

4. Il y a trois temps pendant lesquels il n'y a pas de courant d'origine cardiaque enregistrable à la surface, affichant une ligne horizontale (isoélectrique):
- Pendant le délai nodal* (moment du retard de la conduction dans le nœud AV). Ce délai va de la fin de l'onde P au début de l'onde QS et correspond à l'**espace PR** du tracé (appelé PR plutôt que PQ parce que la déflexion Q est souvent faible comparée à la déflexion R). Le courant correspondant à l'activité électrique du nœud AV et du faisceau de His est trop faible pour être enregistré à la surface du cœur. (L'activité électrique des cellules excitables du système de conduction spécialisé n'est pas enregistrable à la surface du cœur ; le nombre de cellules en effet trop petit pour donner lieu à un courant atteignant la surface du corps).
 - Pendant la dépolarisation complète des ventricules contemporaine du plateau du potentiel des cellules contractiles avant leur repolarisation*, ce qui est contemporain du **segment ST**. Ce segment va de la fin du complexe QRS au début de l'onde T et coïncide avec l'activation complète, la contraction et la vidange des ventricules.
 - Quand le cœur est complètement repolarisé et au repos et que le remplissage des ventricules est en cours*, entre l'onde T et l'onde P suivante ; c'est l'intervalle TP.

PRINCIPES PHYSIQUES DE L'ECG (DISPENSABLE)

L'ECG est basé sur la **théorie du moment dipolaire**. Des rappels physiques sont consacrés à cette section sur la notion de dipole et de potentiel électrique associé à un dipole. Parce que l'organisme est en grande partie une solution contenant des ions, il est un corps conducteur que, par souci de simplification, nous supposerons homogène du point de vue de la conductivité électrique. Nous étudierons la théorie du dipole appliquée au cas d'une fibre musculaire isolée puis d'un groupe de fibres.

Pour rappel, une fibre au repos impose entre les compartiments intra et extracellulaire une différence de potentiel qui résulte de la distribution asymétrique en ions entre ces deux compartiments, et de leur perméabilité membranaire respective, laquelle dépend de la présence de leur canaux et de leurs conditions d'ouvertures.

Si on place deux électrodes dans le milieu extracellulaire, sachant que le potentiel est le même en tout point, on n'enregistrera aucune différence de potentiel. Il en est de même pour une fibre au repos, ou une fibre complètement dépolarisée.

Par contre, une fibre musculaire partiellement dépolarisée crée un gradient de potentiel dans le milieu extracellulaire du fait de l'existence de courants locaux : tous les points ne sont pas au même potentiel autour de la fibre partiellement dépolarisée. Le potentiel d'action se propage de proche en proche, d'une extrémité à l'autre de la fibre, sous forme d'un « front de dépolarisation » ou « front d'activation » et fait varier le potentiel du milieu extracellulaire dans l'espace et le temps.

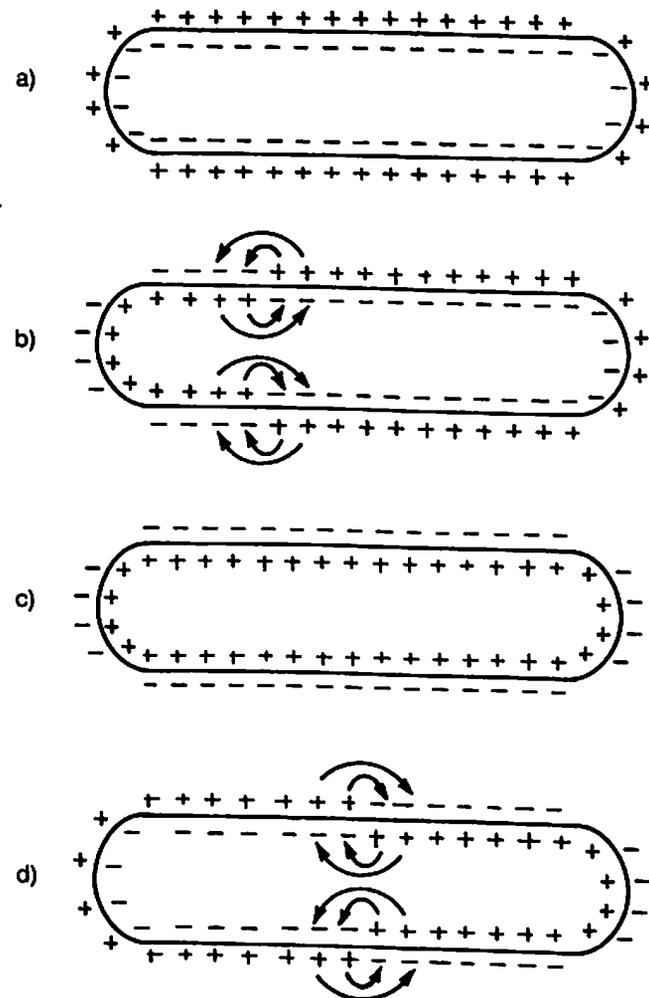


Figure 1 – Activation et restauration d'une fibre myocardique

- Fibre au repos (diastole)
- Fibre en voie d'activation
- Fibre totalement activée
- Fibre en voie de restauration

Les courants locaux responsables d'une différence de potentiel entre deux points du milieu extracellulaire ne s'observent que lorsque la fibre est partiellement activée.

L'électrocardiographie se propose de reconstituer, à partir de l'enregistrement du potentiel en certains points du milieu extérieur, l'état d'activation du cœur dans son ensemble. Sa compréhension nécessite de calculer préliminairement le potentiel créé en un point P du milieu extérieur par une fibre isolée puis par l'ensemble des fibres cardiaques.

CHARGE ET CHAMP ELECTRIQUE

Avant d'aller plus loin dans l'exploration des principes physiques de l'ECG, il convient d'apporter quelques rappels sur l'électricité et la notion de dipôle. On sait qu'une charge électrique modifie les propriétés du milieu qui l'entoure et établit un champ électrostatique de magnitude graduellement décroissante (relation inverse du carré de la distance, $1/r^2$). Lorsque deux charges électriques sont placées à distance, il existe une force (d'attraction ou de répulsion) appelée force électrostatique de Coulomb : autrement dit, une charge électrique est capable de « ressentir » à distance la présence d'une autre charge, grâce à la présence de leur champ respectif.

Comme le stipule le 3^e principe de Newton, la charge électrique exerce sur l'autre charge une force (de répulsion ou d'attraction) de même magnitude et de sens opposé à la force qu'exerce réciproquement l'autre charge sur la première.

$$\vec{F}_{1 \rightarrow 2} = -\vec{F}_{2 \rightarrow 1}$$

La magnitude (ou norme) de la force est égale au produit de la charge (en Coulomb) par la valeur du champ qui est exercé sur cette dernière, et par conséquent, varie avec l'inverse du carré de la distance. On peut simplement exprimer la force électrostatique entre les deux charges de la façon suivante, nommée loi de Coulomb :

$$\vec{F}_{el} = k \frac{q_1 q_2}{|r|^2} \hat{r}$$

Le coefficient k est une constante caractéristique du milieu dans lequel baignent les charges. Elle vaut $1/4\pi\epsilon$, où ϵ est la permittivité du milieu. Dans le vide, cette permittivité est notée ϵ_0 (« permittivité du vide ») et vaut $8,854 \times 10^{-12} F m^{-1}$: ainsi, pour deux charges placées dans le vide, la constante de milieu vaut $8,987 \times 10^9 N m^2 / C^2$. On peut ainsi reformuler la force électrostatique comme suit :

$$\vec{F} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_2}{|r|^2} \hat{r}$$

Pour une charge placée dans un champ, on peut associer une énergie potentielle. Cette énergie potentielle électrique est équivalente à l'énergie potentielle gravitationnelle associée à une masse placée dans un champ gravitationnel : la force électrostatique tout comme la force gravitationnelle sont des forces de champ de type conservatives. On parle alors de potentiel électrique V pour le rapport de l'énergie potentielle de la charge placée dans le champ en un point P divisée par valeur de la charge : elle est alors le reflet du potentiel du champ électrique en un point (par rapport à un autre), et non pas de la charge dans le champ électrique.

$$V = \frac{U}{q}$$

Le potentiel électrique est une quantité scalaire, et non pas vectorielle. Le potentiel électrique, tout comme l'énergie potentielle gravitationnelle, est une valeur qui n'a pas d'intérêt prise individuellement : elle est comparée à un autre point, de manière à voir comment le potentiel évolue dans l'espace. Ce qu'il est intéressant de mesurer est la *différence* de potentiel entre deux points, qui signifie le travail qu'il faudrait effectuer pour déplacer la charge d'un point A à un point B :

$$\Delta V_{AB} = \frac{\Delta U_{AB}}{q} = - \int_B^A \vec{E} \cdot d\vec{r}$$

Mathématiquement, on peut ainsi formuler le champ électrique associé à une charge comme le gradient de son potentiel.

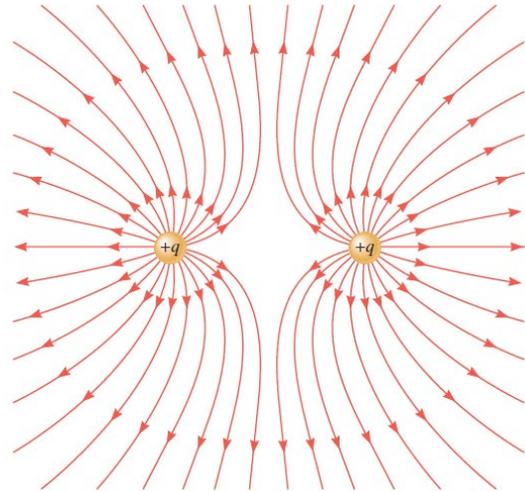
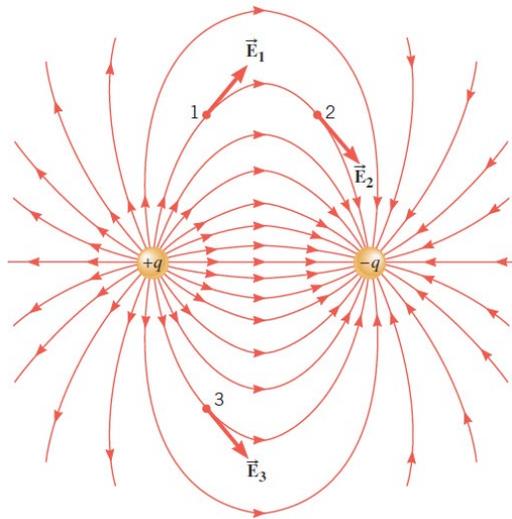
$$\vec{E} = -\vec{\nabla}V$$

Ainsi, une charge électrique isolée en un point de l'espace crée autour d'elle un gradient de potentiel : le champ électrique est le champ vectoriel associé à ce potentiel. Tous les points de l'espace autour de cette charge ne sont pas au même potentiel.

Le potentiel V en un point P pour un champ uniforme est inversement proportionnel à la distance r qui sépare la charge responsable du champ de ce point P :

$$V_{(P)} = - \int_0^P \vec{E} \cdot d\vec{r} = k \left(\frac{q}{r} \right) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q}{r}$$

Si on place deux charges égales et de signes opposés, elles établissent chacun un champ électrique de magnitude égale. Entre les deux charges, leur champ électrique se chevauche : le champ qui en résulte peut soit s'annuler, lorsque les charges sont de même sens (+/+ ou -/-) et leur ligne de champ s'éloignent l'une de l'autre, ou le champ peut s'additionner, lorsque les charges sont de sens opposé (+/-).



NOTION DE DIPOLE ET DE MOMENT DIPOLAIRE

Un dipole électrique est formé lorsque deux charges de magnitude égale et de sens opposé sont présentes dans un milieu. Si les deux charges sont placées exactement au même point, leur effet s'annule exactement et il n'y a pas de gradient de potentiel. Si en revanche les deux charges sont placées à des endroits distincts, elles exercent chacune autour d'elle un champ électrique, et leur champ électrique en regard l'un de l'autre finissent par se chevaucher et peuvent s'annuler ou au contraire s'unifier: le potentiel du champ n'est alors nul qu'en tout point qui se trouve à égale distance de ces charges, c'est-à-dire en tout point du plan médiateur du segment ayant pour extrémité ces deux charges.

Dès que l'on s'éloigne de ce plan, puisque l'on est plus proche de l'une que de l'autre des deux charges, le potentiel est modifié dans le sens du signe de la charge la plus proche.

Le potentiel en un point P éloigné du dipôle électrique est alors égal à la somme des potentiels créés par chacune des deux charges considérées isolément, soit :

$$V_{(P)} = k \left(\frac{q}{r_1} - \frac{q}{r_2} \right) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \left(\frac{q}{r_1} - \frac{q}{r_2} \right)$$

Où r_1 et r_2 désignent respectivement les distances du point P aux charges $+q$ et $-q$. Si les deux charges (éloignées l'une de l'autre par une distance d) sont relativement proches l'une de l'autre et que l'on place le point P à une grande distance, de sorte que $r \gg d$, l'effet qu'elles produisent s'estompe très vite avec la distance car, vues de très loin, ces deux charges égales et opposées semblent placées pratiquement au même endroit.

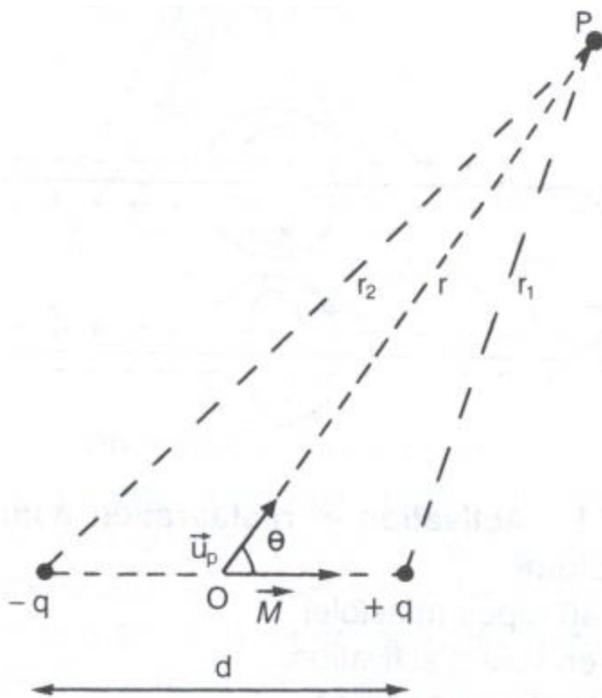
Ainsi, le potentiel créé par ces deux charges diminue non pas avec l'inverse de la distance mais avec l'inverse du carré de la distance. En posant que r_1 et $r_2 \gg d$, on peut formuler le potentiel en un point P pour le dipôle de la manière suivante :

$$V_{(P)} = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} \left(\frac{r_2 - r_1}{r_1 r_2} \right)$$

On peut alors désigner la distance r qui s'étend du point P considéré au point O, point placé à mi distance entre les deux charges. Si r est beaucoup plus grand que la distance d séparant les deux charges, alors r_1 et r_2 sont très voisins de r , si bien que leur produit $r_1 r_2$ peut être considéré comme égal à r^2 . Par ailleurs, on peut montrer que la différence $r_2 - r_1$ est à peu près égale à $d \cos \theta$, où θ est l'angle entre la direction OP et la direction joignant O à la charge positive.

On a donc :

$$V_{(P)} = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} \frac{d \cos \theta}{r^2}$$



Le moment du dipôle électrique (ou moment dipolaire) de cette configuration est défini par le vecteur \vec{M} dirigé de la charge $-q$ vers la charge $+q$ le long de la ligne joignant les deux charges, de longueur d . Le moment dipolaire se calcule :

$$\vec{M} = q \cdot \vec{d}$$

Dans notre système, le moment dipolaire a pour origine le point O, situé à mi-distance entre les deux charges, et son sens est orienté de la charge négative vers la charge positive. Son module est égal au produit qd de la valeur absolue q des charges par la distance d les séparant. Dans ces conditions, $qd \cos \theta$ représente la projection du vecteur \vec{M} sur « l'axe de la mesure OP » défini comme la direction entre l'origine du vecteur \vec{M} et le point P où l'on mesure le potentiel. On a donc :

$$qd \cos \theta = \vec{M} \cdot \vec{u}_p$$

Produit scalaire où \vec{u}_p est le vecteur unitaire (de module égal à 1) porté par l'axe de la mesure, qui s'étend dans la direction du point O vers le point P auquel on désire mesurer le potentiel. L'effet produit par cet ensemble de charges (c'est-à-dire le potentiel en tout point de l'espace) est parfaitement défini dès que l'on connaît le vecteur \vec{M} sans que l'on ait à connaître précisément q et d . On peut donc reformuler la valeur du potentiel au point P en ces termes :

$$V_{(P)} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\vec{M} \cdot \vec{u}_p}{r^2}$$

Dans un liquide, les charges électriques (portées par les ions) peuvent se déplacer. En conséquence, deux charges égales et opposées placées dans un liquide iraient l'une à la rencontre de l'autre et se neutraliseraient si elles n'étaient pas constamment renouvelées. Ainsi le maintien d'un dipôle dans un milieu liquide nécessite la présence d'une source d'énergie et est responsable de l'existence d'un courant. Sous réserve que le milieu conducteur soit homogène et de dimension infinie (ou bien, ce qui revient au même, si l'on se place loin des bords), on peut montrer que le potentiel créé par ce dipôle est donné par la même relation que dans le vide, à condition de remplacer la permittivité ϵ_0 du vide par celle ϵ du milieu considéré :

$$V_{(P)} = \frac{1}{4\pi\epsilon} \frac{\vec{M} \cdot \vec{u}_p}{r^2}$$

On définit la « permittivité relative » du milieu considéré ϵ_R , nombre sans dimension, comme le rapport ϵ/ϵ_0 . Dans ces conditions, ϵ est égal à $\epsilon_R\epsilon_0$.

CAS D'UNE FIBRE ISOLÉE

Une fibre musculaire peut être vue comme un feuillet électrique : on qualifie un feuillet électrique une lame fine le long de laquelle on retrouve des charges distribuées uniformément de part et d'autre de chaque face et de signe contraire. Le feuillet électrique est alors un ensemble de deux distributions de charge de signes contraires, réparties chacune sur une des deux faces du feuillet. Le feuillet est vu comme un « plan infini » car son épaisseur est très petite par rapport à ses dimensions latérales.

Parce qu'elle est d'épaisseur α très mince par rapport à ses dimensions latérales, une membrane cellulaire est assimilable à un feuillet électrique dont on désignera par σ la densité surfacique de distribution de charge ($\sigma = dq/dS$). Un élément de surface dS de cette membrane vu d'un point P est assimilable à un dipôle de moment $d\vec{M}$ perpendiculaire au feuillet, orienté de la face négative vers la face positive et de module $|d\vec{M}| = \alpha dq = \alpha \sigma dS$. Le produit $\mu = \alpha \sigma$ est appelé la « puissance » du feuillet.

Si μ est uniforme, $\mu S = \alpha \sigma S$ représente le produit de la charge électrique σS du feuillet et de son épaisseur α de la même façon que le moment d'un dipôle constitué de deux charges électriques égales et opposées représente le produit de la charge q par la distance d qui les sépare.

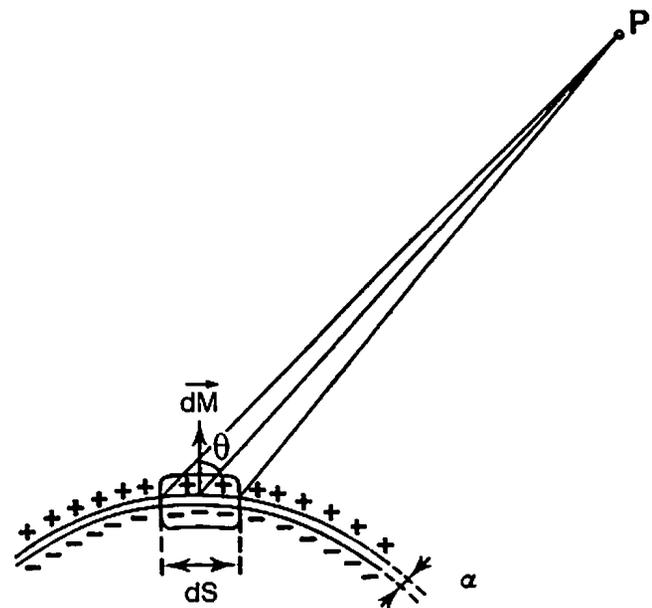


Figure 7-8 Potentiel créé par un élément de surface d'un feuillet

L'angle solide représenté sur cette figure est l'angle solide élémentaire $d\Omega$ sous lequel est vu du point P le feuillet d'aire dS . Dans ces conditions l'angle θ représente l'angle entre la direction du point P et la direction perpendiculaire au feuillet.

Le dipôle de moment élémentaire μdS est responsable au point P du potentiel élémentaire $dV_{(P)}$. Si la distance r du point P à la membrane est grande devant l'épaisseur α de celle-ci, le potentiel $dV_{(P)}$ est égal à :

$$dV_{(P)} = \frac{1}{4\pi\epsilon} \frac{\mu dS \cos \theta}{r^2}$$

Où θ désigne l'angle entre le moment $d\vec{M}$ (perpendiculaire à l'élément de surface dS) et la direction OP joignant l'élément de surface au point P. Or $\frac{dS \cos \theta}{r^2}$ représente l'angle solide élémentaire $d\Omega_{(P)}$ sous lequel est vu du point P le dipôle élémentaire. On a donc :

$$dV_{(P)} = \frac{1}{4\pi\epsilon} \mu d\Omega_{(P)}$$

Si la puissance μ du feuillet est uniforme, l'intégration e la relation précédente est immédiate, et on a, à la constante d'intégration près :

$$V_{(P)} = \frac{1}{4\pi\epsilon} \mu \Omega_{(P)}$$

La constante d'intégration est nulle, puisque à une distance très grande (Ω très petit), le potentiel créé par le feuillet est négligeable. Le potentiel V ne dépend donc comme Ω que du contour du feuillet et non de sa forme (plate ou bombée).

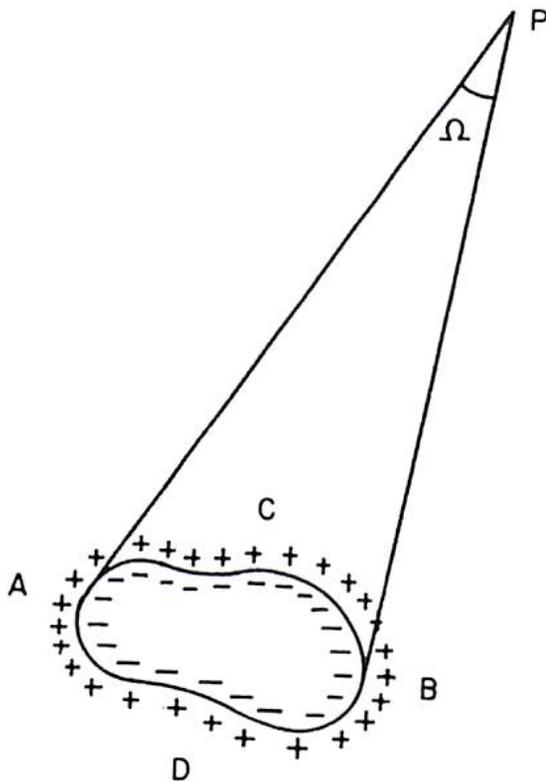


Figure 7-9 **Potentiel créé par une fibre au repos**
Le potentiel en P est la somme des effets de la portion supérieure ACB et de la portion inférieure ADB.

Une fibre au repos représente un feuillet de puissance uniforme μ_1 , complètement fermé, pouvant se décomposer en deux feuillets vus d'un point P donné sous le même angle solide, mais de contribution égale et opposée. Le potentiel résultant est donc nul, et ceci quel que soit le point P considéré. Ainsi tous les points extérieurs à la fibre au repos sont à un même potentiel, ce qui est bien en accord avec ce qui vient d'être dit.

Dans ce cas de la cellule myocardique, la durée importante du potentiel d'action, en rapport avec l'existence d'un plateau, explique que le front d'excitation dépolarise l'ensemble de cette fibre avant que la repolarisation ne commence. Si la fibre est complètement dépolarisée, la densité surfacique de charge σ et donc la puissance μ du feuillet changent de sens et de valeur par rapport à l'état de repos, mais restent uniformes. Nous désignerons par μ_2 la valeur de la puissance du feuillet représenté par la membrane dépolarisée. Le feuillet étant toujours complètement fermé, le raisonnement précédent est encore valable et tous les points extérieurs à la fibre sont toujours au même potentiel (figure 7-6c). En conséquence, on n'enregistrera pas non plus de différence de potentiel entre deux points du milieu extracellulaire.

En revanche, si la fibre est partiellement dépolarisée (fibre en voie de dépolarisation ou en voie de repolarisation), l'une de ses extrémités est dépolarisée tandis que l'autre extrémité est au repos. Sur la figure 7-10, l'angle solide sous lequel la fibre partiellement dépolarisée est vue du point P est divisée en trois parties : la contribution de Ω_1 au potentiel du point P est nulle car les portions de membrane AC et CB ont des effets opposés. Il en est de même pour Ω_3 . Mais l'angle Ω_2 contient deux portions A α et B β qui l'une et l'autre montrent à P une face de même signe. Le potentiel au point P est donc donné par :

$$V_{(P)} = \frac{1}{4\pi\epsilon} (\mu_1 + \mu_2) \Omega_2$$

Si la distance r du point P à la fibre est grande devant la section A de la fibre, alors :

$$V_{(P)} = \frac{1}{4\pi\epsilon} (\mu_1 + \mu_2) \frac{A \cos \theta}{r^2}$$

Ce qui montre qu'une fibre partiellement dépolarisée est assimilable à un dipôle dont le moment est perpendiculaire au front d'activation, orienté de la zone dépolarisée vers la zone au repos et de valeur $(\mu_1 + \mu_2)A$. Ce dipôle se déplace avec le front d'excitation. On remarque que le moment du feuillet représentant la membrane cellulaire est perpendiculaire à celle-ci, mais que le moment du dipôle équivalent à la fibre en voie d'excitation est dans l'axe de la fibre.

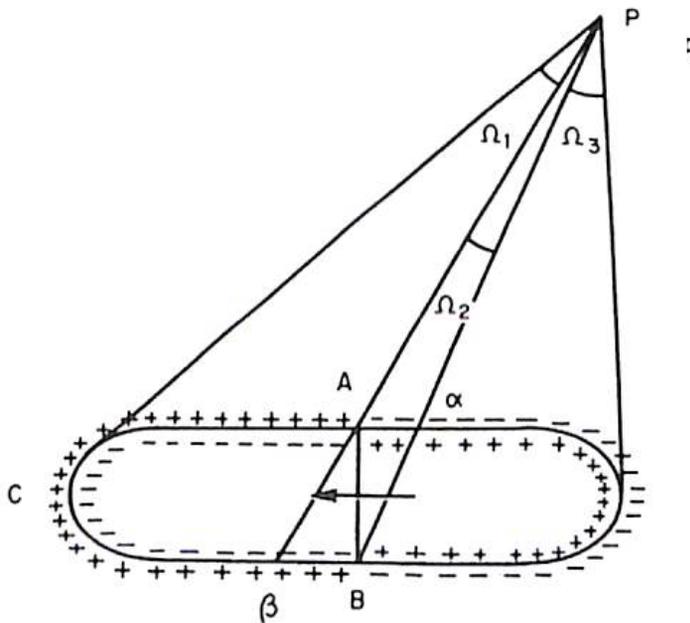


Figure 7-10 **Potentiel créé par une fibre partiellement dépolarisée**

Ω_2 désigne l'angle solide sous lequel est vu du point P le front de dépolarisé AB. Dans ces conditions, l'angle θ (non indiqué sur la figure) représente l'angle entre la direction du point P et la direction perpendiculaire au front de dépolarisé AB.

CAS D'UN GROUPE DE FIBRES

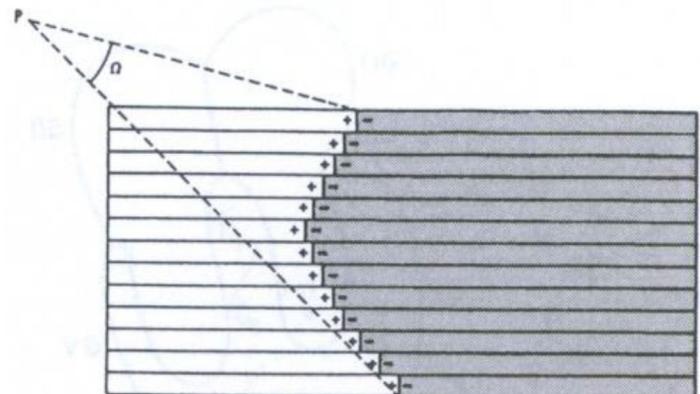
Si l'on considère un faisceau de fibres partiellement dépolarisées (c'est-à-dire en voie d'activation ou en voie de repolarisation), et que l'on remplace chaque fibre par son dipôle équivalent, l'ensemble de ces dipôles forme un feuillet à la frontière de la zone active et de la zone encore au repos (figure 7-11). Si l'on se place loin du groupe de fibres (c'est-à-dire à une distance grande par rapport à la taille de ce groupe de fibres), ce feuillet est lui-même assimilable à un dipôle unique dont le moment est orienté de la zone dépolarisée vers la zone au repos.

Bien sûr, le feuillet ou le dipôle équivalent se déplacent avec le front d'excitation. Ainsi, la propagation de l'excitation (dépolarisé) peut être représentée par la progression d'un dipôle ayant son pôle positif en avant et son pôle négatif en arrière. Donc, si un front de dépolarisé (front d'activation) s'approche d'un point P, ce point voit l'extrémité positive du moment du dipôle (ou la face positive du feuillet) s'approcher de lui et voit donc son potentiel devenir de plus en plus positif.

A l'opposé, si le front de dépolarisé s'éloigne du point P, ce point voit l'extrémité négative du moment du dipôle (ou la face positive du feuillet) s'éloigner de lui et voit donc son potentiel devenir de moins en moins positif. De manière analogue, la propagation de la restauration (repolarisation) peut être représentée par la progression d'un dipôle ayant son pôle négatif en avant et son pôle positif en arrière.

Donc, si un front de repolarisation (front de restauration) s'approche (respectivement s'éloigne) d'un point P, ce point voit l'extrémité négative (respectivement positive) du moment du dipôle (ou la face négative du feuillet) s'approcher (respectivement s'éloigner) de lui et voit donc son potentiel devenir de plus en plus (respectivement de moins en moins) négatif. Ainsi, le potentiel recueilli par une électrode placée en un point fixe varie si la valeur de la projection du moment du dipôle sur l'axe de la dérivation varie (et donc si le moment varie en amplitude, direction ou sens). Mais elle peut varier aussi, même si le moment garde une amplitude, une direction et un sens constants, lorsque l'origine de ce moment se déplace (s'approche ou s'éloigne de l'électrode).

Comme nous le verrons plus loin, le cœur est assimilable à deux groupes de fibres musculaires séparés par un anneau fibreux, rendant ces deux groupes électriquement indépendants : le myocarde atrial et le myocarde ventriculaire. Lorsqu'ils sont en phase d'activation ou de restauration, chacun de ces groupes comprend des fibres encore au repos (inactives électriquement), des fibres complètement dépolarisées (inactives) et des fibres partiellement dépolarisées (en voie d'activation ou de restauration). Seules ces dernières sont électriquement parlantes et assimilables à un feuillet situé à la limite entre zone dépolarisée et zone au repos : elles sont responsables d'un gradient de potentiel dans le milieu extracellulaire. Si les différences de potentiel sont enregistrées entre deux points situés à grande distance du cœur, c'est-à-dire à une distance grande par rapport aux dimensions du cœur, ce feuillet est assimilable à un dipôle dont le moment est orienté de la zone dépolarisée vers la zone au repos.



ENREGISTREMENT DE L'ECG - ELECTRODES

Le principe de l'électrocardiographie repose sur l'enregistrement de l'activité électrique du cœur à la surface du corps, au moyen d'électrodes. Les courants locaux créés lors de l'excitation du myocarde provoquent des variations du potentiel électrique qui sont mesurables à la surface du corps, du fait de leur conduction par les liquides et les tissus mous. Ces variations de potentiel sont recueillies par des électrodes, puis passent par un amplificateur qui, comme son nom l'indique, amplifie le signal, puis l'enregistre sous forme de tracé (généralement sur papier, grâce à une aiguille). C'est un examen rapide et non invasif, indolore et comportant très peu de risques.

Le premier instrument absolument nécessaire à l'ECG est la présence d'**électrodes**. Avant d'envisager le placement de ces électrodes et apprendre l'interprétation des signaux à l'ECG, il convient d'introduire la notion de signal avec les électrodes, et comment ce signal peut varier en fonction de leur position.

DISPOSITIF EXPERIMENTAL D'UNE BANDELETTE MUSCULAIRE

La base des mécanismes électriques impliqués dans la genèse de l'ECG peut être établie par l'étude *in vitro* du comportement d'une bandelette musculaire extraite de l'épaisseur du myocarde. Dans cette préparation expérimentale, on place la bandelette dans une solution saline de composition proche de celle rencontrée dans le liquide extracellulaire. On y place une **électrode de stimulation**, capable de décharger un courant à une extrémité de la bandelette et déclencher un potentiel d'action cardiaque, et deux **électrodes d'enregistrement**.

La première est appelée électrode exploratrice, notée E, et est placée à proximité directe de la bandelette musculaire, à l'autre extrémité de la bandelette (pour ne pas être influencée par l'électrode de stimulation). La deuxième électrode, appelée électrode indifférente et notée I, est placée à distance de la bandelette musculaire dans la solution saline, de manière à ce qu'elle ne soit que peu influencée par les phénomènes électriques de la fibre musculaire, et que son potentiel électrique demeure stable. L'électrode I sert de référentiel pour l'électrode E et est placée à la valeur standard de 0. On mesure ainsi les variations de potentiel au niveau de l'électrode E par rapport à I.

Les deux électrodes E et I sont reliées à un voltmètre. Le signal enregistré est alors transmis à un amplificateur puis à un dispositif d'enregistrement. Le dispositif peut être un oscilloscope, ou un oscillographe. Dans notre expérience, il s'agit d'un oscillographe : il trace les variations de potentiel sur papier, grâce à une aiguille. L'oscillographe enregistre les *variations* de potentiel et non pas la valeur de potentiel : le potentiel enregistré par l'électrode I est arbitrairement nul, tandis que le potentiel de l'électrode E est amené à varier en fonction des phénomènes électriques de la bandelette musculaire. Lorsqu'il n'y a pas de variation de potentiel au niveau de la bandelette, l'aiguille reste à sa position de base et trace une ligne horizontale dite *isoélectrique*.

Lorsque le potentiel varie, l'aiguille peut dévier vers le haut ou vers le bas. Ces déviations, appelées *déflexions*, vont suivre le sens et l'amplitude des changements de potentiel au cours du temps : le tracé qui en résulte est donc la *dérivée temporelle* du potentiel électrique au cours du temps dV/dt .

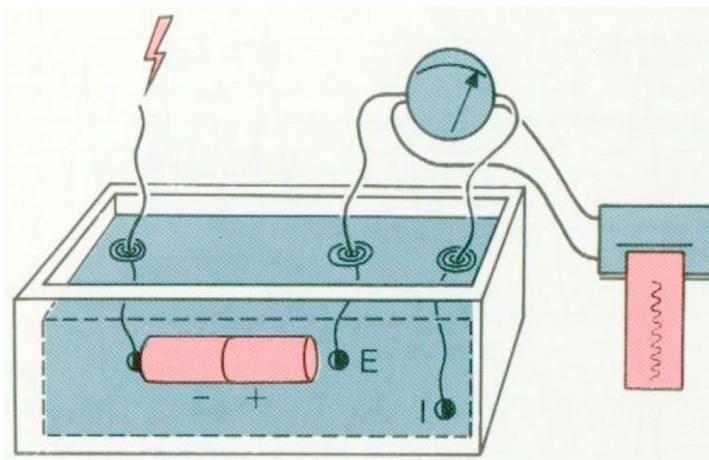


Figure 6. Préparation expérimentale : la bandelette musculaire Dans cette préparation expérimentale, le fragment musculaire baigne dans du liquide physiologique (milieu conducteur électrique). A l'extrémité gauche du fragment est disposée une électrode de stimulation électrique. Une électrode exploratrice E sert à recueillir en ce point l'activité électrique musculaire. Une électrode indifférente I est placée à distance du muscle. Elle sert de point de référence. Un voltmètre auquel aboutissent les électrodes E et I, permet la mesure de leur différence de potentiel (DV) et un inscripteur finalise l'enregistrement de dV au cours du temps.

Lorsque le potentiel augmente, l'aiguille dévie vers le haut : c'est une déflexion positive. Lorsque le potentiel diminue, l'aiguille dévie vers le bas : c'est une déflexion négative. Il faut bien avoir en tête ici que l'aiguille est placée en *dehors* de la cellule, à son extrémité voisine : elle enregistre ainsi les variations de potentiel liés aux courants extracellulaires, et non pas aux courants intracellulaires. Pour rappel, au cours du déclenchement d'un potentiel d'action au niveau d'un segment de fibre cardiaque, il y a inversion du potentiel membranaire : le milieu intracellulaire devient positif par rapport au milieu extracellulaire. Ce potentiel d'action se propage de proche en proche d'une extrémité à l'autre de la cellule (ici de la gauche vers la droite), et provoque un courant extracellulaire de magnitude égale et de sens opposé.

Dans notre expérimentation, la fibre cardiaque est formée de cellules myocardiques contractiles mises bout à bout, à la chaîne, et couplées entre elles sur le plan électrique grâce à leurs jonctions communicantes. C'est l'électrode de stimulation placée à l'extrémité gauche de la fibre qui déclenche un potentiel d'action par un stimulus suffisamment dépolarisant pour l'amener à son seuil d'activation : une fois l'impulsion délivrée, le potentiel d'action cardiaque naît et se propage de proche en proche vers la droite. La propagation de l'onde d'activation résulte ainsi d'un courant interne qui va depuis les zones activées (charges internes +) vers les zones au repos (charges internes -), en passant à travers les jonctions communicantes et d'un courant externe réactionnaire de sens opposé, qui va des zones au repos vers les zones activées, comme l'illustre la figure ci-dessous.

Les courants interne et externe forment donc une boucle électrique fermée qui se déplace depuis la zone d'activation vers la zone encore au repos. Cette boucle de courant forme un dipôle électrique, qui va de la zone dépolarisée (activée) vers la zone au repos, et dont le *moment dipolaire* (vecteur) est perpendiculaire au front d'activation : ce dipôle se déplace avec le front d'excitation (puisque'il résulte de cet dernier) et modifie le potentiel électrique dans le milieu extracellulaire ; alors qu'une électrode n'enregistre aucune différence de potentiel à l'extérieur de la cellule lorsque cette dernière est totalement dépolarisée ou complètement dépolarisée, les courants locaux provoqués par la conduction de proche en proche du potentiel d'action provoquent des variations enregistrables du potentiel électrique à l'extérieur de la cellule.

C'est le potentiel électrique à l'*extérieur* de la fibre qui est recueilli par l'électrode exploratrice et comparé à la valeur recueillie par l'électrode indifférente ; ce sont les courants locaux seuls qui diffusent dans le volume conducteur environnant, et sont donc les seuls que l'on prenne en considération pour l'étude de l'électrocardiologie. Si l'on considère la bandelette musculaire non pas comme une fibre individuelle mais comme un ensemble de fibres disposées en parallèles, formant un feuillet de fibres interconnectées (qui coordonnent leur activité, toujours via des jonctions communicantes au niveau des stries intercalaires), chaque petit dipôle cellulaire individuel (microscopique) s'additionne au dipôle voisin, et la somme de ces dipôles est responsable d'un dipôle macroscopique, capable d'engendrer d'une variation de potentiel suffisamment importante pour être enregistrable au niveau de l'électrode E.

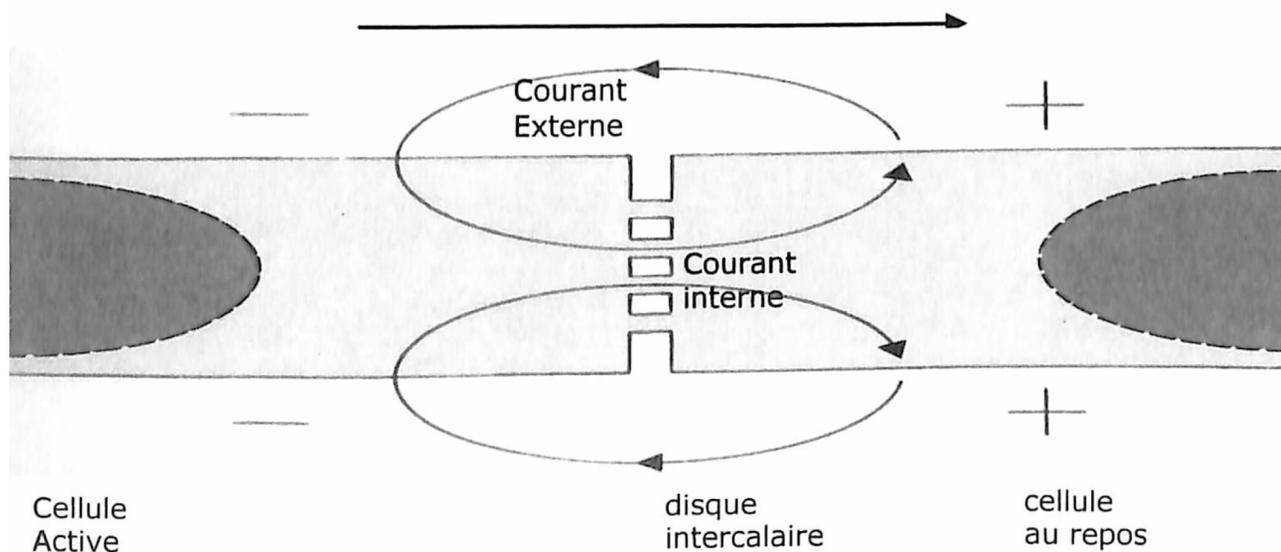


Figure 7. Propagation de l'activation au niveau du syncytium fonctionnel myocardique. Au niveau cellulaire, l'activation (cellule de gauche), crée un courant interne qui va de la cellule activée vers la cellule au repos (à droite) à travers les jonctions communicantes. En surface, il se crée un courant externe depuis la cellule au repos vers la cellule activée. Il se produit ainsi un front d'activation qui se déplace de la gauche vers la droite (flèche horizontale). Seul le courant externe diffuse dans le volume environnant. Il est donc celui qui est pris en considération dans le cadre de l'électrocardiologie

En effet, au sein d'un faisceau de fibres parallèles partiellement dépolarisées, le front d'activation pour chaque fibre est étroitement coordonné au front d'activation des fibres voisines du fait de leur couplage électrique. L'ensemble des fibres en dépolarisation forment alors un front d'activation commun, qui se déplace à l'unisson d'une extrémité à l'autre de la bandelette musculaire. Un tel dipôle macroscopique donc depuis la zone activée vers la zone au repos et génère des courants curvilinéaires externes, à distance de la bandelette musculaire, au sein du volume conducteur constitué par le liquide physiologique environnant.

Comme nous l'avons mentionné, les courants internes à la cellule provoqués par la progression du potentiel d'action sont responsables de courants externes de sens opposé et de même intensité. Les courants externes forment des lignes de courants curvilinéaires allant de la surface de repos (à polarité +) vers la surface activée (à polarité -) le long de la bandelette musculaire. Ces lignes de courant sont constituées chacune par autant de points dits *équipotentiels*.

En d'autres termes, les points situés sur une même ligne de courant possèdent le même potentiel électrique. Les lignes du côté (+) du dipôle (zone activée) donnent des potentiels positifs d'autant plus importants que ces lignes de courant sont proches du dipôle. Inversement, les potentiels sont négatifs du côté (-) du dipole (zone au repos). Puisque le front de dépolarisation (et donc le dipôle) se déplace le long de la bandelette musculaire, ces lignes se déplacent avec le dipôle depuis la zone externe + (inactive) vers la zone externe - (active).

D'autre part, à mesure que l'onde d'activation avance, la proportion relative des zones + et - varie (la zone + se rétrécit et la zone - s'agrandit) ce qui modifie l'intensité du courant externe. Au plan mathématique, on peut démontrer que dans ces conditions, si l'on considère un point P qui est fixe (figure 8), et qui fait face à l'onde d'activation qui se rapproche ainsi de lui (il voit l'onde d'activation arriver), il est soumis aux effets des courants curvilinéaires développés par le dipôle qui lui confèrent un potentiel positif dont la valeur varie avec le déplacement du front d'activation (le dipôle) et donc au cours du temps.

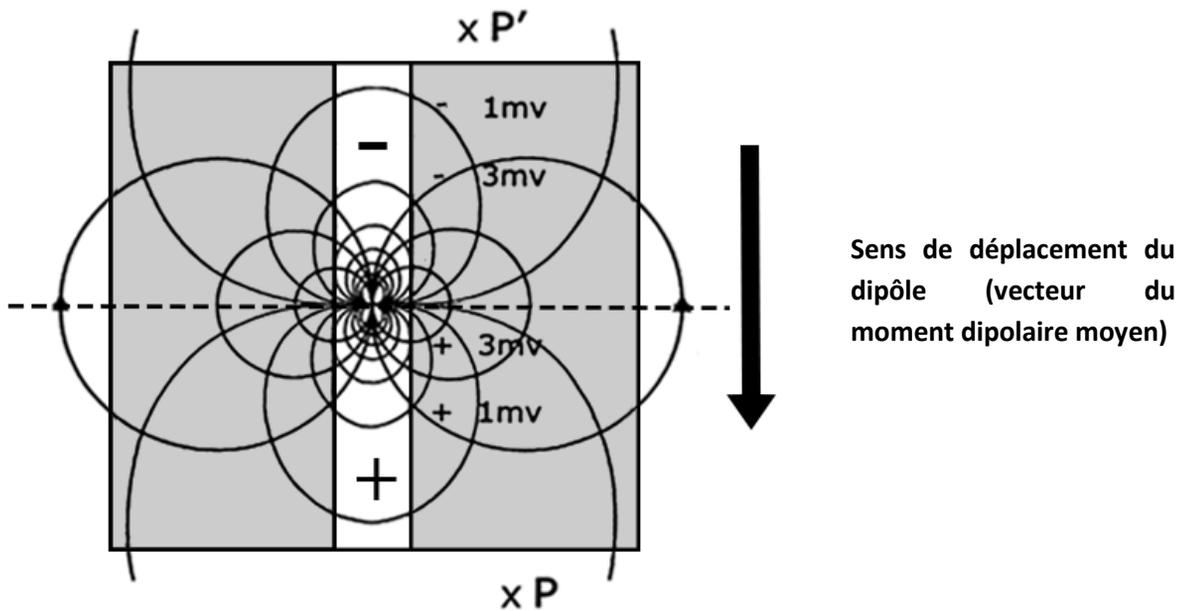


Figure 8. Dipôle électrique engendré par le déplacement du front d'activation. Le dipôle électrique progresse depuis la zone active (désignée par -), vers la zone au repos (désignée par +). Les signes font référence à la polarité externe des cellules (c'est le courant externe qui diffuse alentour et que l'on prend en considération). La flèche indique le sens du déplacement de l'activation électrique. Les points qui font face au déplacement du dipôle (x P) sont influencés par un champ électrique positif dont la valeur du potentiel est fonction de leur distance par rapport au dipôle (+3mv à proximité de la partie + du dipôle et +1 mv lorsque l'on considère des courants plus éloignés). Les points environnants qui sont en arrière du déplacement du dipôle (xp') sont soumis à des courants qui impriment un potentiel électrique négatif, L'activité électrique du dipôle peut être représentée par un vecteur électrique moyen avec une origine, une direction, un sens et une grandeur (longueur moyenne), et représenté par une flèche.

A mesure que l'électrode E voit le front d'activation se rapprocher d'elle, la valeur du potentiel enregistré augmente graduellement, à mesure que la zone d'activation se rapproche et s'agrandit, jusqu'à atteindre un pic lorsque la zone activée est maximale, puis diminue graduellement à mesure que la zone devient totalement dépolarisée. Lorsque la fibre est totalement dépolarisée, les courants locaux sont interrompus et le potentiel retombe à 0 (aucune différence de potentiel entre les électrodes E et I).

Ainsi, le point P situé au niveau de l'électrode d'enregistrement E est successivement traversé par les lignes de courant externes positifs d'intensités différentes, fonction de sa proximité avec le dipôle et de sa magnitude (évalués par le vecteur du moment dipolaire \vec{M} , laquelle est notamment fonction de l'ampleur de la zone activée par rapport à la zone au repos).

Au contraire, si l'on considère un point P' qui est placé en arrière du front de déplacement du dipôle voit le front d'activation s'éloigner de lui et est porté à un potentiel négatif. Enfin, si le point de référence est situé à une distance suffisante de la bandelette musculaire, les lignes de courant qui l'atteignent sont de faible amplitude et ne modifient pas son potentiel de façon significative (le potentiel de ce point reste à 0). Pour rappel (voir le préambule sur les principes physiques de l'ecg), le potentiel électrique associé au dipole varie avec le carré de la distance.

Ainsi, pour notre dispositif expérimental, seule l'électrode E placée à proximité de la bandelette musculaire est significativement influencée par les phénomènes électriques qui se produisent au sein de cette bandelette, tandis que l'électrode I placée à distance ressent peu les courants locaux et sert de référentiel.

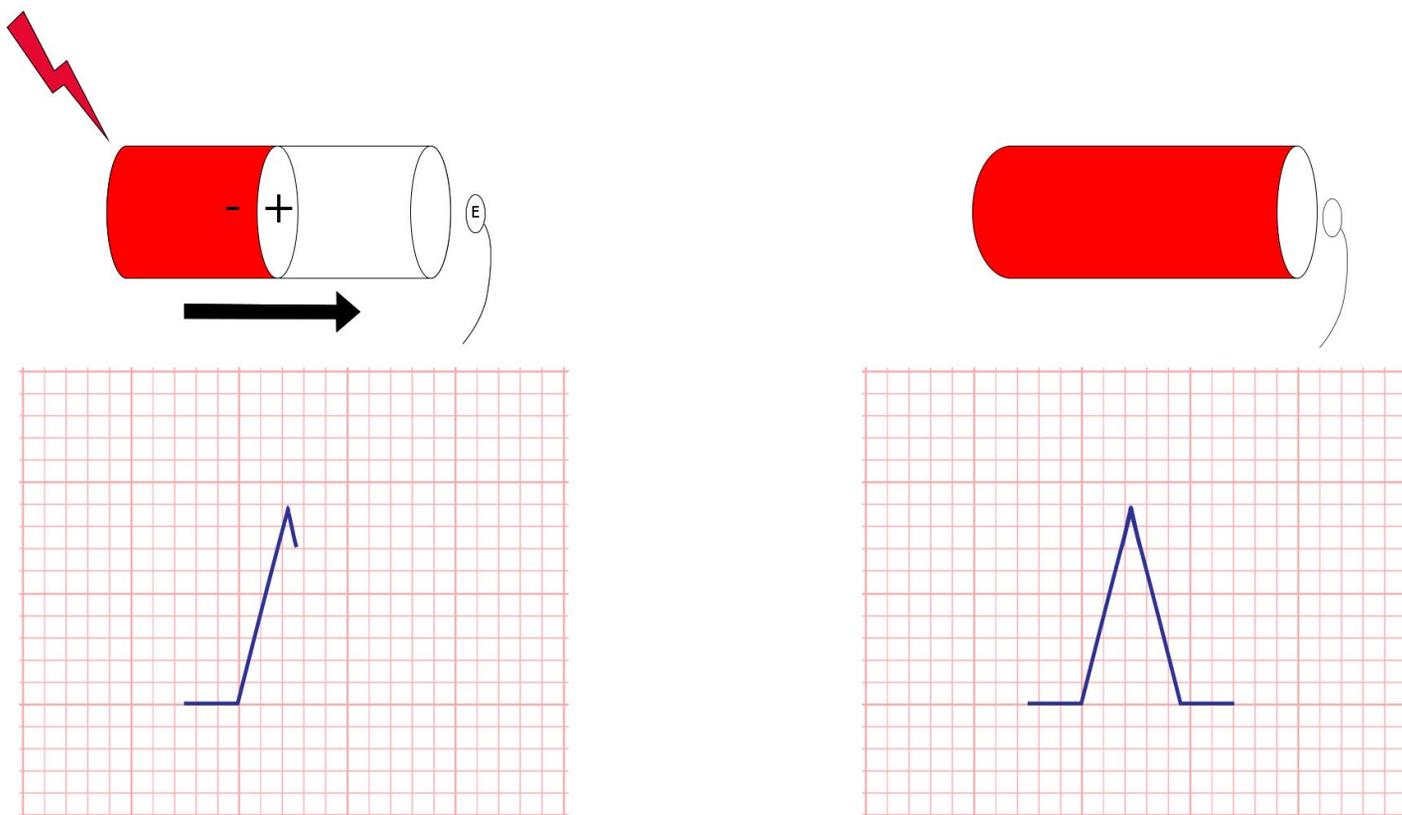


Figure 9. Variation de potentiel enregistrée en un point E qui fait face au front de l'onde d'activation électrique (dépolarisation). Variation de la différence de potentiel dV entre le point E (électrode exploratrice ou active) et I (électrode indifférente ou de référence). Lorsque la bandelette est inactive (avant la stimulation, il n'y a pas de courant externe, toute la surface est à polarité +), il n'y a donc pas de différence de potentiel entre les deux points E et I (dV est égal à 0, le graphique est isoélectrique). Lorsque l'activation débute, E augmente son potentiel et dV augmente, atteint un maximum, puis diminue et s'annule lorsque la bandelette est complètement activée (toute la surface est devenue à polarité -). Le graphique redevient isoélectrique. Par convention, une différence de potentiel positive entre les deux points dont l'un est pris en exploration (E) et relié à la borne + du voltmètre, conduit à une onde ou déflexion qui est orientée vers le haut.

Au cours de l'activation de la bandelette par l'électrode de stimulation, l'électrode d'enregistrement E voit s'approcher le front d'activation (équivalent à la position du point P), alors elle est ainsi portée à un potentiel électrique positif dont l'amplitude varie au cours du temps. La différence de potentiel entre E et I est donc positive et l'amplitude de dV est variable au cours du temps. Les deux électrodes sont ainsi reliées à un voltmètre qui enregistre les différences de potentiel entre E et I et sont reliées à un oscillographe, qui trace les variations de potentiel au cours du temps.

La valeur du potentiel enregistré par l'électrode d'enregistrement va donc dépendre essentiellement de sa proximité avec la bandelette musculaire, mais aussi du sens du courant (que l'on considère arbitrairement comme un mouvement de charges positives), selon que le front d'activation se rapproche ou s'éloigne, et l'intensité des courants locaux (lequel dépend de l'étendue de la zone activée, qui s'élargit plus vite qu'elle ne se rétrécit du fait de la durée du potentiel d'action plus longue que la vitesse de conduction).

Deux autres paramètres, sur lequel nous reviendrons plus loin et qui influencent le potentiel mesuré, sont l'orientation de l'électrode par rapport à la bandelette et son épaisseur. Nous avons considéré jusqu'ici que l'électrode faisait directement face à la bandelette musculaire, d'une épaisseur constante.

Lors de l'activation de la bandelette, le front d'activation se propage de proche en proche et provoque un changement *positif* du potentiel du milieu extérieur : si l'électrode voit le front d'activation se rapprocher d'elle, elle ressent alors son potentiel augmenter et l'oscillographe trace alors une déflexion positive (l'aiguille dévie vers le haut). A l'inverse, si l'électrode voit le front d'activation se rapprocher d'elle, elle ressent son potentiel diminuer, et l'oscillographe trace une déflexion négative.

En fin d'activation de la bandelette musculaire, toute la surface externe présente une même polarité et les courants externes sont interrompus : le potentiel externe redevient égal en tout point, et la différence de potentiel entre l'électrode E et I devient à nouveau nulle. La phase de repolarisation débute.

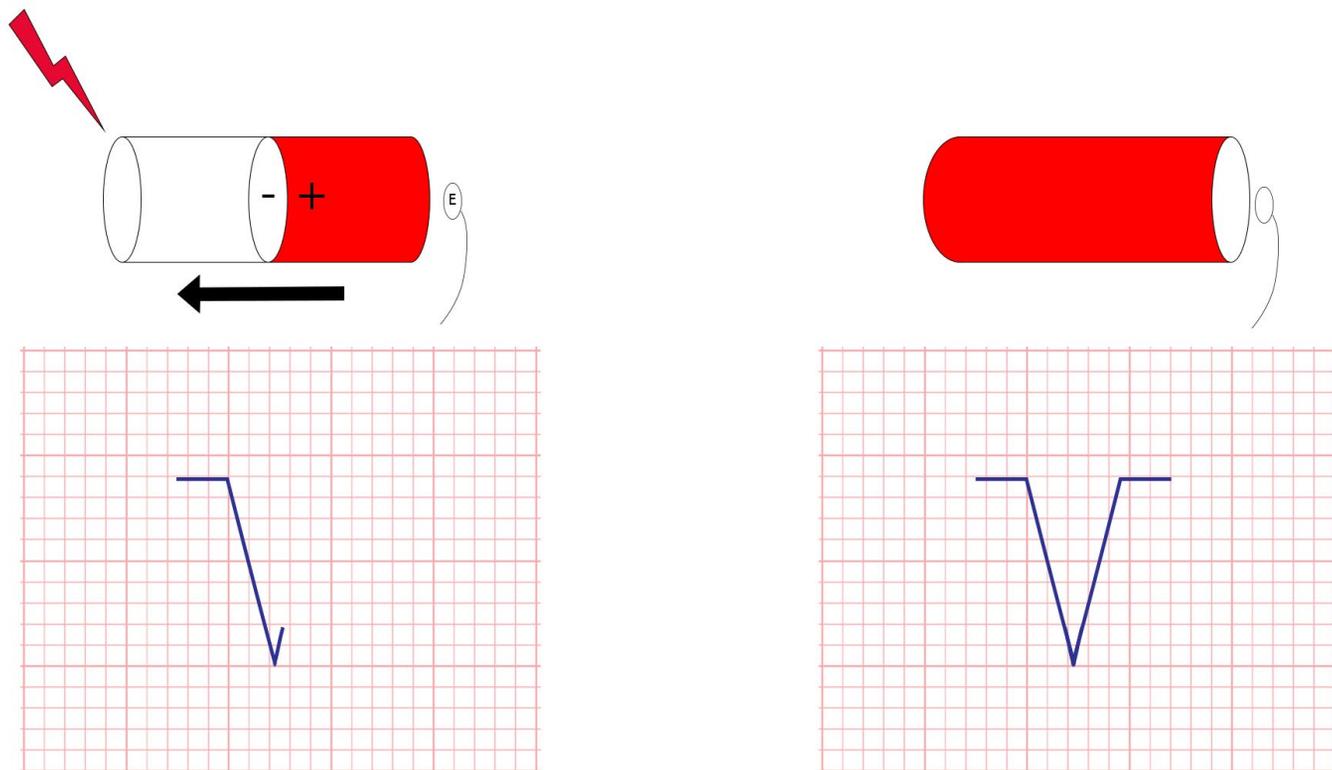


Figure 10. Variation de potentiel enregistrée en un point explorateur qui est en arrière du sens de déplacement du front d'onde d'activation. Variation de la différence de potentiel dV entre le point E (électrode exploratrice ou active) et I (électrode indifférente ou de référence). Lorsque la bandelette est inactive, il n'y a pas de courant externe, toute la surface est à polarité+, il n'y a pas de différence de potentiel entre les deux points E et I (DV est égal à 0, le graphique est isoélectrique). Lorsque l'activation (dépolarisation) débute, E diminue son potentiel (E voit le front s'éloigner de lui) et dV diminue, atteint un minimum, puis augmente et s'annule finalement lorsque la bandelette est complètement active (toute la surface est devenue à polarité -). Le tracé redevient isoélectrique.

En mettant en parallèle avec les notions d'électrophysiologie que nous avons vu plus tôt, cette phase entre la dépolarisation et la repolarisation correspondrait à la phase plateau du potentiel d'action cardiaque (phase 2), phase isoélectrique où les courants ioniques entrant et sortants sont grossièrement égaux. Si la repolarisation démarre par la même extrémité que l'endroit où l'activation a pris naissance, en l'occurrence, de l'extrémité gauche où est placée l'électrode de stimulation vers l'extrémité droite où se situe l'électrode E, alors le dipôle réapparaît mais génère des courants de polarités inverses : le dipôle associé au front de repolarisation est alors inversé, et les courants locaux externes sont dus à des mouvements de charges positives (arbitrairement) qui vont depuis les zones revenue au repos (polarité +) vers les zones toujours dépolarisées (polarité -).

Au plan mathématique, on peut aussi démontrer que dans ces conditions, lorsque le point P fait face à l'onde de polarisation qui se rapproche ainsi de lui, il est alors traversé par des lignes qui lui confèrent un potentiel négatif dont l'amplitude varie avec le déplacement du front de repolarisation (le moment dipolaire) et avec le temps. **L'intensité des courants externes associé à une onde de repolarisation est toutefois moindre qu'en présence d'une onde de dépolarisation, car les changements de potentiels transmembranaires en cours de repolarisations sont moins intenses que ceux observés au cours de la dépolarisation .**

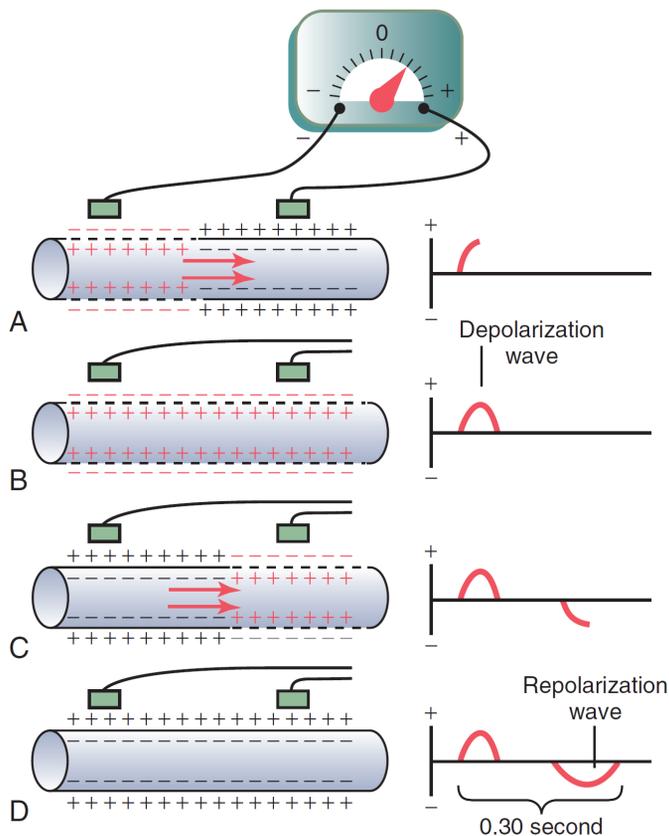


Figure 11-2. Recording the depolarization wave (A and B) and the repolarization wave (C and D) from a cardiac muscle fiber.

En effet, la dépolarisation est caractérisée par une entrée massive de sodium du fait de l'ouverture des canaux sodiques voltages-dépendant, et d'une augmentation explosive du potentiel transmembranaire V_m sur un court laps de temps. Les courants de repolarisation, majoritairement dus à des courants potassiques, sont moins intenses et sont responsables d'une repolarisation plus lente. Les courants locaux associés à la phase de repolarisation sont donc moins intenses, et le front de repolarisation se déplace plus lentement.

Les potentiels le long des lignes de courants équipotentiels sont ainsi de plus faible amplitude, sauf si la durée de repolarisation se raccourcit, comme c'est le cas au cours d'une ischémie cellulaire par exemple. Si au contraire, le point P est placé en arrière du front d'onde de repolarisation, alors il voit le front de repolarisation s'éloigner de lui, et P est porté à des potentiels positifs. Ainsi, un front de dépolarisation qui se rapproche d'une électrode d'enregistrement provoque une déflexion positive à l'électrocardiogramme; en revanche, un front de repolarisation qui se rapproche de la même électrode provoquera une déflexion négative à l'ECG, du fait du sens inversé du courant.

Ceci est important car, comme nous l'avons déjà signalé, dans le cas du cœur, au niveau des ventricules, l'excitation naît au niveau de l'endocarde par le système de conduction du cœur grâce au réseau de fibres His-Purkinje. L'excitation se propage alors de proche en proche dans la paroi vers les zones plus superficielles, vers les couches épocardiques. L'onde d'activation va ainsi de l'intérieur vers l'extérieur. En revanche, la repolarisation ne se fait pas depuis l'endocarde vers l'épicarde, mais bien dans le sens inverse : si les fibres endocardiques ont bien été activées en premier et devraient théoriquement être les premières à se repolariser, c'est en réalité les fibres épocardiques qui se repolarisent en premier pour la simple raison que la durée de leur potentiel d'action est plus court. En effet, leur phase plateau (phase 2 du potentiel d'action) est raccourci et la pente de repolarisation est également plus raide.

Appliqué à notre dispositif expérimental, le point P auquel est placé l'électrode E voit d'une part le front d'activation se rapprocher, et note une déflexion positive, mais voit le front de repolarisation s'éloigner ensuite, ce qui s'accompagne également d'une déflexion positive (mais de plus faible amplitude). La figure 11 illustre l'enregistrement du potentiel électrique de la bandelette musculaire correspondant à un cycle complet (dépolarisation et repolarisation). Dans la figure 11, le point P est placé face à l'épicarde, tandis que le point P' est situé en face de l'endocarde. Dans ces conditions, le point P voit arriver l'onde d'activation et voit fuir l'onde de repolarisation. Ce point enregistre une déflexion positive à la fois pour l'activation et la repolarisation.

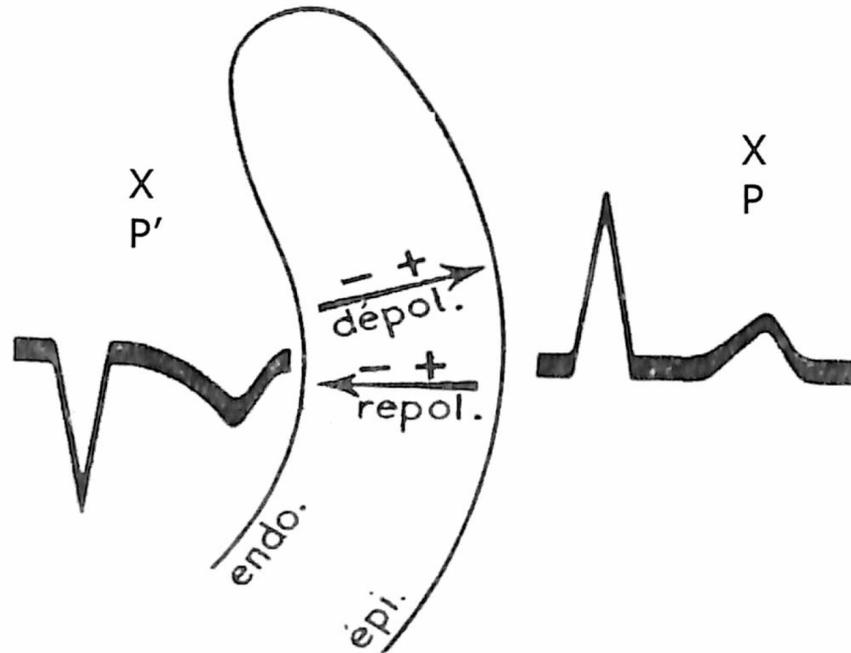


Figure 11. Enregistrement d'un cycle électrique complet (dépol. repol.) à partir d'un point (P) face à l'épicarde et d'un point P' qui fait face à l'endocarde. Le point P voit arriver l'onde d'activation et fuir l'onde de polarisation (durée plus courte du potentiel d'action du côté épicaudique, ce qui amène cette zone à démarrer plus tôt sa polarisation). On enregistre en P une déflexion positive durant les deux phases du cycle. Le point P' voit fuir l'onde d'activation et fait face à l'avancée de la polarisation Il enregistre donc une déflexion négative durant les deux phases du cycle.

Au contraire, P' voit fuir la dépol. et voit se rapprocher la polarisation. Ce point enregistre une déflexion négative pour la phase d'activation et une déflexion également négative pour la phase de repolarisation.

INFLUENCES SUR LE POTENTIEL

Comme nous l'avons déjà mentionné, l'ECG repose sur le principe d'enregistrement des variations de potentiel mesurés par des électrodes d'enregistrement. Ces électrodes mesurent les variations de potentiel au cours du temps en un point du milieu extracellulaire, et résultent essentiellement de courants locaux transitoires générés au cours des phénomènes de dépol. et de repolarisation des fibres musculaires.

Nous avons vu que le potentiel électrique mesuré par rapport à une bandelette dépendait essentiellement de sa distance à la bandelette musculaire et de la magnitude du dipôle créé par cette dernière : on associe au dipôle un vecteur appelé moment dipolaire, caractérisé par une magnitude (ou norme), une direction, et un sens. Dans la section précédente, nous nous avons vu l'influence de (a) la magnitude du dipôle, selon l'étendue de la zone dépol. (qui est variable au cours du temps) et de l'intensité des courants locaux, et (b) le sens du dipôle, qui change selon qu'il s'agit d'une dépol. ou d'une repolarisation, et du sens de progression du front associé au dipôle (front de dépol. ou front de repolarisation).

Ces paramètres ont une grande importance sur les déflexions enregistrées à l'ECG : elles peuvent soit altérer le sens de la déflexion (et donc provoquer des changements positifs ou négatifs du voltage), soit altérer l'amplitude des déflexions. D'autres paramètres qui atteignent les propriétés électrophysiologiques des fibres peuvent altérer le voltage en un point et provoquer des changements à l'ECG.

Dans cette section, nous verrons plusieurs facteurs qui influencent également le potentiel perçu par une électrode d'enregistrement. Ces paramètres sont notamment :

- La **bandelette** :
 - Intensité des courants locaux transitoires lors de l'excitation et de la repolarisation. Elle reflète l'intensité des courants ioniques I_{Na} , I_{Ca} , I_K et peut être altérée en cas de trouble électrolytique ou par des agents pharmacologiques qui peuvent modifier les propriétés des canaux associés à ces courants.
 - La vitesse de conduction et la durée du potentiel d'action
 - L'épaisseur de la bandelette musculaire, laquelle dépend de l'épaisseur de chaque fibre musculaire individuelle et du nombre de fibres en parallèles.
- L'**électrode** :
 - La distance de l'électrode à la bandelette
 - L'orientation de l'électrode par rapport à la bandelette

INFLUENCE DE LA POSITION DE L'ELECTRODE

DISTANCE DE L'ELECTRODE

Comme nous l'avons vu dans notre préambule, le potentiel décroît à mesure que l'on s'éloigne de la bandelette musculaire. Dans notre démonstration, nous avons démontré pour que une longue fibre musculaire, la membrane était si étroite que les charges (+) étaient séparées des charges (-) par une très faible distance et leur dipôle avaient tendance à rapidement s'estomper dans l'espace : en utilisant le principe d'approximations, nous avons pu démontrer que le potentiel diminuait avec l'inverse du carré de la distance ($dV \propto 1/r^2$) et non pas juste l'inverse de la distance.

Dans un ECG classique, les électrodes sont placées sur le thorax et les membres et passent par un amplificateur, dispositif qui – comme son nom l'indique – amplifie les signaux enregistrés de manière à ce qu'ils puissent être lisibles sur l'électrocardiographe. Par ailleurs, on retrouve au niveau de l'ECG classique des électrodes placées sur les membres, à distance du cœur, dont le signal est d'avantage amplifié : ce sont les dérivations unipolaires aVF, aVR et aVL, dont le préfixe « a » signifie *amplifié*.

ORIENTATION DE L'ELECTRODE

L'**orientation de l'électrode** correspond à l'angle entre l'électrode et l'axe long de la bandelette musculaire le long duquel se propagent les fronts d'activation et de repolarisation. Jusqu'ici, nous avons supposé que l'électrode était parfaitement située face à une extrémité de la bandelette et ne pouvait donc que voir les fronts d'activation et de repolarisation soit s'approcher, soit s'éloigner. Dans les faits, une électrode peut se situer entre les deux extrémités de la fibre (à la perpendiculaire de son axe de long, de propagation), et donc voir dans un premier temps un front d'activation se rapprocher, puis s'éloigner. Mathématiquement, cela se traduit par la direction du vecteur de moment dipolaire que l'on projette dans l'axe allant d'un point arbitraire de la fibre jusqu'au point P où se situe l'électrode.

Le type de déflexion que l'on enregistre est donc fonction de la position de l'électrode exploratrice E. si l'on déplace l'électrode en divers points par rapport à la bandelette musculaire activée, les déflexions correspondantes (dV/dt) varient comme le montrent la figure 13. Les électrodes sont donc en réalité des « spectateurs » des phénomènes électriques qui se produisent au sein du cœur et permettent d'apprécier cette activité sous un certain angle.

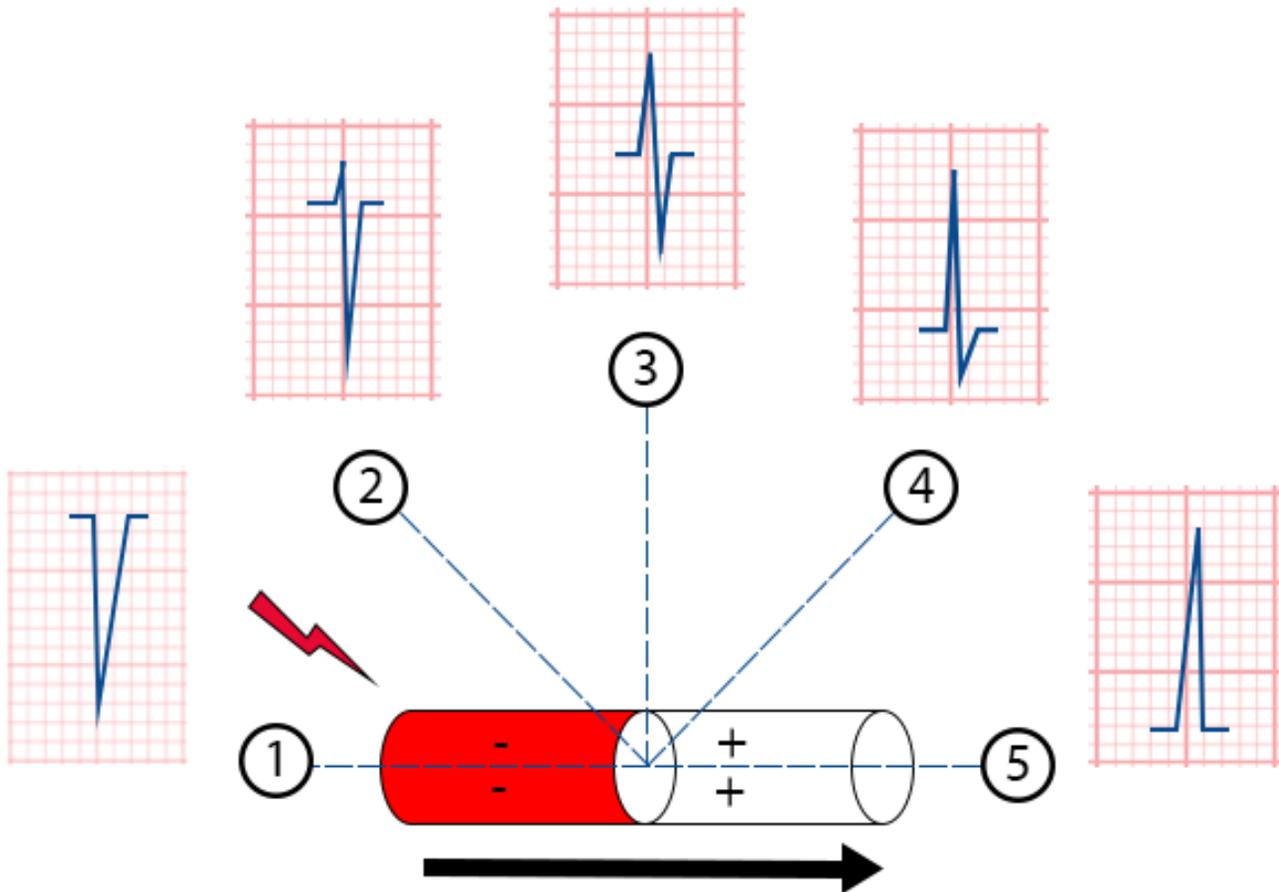


Figure 12. Déplacement de l'électrode E par rapport à la bandelette musculaire. L'électrode E est déplacée de la position 1 à la position 5. La morphologie de la déflexion change avec le point d'exploration de l'électrode par rapport à l'axe directionnel de l'onde d'activation de la bandelette.

En position 5, l'électrode fait face au front d'onde d'activation qui s'en rapproche et enregistre donc une déflexion positive. En position 1, à l'opposé, l'électrode est en arrière par rapport au déplacement du front d'activation et enregistre alors une déflexion négative. Entre les positions 1 et 5, la déflexion est dite biphasique : elle comporte d'abord une phase de déflexion positive car elle voit l'onde se rapprocher, puis ensuite une déflexion négative, car elle voit le front s'éloigner d'elle, comme c'est le cas pour les positions 2 à 4.

Il faut remarquer que si l'électrode est juste à la perpendiculaire de l'axe de déplacement du dipôle, elle enregistre une déflexion biphasique dont l'amplitude de chacune des phases de la déflexion est équivalente (en position de l'électrode 3). Enfin, on observe que l'amplitude de la déflexion monophasique est maximale lorsque la position de l'électrode est sur une parallèle par rapport à l'axe directionnel de déplacement du dipôle (position 1 et 5).

INFLUENCE DE LA BANDELETTE

EPAISSEUR DE LA BANDELETTE

L'épaisseur de la bandelette n'influence pas le sens des déflexions à l'ECG mais augmente ou diminue leurs amplitudes. L'épaisseur d'une bandelette musculaire dépend de l'épaisseur des fibres musculaires individuelles, et du nombre de fibres en parallèles qui participent à la masse syncytiale.

En cas d'augmentation d'épaisseur des fibres musculaires individuelles, la surface de section de la membrane dS sur laquelle est répartie les charge est plus grande, et le moment dipolaire associé au passage d'un front d'activation (ou de repolarisation) est donc plus grand. Le dipôle macroscopique est donc également plus grand et augmente les variations de potentiel ressenties au niveau de l'électrode : par conséquent, le tracé montre des déflexions amplifiées lorsque la bandelette est épaissie, ou atténuées lorsqu'elle est amincie.

L'épaisseur des fibres musculaires peut être amenée à varier dans certaines pathologies cardio-vasculaires, dans le cas d'une **hypertrophie ventriculaire**. Cette hypertrophie, lorsqu'elle est de type concentrique, s'accompagne d'un remodelage et d'un épaississement des fibres cardiomyocytes : elle s'observe chez le patient hypertendu (HVG concentrique) ou dans certaines maladies génétiques. Chez ces patients, le complexe QRS associé à la dépolarisation des ventricules est typiquement amplifié.

INTENSITE DES COURANTS IONIQUES

Le dipole macroscopique associé aux fronts de dépolarisation et de repolarisation résulte de l'activité électrique coordonnée dans chaque fibre individuelle, régie par les courants ioniques au cours du potentiel d'action cardiaque : pour rappel, le potentiel d'action cardiaque se décompose en plusieurs phases et chaque phase s'accompagne de courants ioniques dépendants du voltage.

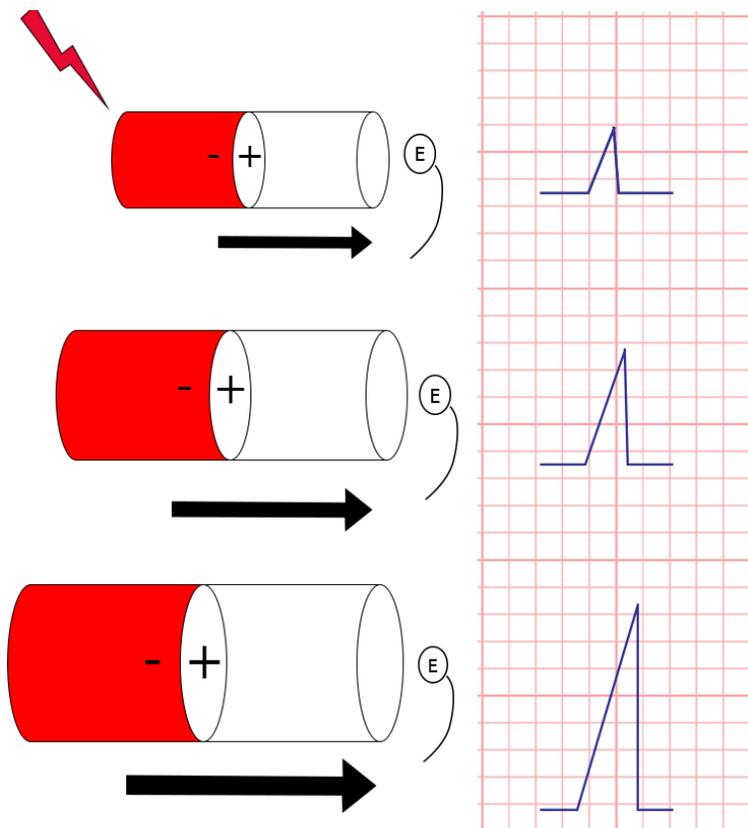


Figure 12. Variation de potentiel enregistré au cours de l'activation d'une bandelette dont l'épaisseur est accrue. Variation de la différence de potentiel dV entre le point E (électrode exploratrice ou active) et I (électrode indifférente ou de référence). Lorsque la bandelette est accrue en épaisseur, le sens des déflexions des inchangé, mais l'amplitude de la déflexion est augmentée en raison de la masse musculaire plus forte.

Sachant que le tracé à l'ECG dépend essentiellement de la masse de fibres activées à un moment donné du cycle cardiaque, elle reflète essentiellement l'activité électrique des cardiomyocytes contractiles et non pas le tissu de conduction. Leur potentiel d'action a pour phase de dépolarisation (overshoot) l'entrée massive de sodium (I_{Na}) régie par l'ouverture des canaux sodiques voltage-dépendant $Na_v1.5$. Ce courant conditionne l'amplitude du pic de dépolarisation (à $\sim +30$ mV) et influence la vitesse de conduction.

La repolarisation est se fait plus lentement et dépend essentiellement de courants sortants K^+ , et de l'activité d'échangeurs et de pompes. L'amplitude de la déflexion associée à la dépolarisation est donc plus grande que celle associée à la repolarisation : la déflexion dépend donc de l'intensité des courants ioniques locaux, qui affectent le module du moment dipolaire \vec{M} associé à la bandelette musculaire activée.

Les courants locaux peuvent être perturbés par des agents pharmacologiques qui agissent spécifiquement sur l'un ou l'autre canaux, en cas d'intoxication, de trouble électrolytique ou lors d'une ischémie (voir plus loin). On peut retrouver également des perturbations d'origine génétique. Ces perturbations des courants ioniques s'accompagnent le plus souvent d'anomalies à l'ECG, mais ne sont pas typiquement des changement d'amplitude des déflexions comme c'est le cas pour un changement d'épaisseur.

INFLUENCE DES TISSUS CONDUCTEURS

Jusqu'ici, nous avons considéré que les tissus à l'interface entre le cœur et l'électrode étaient homogènes du point de vue de la conduction électrique : en réalité, le cœur est séparé de l'électrode exploratrice à la surface de la peau par une série de tissus dont les propriétés de conduction électrique varient, et peuvent être amené à être perturbés dans certains processus pathologiques. Chez le sujet sain, les signaux électriques arrivent à la surface de la peau sans subir trop de perturbations et permettent donc un tracé lisible et interprétable à l'ECG. Il faut toutefois retenir que le cœur est entouré d'un sac séro-fibreux, le sac péricardique, et d'un liquide entre les deux, le liquide pleural : en cas d'épanchement pleural, les signaux électriques sont typiquement atténués (déflexions moins amples), mais on voit également un changement de l'axe électrique du cœur : le cœur « flotte » dans le liquide péricardique et, sous l'impulsion de ses battements, voit sa position osciller d'un cycle à l'autre, ayant pour effet de dévier l'axe électrique du cœur : c'est le phénomène d'*alternance électrique*. Cet aspect fait appel à des notions plus poussées de l'électrocardiographie et sera donc revu plus tard.

On peut également retrouver d'autres tissus qui peuvent s'interposer entre le cœur et la peau de la paroi thoracique, qu'il s'agisse de graisse chez le sujet obèse, d'épanchement pleural dans le récessus pleural médiastinal, ou d'emphysème pulmonaire. On peut également retrouver une atténuation des ondes à l'ECG en raison d'un dépôt pathologique de substances dans le tissu cardiaque, jouant un rôle di'solant, notamment dans l'amyloïdose cardiaque.

MOMENT DIPOLAIRE MOYEN

Le dispositif expérimental que nous venons de décrire va nous permettre de comprendre la nature du phénomène électrique in vivo. Comme nous l'avons déjà mentionné, le cœur est assimilable à deux groupes de fibres musculaires séparés par un anneau fibreux, faisant de chaque groupe une masse musculaire isolée de l'autre, et fonctionnellement indépendante : le myocarde atrial (ou étage atrial), et le myocarde ventriculaire (étage ventriculaire). L'excitation et la contraction de chaque masse est coordonnée par le système de conduction : les impulsions électriques naissent à l'étage atrial du nœud sinusal, et activent le myocarde atrial, puis activent le myocarde ventriculaire en passant par le seul relai entre les deux masses myocardiques, le nœud atrioventriculaire.

A tout moment du cycle cardiaque, le cœur comprend des fibres qui sont au repos, totalement dépolarisées ou des fibres partiellement dépolarisées (ou repolarisées). Seules ces dernières sont électriquement parlantes et assimilables à un feuillet situé à la limite entre zone dépolarisées et zone au repos : elles sont responsable d'un dipôle électrique net et provoquent des variations de potentiel dans le milieu extracellulaire. L'activité des fibres du myocarde atrial ne se passe pas en même temps que celle du myocarde ventriculaire, et les deux masses sont donc chacune responsable de leur activité électrique, laquelle sera recueillie à l'ECG.

Au sein d'une masse myocardique, les potentiels d'action de chacune de ces cellules musculaires activées s'additionnent et, en raison du nombre important de cellules intéressées, donnent naissance à un dipôle électrique macroscopique qui se déplace au sein de la masse musculaire cardiaque considérée durant l'activation et ensuite durant la repolarisation. Si chaque cellule excitée est à l'origine d'un dipôle électrique microscopique, le dipôle électrique macroscopique associée à la masse musculaire intéressée résulte de la sommation de chaque dipôle individuel : ou plutôt, les vecteur de moment dipolaire associé à chaque dipôle s'additionnent pour former un moment dipolaire \vec{M} macroscopique, qui représente l'activité électrique globale du cœur à un moment donné du cycle cardiaque.

Sachant que toutes les fibres cardiaques n'ont pas la même orientation, élément qui n'a pas été considéré jusqu'ici, certains vecteurs de moment dipolaire ont des directions différentes et peuvent se contrebalancer. Pour chaque vecteur de moment dipolaire, on associe une magnitude (ou module), une direction, un sens et un point d'origine. Le dipôle macroscopique résulte alors de l'addition *vectorielle* de chacun de ces vecteurs.

A chaque instant du cycle cardiaque, le potentiel créé par le cœur dans sa globalité peut être assimilé à celui créé par un dipôle unique \vec{M} placé au *centre électrique* du cœur, au niveau du septum interventriculaire. Ce vecteur unique macroscopique a un point d'origine fixe, et varie alors au niveau de sa direction et de son amplitude : le vecteur dipolaire net qui existe à tout moment durant la dépolarisation est orienté dans la direction générale de la propagation du signal. L'amplitude du dipôle macroscopique net dépend de (1) l'extensivité du signal (à savoir, combien de cellules se dépolarisent simultanément à cet instant), et (2) l'orientation entre les différents dipôles à différents points (les dipôles avec une même orientation se renforcent, les dipôles avec une orientation opposée s'annulent).

Le vecteur de moment dipolaire est un vecteur dans un système tridimensionnel : il a donc des coordonnées dans les trois axes. Or, l'ECG est un tracé qui tient des variations de potentiel entre deux points placés à distance du cœur : ces points sont de fait inscrits dans un plan, et le tracé correspond à la projection du vecteur dans ce plan. L'ECG est ainsi basé sur la mise en place d'électrodes dans deux plans :

- Le **plan frontal**, qui comprend les *dérivations des membres*.
- Le **plan horizontal**, qui comprend les *dérivations précordiales*.

La figure ci-dessous représente le vecteur de dipôle net associé à la dépolarisation atriale : ce vecteur suit la direction générale de propagation de l'onde d'activation, et est projeté dans un plan frontal au niveau d'un triangle équilatéral appelé le triangle d'Einthoven. Ce triangle sera vu plus loin avec les dérivations.

Un ECG classique comporte 12 dérivations : 6 dérivations dans le plan frontal (dérivations des membres), et 6 dérivations dans le plan horizontal (dérivations précordiales). Chaque dérivation consiste en un système de deux électrodes qui donnent un aperçu de l'activité électrique depuis un angle donné, dans un des deux plans.

ONDES ET SEGMENTS A L'ECG

Comme nous l'avons vu dans l'introduction, l'ECG comporte plusieurs phases d'activités qui correspondent chacune à l'activation ou la repolarisation des chambres cardiaques : le cœur est formé de deux masses myocardiques isolées l'une de l'autre, le myocarde atrial et le myocarde ventriculaire, et chaque masse subit une phase de dépolarisation puis de repolarisation au cours du cycle cardiaque. Chacune de ses phases, à l'exception de la repolarisation atriale, est associée à un tracé (une ou plusieurs déflexion(s)) à l'ECG : ces tracés sont appelés des ondes.

Entre chaque onde, le tracé est normalement isoélectrique : le myocarde est alors électriquement non-parlant, soit car toutes les fibres sont soit au repos, soit complètement dépolarisées, ou parce que trop peu de fibres sont activées et donc incapables de former un signal enregistrable à la surface : le tissu de conduction du cœur, qui coordonne l'activation des différentes chambres cardiaques, est activé *avant* les fibres myocardiques contractiles mais produit des signaux trop faibles pour être visibles à l'ECG.

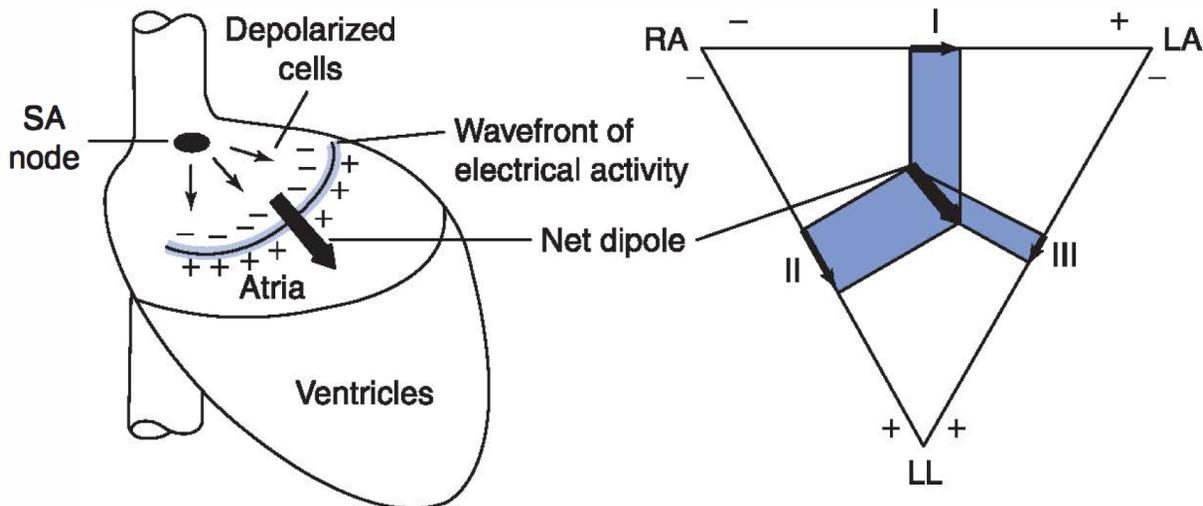


Figure 4-4. Net cardiac dipole during atrial depolarization and its components on the limb leads.

On distingue ainsi 3 principales ondes à l'ECG, dans le sens chronologique :

- L'onde **P**, correspondant à la dépolarisation atriale ;
- Le **complexe QRS**, correspondant à la dépolarisation ventriculaire ;
- L'onde **T**, correspondant à la repolarisation ventriculaire.

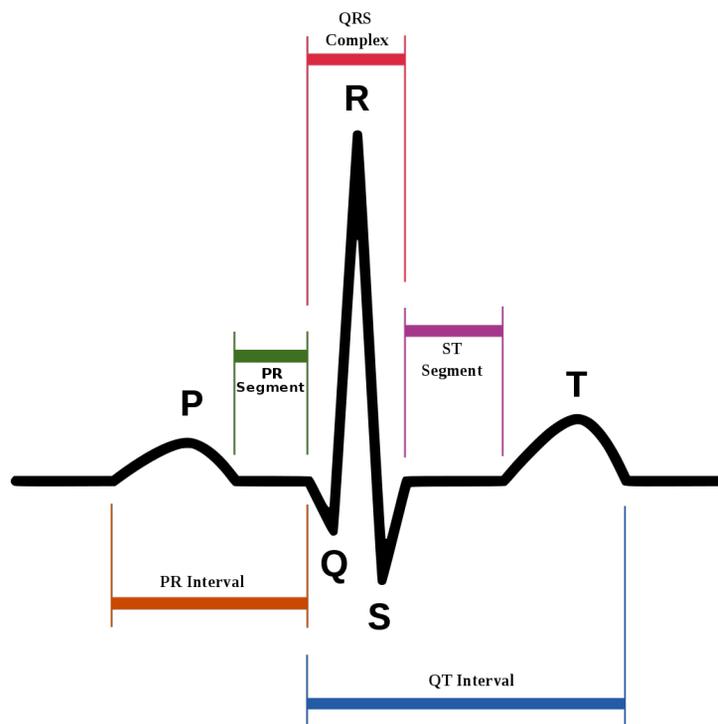
La repolarisation atriale est masquée à l'ECG par la dépolarisation du ventricule (QRS) : le myocarde ventriculaire étant beaucoup plus massif que le myocarde atrial, le dipole macroscopique est essentiellement dû à l'activité électrique des cardiomyocytes des ventricules. A ces trois ondes classiques s'ajoutent d'autres ondes que l'on peut apercevoir chez certains sujets, sans qu'elles ne soient indicatives d'une pathologie sous-jacente (alors considérées normales) :

- L'onde **U** est une onde que l'on retrouve occasionnellement chez certaines personnes. Elle fait suite à l'onde T et correspond à une petite déflexion, de même sens que l'onde T. Elle correspondrait à la **repolarisation** des fibres de Purkinje, et est d'autant plus apparente que le sujet est bradycarde. On la retrouve ainsi surtout chez les personnes âgées.
- L'onde **J**, beaucoup plus rare, elle apparaît normalement dans des situations pathologiques telles qu'une hypothermie ou une hypercalcémie, mais peut être présente chez certains sujets sains et de faible amplitude (onde J bénigne).

Les ondes sont classiquement séparées par des lignes horizontales isoélectrique (absence de déflexion) appelées segments. Ces segments entre deux ondes sont :

- Le **segment P-R**, de la fin de l'onde P au complexe QRS, correspond à la conduction de l'impulsion à travers les ventricules jusqu'à leur activation ;
- Le **segment S-T** va de la fin du QRS à l'onde T. Il correspond à la période entre la dépolarisation et la repolarisation des ventricules : il résulte de la phase plateau du potentiel d'action cardiaque.

Bien que le système de conduction soit électriquement silencieux, on peut évaluer sa fonction de plusieurs manières à l'ECG : de fait, c'est le chef d'orchestre de l'activité électrique du cœur, et un trouble du rythme se retentira sur les ondes perçues à l'ECG. On peut par exemple évaluer la vitesse de conduction des potentiels d'actions cardiaques au sein du système de conduction, depuis le nœud AV jusqu'aux fibres de Purkinje : cette conduction précède l'activation des ventricules (QRS) et correspond au segment P-R.



En plus des segments, on retrouve également des **intervalles**. Contrairement à un segment, l'intervalle ne correspond pas juste à un tracé isoélectrique : il comprend au moins un segment et une onde. Les intervalles sont plus souvent utilisées que les segments à l'ECG. Ces intervalles sont :

- L'**intervalle R-R** correspond à l'intervalle de temps qui sépare deux complexes QRS successifs. Il définit ainsi la fréquence cardiaque : lorsqu'il n'y a pas de trouble du rythme cardiaque et le rythme est régulier (rythme sinusal), l'intervalle R-R doit donc être plus ou moins constant. Il existe en réalité une légère variance des intervalles R-R tout à fait normale, due à l'activité respiratoire : c'est l'arythmie sinusale. Elle est due aux variations hémodynamiques qui accompagnent les phases d'inspirations et d'expirations.
- L'**intervalle P-R**, qui comprend l'onde P et le segment P-R. Cet intervalle mesure le temps depuis le début de la dépolarisation atriale jusqu'au début de la dépolarisation ventriculaire. Cet intervalle reflète la qualité de la conduction des influx depuis l'atrium vers les ventricules (conduction AV).
- L'**intervalle Q-T** comprend le complexe QRS, le segment S-T et l'onde T. Il correspond au temps qui sépare le début de la dépolarisation du ventricule de la fin de la repolarisation. Il définit ainsi la durée de la systole électrique du ventricule. C'est un marqueur électrocardiographique fondamental, outil utilisé fréquemment pour la mesure du risque d'arythmies ventriculaires.

Cet intervalle, tout comme l'intervalle P-R, varie avec la fréquence cardiaque : on utilise régulièrement l'intervalle « QT corrigé » (QTc) : $QT_c = QT/\sqrt{RR}$

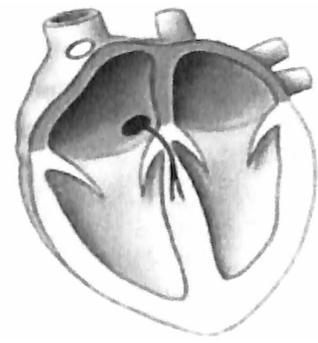
- L'**intervalle QRS** mesure la durée du complexe QRS, et va donc de la première onde du complexe (onde Q ou P) à la dernière (onde P ou S). Il mesure la durée totale de la dépolarisation ventriculaire.

Nous ne nous intéresserons pas tout de suite au tracé « normal » à l'ECG pour chaque onde puisque les dérivations n'ont pas encore été introduites à ce stade du cours. Toutefois, il convient d'explorer chaque onde à l'ECG et leur signification.

ONDE P : DEPOLARISATION ATRIALE

L'onde P correspond à la dépolarisation de l'étage auriculaire du cœur. Elle apparaît le plus souvent comme une seule onde monophasique incurvée comme un dôme ; elle est parfois biphasique sur certaines dérivations. L'onde P est d'amplitude beaucoup plus faible que les ondes associées au ventricule (complexe QRS, onde T et U), du fait de la paroi fine qui compose les oreillettes. La dépolarisation des oreillettes débute à partir du nœud sinusal, situé dans la paroi postéro-supérieure droite (latérale) de l'atrium droit, au niveau de l'ostium de la veine cave supérieure et de l'extrémité de la crête terminale de His. Le nœud sinusal est en position superficielle (épicaudique), et les influx naissent de son extrémité antéro-inférieure. De là, ils se propagent de proche en proche dans l'ensemble de la paroi des oreillettes droite et gauche, principalement par voie myogénique.

L'onde de dépolarisation associée au myocarde atrial va donc de la droite vers la gauche, de haut en bas, et d'arrière en avant. Le moment dipolaire net est ainsi un vecteur qui va dans ce sens. Cette phase d'activation dure environ 80 millisecondes. La figure ci-dessous montre le vecteur de dépolarisation atrial dans un plan frontal. Puisque la dépolarisation atriale correspond à un simple front d'activation dans un sens, il n'est pas étonnant que l'onde qui lui est associée à l'ECG est relativement simple chez l'homme sain elle est soit monophasique (une simple déflexion) et courbée, soit biphasique et toujours en dôme.

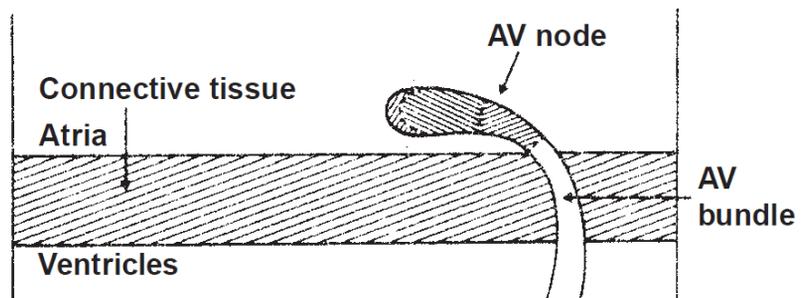


Vecteur auriculaire

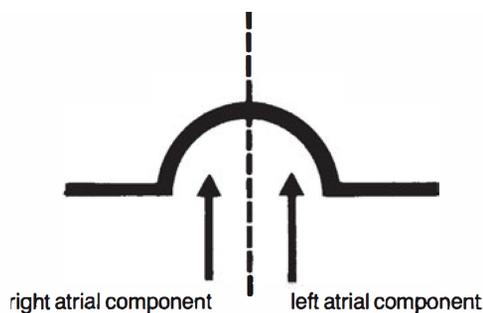
Le front de dépolarisation atrial s'abouche dans la partie inférieure des oreillettes : une partie des fibres convergent vers le nœud atrioventriculaire (d'Aschoff-Tawara). Ce nœud est en forme de virgule et traverse le squelette fibreux du cœur : il possède une extrémité supérieure située dans l'étage atrial, au niveau de la face droite du septum interatrial, au dessus du trigone fibreux droit, près de l'ostium du sinus coronaire. Il peut être plus ou moins localisé grâce au *triangle de Koch*, triangle imaginaire qui a été décrit en anatomie. Les deux nœuds du système cardionecteur sont donc essentiellement situés dans la paroi de l'oreillette droite. Il existe des fibres myocardiques de conduction qui vont directement du nœud SA au nœud AV : elles sont qualifiées de **voies préférentielles internodales**.

On peut démontrer l'existence de telles voies préférentielles sur le plan électrophysiologique, mais sur le plan histologique, il n'existe pas vraiment de tractus à proprement parler qui va du nœud SA au nœud AV : pour qu'on parle d'un tractus ou d'une voie de conduction (faisant donc partie du système cardionecteur), il faut que cette voie soit isolée du reste du myocarde par une gaine fibreuse. En réalité, ces voies préférentielles sont juste des fibres myocardiques classiques à haute vitesse de conduction, et forment donc des voies fonctionnelles dans lesquelles la conduction est rendue possible par des fibres myocardiques atriales particulières qui ressembleraient aux fibres de Purkinje : ces voies sont situées dans la partie antérieure de la paroi (partie où la paroi contient le muscle pectiné).

FIG. 15-3: The atrioventricular (AV) bundle provides the only conduction pathway that normally transmits impulses across the central fibrous body, which serves as a connective tissue insulator between the atria (above) and ventricles (below). The AV node controls the access of atrial impulses to the AV bundle.



Etant donné que la dépolarisation atriale commence dans l'oreillette droite et se propage pour atteindre l'oreillette gauche, la première partie de l'onde P représente majoritairement la dépolarisation de l'oreillette droite et la seconde partie la dépolarisation de l'oreillette gauche.



The components of the P wave.

INTERVALLE P-R : CONDUCTION ATRIOVENTRICULAIRE

Une fois seulement arrivé au niveau du nœud AV, l'impulsion peut être transmise à l'étage ventriculaire. Pour rappel, les étages atrial et ventriculaire constituent des masses myocardiques isolées l'une de l'autre par le squelette fibreux du cœur : le nœud AV est donc la seule voie de conduction physiologiquement possible entre les oreillettes et les ventricules. S'il existe une autre communication entre le myocarde atrial et le myocarde ventriculaire, il s'agit d'une voie aberrante et elle peut être responsable de troubles du rythmes.

Le nœud AV est un centre de relai obligatoire pour les impulsions qui naissent depuis l'étage atrial : il a ainsi un rôle de filtre protecteur vis-à-vis du ventricule, et empêche une excitation anarchique de ce dernier. Le nœud AV traverse le squelette fibreux du cœur et passe dans le septum interventriculaire : ses impulsions sont alors relayées par une voie monofasciculaire, le **faisceau de His**, qui longe la partie membraneuse du septum interventriculaire puis se divise rapidement dans la partie musculaire en deux fascicules, les branches droite et gauche du faisceau de His.

La branche gauche se divise ensuite en troncs antérieur et postérieur (système trifasciculaire). Les impulsions sont alors conduites jusqu'au système de Purkinje. La conduction des impulsions au sein du système de conduction du cœur est dite *électriquement silencieuse* : les signaux électriques créés par fibres sont insuffisantes pour être enregistrées à la surface de la peau. En effet, ces fibres ne constituent qu'une infime partie de la population cellulaire du myocarde (moins de 1%), mais ces fibres sont également moins épaisses. La conduction depuis le nœud AV jusqu'au réseau de Purkinje ne produit donc pas de tracé à l'ECG : elle correspond à un tracé isoélectrique qui va de l'onde P jusqu'au complexe QRS : il s'agit de l'**intervalle P-R**.

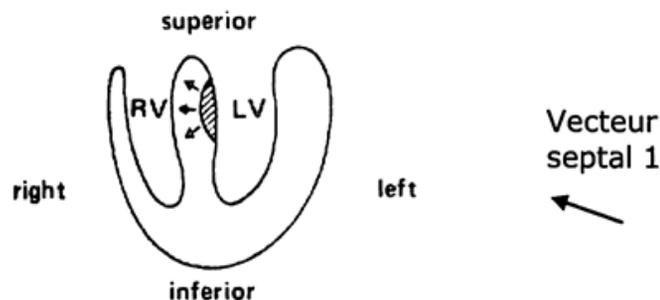
COMPLEXE QRS : DEPOLARISATION VENTRICULAIRE

Comme nous l'avons déjà vu plusieurs fois, le système de conduction est beaucoup plus développé au niveau des ventricules que des atria : il se distribue en un système de faisceaux et se termine en un réseau terminal de fibres conductrices, le réseau de Purkinje, qui excite alors la masse myocardique depuis les couches les plus profondes (endocardiques) : l'impulsion se propage alors dans la paroi vers les couches les plus superficielles. On peut ainsi résumer l'excitation ventriculaire à la succession de deux événements : l'activation endocardique, et l'activation transmurale, qui va vers les couches plus superficielles. La repolarisation des chambres atriales est normalement contemporaine de l'activation des ventricules : cette phase de repolarisation atriale est donc naturellement occultée compte tenu de la dominance électrique liée à l'épaisseur myocardique des ventricules comparativement à celle des oreillettes.

L'activation (dépolarisation) ventriculaire est significativement plus complexe que l'activation atriale. L'impulsion se propage depuis la partie musculaire du septum IV (dans le tiers supérieur, voire moitié de la hauteur du septum), puis se propage vers l'apex et remonte vers la base. Par soucis de simplicité, nous décomposerons ainsi l'activation ventriculaire en trois phases dominantes qui correspondent à leur activité mécanique : (1) l'activation du septum interventriculaire, (2) l'activation de l'apex, et (3) l'activation de la base. En réalité, l'activation est bien entendu une séquence continue, qui dure entre 80 et 120 ms, et la décomposition en trois phases dominant a un but descriptif destiné à la bonne compréhension du phénomène.

1. Phase 1 : activation septale

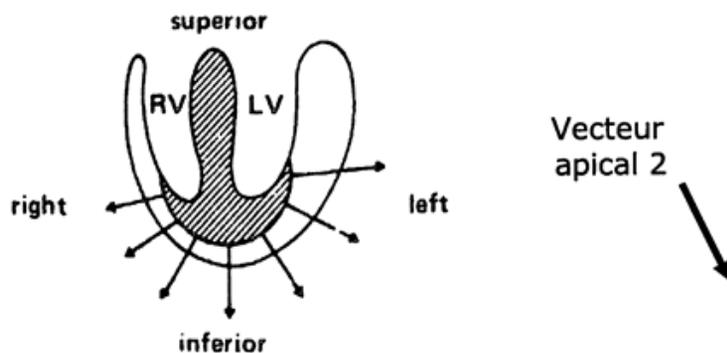
L'activation du ventricule débute au niveau du septum interventriculaire, au niveau de la face gauche de la paroi à son tiers supérieur. Cette portion du septum interventriculaire contient encore une partie du septum membraneux, partie du squelette fibreux du cœur, situé dans la face droite du septum. C'est pour cette raison que l'impulsion naît dans la partie gauche du septum IV ; l'activation gagne alors le reste de la paroi du septum IV et la partie antérieure de la base du ventricule gauche. Le vecteur de moment dipolaire associé à cette phase est alors un petit vecteur qui va de la gauche vers la droite, et du bas vers le haut, et d'arrière en, avant.



2. Phase 2 : activation de l'apex

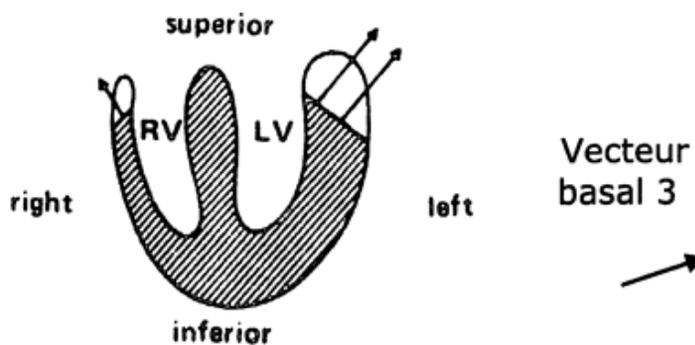
Ensuite, l'activation se répand vers l'apex et gagne chaque chambre ventriculaire depuis leur portion profonde (endocardique), et se propage vers les zones plus superficielles de l'apex et vers les parois libres des ventricules, en direction des bases (valves atrioventriculaires), toujours en allant des couches sous-endocardiques aux couches sous-épicaudiques. La paroi libre activée de chaque chambre ventriculaire génère donc un dipôle propre : un dipôle du ventriculaire droit qui se dirige vers la droite, et un dipôle ventriculaire gauche qui se dirige simultanément vers la gauche.

Toutefois, la masse ventriculaire gauche est dans les conditions physiologiques dominante : le dipôle du VG est donc dominant. Si l'on somme les deux dipôles ventriculaires pour obtenir un seul dipôle net, comme nous l'avons fait jusqu'à présent, on peut représenter l'activation biventriculaire apicale par un vecteur moyen qui est orienté vers la gauche et vers l'avant, en raison de cette dominance par le ventricule gauche.



3. Phase 3 : activation de la base

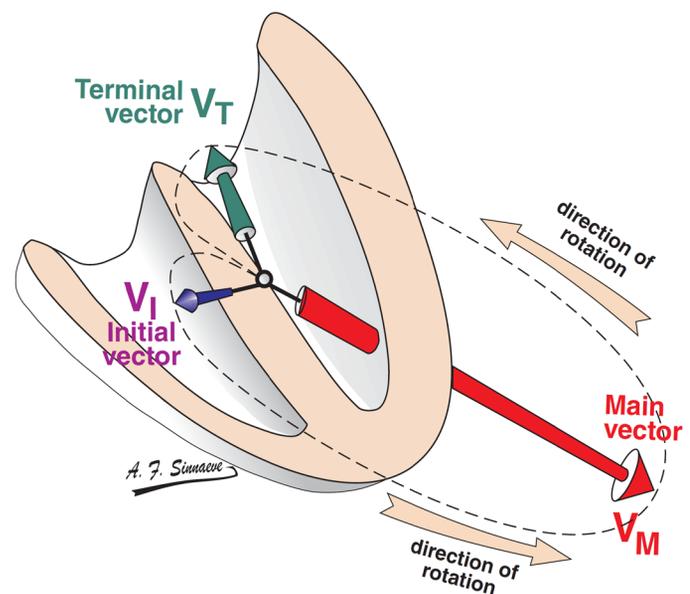
Enfin, la partie musculaire correspondant à la chambre de chasse de chaque ventricule est activée. Ici encore, le ventricule gauche est dominant en conditions physiologiques et le vecteur final est donc orienté vers la gauche, de l'avant vers l'arrière, et incliné vers le haut.



Comme nous l'avons déjà dit, on peut assimiler l'activité électrique instantanée du cœur à tout moment du cycle cardiaque comme un vecteur de moment dipolaire moyen \vec{M} dont le point d'origine est arbitrairement situé au niveau du septum interventriculaire. Si l'on enregistrait le changement de ce vecteur au cours du temps sur toute la durée de l'activation ventriculaire, comme le montre la figure ci-dessous, on obtiendrait une boucle dans laquelle figure les 3 vecteurs que nous venons de citer associé chacun à une phase de l'activation ventriculaire.

Cette boucle porte le nom de **boucle vectorielle du QRS**. Tous les vecteurs de moment dipolaire instantané associé à l'activation ventriculaire peuvent être additionnés pour générer le *vecteur QRS moyen*, qui représente le vecteur électrique moyen généré au cours de la dépolarisation complète du myocarde ventriculaire : ce vecteur est en général orienté vers le bas, la gauche, et l'avant.

NORMAL QRS COMPLEX



Ainsi, au cours de la dépolarisation ventriculaire, le vecteur de moment dipolaire change en direction et en amplitude au cours du temps : il n'est donc pas étonnant que son tracé à l'ECG est beaucoup plus complexe que l'onde P de la dépolarisation atriale. La dépolarisation ventriculaire change de morphologie selon l'angle avec lequel on l'aperçoit (selon la dérivation) et comporte non pas une simple déflexion monophasique, ou une déflexion biphasique simple, mais bien une série de déflexion (ou d'onde). Cette série de déflexion porte le nom de **complexe QRS**.

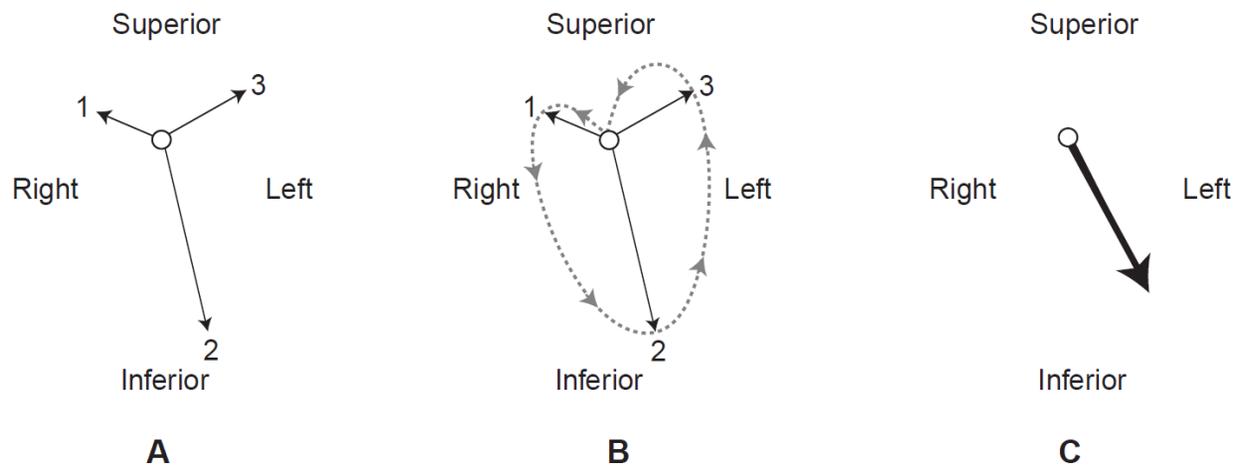


FIG. 15-17: QRS vectors, a vector loop, and the mean QRS vector. **A:** The instantaneous QRS vector arrows shown in Figure 15-16D. **B:** The vector arrows in (A) represent only three of the many instantaneous QRS vectors generated during ventricular depolarization. Connecting the heads of all of the additional instantaneous vectors forms a loop that is inscribed in a counter clockwise direction (*dotted line*). **C:** The mean QRS vector is the sum of all instantaneous vectors generated at all times and in all regions during ventricular depolarization.

On peut ainsi décomposer le complexe QRS en trois ondes, définies en ces termes selon leur ordre d'apparition :

- L'onde **Q** est la première déflexion négative, qui précède toujours une onde R positive ;
- L'onde **R** est une déflexion positive ;
- L'onde **S** est la déflexion négative qui fait suite à une onde R ;

Notez que dans la définition du complexe QRS, toute déflexion négative est soit Q soit S selon sa position par rapport à R. Lorsqu'il n'y a qu'une déflexion négative, sans déflexion positive, puisque les déflexions négatives sont nommées par rapport à R, elles sont conventionnellement appelées QS. L'ECG comporte rarement un complexe QRS qui comporte cette série de trois ondes : la morphologie du complexe QRS varie fortement d'une dérivation à l'autre à l'ECG et peut ne comporter qu'une onde R, une onde Q puis une onde R, ou une onde R puis une onde S. L'amplitude de chaque onde est également variable.

Bien qu'elles ne soient normalement pas présentes, il peut y avoir théoriquement d'autres déflexions positives ou négatives qui s'ajoutent au complexe QRS : elles sont alors nommées R', R'' pour les déflexions positives additionnelles, et S', S'' pour les négatives.

Il existe donc un système de nomenclature pour les complexes QRS selon le type de tracé. Il faut en retenir que toute déflexion positive du complexe est toujours une onde R, et toute déflexion négative est soit Q si elle est la première déflexion (non précédée d'une onde R), soit une onde S, si elle fait suite à une onde R. Chaque onde est notée soit avec une majuscule (Q, R, S) soit avec une minuscule (q, r, s), en fonction de sa taille relative.

Par exemple, si un complexe QRS contient seulement deux déflexions, une déflexion négative suivie d'une déflexion positive, il sera nommé par défaut QR : si l'onde Q est de faible amplitude par rapport à l'onde R, le complexe QRS sera nommé 'qR' : à contrario, si l'onde Q est grande par rapport à l'onde R, le complexe sera nommé Qr. De même, si un complexe QRS comporte une petite déflexion positive suivie d'une large déflexion négative, il sera nommé rS. Si le complexe comporte une petite déflexion positive, une grande négative puis une grande positive, il sera nommé rSR'.

La figure ci-dessous représente plusieurs complexes QRS différents et leur nomenclature associée.

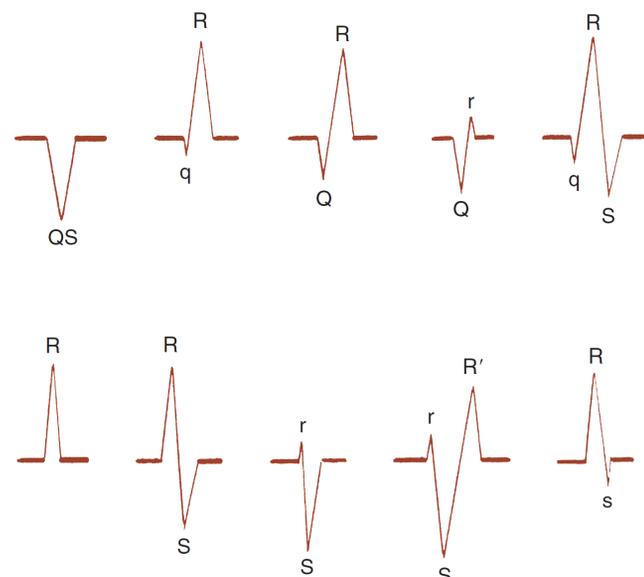


Fig. 3.4 QRS nomenclature (see text).

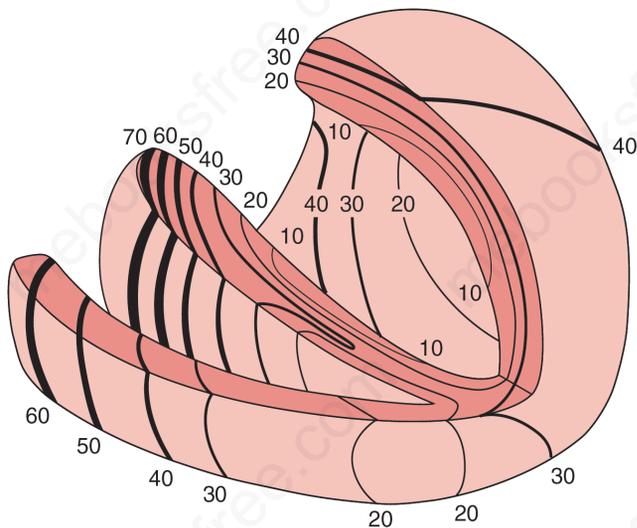


FIGURE 12.8 Activation sequence of the normal right and left ventricles. Portions of the left and right ventricles have been removed so that the endocardial surfaces of the ventricles and the interventricular septum can be seen. Isochrone lines connect sites that are activated at equal instants after the earliest evidence of ventricular activation. (From Durrer D. Electrical aspects of human cardiac activity: a clinical-physiological approach to excitation and stimulation. *Cardiovasc Res* 1968;2:1.)

La figure ci-dessus illustre la séquence d'activation pour la masse ventriculaire. Ainsi, l'activité du cœur suit une séquence bien particulière avec la création d'un dipôle électrique, représenté par un vecteur de moment dipolaire ayant son origine fixée au centre du cœur (au niveau du septum IV), et dont la pointe décrit une trajectoire qui n'est pas aléatoire mais au contraire bien séquencée. En ayant connaissance du déroulement des phases d'activation (dépolariation) et de repolarisation des ventricles, on peut ainsi prédire le tracé à l'ECG selon la position de l'électrode dans un plan donné. A titre exemplatif, la figure 15 (page suivante) illustre ce que doit normalement enregistrer une électrode active positionnée dans le plan frontal, soit en P ou en position P', au cours des phases de dépolariation et repolarisation des masses ventriculaires.

Ainsi, compte tenu du changement de direction dans l'espace du vecteur de moment dipolaire instantané, il est difficile de concevoir qu'un point extérieur d'exploration soit continuellement en face ou en arrière du front d'activation. Il en résulte que l'activité enregistrée en un point est rarement une déflexion dont les composantes sont toutes ou positives ou négatives, mais en réalité plutôt une combinaison de déflexions de sens différents selon que le vecteur soit tantôt dirigé vers le point d'observation tantôt en train de s'en éloigner. Tout comme nous avons fait la somme vectorielle de chaque moment dipolaire instantané associé au cycle cardiaque sur un cycle complet pour obtenir un vecteur dipolaire moyen du QRS, on détermine une valeur moyenne de la déflexion qui peut être ou globalement positive, ou globalement négative, en réalisant la somme algébrique de la surface sous chacune des déflexions constitutives, tel que la figure 16 le montre.

SEGMENT ST

Le segment ST est le segment qui relie le complexe QRS à l'onde T : la repolarisation des cardiomyocytes ne fait pas immédiatement suite à la dépolariation en raison de la présence d'une phase plateau (phase 2) du potentiel d'action. Cette phase plateau correspond à une phase isoélectrique où les courants entrants et sortants sont égaux : elle est marquée par l'entrée du calcium à travers les canaux Ca^{2+} voltage-dépendant à inactivation lente. Cette entrée de calcium est nécessaire pour déclencher la contraction cardiaque, en permettant notamment la libération additionnelle – fonctionnellement beaucoup plus importante – du calcium séquestré dans le réticulum sarcoplasmique, par un mécanisme de couplage appelé CICR (Calcium Induced Calcium Release). C'est au cours de ce segment que le ventricule commence la contraction (systole).

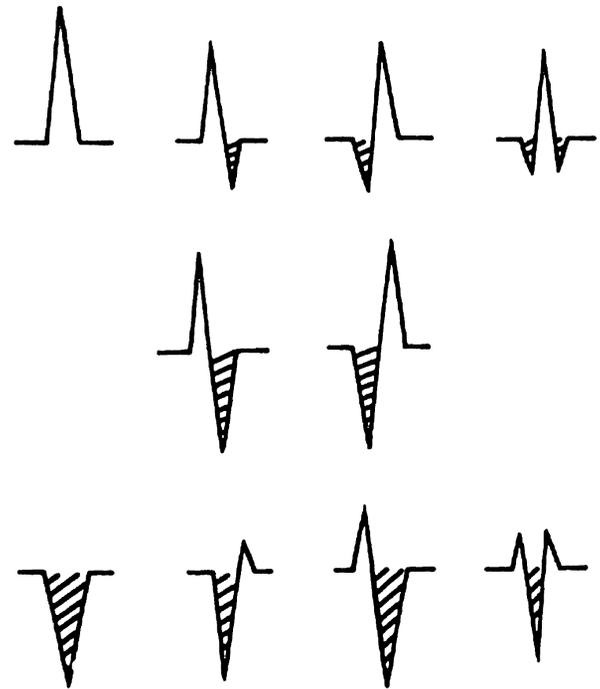


Figure 16 – Estimation de la polarité du QRS : moyenne des déflexions

En fonction du tracé QRS à l'ECG, on peut déterminer la polarité du QRS : cette polarité indique dans quel sens global l'onde de dépolariation progresse par rapport à l'électrode exploratrice. Dans la première ligne, la valeur moyenne de la déflexion (surface moyenne est positive : en moyenne, le front d'activation est dirigé vers l'électrode exploratrice.

Dans la deuxième ligne, la valeur moyenne de déflexion est nulle (surface positive équivalente à la surface négative). Le point d'exploration est sur un axe perpendiculaire à l'axe du vecteur moyen d'activation.

Enfin, sur la dernière ligne, la valeur moyenne de la déflexion est négative. En moyenne, le vecteur d'activation s'éloigne du point d'exploration ou se trouve l'électrode.

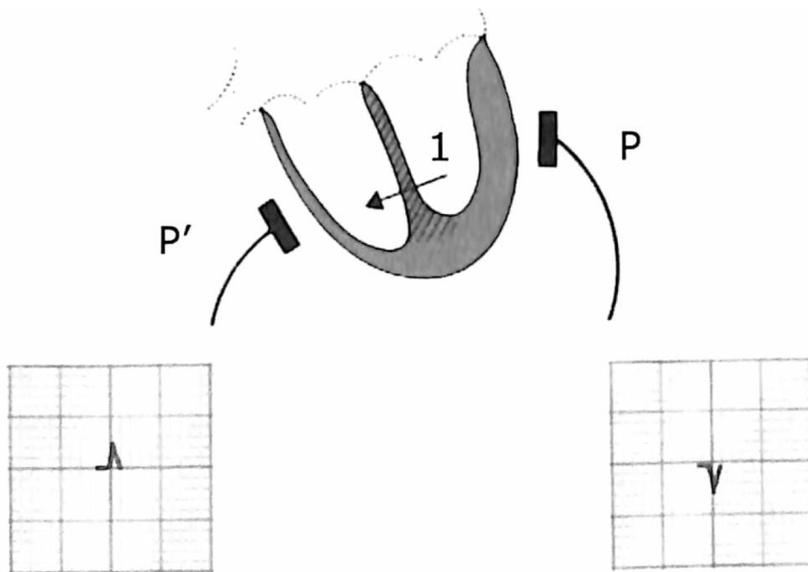
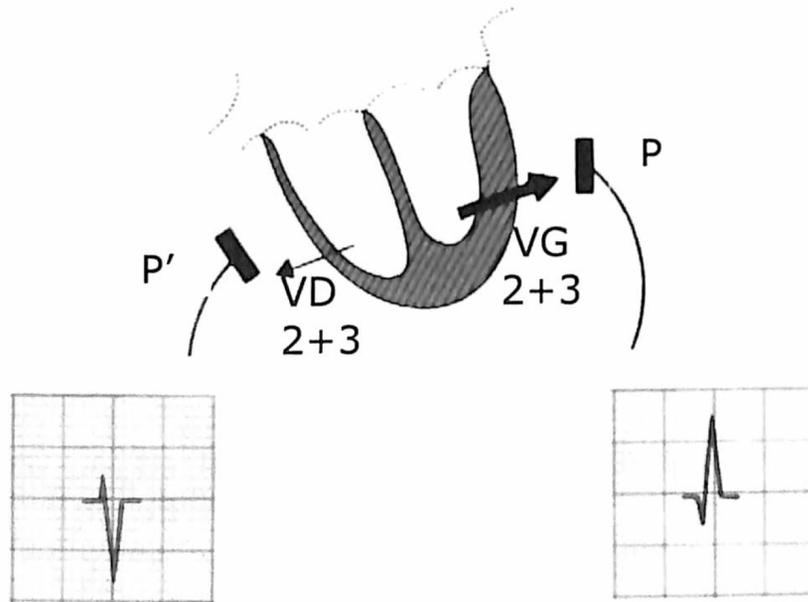


Figure 15.
Activité électrique globale enregistrée en P et P'.

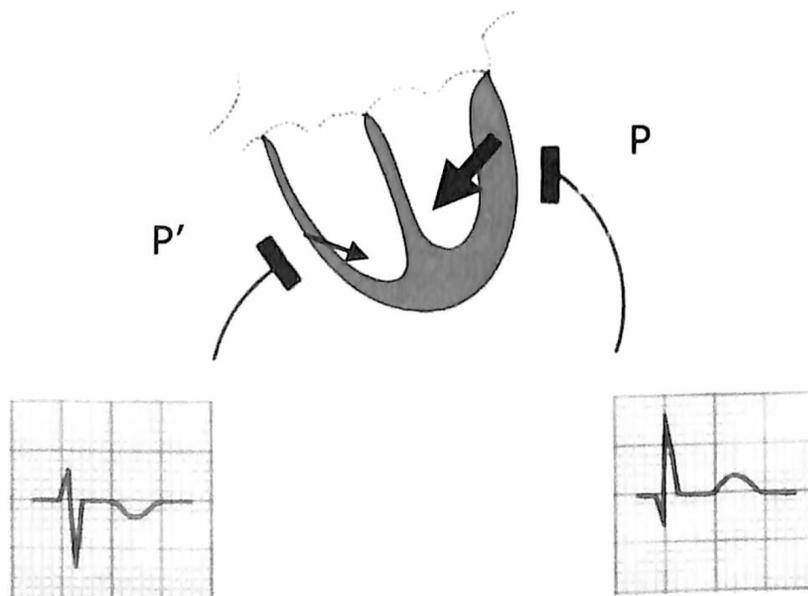
Activation septale

Le vecteur 1 conduit à une déflexion de faible amplitude négative en P (il voit fuir le vecteur septal) et positive en P' (il voit arriver le vecteur septal). La faible amplitude des déflexions est liée à la minceur du septum inter-ventriculaire.



Activation des masses ventriculaires VG et VD

L'activation de l'apex (2) et de la base (3) est représentée par un seul vecteur résultant (2+3) au niveau ventriculaire droit (VD) et ventriculaire gauche (VG), dont la masse est dominante, ce qui rend compte d'une déflexion positive en P (le vecteur VG arrive vers P) et négative en P' (le vecteur VG dominant s'éloigne de P'). Ces déflexions sont de plus grande amplitude que la déflexion liée au vecteur 1, en raison de la masse musculaire plus importante.



Repolarisation des masses ventriculaires.

Au cours de la polarisation, chaque ventricule présente un vecteur orienté vers l'intérieur, toutefois le vecteur relatif au VG est dominant. Il en résulte que P voit l'onde de polarisation fuir et se marque par une déflexion positive, tandis que P' voit l'onde de polarisation du VG (dominant) se rapprocher, ce qui se marque par une déflexion négative.

J Point, ST Segment, and T Wave

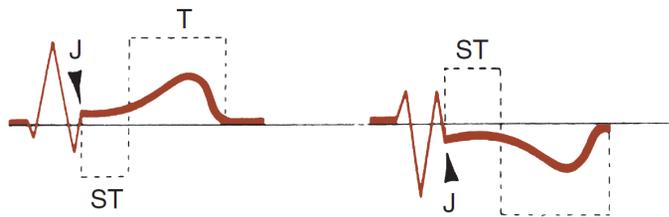


Fig. 3.6 Characteristics of the normal ST segment and T wave. The junction (J) is the beginning of the ST segment.

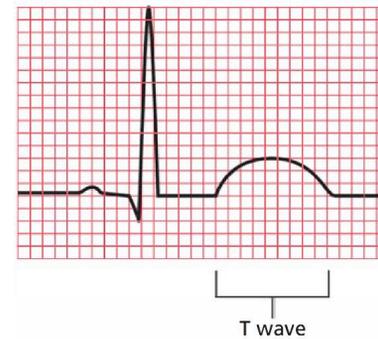
Le segment ST est donc normalement isoélectrique, mais il peut être parfois légèrement élevé ou déprimé, mais ce décalage doit être très subtil (<1 mm à l'ECG). Le **point J** marque la fin du complexe QRS et le début du segment ST. Ce point J est utilisé couramment en clinique quand on regarde le segment ST : le segment ST peut être anormalement déplacé (sus ou sous décalage), notamment en cas d'ischémie ou d'infarctus du myocarde, levant souvent avec lui le point J. La transition entre le complexe QRS et le segment ST peut également apparaître sous la forme d'une onde plutôt qu'un simple point, l'**onde J** : cette onde correspond à une déflexion en forme de dome avec la même polarité que le QRS qui le précède.

Cette onde J est présente naturellement chez 2 à 5% de la population sous forme d'une variance normale : il s'agit alors d'une *onde J bénigne*. Elle peut également se présenter dans certaines situations pathologiques, telles que l'hypothermie : elle est alors qualifiée d'*onde J d'Osborn*.

ONDE T : REPOLARISATION VENTRICULAIRE

L'**onde T** correspond à la repolarisation du ventricule. Elle correspond à la phase 3 du potentiel d'action cardiaque. La repolarisation ventriculaire est fortement différente de la dépolarisation : d'une part, la nature des courants est différente, mais contrairement à la dépolarisation qui est majoritairement passive, la repolarisation est couteuse en énergie. Elle fait notamment intervenir la pompe $\text{Na}^+/\text{K}^+/\text{ATPase}$ qui restaure les gradients électrochimiques, les pompes PMCA et SERCA pour évacuer le Ca^{2+} intracytoplasmique, et d'autres transports secondairement actifs tels que l'échangeur $\text{Na}^+/\text{Ca}^{2+}$ (NCX-1). C'est ainsi cette phase du potentiel d'action qui est particulièrement vulnérable à l'ischémie. La phase de repolarisation, du fait de la pluralité des courants ioniques et de sa dépendance énergétique, est la phase qui est la plus susceptible à toutes sortes d'influences, cardiaques et non cardiaques.

La repolarisation étant plus lente que la dépolarisation, elle s'étale sur une plus longue période et est ainsi marquée par des courants ioniques moins intenses qu'en phase de dépolarisation.



Pour cette raison, les variations de potentiel provoquées par la repolarisation sont moins importantes, et l'onde T est plus faible en amplitude et plus large que le complexe QRS en situation physiologique.

Comme nous l'avons déjà fait savoir à plusieurs reprises, la repolarisation se fait dans le sens inverse de la dépolarisation : elle commence en premier dans les couches les plus superficielles, sous-épicaudales, et se propagent vers les couches sous-endocardiques. Cela peut sembler contradictoire puisque les couches sous-endocardiques sont celles qui sont activées en premier : l'explication réside simplement dans le fait que la durée du potentiel d'action est plus courte pour les couches sous-épicaudales, notamment en raison de la durée de la phase plateau. Comme nous l'avons vu plus tôt, les potentiels d'actions cardiaques ne sont pas identiques partout dans le ventricule et leurs différences résultent notamment de la distribution hétérogène de canaux ioniques, notamment les canaux potassiques. Pour cette raison, les cardiomyocytes sous-épicaudales se repolarisent en premier.

ONDE U

L'onde T peut être occasionnellement accompagnée d'une onde U, de faible amplitude. Cette onde est présente également comme une déflexion en dôme, de même polarité que l'onde T qui la précède. A l'heure actuelle, on ne connaît toujours pas la nature exacte de cette onde U, observée seulement chez certains individus et totalement bénigne : il se pourrait qu'elle soit due à la repolarisation un peu plus tardive du réseau de fibres de Purkinje, des muscles papillaires et des cellules M midmyocardiennes dont le potentiel d'action est connu pour être plus long,

LES ONDES ANORMALES A L'ECG

- L'**onde Delta**, dans le syndrome de Wolff-Parkinson-White
- L'**onde Epsilon**, présente dans la cardiomyopathie (dysplasie) ventricule droite arythmogène.
- L'**onde J pathologique**, présente en cas d'hypothermie, hypercalcémie ou dans certaines canalopathies (syndrome de Brugada avec onde J).