

À ce niveau de l'analyse, grâce à la segmentation du signal effectuée précédemment, nous travaillons battement par battement. Pour chacun d'eux, nous disposons du niveau des bruits à haute et basse fréquences de chacune des pistes, du rythme RR moyen, des intervalles RR précédent et suivant, etc.

Les niveaux de bruits sont particulièrement importants, car ils indiquent, pour chaque battement, quelles sont les voies de l'ECG qui ne sont pas trop bruitées et qui peuvent ainsi participer à l'analyse : en effet, supprimer les voies trop bruitées est essentiel pour obtenir une bonne robustesse du système, et, ainsi, une détection correcte des ondes caractéristiques.

Cette souplesse implique cependant que l'analyse se fera tantôt sur une voie, tantôt sur deux, tantôt sur trois voies suivant la qualité des battements ; et le nombre de paramètres disponibles pour l'analyse variera donc en conséquence.

L'approche proposée consiste à analyser le signal sur une *voie unique* qui synthétise l'information disponible des 1, 2 ou 3 voies ; nous détaillons ici la transformation utilisée pour construire cette voie unique.

I Objectifs

Pour réduire l'enregistrement à une seule voie, la méthode la plus simple consisterait à utiliser pour chaque battement la voie *la moins bruitée*. L'inconvénient majeur de ce type de sélection est la perte totale de l'information contenue sur les autres pistes ; or, des battements anormaux apparaissent parfois identiques aux battements normaux sur une voie, alors qu'une deuxième voie permet de les différencier clairement (Figure 1).



Figure 1: La distinction entre les battements normaux et les battements ventriculaires (ESV) est parfois difficile sur une unique piste. Dans cet exemple, une sélection simple de la voie la moins bruitée pour l'analyse aurait privilégié la voie A ; or le repérage de l'ESV sur cette piste est difficile car sa forme est très proche de celle des battements normaux. L'information de la piste B est donc ici très utile.

L'approche proposée consiste donc à créer une *voie virtuelle* comme *combinaison linéaire des voies disponibles* –c'est-à-dire les voies qui ne sont pas trop bruitées ; ainsi l'information de toutes les voies sera prise en considération. Pour être pertinentes, les pondérations de cette combinaison linéaire doivent être judicieusement choisies ; c'est ce que nous décrivons dans la suite.

Pour un battement donné, un autre choix d'une bonne voie d'enregistrement consisterait à privilégier celle sur laquelle le battement présente *la plus grande dynamique*. C'est sur ce critère que nous allons fonder le calcul, battement par battement, des coefficients de la combinaison linéaire pour construire la voie virtuelle (cf. chapitre 1.II.4.2 Le vectocardiogramme).

Le vectocardiogramme, tel que présenté au chapitre 1, représente le battement cardiaque projeté dans une base liée aux électrodes. On peut en déduire *l'axe électrique* du cœur qui est un indicateur de la direction générale que prend l'onde électrique lorsqu'elle se propage dans les ventricules. La voie de plus grande dynamique est celle sur laquelle la projection de cet axe est la plus grande, autrement dit, c'est celle qui est parallèle au *grand axe de la boucle représentative du battement* dans le vectocardiogramme : cet axe est dit *axe principal* ; il peut être complété par deux autres axes qui lui sont perpendiculaires et perpendiculaires entre eux.

Cette *base principale* est calculée pour chaque battement par une analyse en composantes principales (ACP) (Figure 2).

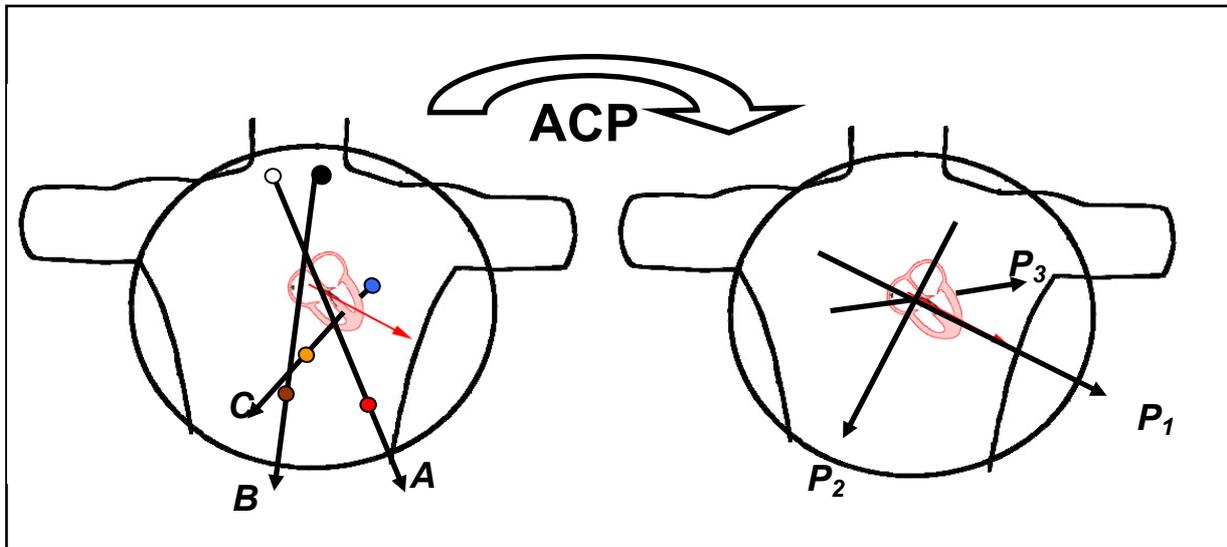


Figure 2: L'enregistrement cardiaque est en général effectué sur 3 voies (A, B, C) liées au corps ; pour chaque battement cardiaque, on calcule les axes du vectocardiogramme associé en utilisant une analyse en composantes principales, et l'on construit ainsi les voies P1, P2 et P3 liées à l'axe électrique du coeur. La voie P1 est particulièrement intéressante car c'est la voie virtuelle qui présente la plus grande dynamique.

II Principe de l'analyse en composantes principales

On détaille dans ce paragraphe le principe de calcul de la voie principale par l'analyse en composantes principales (ACP). L'ACP est une méthode classique utilisée pour la réduction de dimension : elle permet d'extraire de données d'un nuage de point multidimensionnel les directions importantes.

Soient S_1 , S_2 et S_3 les trois signaux sur les voies respectives A, B et C représentant un battement cardiaque ; chaque signal est constitué de N_p points. Le vectocardiogramme associé est ainsi constitué de ces mêmes N_p points représentés dans la base des électrodes (A, B, C), les coordonnées du i -ième point étant $(S_1(i), S_2(i), S_3(i))$ (cf. chapitre 1.II.4.1 Le vectocardiogramme).

Pour l'analyse en composantes principales on fait l'approximation que ces N_p points forment un ellipsoïde à trois dimensions ce qui permet de calculer [Escofier, 1990], [Foucart, 1984]:

- les axes de cet ellipsoïde qui forment la *base ACP*,
- la longueur de chacun d'eux.

Ces deux valeurs sont particulièrement intéressantes car elles permettent d'une part d'identifier la direction principale de l'ellipsoïde (donc la direction d'étalement du vectocardiogramme) et de quantifier sa taille et son volume d'autre part.

On cherche donc ici les coordonnées de ces N_p points dans la base ACP ($\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2, \mathbf{P}_3$) ; ce qui nécessite le calcul de la *matrice de passage* de la base ($\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C}$) à la base ($\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2, \mathbf{P}_3$).

II.1 Matrice de passage et matrice de covariance

La matrice de passage s'obtient par diagonalisation de la matrice de covariance \mathbf{C} associée aux N_p points [Escofier, 1990]. En effet, calculer la matrice de covariance revient à faire l'approximation que les N_p points font partie d'un ellipsoïde à trois dimensions (Figure 3) ; en diagonalisant cette matrice, on obtient :

- les axes de cet ellipsoïde portés par les vecteurs propres de \mathbf{C} ,
- la longueur de chacun d'eux indiquée par la valeur propre correspondante.

Ainsi, le vecteur propre correspondant à la plus grande valeur propre donne la direction de plus grande dispersion du nuage de points.

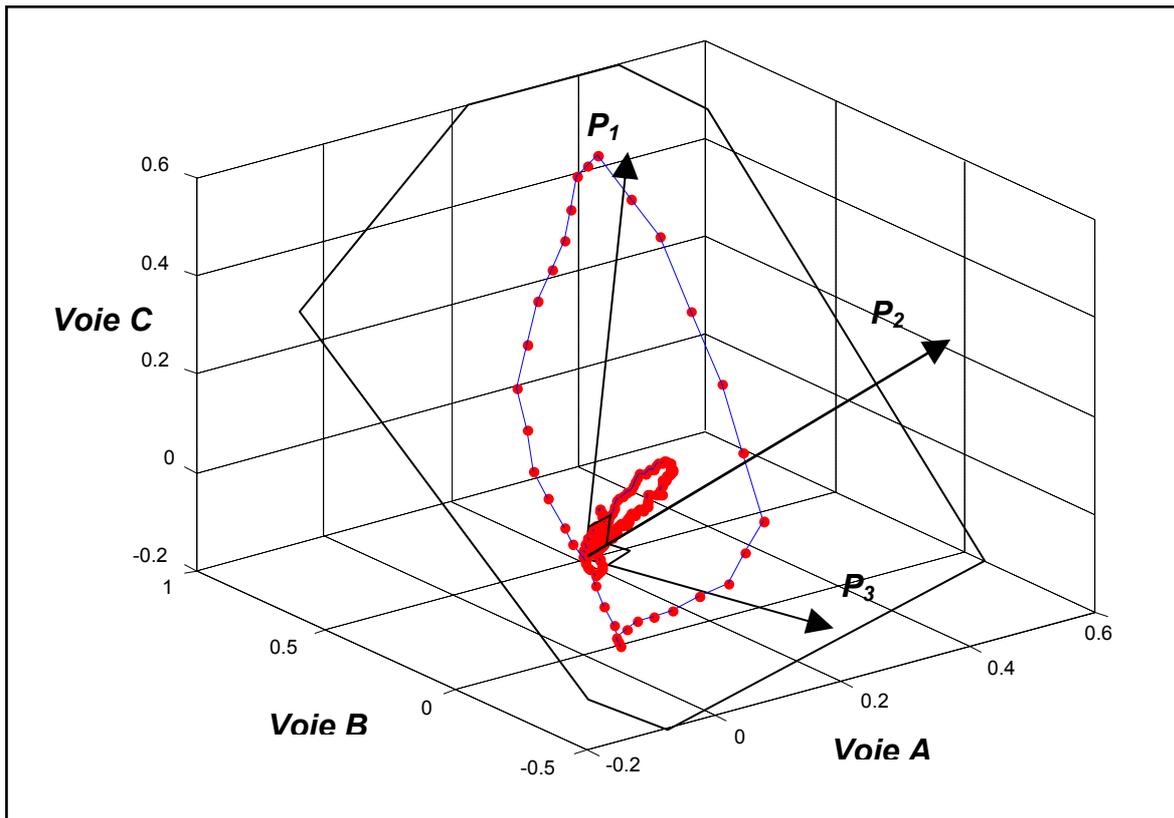


Figure 3: La boucle représentée ici est la trace temporelle du vecteur cardiaque pendant le battement dans le repère formé des électrodes (A, B, C): c'est un vectocardiogramme (chapitre 1.II.4.2). L'analyse en composantes principales nous permet de trouver (1) la direction P_1 de plus grand étalement de cette boucle, qui est un indicateur de la direction de l'axe électrique cardiaque pour ce battement, et (2) le plan principal du battement dont P_1 et P_2 sont directeurs.

Le terme général de la matrice de covariance \mathbf{C} s'écrit :

$$c_{ij} = \sum_{k=1}^{N_p} (S_i(k) - \overline{S_i})(S_j(k) - \overline{S_j}) \quad \text{Eq. 1}$$

où $\overline{S_i}$ est la moyenne du signal S_i ; dans le cas d'un enregistrement à trois voies, cette matrice est une matrice 3x3.

II.2 Valeurs propres

On calcule maintenant les valeurs propres $\{\lambda_i\}_{i=[1..3]}$ et les vecteurs propres associés de la matrice \mathbf{C} .

Les méthodes numériques permettant d'effectuer ce calcul sont nombreuses dans la littérature [Press, 1992], [Korn, 1961] ; une méthode robuste est fondée sur l'utilisation de l'algorithme de décomposition en valeurs singulières (ou SVD pour « Singular Value Decomposition ») [Press, 1992] ; c'est celle que nous utilisons ici.

On recherche la matrice \mathbf{D} telle que :

$$\mathbf{D} = \mathbf{P}^{-1} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{P} \quad \text{Eq. 2}$$

où \mathbf{D} est la matrice diagonale des *valeurs propres* $\mathbf{D} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}$, et \mathbf{P} la matrice de

passage de la base $(\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2, \mathbf{P}_3)$ à la base $(\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C})$ constituée des *vecteurs propres* de \mathbf{C} ;

ainsi l'inverse de \mathbf{P} s'écrit $\mathbf{P}^{-1} = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_1 & \mathbf{P}_2 & \mathbf{P}_3 \end{bmatrix}$, où \mathbf{P}_i est le vecteur colonne i de la base ACP

(c'est-à-dire le vecteur propre associé à la valeur propre λ_i) exprimé dans la base $(\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C})$.

En ayant pris soin de classer les $\{\lambda_i\}_{i=[1..3]}$ par ordre décroissant, le vecteur \mathbf{P}_1 représente la direction de plus grand étalement du nuage, \mathbf{P}_2 la deuxième et \mathbf{P}_3 la plus faible.

Le signal $(\mathbf{S}_1^{ACP}, \mathbf{S}_2^{ACP}, \mathbf{S}_3^{ACP})$ dans cette nouvelle base $(\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2, \mathbf{P}_3)$ s'écrit donc :

$$[\mathbf{S}_1^{ACP}, \mathbf{S}_2^{ACP}, \mathbf{S}_3^{ACP}] = \mathbf{P}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{S}_1 \\ \mathbf{S}_2 \\ \mathbf{S}_3 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 3}$$

II.3 Voie principale S_1^{ACP}

Pour chaque battement de l'enregistrement, on effectue un calcul de l'axe principal pour définir les coefficients de la combinaison linéaire et construire le signal S_1^{ACP} à partir des voies disponibles. S_1^{ACP} est la voie qui possède la plus grande dynamique (Figure 4).

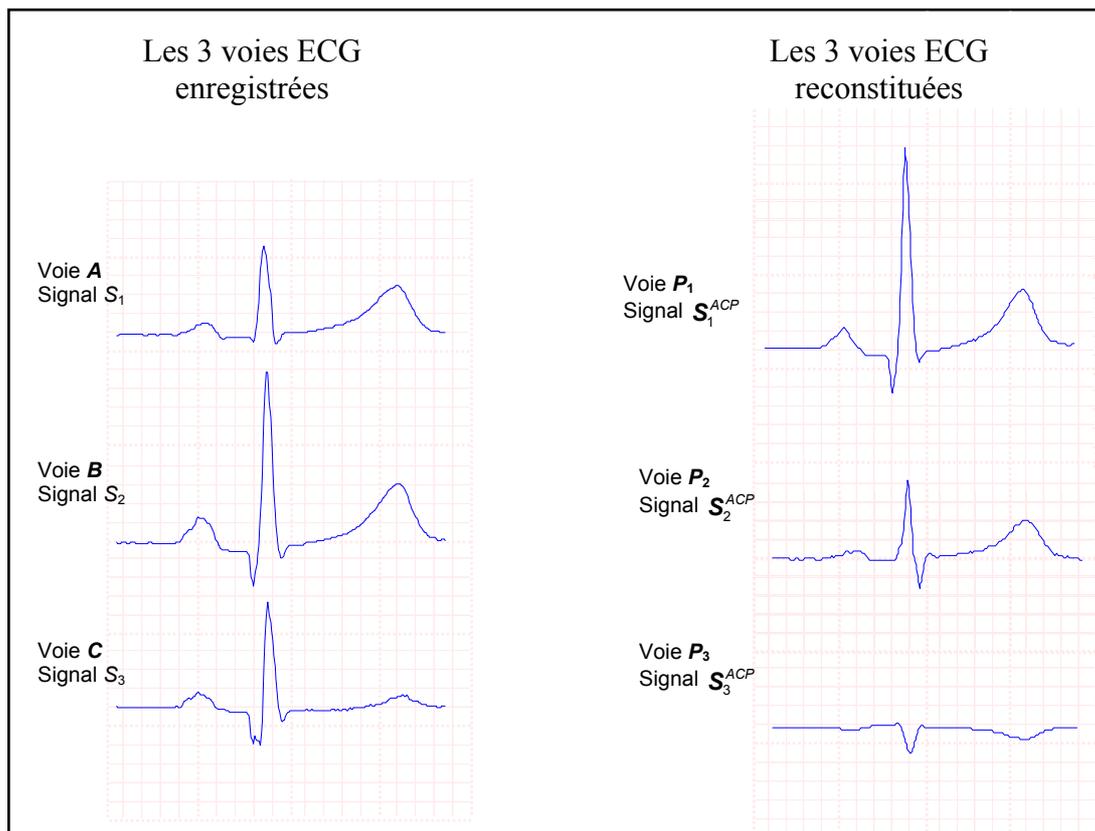


Figure 4: Le même battement exprimé dans la base d'enregistrement et dans sa base ACP. La première voie ACP est celle qui possède la plus grande dynamique.

III Avantage et limites de la méthode

III.1 Avantage

Les avantages de cette analyse en composantes principales apparaissent à différents niveaux : tout d'abord, comme nous l'avons dit précédemment, il est essentiel de travailler systématiquement sur *une* voie plutôt que sur un nombre variable de voies, car ainsi le

nombre de paramètres descriptifs d'un battement est fixé a priori, quel que soit le nombre de voies valides.

Cette voie possède aussi l'avantage d'être *fixe par rapport au cœur*. En effet, le cœur a un léger mouvement de rotation dans la cage thoracique pendant les phases d'inspiration et d'expiration, ce qui se traduit par un changement de projection du vecteur électrique dans la base (**A**, **B**, **C**) formée par les électrodes de mesure. Le repère ACP qui est lié à ce vecteur électrique « suit » donc ce léger mouvement, ce qui assure une projection constante du battement dans cette base. Nous reviendrons sur cette propriété au paragraphe V de ce même chapitre, qui est consacré l'extraction du rythme respiratoire à partir des mouvements de l'axe cardiaque.

III.2 Limites de la méthode

Malgré ses avantages, l'application de cette méthode engendre un certain nombre de difficultés ; son utilisation nécessite donc certaines précautions.

III.2.1 Approximation du repère orthonormé

Pour rechercher l'axe principal de l'ellipsoïde, nous avons supposé que la base (**A**, **B**, **C**) formée par les couples d'électrodes était orthonormale ; or cette propriété n'est pas vérifiée dans la pratique. En effet, l'emplacement conseillé des électrodes (Figure 2) fait que l'approximation d'orthogonalité est vérifiée entre les pistes (**A**, **C**) et (**B**, **C**), mais généralement pas entre les voies **A** et **B**. De plus, le gain peut varier d'une piste à l'autre, en fonction, par exemple, des distances séparant les couples d'électrodes de chacune des pistes. Le repère n'est donc ni orthogonal ni normé, et l'ellipsoïde du vectocardiogramme est déformé en conséquence ; son axe principal ne correspond donc pas physiquement à l'axe cardiaque.

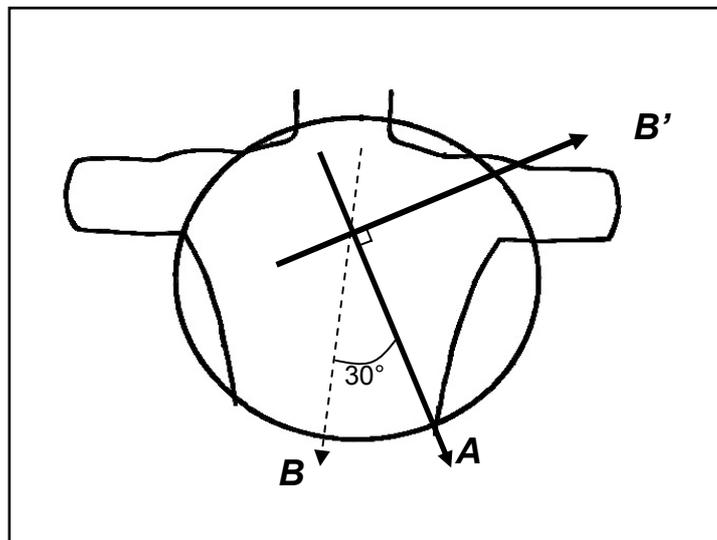
Cependant, ce que nous voulons, c'est obtenir pour deux battements proches l'un de l'autre deux projections quasi identiques sur la voie principale. Or l'ellipsoïde reste déformé de la même manière d'un battement à l'autre, et le calcul de la matrice de covariance est biaisé de manière identique pour tous les battements se ressemblant : cette approximation n'a donc pas

de conséquences sur la projection qui résulte de ce calcul. La seule réelle conséquence de la non-orthonormalité de la base d'origine est que l'on ne peut pas interpréter *l'axe principal* comme une représentation rigoureuse de *l'axe électrique* du cœur.

Cependant, afin de rapprocher au maximum ces deux axes, nous introduisons une correction empirique de la base (**A**, **B**, **C**) qui permet de commencer le calcul de l'axe principal à partir d'une base proche d'une base orthogonale directe: la voie **B** est remplacée par une voie **B'** qui rapproche ainsi le repère de l'hypothèse d'orthogonalité :

$$\mathbf{B}' = \sqrt{3} \mathbf{A} - 2 \mathbf{B} \quad \text{Eq. 4}$$

Cette correction est justifiée par l'emplacement des électrodes en enregistrement Holter : les voies A et B forment un écart angulaire d'environ 30 degrés (Figure 5).



*Figure 5 : Pour remédier au défaut d'orthogonalité du repère d'enregistrement (**A**, **B**, **C**) nous introduisons une correction fixe de ce repère pour le calcul de l'axe principal : la voie **B'** est construite à partir des voies **A** et **B**.*

III.2.2 Inversion du battement

L'analyse en composantes principales peut avoir une conséquence importante : elle peut engendrer, sur la voie principale, un battement « inversé » par rapport à l'original, c'est-à-dire dont les ondes normalement orientées vers le haut sont vers le bas et inversement.

En effet, comme nous l'avons vu ci-dessus, le calcul du vecteur propre associé à la plus grande valeur propre de la matrice de covariance fournit ses coordonnées dans la base des

électrodes de la voie principale. Or ce vecteur propre est en fait le vecteur qui engendre le sous-espace propre associé à la valeur propre correspondante ; ce vecteur peut donc indifféremment être choisi dans un sens ou dans l'autre et le battement reconstitué sur cette voie être projeté à l'endroit ou à l'envers.

On peut aussi comprendre ce phénomène en considérant l'ellipsoïde formé des points d'échantillonnages dans le repère des électrodes d'enregistrement, c'est-à-dire le vectocardiogramme (Figure 3) : le vecteur principal est le vecteur indiquant le plus grand axe du nuage. Cet axe n'est qu'une *direction*, et la notion de *sens* n'est pas définie pour l'ACP : ainsi, le vecteur principal a pour direction ce grand axe, et son sens est choisi arbitrairement.

La principale conséquence de cette ambiguïté de sens apparaît au niveau de l'analyse ultérieure des battements, qui devra être réalisée indifféremment sur des battements avec des ondes R positives et des ondes R négatives.

III.2.3 Projection identique

De même qu'un battement anormal pouvait avoir la même forme qu'un battement normal sur une voie d'enregistrement (Figure 2), un battement anormal peut avoir une forme identique à celle d'un battement normal sur sa voie principale, alors que leurs projections sont très différentes sur les voies d'enregistrement. Autrement dit, deux battements très différents sur les voies d'enregistrements pourront parfois paraître identiques sur la voie principale.

Prenons l'exemple d'une extrasystole ventriculaire (ESV) (Figure 6). L'onde électrique issue du foyer ectopique ventriculaire engendre un axe électrique habituellement très différent de celui observé lors de battements normaux ; la forme de l'ESV projetée sur les voies classiques d'enregistrements (**A**, **B**, **C**) apparaît alors très différente de celle des battements normaux, et cette forme est un critère de distinction. Or, notre nouveau repère étant lié à l'axe principal, il est possible d'observer une projection sur cet axe quasi-identique pour une ESV et pour un battement normal, la différence n'intervenant qu'au niveau de *la direction* de l'axe principal¹.

¹ Ceci est particulièrement vrai lorsque le battement normal est élargi par un bloc de branche.

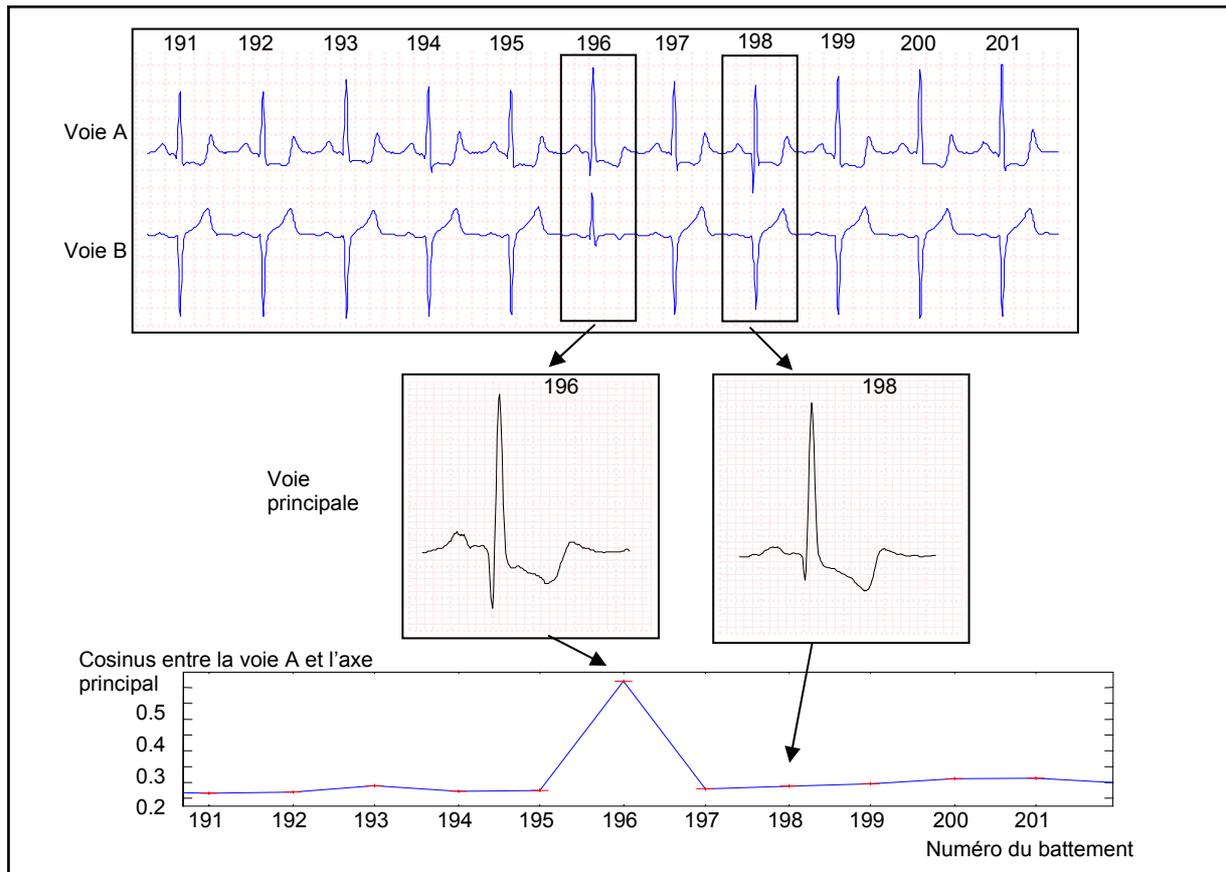


Figure 6 : La forme du battement n°196 apparaît, sur la voie principale, très proche de celle d'un battement normal (n°198 par exemple) bien que leurs formes sur les voies d'enregistrement (A, B) soient très différentes. La valeur de l'angle entre l'axe principal et un axe fixe (ici l'axe portant la voie A constitue un bon facteur discriminant entre ces battements).

Cette remarque impose donc de considérer, dans l'analyse qui discriminera ce type de battement des battements normaux, un descripteur qui tiendra compte de la direction de l'axe principal : ainsi, différents axes électriques devront correspondre à des battements étiquetés différemment, la difficulté étant la quantification de la notion de « différence ».

Une telle classification est décrite en détail au chapitre suivant (cf. chapitre 7 Mise en familles).

III.3 Résultat de l'analyse en composantes principales

III.3.1 Analyse 1 voie

L'analyse sur une voie se produit seulement lorsque que la ou les autres pistes sont trop bruitées, ou plus rarement lorsque le cardiologue n'a posé qu'une seule paire d'électrodes au patient. Dans ce cas, l'analyse en composantes principales n'a aucun sens : la voie principale est en fait la seule disponible.

III.3.2 Analyse 2 voies

L'ACP sur 2 voies est beaucoup plus fréquente : elle a lieu lorsque l'enregistrement a été effectué sur 2 voies ou lorsque l'une des trois voies est trop bruitée.

Un exemple de variation du cosinus de l'angle entre l'axe principal et l'axe porté par la voie A est présenté sur la Figure 7, pour 1200 battements successifs, et plusieurs zones intéressantes sont étudiées en détail sur les figures suivantes. Chacune des croix est un battement cardiaque fournissant une valeur du cosinus de l'angle ; en dehors de quelques fortes variations, la variation observée sur les battements normaux est quasiment périodique de période 3-4 secondes : une explication de cette observation est proposée au paragraphe V.

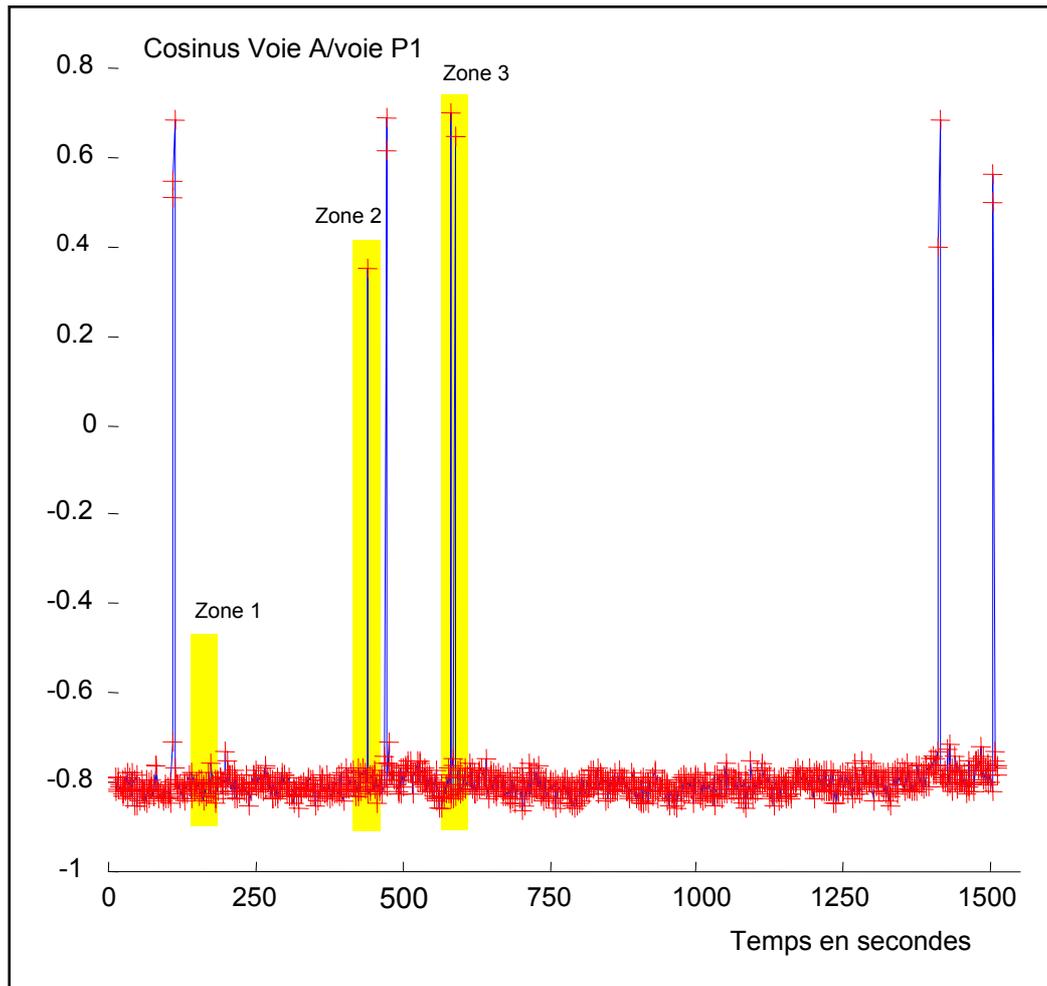


Figure 7 : cosinus de l'angle entre la voie A et la voie ACP P1 pour 1200 battements représentés par des croix. A l'exception de quelques angles, ils sont tous compris entre 138 et 145 degrés (ce qui correspond à un cosinus compris entre -0,75 et -0,82). Les zones 1, 2 et 3 sont détaillées dans la suite Figures 8, 9 et 10.

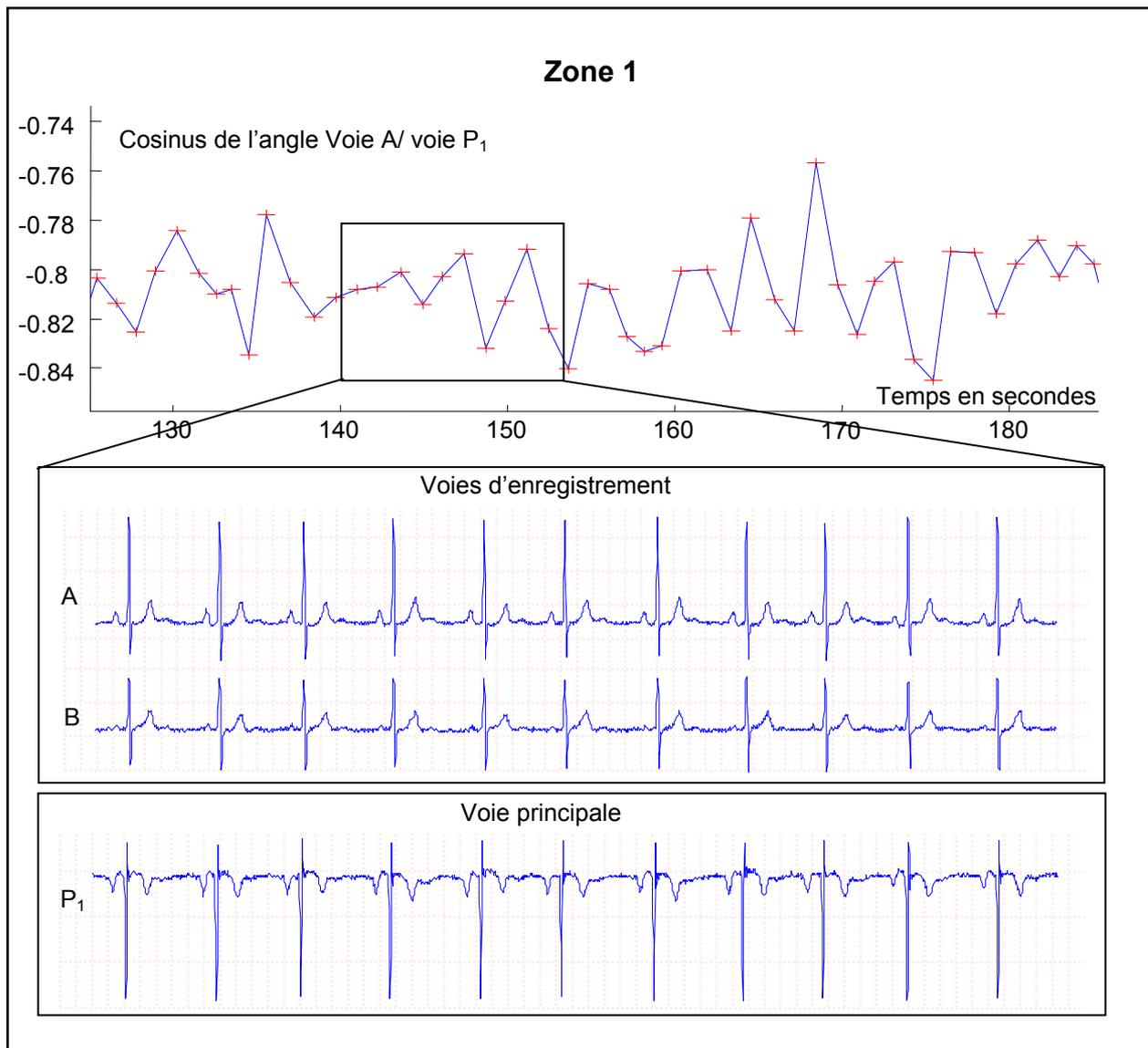


Figure 8 : Le mouvement du cœur apparaît périodique de période 3-4 secondes – ce qui correspond vraisemblablement au cycle respiratoire. La voie principale P₁ est ici « inversée » : les ondes P, R et T, habituellement dirigées vers le haut pour les battements normaux, sont ici dirigées vers le bas.

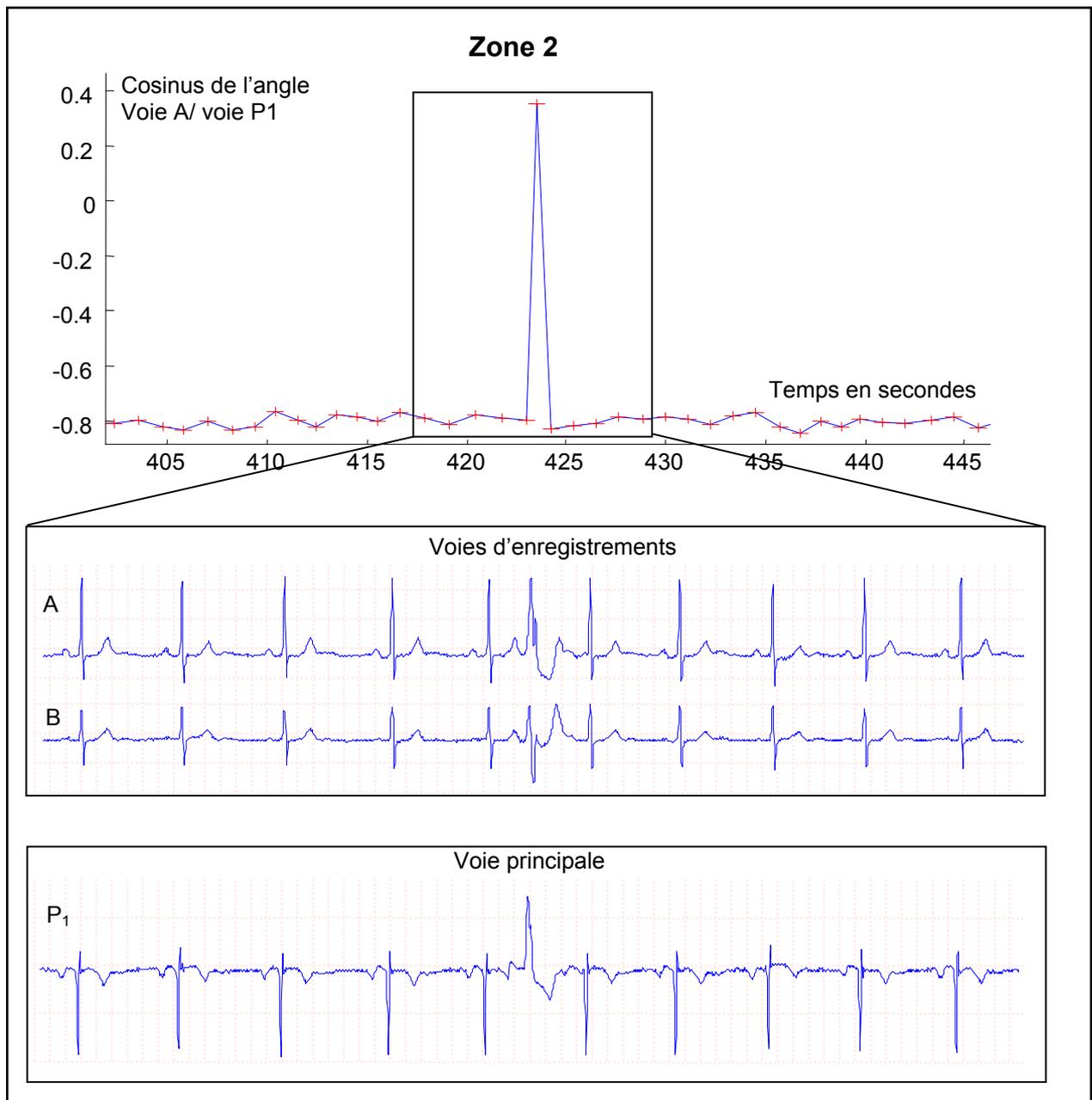


Figure 9 : Dans cette zone, un battement présente un axe très différent des autres : il s'agit ici d'une extrasystole ventriculaire.

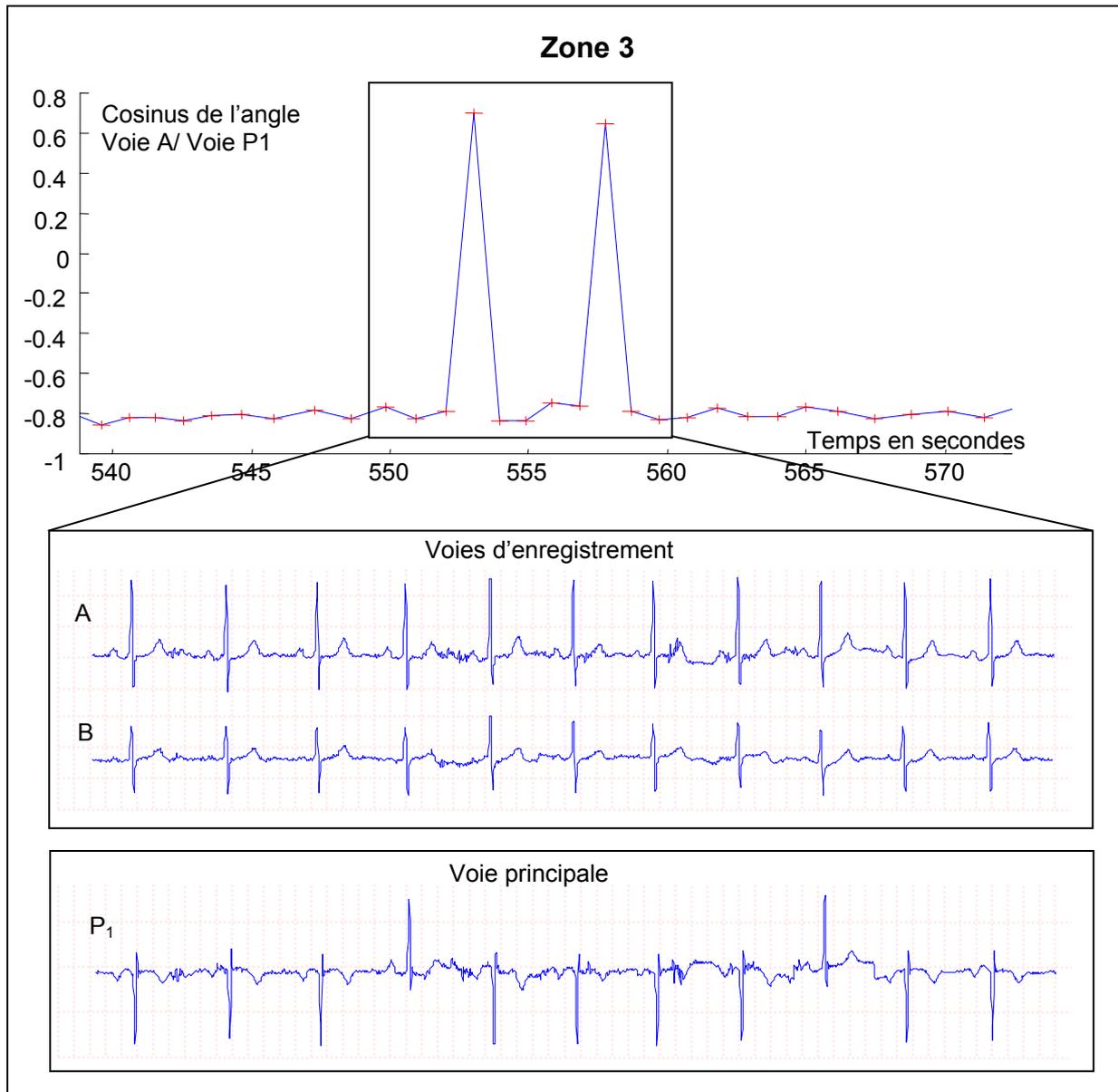


Figure 10 : Dans cette zone, on trouve également deux battements d'axes apparemment très distincts. En y regardant de plus près, les vecteurs principaux de ces deux battements forment un angle pratiquement égal à π avec le vecteur principal des battements normaux : c'est en fait une conséquence de la difficulté à orienter ces vecteurs.

L'exemple présenté ici illustre bien les cas typiques rencontrés lors de fortes variations de l'angle entre une voie d'enregistrement et l'axe principal de chaque battement. Le plus souvent, une variation de grande amplitude correspond à un battement atypique, comme une ESV (Figure 9). Néanmoins, on voit sur la Figure 10 que ce critère est insuffisant pour étiqueter ainsi un battement : il convient de tenir compte de la *forme* du battement, indépendamment du sens positif ou négatif de sa projection sur l'axe principal.

III.3.3 Analyse 3 voies

Pour repérer le vecteur électrique en trois dimensions, on utilise ses coordonnées sphériques ; le vecteur étant de norme 1, seules les valeurs des deux angles (θ et φ) sont intéressantes.

La Figure 11 représente dans le plan (θ et φ) la direction de 1200 battements successifs. On distingue nettement deux groupes de points, l'un correspondant aux battements normaux, l'autre aux extrasystoles. Un point est isolé des deux groupes : il correspond à un battement dont l'axe électrique est différent des autres. Lui attribuer une étiquette « normale » ou une étiquette « pathologique » relève de la discussion d'experts : il est donc nécessaire que nous le séparions des autres (cf. chapitre 6 Mise en familles).

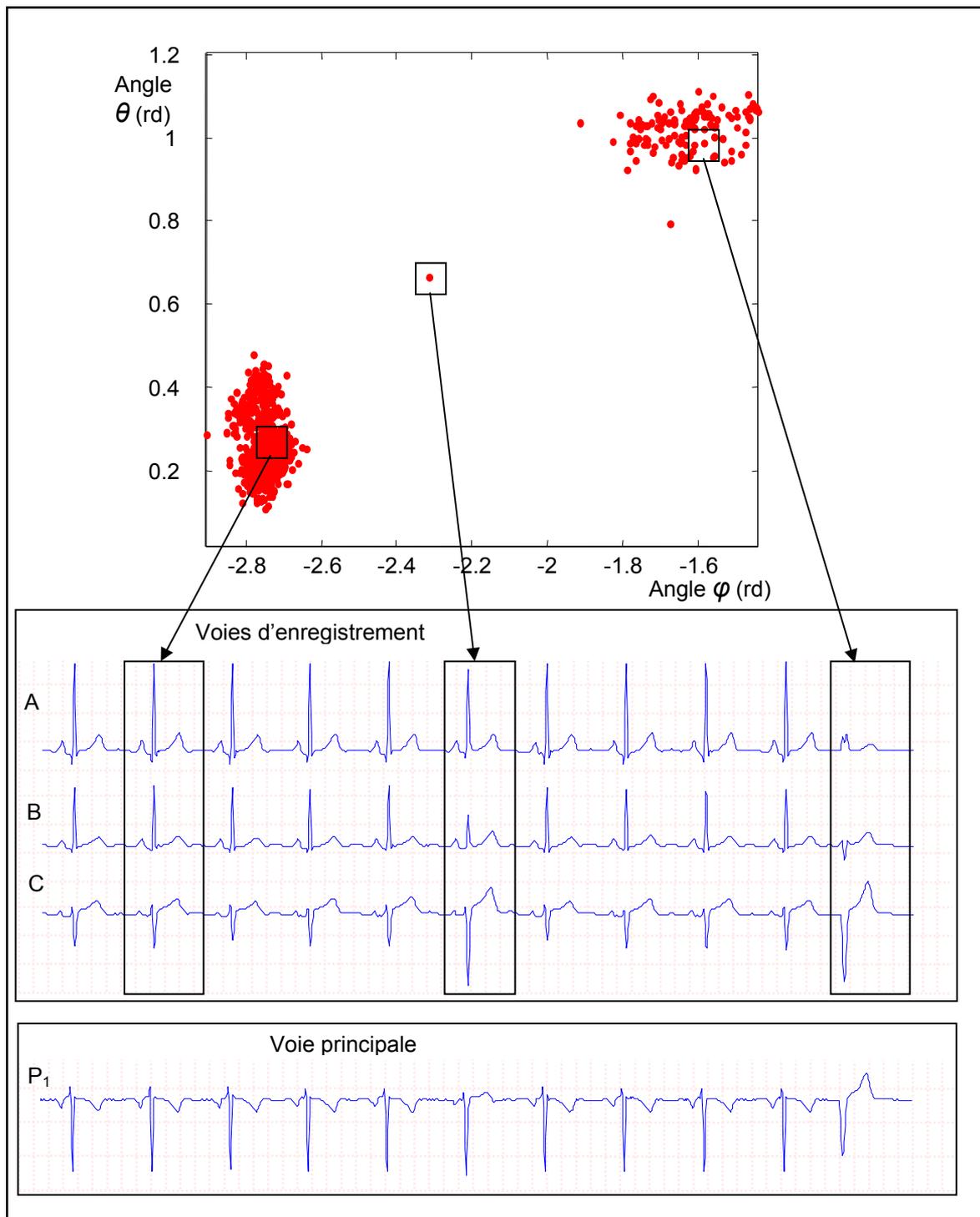


Figure 11 : Sur trois voies, l'axe principal est repéré par ses coordonnées sphériques (les angles θ et φ). Deux zones se distinguent nettement : l'une première correspondant aux battements normaux, et une autre correspondant aux ESV ; un troisième battement isolé possède un axe différent des deux groupes précédents, sa forme sur les voies (A, B, C) apparaît en effet particulière.

IV La respiration

Pour expliquer le mouvement périodique de période 3-4 secondes de l'axe principal du cœur, nous avons supposé qu'il effectuait un mouvement de rotation dû au gonflement et dégonflement des poumons pendant les phases d'inspiration et expiration de la respiration. Pour vérifier cette hypothèse deux étudiants de l'ESPCI, T. D'Orgeval et B. Lombardot, ont travaillé successivement sur le sujet. Les résultats de leurs travaux sont détaillés dans leurs rapports disponibles au laboratoire [D'Orgeval, 2002] [Lombardot, 2002], nous en présentons ici les grandes lignes.

IV.1 Expériences

Pour vérifier l'hypothèse de corrélation de la rotation du cœur avec la respiration, nous avons couplé l'enregistreur cardiaque à un capteur nasal de pression enregistrant le débit d'air inspiré et expiré au cours du temps.

L'enregistrement cardiaque sur 3 voies nous permet de calculer, par l'algorithme précédent, la direction principale du vecteur électrique pour chaque battement ; en supposant que cette direction est liée au cœur et est invariante pour les battements normaux, l'étude du mouvement de cet axe correspond au mouvement du cœur qui selon notre première hypothèse est fortement corrélé aux mouvements des poumons. Ainsi, selon cette hypothèse, chaque battement est un « point d'échantillonnage » de la courbe représentant le mouvement des poumons par rapport à un axe fixe, ici la voie A de l'enregistrement.

Le principal test a porté sur 7 types de respirations différentes (Figure 12) : respiration abdominale, respiration thoracique, apnées, ...

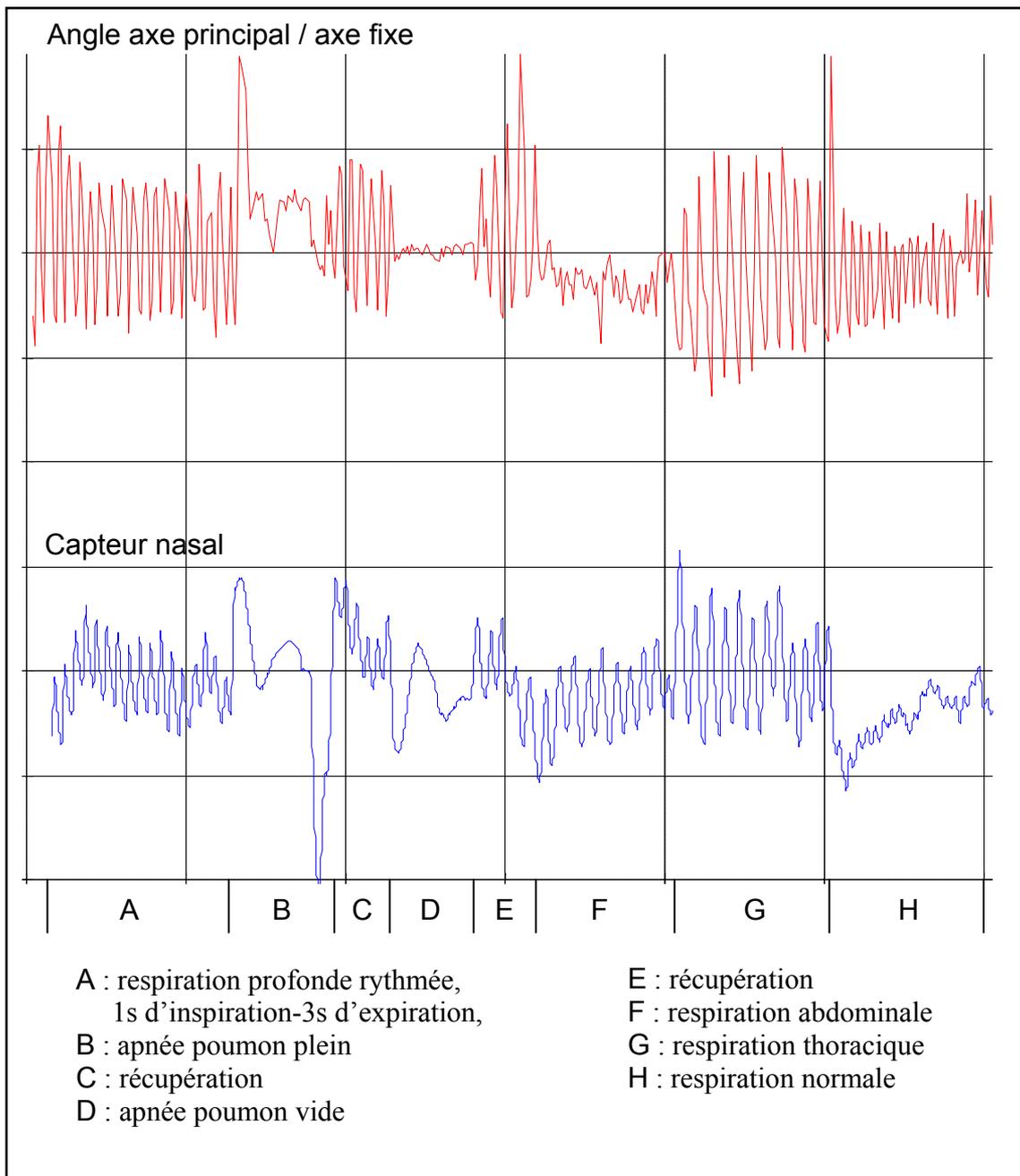


Figure 12 : Enregistrements simultanés d'un capteur nasal et d'un ECG sur 3 voies. Ici, on représente en parallèle l'angle que forme l'axe principal du cœur avec un axe fixe et le flux d'air issu du nez enregistré pendant lors de 7 types de respirations différentes.

IV.2 Résultats

On constate sur la figure que les deux courbes sont très corrélées, en particulier pour la respiration thoracique, ce qui confirme notre hypothèse de relation entre les cycles

respiratoires et le mouvement périodique de l'axe principal. Nous présentons succinctement ici une étude de ce mouvement.

IV.2.1 Axe privilégié de rotation

D'un battement cardiaque à l'autre, on peut suivre le mouvement effectué par la base principale du cœur. En première approximation, ce mouvement peut être ramené à une rotation : la base principale est $(\mathbf{P}_1^n, \mathbf{P}_2^n, \mathbf{P}_3^n)$ au battement n et $(\mathbf{P}_1^{n+1}, \mathbf{P}_2^{n+1}, \mathbf{P}_3^{n+1})$ au battement $n+1$; il existe une unique rotation qui permet le passage de l'une à l'autre, ses paramètres (axe $\Omega^{n/n+1}$, angle $\theta^{n/n+1}$) s'exprime par une matrice de rotation R définie par :

$$(\mathbf{P}_1^n, \mathbf{P}_2^n, \mathbf{P}_3^n) = R \cdot (\mathbf{P}_1^{n+1}, \mathbf{P}_2^{n+1}, \mathbf{P}_3^{n+1}) \quad \text{Eq. 5}$$

On représente Figure 13 les extrémités des vecteurs instantanés de rotation $\{\Delta^{n/n+1}\}_{n=[1,60]}$ pour les 120 premiers battements enregistrés pendant la respiration rythmée : 1 seconde d'inspiration, 3 secondes d'expiration.

On définit ces vecteurs par :

$$\Delta^{n/n+1} = |\theta^{n/n+1}| \cdot \Omega^{n/n+1}$$

où $\Omega^{n/n+1}$ est le vecteur directeur, normé, de l'axe de rotation entre le battement n et le battement $n+1$.

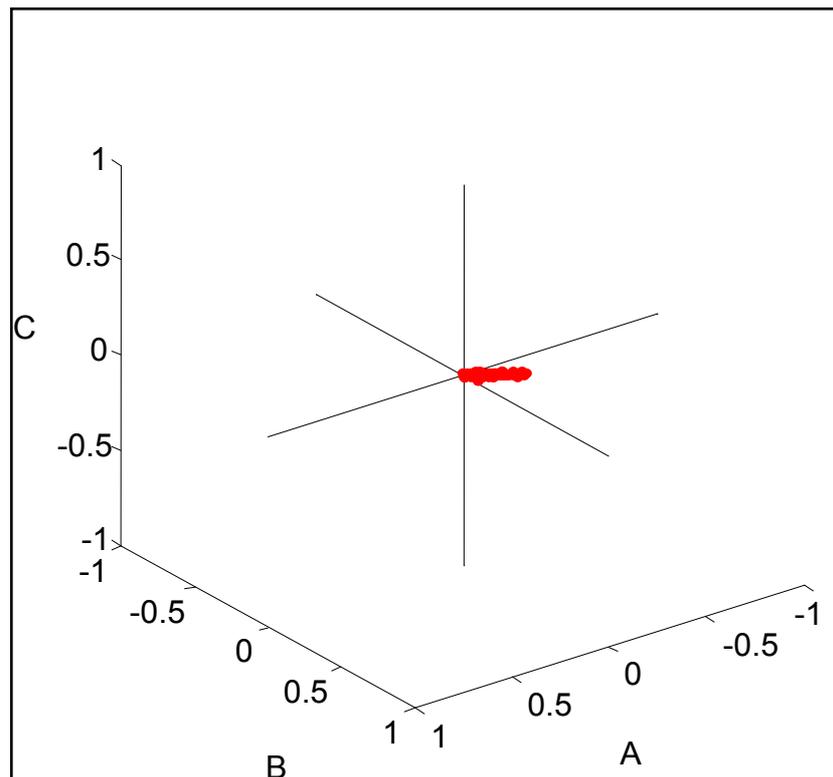


Figure 13 : Représentation des extrémités des vecteurs de rotation instantanée entre les battements successifs. La longueur de ces vecteurs est proportionnelle à la valeur absolue de l'angle de rotation; un axe de rotation privilégié se distingue nettement pour ces 120 battements.

On constate ici qu'il existe un axe privilégié de rotation du cœur. Une étude préliminaire [Lombardot, 2002] semble indiquer que cet axe de rotation est influencé par la position du corps ; suivre son évolution temporelle devrait donc permettre de suivre les changements de position du patient.

IV.2.2 Conclusion de l'analyse de la respiration

Le travail concernant l'extraction du signal respiratoire de l'enregistrement Holter est particulièrement intéressant pour permettre un examen respiratoire hors du contexte hospitalier, et diagnostiquer ainsi des pathologies répandues aux conséquences potentiellement sévères, comme l'apnée ou l'hypopnée du sommeil. Les études préliminaires présentées ici semblent indiquer que la recherche de l'axe électrique de chaque battement et l'étude de son mouvement au cours du temps sont des mesures pertinentes pour extraire le signal respiratoire de l'ECG, tandis que l'extraction d'un axe de rotation de la base principale cardiaque entre deux battements successifs semble prometteur comme indicateur du

mouvement du corps. Ces techniques pourront alors constituer des méthodes originales de mesure de la respiration et de la position.

Résumé :

En fonction du bruit des différentes pistes d'enregistrements de l'ECG ou du nombre de voies posées par le cardiologue, le nombre de pistes ECG disponibles à chaque instant pour faire l'analyse n'est pas constant ; par conséquent, le nombre de descripteurs d'un battement n'est pas prédéfini.

Pour remédier à cette difficulté, nous proposons ici une méthode de construction d'une *voie principale*, contenant un maximum d'informations, par combinaison linéaire des voies disponibles. Les coefficients de cette combinaison linéaire sont déterminés par une analyse en composantes principales (ACP).

Moyennant quelques précautions, cette voie principale peut, à elle seule, servir de support à l'analyse de chacun des battements de l'ECG, ce qui assure que le nombre de paramètres qui seront pris en considération pour l'analyse est fixe.

De plus, des études préliminaires semblent indiquer que le mouvement de *l'axe électrique* du cœur, mis en évidence par l'analyse en composantes principales, est fortement corrélé au cycle respiratoire et à la position du patient. Ces techniques pourront donc constituer des méthodes originales de mesure de la respiration et de la position.