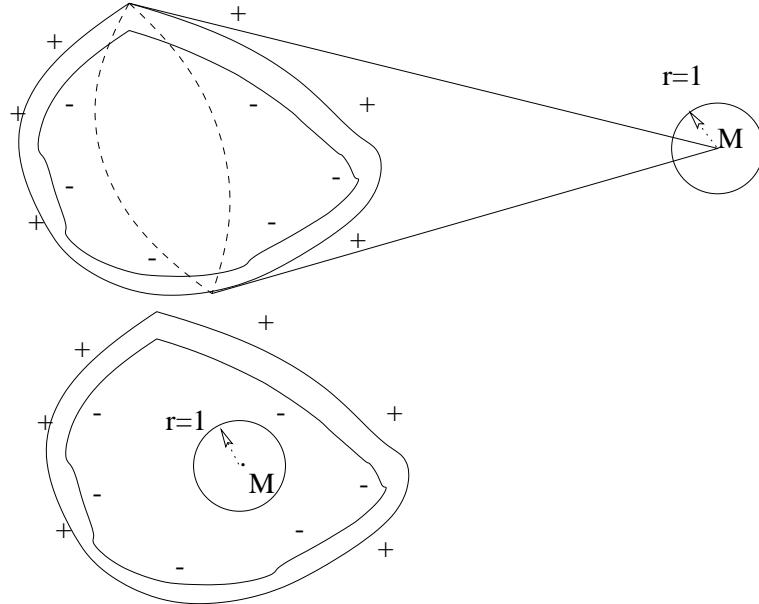


figure 3

2.2.3 Potentiel en un point M intérieur

Dans ce cas, l'angle solide sous lequel on voit *toute* la cellule (qui est égal à la surface de *toute* la sphère de rayon unité ici) vaut $\Omega = 4\pi$ et

$$V(M_{int}) = -\frac{\sigma\delta}{\epsilon_0\kappa} \quad (C6)$$

Finalement, la ddp transmembranaire, qui est la différence de potentiel électrostatique entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule vaut

$$V(M_{int}) - V(M_{ext}) = -\frac{\sigma\delta}{\epsilon_0\kappa} \quad (C7)$$

On voit donc que la connaissance de cette ddp, qui peut être obtenue par des mesures à l'aide d'électrodes introduites à l'intérieur de la cellule et d'électrodes plongeant dans le milieu extracellulaire, permet d'avoir accès à l'épaisseur δ de la membrane si l'on connaît la densité de charges σ ou réciproquement.

2.3 La dépolarisation du cœur. Le moment dipolaire cardiaque

2.3.1 L'onde de dépolarisation et le potentiel d'action

La fonction principale des cellules musculaires du cœur est la contraction. Celle-ci sera associée à l'état de dépolarisation variable dans le temps que la cellule va acquérir quand elle est soumise à des stimuli provenant de contacts synaptiques avec d'autres cellules nerveuses environnantes.

Rappelons que dans son état de repos, il existe en permanence, une ddp transmembranaire de l'ordre de $-90mV$, que nous venons de caractériser dans la section précédente. Sous l'action d'un stimulus externe, la cellule devient localement perméable aux charges positives situées sur sa face externe.

Il en découle un changement de polarité locale qui va se propager le long de la cellule à une vitesse de l'ordre de $0,5 \sim 1ms^{-1}$ sous la forme d'un front d'onde dépolarisant (voir figure 4 ci-dessous). La cellule est dite partiellement dépolarisée.

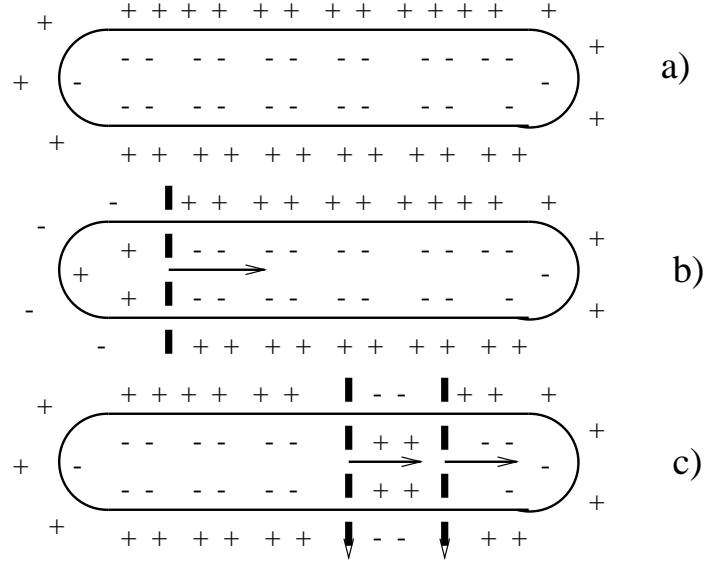


figure 4

La d.d.p transmembranaire, qui était initialement constante, en chaque point donné de la membrane, va alors présenter une variation dans le temps qui a la forme suivante, appelée

potentiel d'action de la cellule musculaire (figure 5).

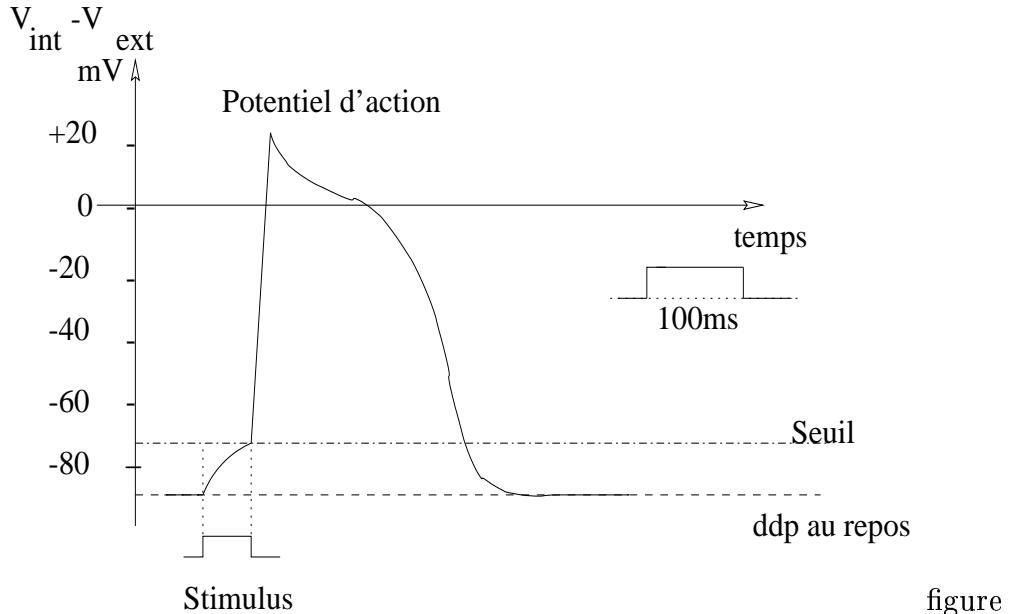


figure 5

Initialement à la valeur de repos, la ddp croît lors de l'application du stimulus. Un seuil est franchi entrainant une croissance rapide (dépolarisation de $\sim -90mV$ à $\sim +20mV$), puis une repolarisation vers le retour à la valeur d'équilibre sur un temps de l'ordre de $\sim 200 - 250ms$. La membrane exhibe ses propriétés dites d'excitabilité et vérifie ainsi la loi dite de *tout ou rien*.

2.3.2 Le dipôle équivalent à une cellule partiellement dépolarisée

Le fonctionnement normal du cœur consiste en une succession régulière de contractions, ou *systoles*, et de relâchements, ou *diastoles*. Dans cette dernière période, toutes les cellules musculaires sont pleinement polarisées (ddp $-90mV$). Etant des objets fermés, comme cela a été vu plus haut, le potentiel en un point externe est nul pour chaque cellule, donc pour l'ensemble également.

Quand les stimuli donnant l'ordre de contraction sont appliqués, les cellules recevant cet ordre sont partiellement dépolarisées (figure 4). On va calculer à présent le potentiel électrostatique en un point extérieur à une telle cellule partiellement dépolarisée dite excitée.

Prenons l'instant où la cellule se trouve dans l'état représenté en b) figure 4, avec un changement de polarité sur la partie gauche de la cellule, cette cellule excitée est équivalente, d'un point de vue électrique, à un certain dipôle que l'on va caractériser (méthode des images).

Le potentiel électrostatique créé par la répartition des charges telle qu'elle apparaît en b) figure 4, est le même que celui créé par la superposition de trois répartitions de charges 1), 2) 3) telles que celles représentées sur la figure 6 ci dessous

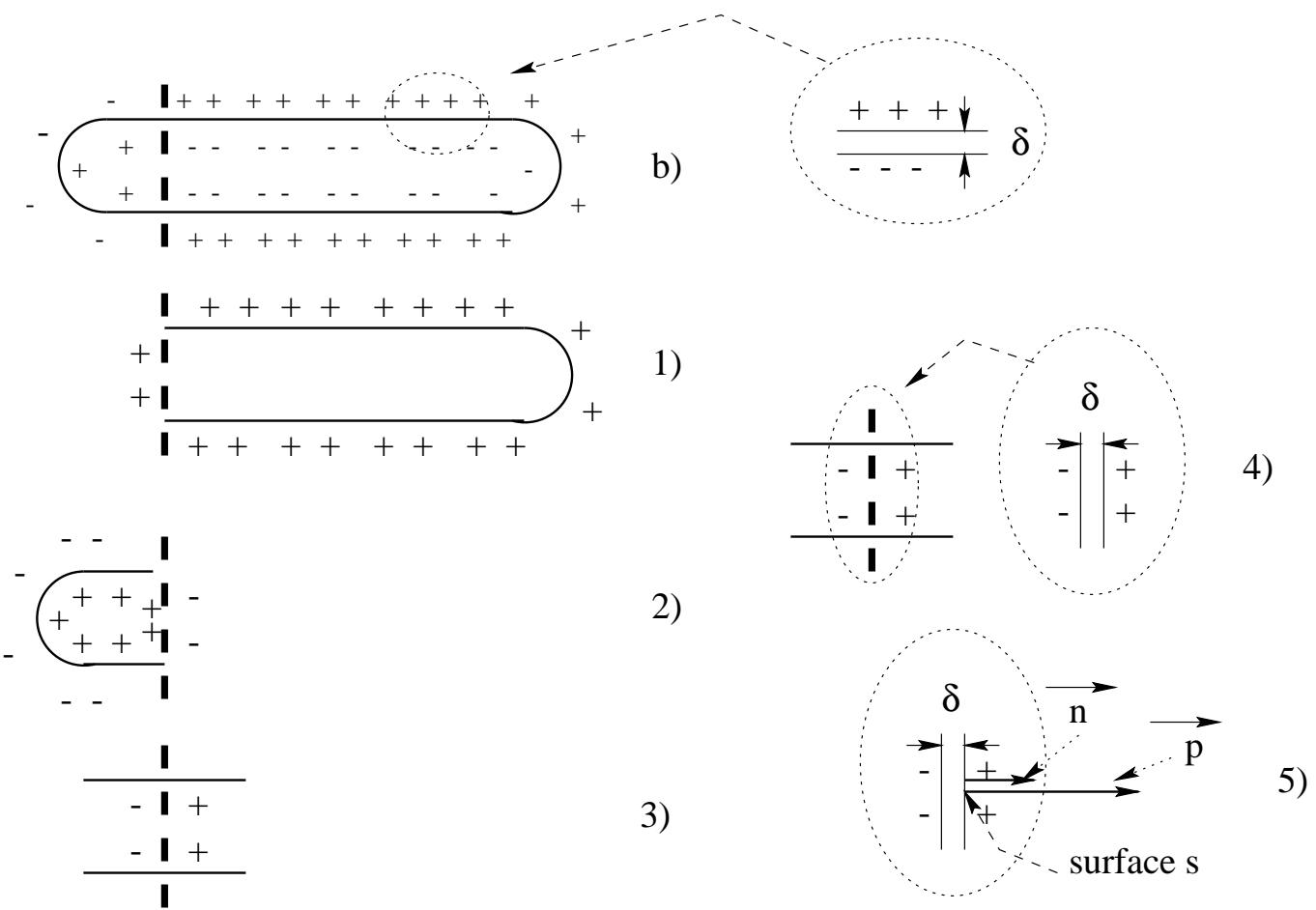


figure 6

Les charges représentées en 1) et 2) créent un potentiel *nul*, en un point extérieur, car elles sont réparties sur des surfaces fermées. Finalement, le potentiel créé par la cellule excitée (représentée en b) à un certain instant, est le même que celui créé par le dipôle représenté en 3) et 5).

Son expression est, (voir également (C1))

$$\vec{p} = \frac{\sigma\delta}{\kappa} \vec{n} s \quad (C8)$$

ou \vec{n} est la normale à la double couche et s est la surface de la section transverse à la cellule.

2.3.3 Le potentiel variable créé par chaque cellule dépolarisée

On peut calculer le potentiel créé par un tel dipôle en un point suffisamment éloigné.

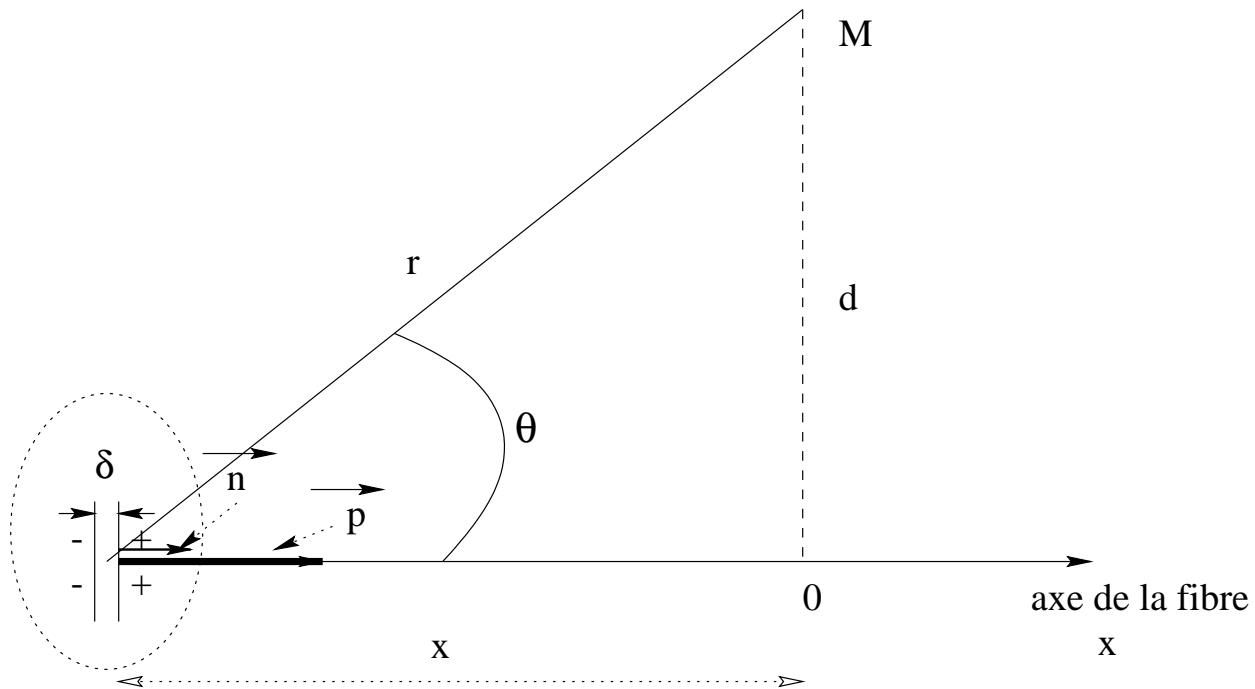


figure 7

Son expression est :

$$V(M) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{r^3} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{p \cos(\theta)}{r^2} \quad (C9)$$

que l'on peut encore écrire, à l'aide des coordonnées cartésiennes

$$V(M) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{r^3} = -\frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{p x}{r^3} = -\frac{1}{4\pi\epsilon_0} p \frac{x}{(x^2+d^2)^{3/2}} \quad (C10)$$

Rappelons que ce dipôle *se déplace* (voir b) figure 4) parallèlement à l'axe de la fibre, à une vitesse \vec{v} , de module v , qui est celle de l'onde de dépolarisation. On a donc $x = vt$, en prenant l'origine des temps $t = 0$ quand l'onde est en $x = 0$ et la variation de $V(M)$ par rapport au temps a la forme suivante (figure 8), après substitution de $x = vt$ dans (C10) (la vitesse est suffisamment faible pour qu'on puisse admettre que le potentiel conserve son caractère *electrostatique*, c'est l'approximation *quasi-statique*) :

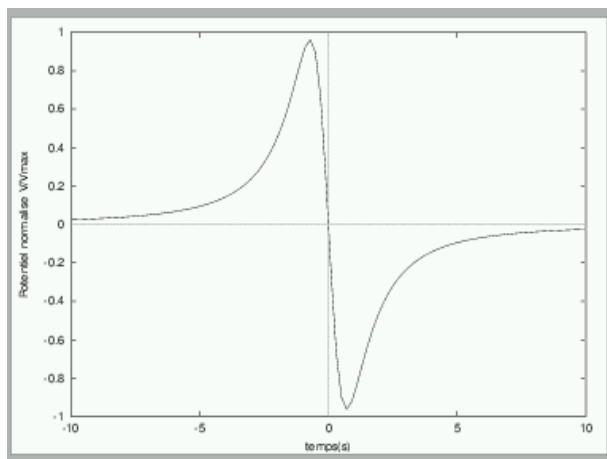


figure 8

Si la cellule était isolée, un voltmètre pourrait détecter, en M le passage de cette onde de dépolarisation. Les cellules musculaires, interagissant avec le système nerveux de commande des stimulations, ont cependant un comportement collectif donnant lieu à un potentiel électrique que l'on analyse à présent.

2.3.4 Le moment dipolaire cardiaque

Lors du cycle cardiaque, ce sont tout d'abord les cellules musculaires des oreillettes qui sont dépolarisées puis ce sont celles des ventricules. Elles subissent donc, à des instants différents, *mais de façon synchrone*, le passage d'ondes de dépolarisation.

Ces ondes vont *balayer* le cœur. Les cellules stimulées de façon synchrone, dépolarisées, vont créer un moment dipolaire résultant de leur comportement collectif, que l'on peut caractériser ainsi (voir figure 9 ci dessous).

Les cellules dépolarisées, se comportant individuellement comme un dipôle (section 2.3.2), synchronisées, sont distribuées sur une surface de valeur S à un instant donné. La normale à cette surface est notée \vec{n} à ce même instant. La surface S change d'aspect au cours du cycle cardiaque avec l'onde de dépolarisation qui balaie le cœur.

Le dipôle représenté figure 6 étant constitué d'une double couche d'épaisseur δ , chargée avec la densité σ , l'expression de son moment dipolaire, à l'instant considéré, est

$$\vec{P} \simeq \frac{\sigma\delta}{\kappa} \vec{n} S \quad (C11)$$

Ici, le symbole \simeq a été utilisé car la surface S n'est pas rigoureusement plane.

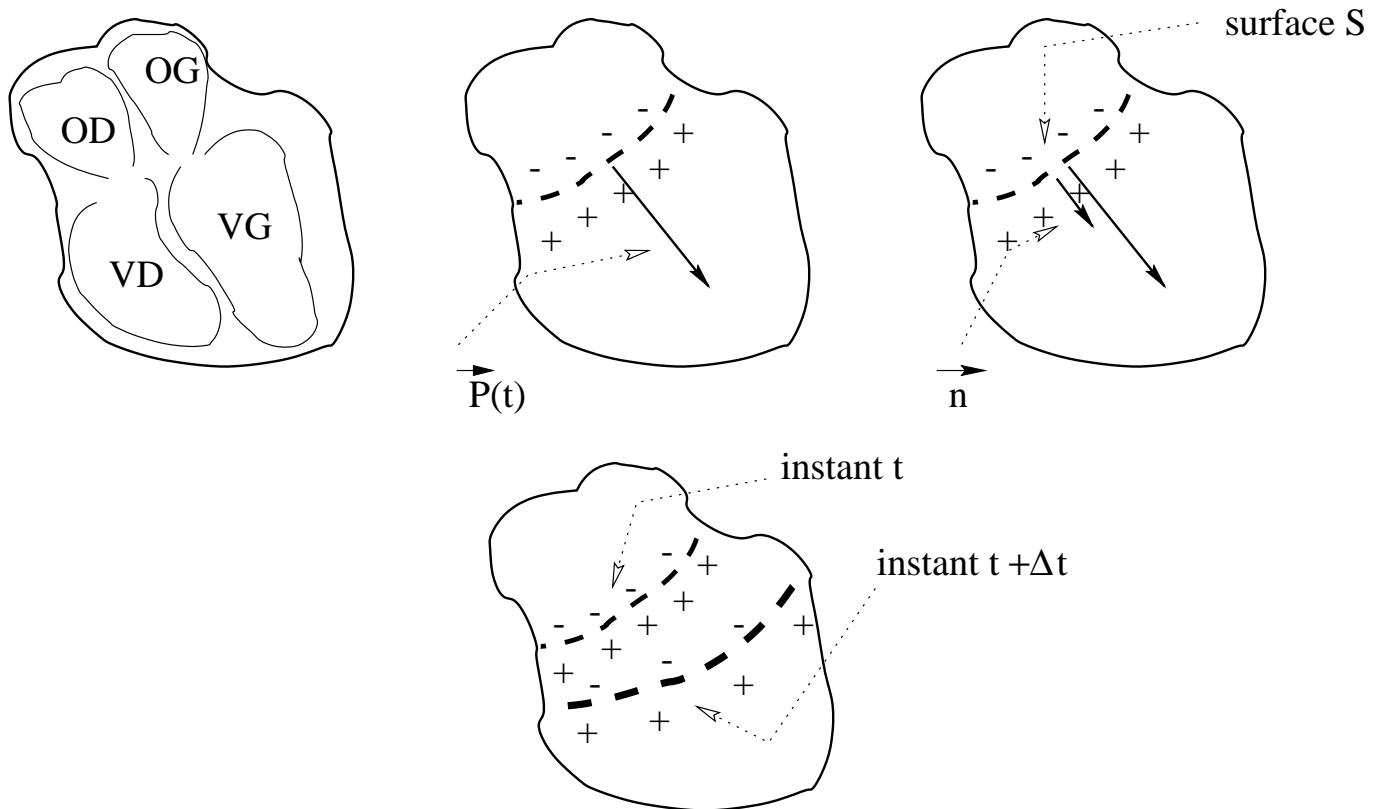


figure 9

2.3.5 Le vectocardiogramme

Le moment dipolaire change d'amplitude et de direction au cours du temps avec les variations de S et de \vec{n} . Ses variations sont représentées sur un vectocardiogramme (voir figure 10). Ce sont les courbes décrites par l'extrémité du vecteur dipôle électrique. Les trois parties sont repérables sur le tracé du potentiel (figure 12, au milieu).

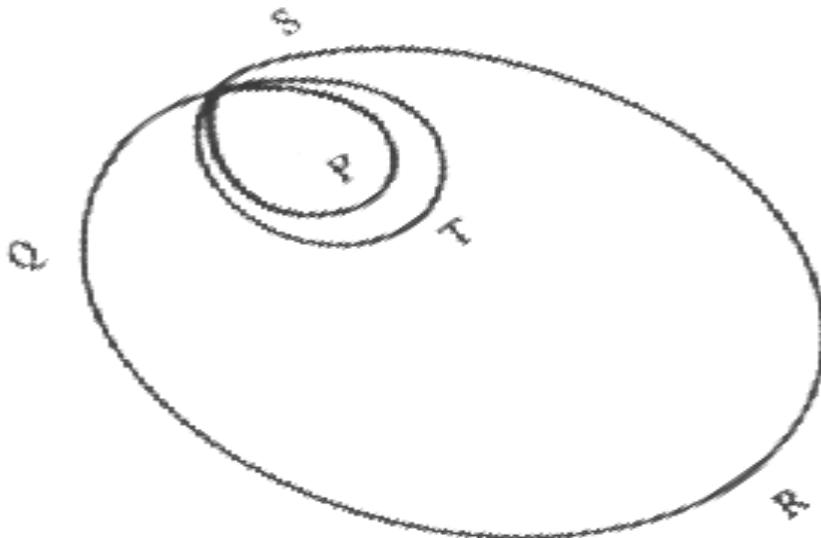


figure 10

La boucle dénommée P (onde P) est associée à l'activation du muscle cardiaque auriculaire. Le potentiel créé dans l'espace redevient nul à la fin du cycle.

La boucle dénommée QRS (onde QRS) est associée à l'activation du muscle cardiaque ventriculaire. Une repolarisation du muscle auriculaire s'opère également pendant ce cycle, mais elle est faible.

L'onde T résulte de la repolarisation des ventricules.

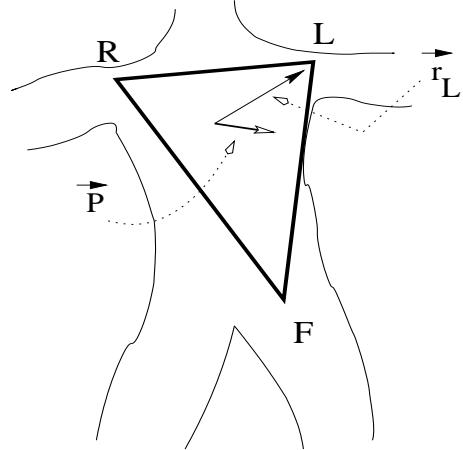


figure 11

2.3.6 L'électrocardiogramme

Ainsi, le potentiel électrique créé par ce moment dans l'espace environnant le cœur peut être détecté à la surface du corps. L'amplitude des différences de potentiel observées dans l'électrocardiogramme est déterminée par l'amplitude et la direction du vecteur \vec{P} et par la distance entre le cœur et les points du corps où sont fixés les capteurs.

La figure 14 montre un enregistrement des 12 tracés qui constituent l'électrocardiogramme standard, pour un cœur normal. On se limite ici à décrire qualitativement les tracés correspondant à $D_1, D_2, D_3, V_R, V_L, V_F$. Les 6 autres tracés donnent des différences de potentiel entre des points dénommés 1, 2, 3, 4, 5, 6 situés sur le thorax, à l'intérieur du triangle dit d'Einthoven (voir figure 11) qui est construit à partir des points R, L, F (dérivations des membres).

Les tracés D_1, D_2, D_3 correspondent aux différences de potentiel

$$D_1 = V_L - V_R, D_2 = V_F - V_R \text{ et } D_3 = V_F - V_L.$$

figure 12

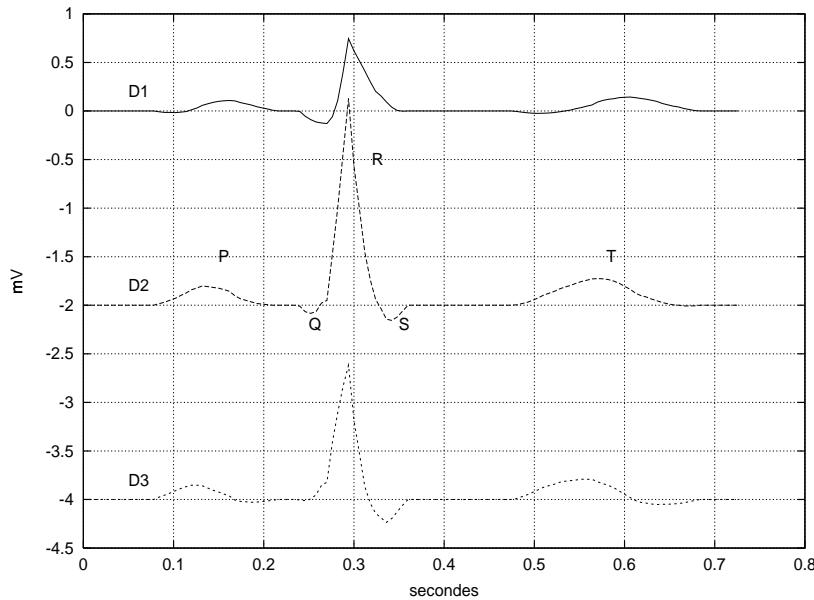
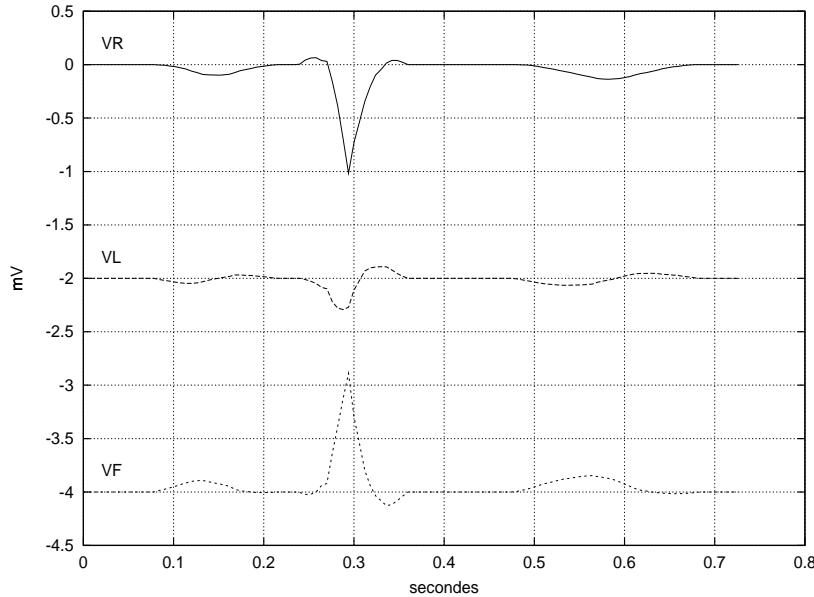


figure 13



On peut avoir une évaluation approchée des potentiels $D_1, D_2, D_3, V_R, V_L, V_F$ en supposant le cœur ponctuel, se comportant comme un dipôle d'amplitude et d'orientation variable comme cela a été indiqué plus haut (voir le vectocardiogramme figure 10), à l'aide de la formule

$$V(M) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\vec{P} \cdot \vec{r}}{r^3} \quad (C12)$$

Les variations, dans le temps, sur une période du cycle cardiaque, sont représentées sur les figures 12 et 13.

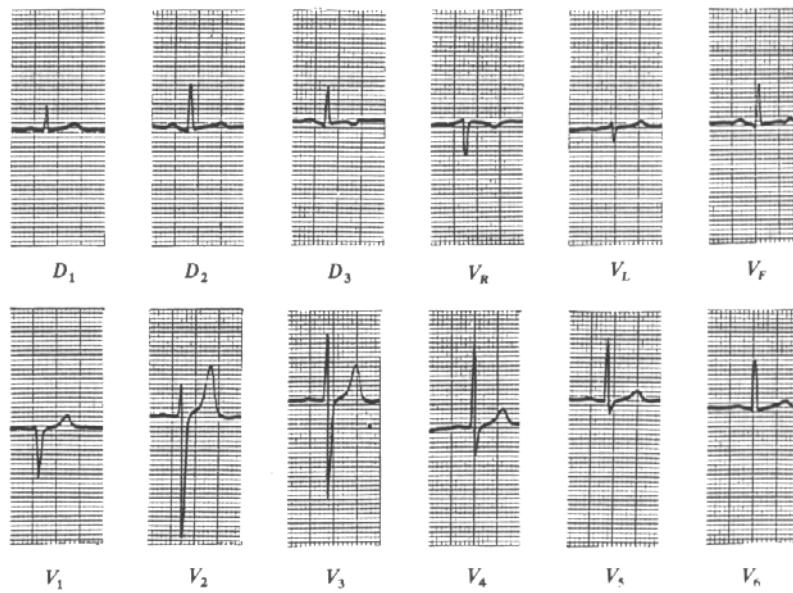


figure 14