

50376
1995
109

N° d'ordre : 1542

THESE

Présentée à l'Université des Sciences et Technologies de Lille

en vue de l'obtention du grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE

Spécialité

Productique : Automatique et Informatique Industrielle

par

Régis LOGIER

Ingénieur EUDIL



CONTRIBUTION A L'ETUDE CONCEPTUELLE DES INSTRUMENTS INTELLIGENTS

UNE METHODOLOGIE APPLIQUEE AU MONITORAGE MEDICAL

Soutenue publiquement le 4 juillet 1995 devant la commission d'examen :

- Président M. Staroswiecki, Professeur, LAIL, Université de Lille I
- Rapporteurs J. Defrenne, Professeur, LAMIH, Université de Valenciennes
F. Guillemin, Professeur, CRAN, Centre Alexis Vautrin, Nancy
- Examineurs M. Delecroix, Médecin Anesthésiste, CH&U de Lille
R. Fiévé, Délégué à la Recherche, CH&U de Lille
X. Marchandise, Professeur, ITM CH&U de Lille
- Co-directeurs M. Bayart, Maître de Conférences, HDR, LAIL, Université de Lille I
M. Couvreur, Maître de Conférences, Université d'Artois

Remerciements

Ce mémoire est le résultat de travaux menés en collaboration entre le Laboratoire d'Automatique et d'Informatique industrielle de Lille (LAIL URA 1440) sous la direction scientifique de Monsieur le Professeur Marcel Staroswiecki et l'Institut de Technologie Médicale du Centre Hospitalier & Universitaire de Lille (ITM CH&U) sous la direction scientifique de Monsieur le Professeur Xavier Marchandise. Je tiens à leur témoigner toute ma reconnaissance pour l'aide tant scientifique que morale qu'ils ont su m'apporter et toute la sympathie dont ils m'ont gratifié.

Je remercie Messieurs Jean Defrenne, Professeur à l'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, et François Guillemain, Professeur au Centre Alexis Vautrin de Nancy, de m'avoir fait l'honneur d'accepter la lourde tâche de rapporteur.

Monsieur Régis Fiévé, Délégué à la Recherche au CH&U de Lille, et Monsieur le Docteur Michel Delecroix, Médecin Anesthésiste au CH&U de Lille me font l'honneur de participer à ce jury. Je les remercie de l'intérêt qu'ils ont manifesté pour ce travail et de la confiance qu'ils m'ont accordé dans les différentes activités liées à cette recherche.

Je tiens à témoigner ici ma reconnaissance à Madame Mireille Bayart, Maître de Conférences à l'Ecole Universitaire D'Ingénieurs de Lille, et Monsieur Michel Couvreur, Maître de Conférences à l'Université d'Artois, Co-directeurs de thèse, pour l'encadrement dynamique et chaleureux de ce travail.

Les applications médicales décrites dans ce mémoire ont fait l'objet de collaborations étroites avec différents services cliniques du CH&U de Lille. J'exprime ma plus profonde reconnaissance à Madame et Messieurs les professeurs Renée Krivosic, Michel Bertrand, Jean Lekieffre, Salem Kacet, Pierre Lequien, Francis Leclerc et Régis Matran pour m'avoir permis de travailler sur ces différents sujets. Je remercie l'ensemble des personnes de ces services qui ont manifesté de l'intérêt pour ces travaux et tout particulièrement Messieurs les Docteurs Michel Delecroix, Dominique Lacroix, Laurent Storme et Yvon Riou qui sont les initiateurs de nombreux projets et qui ont consacré beaucoup de temps à leur mise en oeuvre. Qu'il me soit permis de leur exprimer toute mon amitié.

Ma reconnaissance va également à tous ceux qui par leur amitié ou leur gentillesse ont contribué à la réussite de ces travaux :

- le personnel technique et administratif du LAIL,*
- le personnel de la délégation à la Recherche du CH&U de Lille,*
- mes compagnons de route du LAIL et de l'ITM*



Introduction

On observe depuis plusieurs années une sophistication grandissante des moyens mis en oeuvre pour la conception et la réalisation des systèmes de mesure, contrôle et commande. Dans le monde de l'automatique, cette évolution concerne en particulier *l'instrumentation*.

En effet, les progrès réalisés dans des domaines tels que la micro-électronique ou la micro-informatique ont contribué à l'émergence de *l'instrumentation intelligente*. Les apports de ce nouveau concept, au niveau des capteurs et actionneurs, s'expriment, de façon générale, par les aides apportées aux différents intervenants tout au long du cycle de vie du système, qu'ils soient concepteurs, installateurs, opérateurs de conduite, de maintenance ou de gestion technique.

Au niveau de *l'instrumentation de mesure*, l'intégration de ce concept permet non seulement d'améliorer les caractéristiques des grandeurs mesurées et leur validation mais également d'élaborer des grandeurs non accessibles à la mesure directe et d'en donner une représentation intelligible à l'utilisateur.

Ainsi il semble intéressant de tenir compte de ces nouvelles possibilités dans la réalisation d'instruments de mesure. Mais les initiateurs, concepteurs et développeurs de ces systèmes ne bénéficient pas toujours de méthodes de conception et/ou d'outils d'exploitation leur permettant de prendre en compte le concept d'instrumentation intelligente dans leurs nouveaux produits.

Dans ce mémoire, on se propose de formaliser les problèmes engendrés par les particularités des instruments intelligents. Le but de notre propos est de contribuer au développement d'une méthode de spécification pour l'instrumentation de mesure. Les travaux concernent en particulier l'étape de conception à partir d'un cahier des charges établi et prennent en compte à la fois les aspects fonctionnel et opérationnel.

Par ailleurs, notre intérêt pour l'instrumentation médicale nous amène à illustrer nos propos par des exemples tirés de ce domaine qui constitue un champ d'application intéressant de ces nouveaux concepts. En effet, la diversité des paramètres physiologiques monitorés et le besoin croissant de les corrélérer pour donner au médecin une image la plus précise possible de l'état du

patient, font que les concepteurs d'instruments pour le monitoring ont recours aux techniques évoquées plus haut.

Pour ces concepteurs, l'intérêt d'une méthodologie de conception est de leur permettre de mener leurs travaux de façon efficace et de fournir une documentation précise de la réalisation. Ceci est capital lorsqu'il s'agit, comme c'est souvent le cas, de réalisations dont il faudra assurer la maintenance, l'évolution et éventuellement le transfert technologique.

Comme bon nombre de méthodologies utilisées dans la description des systèmes, la méthode présentée s'appuie sur un modèle et une démarche. Le modèle que nous proposons est construit à partir du concept de *capteur intelligent* et reprend ses aspects fonctionnels. La démarche, quant à elle, comporte deux grandes étapes : la décomposition fonctionnelle et la conception opérationnelle.

Dans le premier chapitre, après avoir introduit les concepts de mesure et, par voie de conséquence, la notion de capteurs, nous présentons ces derniers dans leur forme "classique". Puis nous dressons le bilan de leurs performances et limites afin de mettre en place les moyens techniques utilisables pour les rendre plus performants. Ceci nous amène tout naturellement au capteur intelligent que nous introduisons sur les plans matériel et fonctionnel.

Le second chapitre est consacré à la décomposition en éléments simples d'un instrument complexe. Sur la base du schéma fonctionnel du capteur intelligent, défini au premier chapitre, nous présentons notre modèle de décomposition que l'on nomme *Structure Élémentaire d'Instrument Intelligent* (SEII). Cette structure est ensuite utilisée, selon des règles que nous définissons, pour décrire l'architecture fonctionnelle de l'instrument.

Dans le troisième chapitre nous nous intéressons aux aspects opérationnels de la conception. Une étude détaillée de chaque SEII permet de décrire les fonctions de base qui constitueront l'instrument ainsi que leur support d'implantation. Ensuite, en vue de la conception de l'instrument et compte tenu des différentes fonctions à réaliser et de leurs instants d'activation, nous donnons des règles de simplification inter-SEII et proposons un algorithme de base d'ordonnancement pour l'ensemble.

Enfin, les concepts développés sont mis en oeuvre dans le dernier chapitre. Dans ce sens, nous proposons la conception d'un système de surveillance de la fonction ventilatoire de l'enfant en ventilation contrôlée. Cette étude débouche sur la réalisation pratique de l'instrument qui est destiné à une utilisation en routine clinique dans les unités de soins intensifs.

Chapitre I

Capteurs et instrumentation de mesure

1) Introduction

Que ce soit dans un but de connaissance, de décision ou de réaction, il est indispensable d'appréhender les grandeurs physiques caractéristiques des phénomènes que l'on observe. Pour cela, l'être humain est doté d'un certain nombre de *capteurs* (papilles gustatives, yeux, etc.) qui lui permettent d'activer ses sens (la vue, l'odorat, l'ouïe, le goût, le toucher) et ainsi de communiquer avec son environnement.

Afin de compléter ces capteurs naturels dans le but d'*appréhender* et de *quantifier* les grandeurs physiques caractéristiques de son environnement (naturel ou technologique), il devient nécessaire de recourir à des moyens techniques tels que des *instruments de mesure*.

Ce chapitre a pour objectif de situer, sur un plan fonctionnel, l'*instrumentation de mesure* par rapport aux *capteurs* tels que nous les connaissons aujourd'hui. Pour cela, après avoir donné des généralités sur les besoins d'une instrumentation de mesure, nous étudierons les caractéristiques du *capteur classique* ainsi que ses performances et ses insuffisances.

Puis nous verrons que les nouvelles possibilités offertes par la micro-électronique jouent un rôle considérable dans la réalisation des capteurs. En particulier, les améliorations apportées par cette technologie s'expriment en terme de traitements numériques utilisés pour l'acquisition, la validation, l'élaboration et la mémorisation de données.

Enfin, nous aborderons les concepts de *capteur intelligent* en dégageant d'une part, la structure matérielle nécessaire et d'autre part, un schéma fonctionnel type [GEHI 94] regroupant les différentes fonctionnalités qui confèrent au système le qualificatif *intelligent*.

2) Instrumentation de mesure

Les dispositifs de mesure sont utilisés dans le but d'appréhender et de quantifier l'état d'un processus, d'un système ou d'un phénomène physique et d'en donner une représentation à un observateur.

L'observation d'un phénomène peut être réalisée dans le seul but de la connaissance de son évolution. C'est le cas lorsque l'on observe le ciel avec une paire de jumelles. La position ou la couleur des étoiles sont des renseignements qui nous aident à comprendre l'évolution cosmique [REEV 81]. Il existe une multitude de systèmes dédiés à la mesure de grandeurs physiques et à leur représentation dans un but de connaissance. Dans ce type d'instrument, c'est l'observateur qui est chargé de l'interprétation de la valeur délivrée.

Dans le monde médical, bon nombre d'appareils sont utilisés pour la surveillance des paramètres physiologiques. La plupart d'entre eux donnent une information primaire qui permet de juger de l'évolution d'un paramètre caractéristique de l'état du patient. Ce dernier est alors considéré comme un *processus de la nature* dont l'état à un instant t peut être caractérisé par la mesure de grandeurs physiques particulières (température, pouls, tension artérielle, etc.). Dans ces conditions, il est nécessaire de recourir à une *instrumentation de mesure* utilisée pour la connaissance et, par voie de conséquence, pour le diagnostic. Le cardiotelemètre, par exemple, est un instrument qui a pour but, à partir du signal électrocardiographique (ECG) prélevé à la surface de la peau du patient, de compter le nombre de battements cardiaques par minute (BPM), et donc de délivrer l'information *fréquence cardiaque* (FC) qui est interprétée par le médecin.

Les instruments de mesure possèdent deux fonctions de base qui sont : l'*acquisition* et la *représentation de l'information*. L'acquisition est le plus souvent réalisée par un élément sensible au phénomène physique (transducteur). La représentation de l'information, quant à

elle, dépend de l'observateur. Ainsi, s'il s'agit d'un observateur humain, il est fait usage d'une interface homme/machine.

En plus des fonctions d'*acquisition* et de *représentation de l'information*, l'instrument de mesure comporte généralement une unité de *traitement*. En effet, dans certains cas, il est nécessaire de traiter les données de base soit pour les rendre compatibles avec le reste des équipements, soit pour en extraire des données complémentaires. Dans l'exemple du cardiotelemètre, un dispositif de détection de seuil (haut ou bas) sur la fréquence cardiaque (FC), permet de déceler une bradycardie (diminution de la FC) ou une tachycardie (augmentation de la FC). C'est l'unité de traitement qui est chargée de cette fonction.

Ces différents exemples nous permettent de donner les bases d'une représentation de l'instrument de mesure. Ainsi, la figure I.1 donne le schéma de la chaîne de mesure d'un instrument.

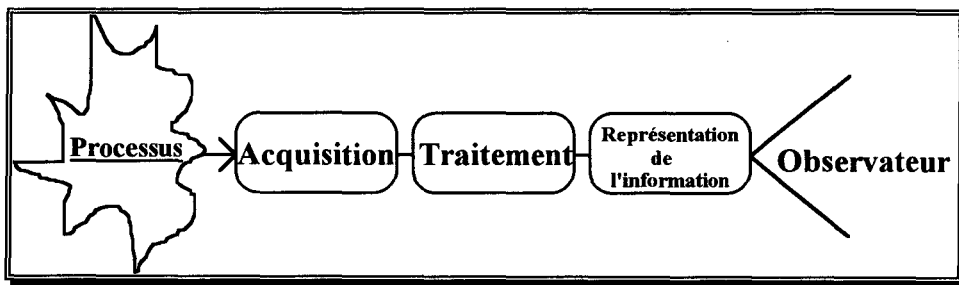


Figure I.1 : schéma de base d'une chaîne de mesure.

3) Le capteur classique

Appréhender et représenter le comportement d'un processus ou d'un système, qu'il soit technologique (par exemple une centrale nucléaire) ou naturel (par exemple un patient), nécessite, on l'a vu, la mesure des grandeurs physiques représentatives de son état. Pour ce faire, le capteur est un élément essentiel qu'il convient de décrire.

3.1) Définition

Dans un contexte industriel, il est classique de représenter un *capteur* par l'association d'un *transducteur*, d'un *conditionneur* et d'un *transmetteur*, l'ensemble de ces éléments constituant

la partie acquisition de la chaîne de mesure [ASCH 87]. Une telle représentation est donnée sur la figure I.2.

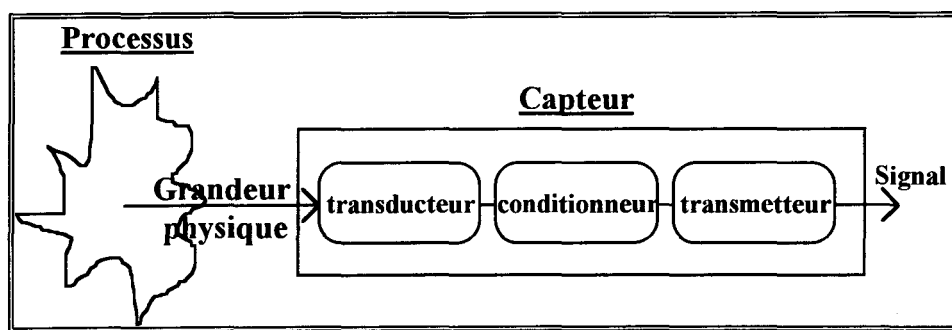


Figure I.2 : le capteur classique.

Le *transducteur* est un élément sensible au phénomène physique qui traduit l'information captée en une grandeur exploitable par les autres constituants du capteur. Cette grandeur peut être par exemple :

- une force électromotrice pour un thermocouple (capteur de température),
- une capacité variable en fonction d'une pression (capteur de pression piézo-électrique),
- un champ magnétique variable (capteur de pression à noyau plongeur),
- etc.

Le *conditionneur* est destiné à mettre en forme le signal issu du transducteur. Il le transforme le plus souvent en une grandeur électrique (analogique ou numérique), optique ou mécanique selon les technologies utilisées.

Enfin, le *transmetteur* code l'information produite par le conditionneur en l'adaptant d'une part au format utilisé par le consommateur et d'autre part au format compatible avec la ligne de transmission qui dépend du médium de communication utilisé. Il s'agit par exemple, de transformer une variation de grandeur entre 0 et 100 % en un courant variant entre 4 mA et 20 mA ou d'effectuer un transport numérique sur un système de communication normalisé (RS232 par exemple).

3.2) Performances

Il existe plusieurs critères pour évaluer de façon générale les performances d'un capteur [GEHI 94]. Toutefois, il est possible de les répartir en trois catégories : les critères

métrologiques en terme de caractéristiques statiques et dynamiques, et les critères de sûreté de fonctionnement, selon que l'on désire caractériser plus particulièrement la grandeur élaborée, les conditions d'utilisation de l'instrument ou son aptitude à remplir sa fonction.

3.2.1) *Caractéristiques statiques*

Les critères métrologiques sont utilisés pour caractériser la plus ou moins bonne concordance entre la valeur mesurée et la vraie valeur du mesurande, c'est-à-dire, la grandeur physique que l'on veut mesurer [ASCH 87], [AFNOR 84]. Ils sont liés à l'importance et à la nature des erreurs de mesure. Ces dernières représentent l'écart entre la valeur vraie et la valeur mesurée du mesurande et ne peuvent qu'être estimées [CUNN 81]. La valeur vraie du mesurande, en supposant que cette notion ait un sens, ne peut donc qu'être approchée et ne sera jamais connue de façon parfaite.

Il existe trois critères permettant de juger de l'importance plus ou moins grande des erreurs de mesure pour un même capteur.

☞ **La fidélité** : un capteur est fidèle si la dispersion des résultats lors du mesurage, dans des conditions identiques, d'une même valeur (inconnue) du mesurande est faible. L'écart type calculé sur N mesures d'un mesurande m permet d'apprécier quantitativement la fidélité.

☞ **La justesse** : un capteur est juste si la valeur qu'il attribue au mesurande par moyennage sur N mesures réalisées dans des conditions similaires est très proche de la valeur vraie.

☞ **La précision** : un capteur est précis s'il est à la fois juste et fidèle. Un tel capteur fournit donc des résultats qui individuellement sont proches de la valeur vraie du mesurande. La précision peut être spécifiée numériquement par l'erreur de précision. Elle est calculée compte tenu de toutes les causes d'erreurs possibles. La précision délimite un intervalle autour de la valeur mesurée, à l'intérieur duquel on est assuré de trouver la valeur vraie du mesurande.

Les critères suivants sont utilisés pour traduire les insuffisances du capteur vis-à-vis des grandeurs d'influence.

☞ **La finesse** : le critère de finesse exprime l'aptitude du capteur à donner la valeur de la grandeur à mesurer sans modifier celle-ci par sa présence. La finesse est par exemple

fonction du volume mort pour un capteur de pression. En particulier, elle est dans ce cas d'autant meilleure que le rapport volume mort sur volume de l'enceinte, où la pression est mesurée, est faible.

☞ **L'étendue de mesure** : l'étendue de mesure définit une plage de variations possible pour le mesurande dans laquelle le fonctionnement du capteur est garanti conforme à des spécifications données. L'étendue de mesure résulte par exemple des seuils minimal et maximal imposés par les caractéristiques non linéaires qui peuvent toujours subsister au sein d'un capteur.

☞ **La sensibilité** : la sensibilité correspond au rapport de la variation de la grandeur de sortie du capteur à la variation de la grandeur d'entrée qui lui a donné naissance. De façon générale, la sensibilité S s'écrit, pour une valeur m donnée du mesurande :

$$S = \frac{\Delta s}{\Delta m}$$

Δs : variation de la sortie, Δm : variation du mesurande.

☞ **La résolution** : la résolution correspond à la plus faible valeur du mesurande à laquelle une valeur numérique peut être assignée sans interpolation. Cette notion est à rapprocher de l'opération de conversion au format numérique de l'information primaire. L'aptitude du capteur à répondre à de petits changements de la valeur du mesurande est caractérisée par la *mobilité*.

3.2.2) Caractéristiques dynamiques

Les critères dynamiques renseignent sur l'évolution des grandeurs de sortie en regard de celle des grandeurs d'entrée.

☞ **Le temps de réponse** : le temps de réponse représente le temps nécessaire à l'élaboration d'une grandeur de sortie à partir des grandeurs d'entrée. Il doit être négligeable devant la dynamique des signaux observés.

☞ **La fréquence de coupure** : la fréquence de coupure est un autre critère exprimant le comportement dynamique du capteur. Par définition c'est la fréquence maximale à laquelle le capteur est capable d'élaborer des grandeurs de sortie à partir des grandeurs d'entrée sans introduire de distorsion.

3.2.3) Les critères de sûreté de fonctionnement

De façon générale, la sûreté de fonctionnement rend compte de l'aptitude d'un système à remplir sa mission. Elle peut s'analyser selon un critère de *fiabilité*, dont l'objectif est de minimiser les risques de problèmes, et un critère de *crédibilité*, qui vise à garantir un comportement en cas de problème [DELM 93].

3.3) Limites

Chaque élément de la chaîne de mesure a des caractéristiques de fonctionnement propres, par exemple :

- un temps de réponse plus ou moins long,
- une sensibilité aux variations de température,
- une plage de fonctionnement limitée.

Ces contraintes imposées par chacun des éléments du capteur font que son comportement global n'est pas parfait. Les principales insuffisances peuvent être résumées par le modèle de comportement suivant [HAMA 86] :

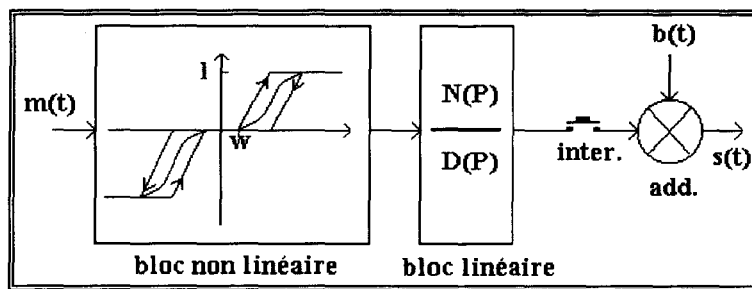


Figure I.3 : modèle de comportement d'un capteur classique.

Sur ce schéma, $s(t)$ représente la sortie du capteur en fonction du temps et $m(t)$ le mesurande. Les blocs linéaire et non linéaire traduisent le comportement dynamique du capteur, en particulier, par les notions de temps de réponse et de bande passante.

Le temps de réponse, on l'a vu, permet d'apprécier de quelle façon la grandeur élaborée par le capteur suit les variations du mesurande dans le temps. Dans la pratique, il est évalué à partir du temps qui s'écoule lorsqu'on soumet le capteur à une variation brusque de mesurande, avant que sa sortie n'atteigne un pourcentage fixé (par exemple 95%) de la réponse finale (figure I.4).

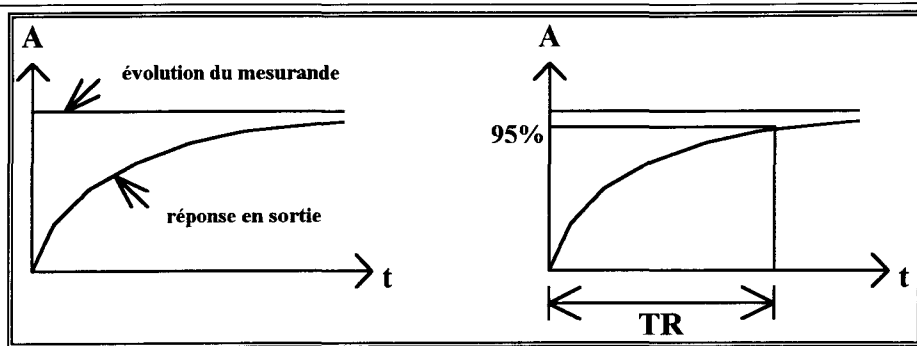


Figure I.4 : temps de réponse d'un capteur.

Par ailleurs, un capteur est généralement assimilable à un filtre passe-bas caractérisé par une fréquence de coupure F_c (figure I.5) correspondant à la fréquence maximale d'un signal d'entrée sinusoïdal que le capteur peut suivre fidèlement (i.e. avec une atténuation inférieure à 3 dB).

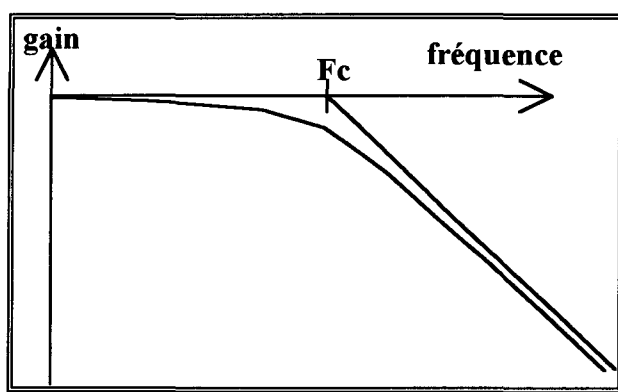


Figure I.5 : réponse en fréquence d'un capteur.

Le bloc non-linéaire met également en évidence l'étendue de mesure définie comme la plage de variations possibles des valeurs du mesurande pour que celles-ci soient détectables par le capteur. Le seuil minimal (ou zone morte) traduit le fait que le capteur reste insensible aux valeurs du mesurande qui ne sont pas au moins égales à la valeur seuil (la sortie du capteur reste nulle au bruit près, si la valeur du mesurande n'atteint pas la valeur w). La saturation, quant à elle, entraîne que le capteur fournit toujours la même valeur (aux incertitudes près) lorsque le mesurande dépasse une valeur donnée. Entre la zone morte et la zone de saturation, la non-linéarité peut être plus ou moins accentuée. La courbe centrale traduit une sensibilité non constante, c'est-à-dire que la variation de la réponse du capteur à une variation correspondante du mesurande dépend de la valeur du mesurande. Par conséquent, le facteur d'échelle (figure I.6), défini comme le coefficient liant la grandeur de sortie à la grandeur d'entrée, n'est pas constant, ce qui ne simplifie pas l'utilisation du capteur.

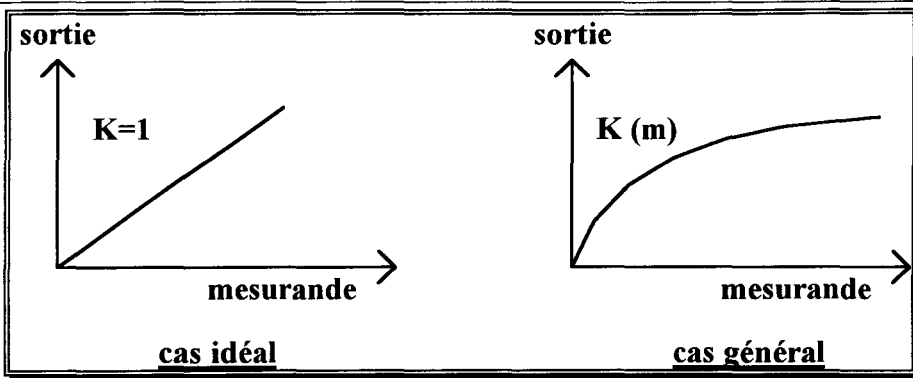


Figure I.6 : facteur d'échelle.

Par ailleurs, chaque composant interne n'est pas exempt de défaillance, ce qui est équivalent à une rupture dans la chaîne de génération du signal, symbolisée sur la figure I.3 par un interrupteur. De plus, les dérives des composants, leur sensibilité à des grandeurs environnantes sont assimilables à un signal perturbateur qui se superpose au signal principal et fausse la grandeur élaborée.

Le schéma représentant le modèle de comportement du capteur permet donc de mettre en évidence bon nombre d'insuffisances liées au fonctionnement du capteur. Ce sont entre autres :

- l'étendue de mesure limitée,
- la non linéarité de certains transducteurs,
- le temps de réponse et la bande passante à rapprocher de la dynamique du mesurande,
- la sensibilité aux grandeurs externes,
- les défaillances et dérives toujours possibles des composants internes.

A ces insuffisances s'ajoute le fait que certaines grandeurs restent inaccessibles à une évaluation directe. Par exemple, il n'existe pratiquement pas à l'heure actuelle de capteur retranscrivant les sensations olfactives et gustatives [PEAR 93].

3.4) Les caractéristiques idéales

Nous avons vu que le capteur classique possède un certain nombre de défauts. On peut définir les caractéristiques qu'il devrait posséder dans le cas idéal.

- ☞ En premier lieu, nous avons vu que le temps de réponse devait être le plus court possible, c'est-à-dire que toute variation du mesurande doit engendrer une variation instantanée de son image (sortie du capteur).
- ☞ Le capteur idéal doit pouvoir restituer des variations rapides du mesurande sans pour autant introduire de déphasage. Il est accepté que la bande passante du capteur, qui ne peut être infinie physiquement, doit être largement supérieure au spectre de fonctionnement du phénomène physique.
- ☞ La plage de fonctionnement doit être adaptée à l'étendue de mesure tout en assurant une bonne sensibilité. En effet, il est inutile d'utiliser un capteur de pression dont la plage de fonctionnement se situe entre +10 et -10 cmH₂O pour mesurer des variations de ± 1 cmH₂O.
- ☞ Un capteur doit présenter une relation quantifiable entre le mesurande et son image (facteur d'échelle). Cette relation doit être connue ou éventuellement calculable par une procédure d'étalonnage, de manière à fournir une image la plus précise possible.
- ☞ Les dérives, essentiellement dues aux variations de température dans un capteur analogique, doivent être nulles ou compensées.
- ☞ Le capteur doit être le moins possible sensible au bruit de mesure. Il ne doit être sensible qu'au mesurande.
- ☞ Le capteur ne doit pas perturber le mesurande par sa présence (finesse).

Les progrès réalisés dans les domaines des sciences des matériaux, de la micromécanique et de la micro-électronique, associés au développement des techniques numériques, permettent d'envisager une amélioration des performances du capteur [BAIL 92], [NAJA 91]. Dans la recherche des possibilités envisageables en vue d'améliorer toutes ces caractéristiques, nous trouvons plusieurs voies :

- ☞ La première consiste à élaborer de nouveaux *transducteurs* en tenant compte des nouvelles possibilités d'usinage (mécanique, micromécanique) et de la découverte de nouveaux matériaux et de l'exploitation de leur effets (céramique et matières organiques) [ICHI 90], [MENZ 93]. Ainsi, ces nouveaux transducteurs seraient capables de fournir des informations moins perturbées ou tout simplement d'offrir la possibilité de mesurer de nouvelles grandeurs.

- ☞ Une deuxième voie consiste à améliorer la partie *conditionneur* du capteur. Dans les capteurs analogiques, ceci se concrétise par une miniaturisation des composants afin d'en placer un plus grand nombre sur une même surface. Cette technique permet de multiplier les traitements analogiques (amplification, filtrage, compensation, etc.) mais reste limitée car les composants analogiques sont eux-mêmes soumis aux défaillances et dérives toujours possibles.

- ☞ Une troisième voie, qui semble plus prometteuse, est celle qui est offerte par l'évolution de la micro-électronique. En effet, avec la technologie des microprocesseurs, les améliorations possibles s'expriment en terme de traitements numériques et donc, les inconvénients liés au matériel (tels que non linéarités, dérives, etc.), restent de ce fait très limités. Ainsi, en associant au capteur une unité de traitement numérique, il devient possible d'accroître ses performances par la réalisation de nouvelles fonctionnalités [MAUR 93]. Néanmoins, il faut noter que l'augmentation de matériel (microprocesseur, mémoires, interfaces, etc.) a également pour effet de diminuer la fiabilité.

- ☞ Enfin, une dernière voie, qui découle également des possibilités de traitement numérique, consiste à réaliser des instruments capables de fournir à l'opérateur les valeurs de grandeurs non accessibles auparavant (grandeurs virtuelles) élaborées à partir de grandeurs mesurées et de modèles mathématiques.

4) Le capteur numérique

La réalisation d'un capteur numérique implique d'une part, la modification de sa structure matérielle, en particulier grâce aux apports de la technologie micro-électronique, et d'autre part, l'exploitation des possibilités logicielles.

4.1) Aspects matériels

La structure matérielle du capteur numérique possède au minimum un transducteur, un conditionneur et un organe numérique (figure I.7).

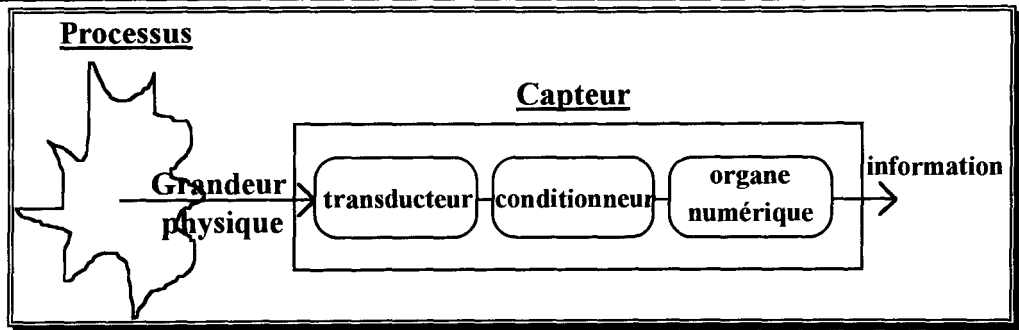


Figure I.7 : structure matérielle du capteur numérique.

Le *transducteur*, interface primaire avec le processus, reste évidemment indispensable.

Le *conditionneur*, basé le plus souvent sur des technologies analogiques dans le cas des systèmes électriques, reste lui aussi présent. En effet, il est d'une part lié directement au transducteur (pour son alimentation électrique par exemple) et d'autre part, utile pour un bon fonctionnement du système numérique (filtre anti-repliement par exemple). Il peut être néanmoins réduit à sa plus simple expression du fait que bon nombre de fonctions lui étant dévolues par le passé, seront maintenant prises en charge par la partie numérique.

L'*organe numérique*, quant à lui, est normalement constitué d'une structure classique de microcalculateur (microprocesseur, mémoires, entrées/sorties, etc.) dont l'étude dépasse le cadre de ce travail. Il est à noter que, généralement, la fonction *transmetteur* du capteur est avantageusement prise en charge par cette structure qui intègre le plus souvent un circuit de communication numérique (parallèle ou série). Enfin, la partie numérique doit posséder en entrée un dispositif de conversion de l'information *analogique* issue du conditionneur en un signal *numérique*.

4.2) Aspects logiciels

Par opposition aux systèmes analogiques qui traitent de manière continue les informations, les systèmes numériques les traitent de façon séquentielle. En effet, de par leur conception, les systèmes programmés sont soumis au rythme d'une horloge dans l'exécution des opérations élémentaires qui les caractérisent. Il en découle qu'un laps de temps est nécessaire entre deux opérations successives. Ce laps de temps est plus ou moins important en fonction de la puissance du calculateur. Ainsi, l'exécution d'une tâche d'un traitement numérique (c'est-à-dire une suite d'instructions élémentaires) peut nécessiter un temps plus ou moins important. Cette

notion prend toute son importance lorsqu'il s'agit, comme c'est souvent le cas dans les problèmes de traitement numérique du signal, de traiter les informations continûment.

Par ailleurs, les traitements numériques sont généralement organisés en plusieurs tâches ayant des fonctions différentes mais complémentaires. Par exemple, la détection d'une tension de crête peut être décomposée en deux sous-programmes : le premier attend que le signal atteigne une valeur de seuil et le deuxième, déclenché par le premier, en calcule la dérivée pour détecter un sommet. Les différentes tâches constituant un programme sont donc interdépendantes et doivent être synchronisées pour un bon fonctionnement de l'ensemble du système. Il apparaît ainsi la notion de programme d'administration qui a pour rôle la *gestion de l'activité* du système.

4.3) Numérisation des signaux

La numérisation des signaux (ou conversion analogique/numérique) fait appel à deux notions essentielles : l'*échantillonnage* et la *quantification* [SEVE 84].

L'échantillonnage :

Pour passer du monde analogique (continu) au monde numérique (discret), il y a une étape obligatoire qui est l'*échantillonnage*. En effet, un signal analogique évolue continûment dans le temps et, de ce fait, ne peut être connecté directement à un organe numérique qui, par définition, travaille sur des nombres (échantillons numériques) à un rythme déterminé (fréquence d'horloge). Ce rythme n'étant pas infini, il faut se résoudre à l'idée que l'élément numérique ne perçoit jamais la totalité du signal mais seulement des fragments (figure I.8). Cette fragmentation s'appelle l'*échantillonnage* (ou discrétisation temporelle). De toute évidence, il est préférable d'échantillonner à un rythme suffisamment élevé (donc une période d'échantillonnage T_e suffisamment faible) vis-à-vis du signal observé afin de conserver le maximum d'information. A ce propos, le théorème de Shannon énonce qu'une suite d'échantillons numériques obtenue par échantillonnage à la fréquence F_e d'un signal analogique $x(t)$, décrit correctement $x(t)$ à condition que la borne supérieure du contenu spectral de $x(t)$ soit inférieure ou égale à $F_e/2$ [BELL 81]. Dans la pratique on choisira une fréquence d'échantillonnage F_e supérieure ou égale à dix fois la fréquence maximale du signal que l'on veut observer.

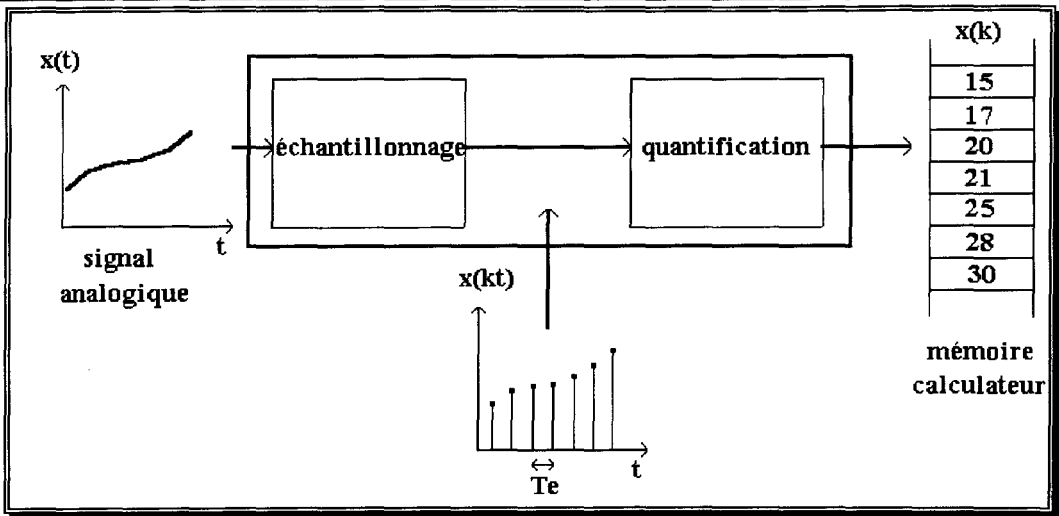


Figure I.8 : principe de la numérisation d'un signal.

La quantification :

Après l'opération d'échantillonnage temporel vient la *quantification d'amplitude*. Cette opération a pour but de faire correspondre à la valeur d'amplitude au moment de l'échantillonnage $x(kt)$, un nombre $x(k)$ habituellement codé sous forme binaire pour des raisons de compatibilité avec la représentation interne des données d'un ordinateur. Ce nombre $x(k)$ appartient à un ensemble fini de valeurs discrètes.

En résumé, la fonction de numérisation a pour but de transformer le signal continu d'entrée $x(t)$ en une suite discrète de nombres $x(k)$. On retiendra que ceci implique d'une part, une discrétisation temporelle (passage de $x(t)$ à $x(kt)$) et d'autre part, une quantification d'amplitude (passage de $x(kt)$ à $x(k)$).

5) Les traitements numériques

Bon nombre de traitements numériques sont susceptibles d'être implantés dans le but d'améliorer le fonctionnement d'un capteur. L'objet de notre travail n'est pas de démontrer la faisabilité de tel ou tel calcul ou algorithme mais de faire le point sur les traitements numériques élémentaires susceptibles d'une part, d'être facilement implantables au sein d'une simple unité à base de microprocesseur (par exemple un microcontrôleur implanté dans un capteur) et d'autre part, de résoudre les problèmes évoqués plus haut quant aux dysfonctionnements dus à la technologie utilisée dans l'élaboration des capteurs classiques.

Dans ce but, nous avons recensé quelques algorithmes pratiques en les regroupant dans trois grandes classes d'utilisation : l'*acquisition*, la *validation* et l'*élaboration*. Nous montrerons, à partir d'exemples concrets, l'intérêt des traitements numériques pour leur flexibilité vis-à-vis de la complexité des systèmes câblés équivalents.

5.1) Algorithmes d'acquisition

L'acquisition du signal issu de la chaîne transducteur-conditionneur se fait dans un premier temps par la récupération de l'échantillon numérique produit par le convertisseur analogique/numérique. Cette opération nécessite un dialogue entre le convertisseur et le calculateur pour des raisons de synchronisation, mais se résume finalement par un simple transfert de l'échantillon vers la mémoire de l'ordinateur. Par contre, cette valeur discrète n'est pas toujours exploitable et peut nécessiter des transformations telles qu'une mise à l'échelle (gain, offset) ou une linéarisation.

Autocalibration :

Le rôle de l'autocalibration est de donner au signal acquis un gain (amplification) et un offset (rattrapage de zéro) afin de refléter au mieux la valeur physique du mesurande. Les valeurs de gain et d'offset peuvent être obtenues par une procédure d'étalonnage très simple :

- 1) on donne au mesurande sa valeur minimale, ce qui permet de mesurer l'offset,
- 2) on donne au mesurande sa valeur maximale et on en déduit le coefficient multiplicateur (gain) correspondant au calibre.

Dans un capteur analogique, l'autocalibration peut être obtenue par le montage électrique donné sur la figure I.9.

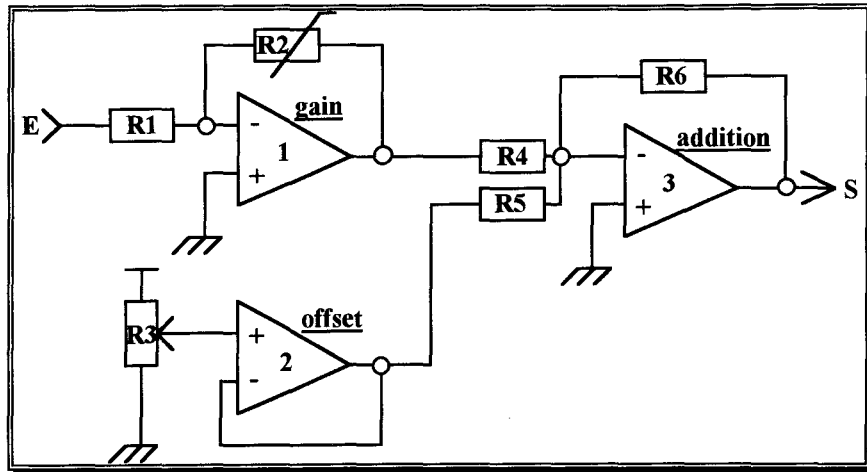


Figure I.9 : autocalibration pour un capteur analogique.

La résistance ajustable R2 sert à régler le gain de l'amplificateur opérationnel (AOp) n° 1. La résistance ajustable R3 impose une tension d'offset qui est ajoutée au signal amplifié par l'intermédiaire du montage additionneur constitué par l'AOp n°3. Ce système met en oeuvre trois AOp, trois résistances fixes et deux résistances ajustables et nécessite un ajustement manuel du gain et de l'offset à chaque procédure d'étalonnage.

Dans un capteur numérique, cette opération est avantageusement remplacée par l'opération suivante :

$$E_m = E_a * G + O$$

où, à l'instant t, E_m représente l'échantillon qui sera mémorisé, E_a l'échantillon acquis, G la valeur du gain et O la valeur de l'offset. G et O sont des variables stockées dans la mémoire du calculateur à l'occasion d'une procédure logicielle d'étalonnage. On constate que le calcul de E_m ne nécessite qu'une multiplication et une addition. Pour un microcontrôleur, par exemple, ces opérations ne présentent pas une contrainte de temps excessive et peuvent de ce fait être exécutées au rythme de l'échantillonnage du signal.

Autocompensation :

L'autocompensation est une notion proche de l'autocalibration au sens où elle intervient pour compenser les grandeurs d'influence, la non-linéarité de certains transducteurs ou les dérives des composants de la chaîne transducteur-conditionneur. Cette fonction agit sur les échantillons numériques à l'aide de coefficients, de lois de correction ou de modèles de référence stockés au sein de l'unité de traitements numériques. Considérons l'exemple d'un

transducteur pour lequel l'information fournie n'évolue pas de façon linéaire vis-à-vis de l'évolution du mesurande. Il est possible, dans ce cas, de définir point par point une courbe d'étalonnage et de mémoriser ces points dans la mémoire de calculateur. Ainsi, pour chaque valeur de l'échantillon acquis on peut faire correspondre une valeur compensée. Sur un plan pratique, l'opération d'autocompensation se résume, dans ce cas, en une opération de recherche en mémoire de la valeur acquise et de lecture de la valeur compensée correspondante.

5.2) Algorithmes de validation

Les algorithmes que nous allons décrire dans cette catégorie sont de nature à *corriger* ou à *valider* les informations au sens où elles sont extraites du bruit de mesure et au sens où on observe la cohérence des échantillons dans le temps. Pour un signal continu, les opérations les plus courantes sont par exemple le lissage en vue d'éliminer les perturbations de haute fréquence ou l'élimination des fluctuations de la ligne de base. On peut également trouver des méthodes de filtrage non-linéaire pour écarter des valeurs aberrantes (filtre médian ou méthodes statistiques).

Ces notions sont fortement liées au filtrage des signaux. Les principes de base du filtrage numérique sont donnés en annexe.

Élimination du bruit de mesure :

Le bruit de mesure est en réalité un signal perturbateur le plus souvent de faible amplitude qui vient se superposer au signal représentatif du mesurande. Les techniques utilisées pour l'élimination de cette perturbation dépendent de la nature même de cette dernière (fréquence, amplitude). S'il s'agit d'un signal dont le spectre peut être identifié, alors les techniques de filtrage classiques peuvent être adoptées [BLAN 91]. Il conviendra dans ce cas de distinguer les fréquences de coupure limites à utiliser afin de ne pas distordre le signal de base.

Par exemple, une perturbation due au secteur 50 Hz sur un signal dont le contenu spectral se situe entre 5 Hz et 25 Hz sera éliminée à l'aide d'un filtre de type passe-bas réglé pour une fréquence de coupure de 35 Hz. De même, une ondulation basse fréquence (< 1 Hz) sur ce même signal sera réduite par un filtre de type passe-haut réglé pour une fréquence de coupure de 5 Hz.

Par contre, si les perturbations apparaissent de façon aléatoire, alors des méthodes statistiques de filtrage seront nécessaires.

☞ Bruit à haute fréquence

On entend par *bruit à haute fréquence*, un bruit dont la fréquence centrale se situe au dessus de la limite haute de l'étendue spectrale du signal représentatif du mesurande.

Résonnons sur l'exemple du signal électrocardiographique (ECG). Ce signal est sujet aux perturbations dues au secteur (50 Hz) du fait de la fragilité de la technique d'obtention du signal (de simples électrodes collées sur la surface de la peau) et de l'environnement souvent défavorable dans lequel se déroule l'examen (bistouri électrique, appareillages médico-chirurgicaux, etc.). Compte tenu du fait que la majeure partie de la puissance spectrale de l'ECG se situe entre 1 Hz et 30 Hz [THAK 84], il est possible d'utiliser dans ces conditions un simple filtre passe-bas avec une fréquence de coupure à 30 Hz dont la synthèse peut être faite selon la méthode décrite en annexe.

Soit le filtre passe-bas du premier ordre dont l'équivalent électrique est donné sur la figure I.10.

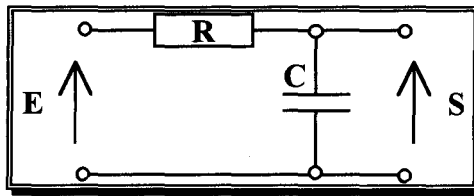


Figure I.10 : filtre passe-bas du premier ordre.

Sa fonction de transfert s'écrit :

$$H(P) = \frac{S(P)}{E(P)} = \frac{1}{R \cdot C} \cdot \frac{1}{P + \frac{1}{R \cdot C}}$$

et l'équation de récurrence associée :

$$S(n) = \frac{1}{R \cdot C} \cdot E(n) + e^{-\frac{T_e}{RC}} \cdot S(n-1)$$

Remarque:

Si le calculateur ne dispose pas de moyens de calcul en virgule flottante et si la précision du filtre n'est pas un élément majeur, il est possible d'obtenir un fonctionnement similaire par la technique du moyennage des échantillons. Cette méthode consiste à faire glisser sur le signal une fenêtre de N points et à calculer la valeur moyenne de ces N points à chaque instant d'échantillonnage. Le signal résultant est constitué des valeurs moyennées. La figure I.11 illustre cette méthode pour N=3. Elle met en évidence l'effet de lissage d'un tel filtre, donc de l'élimination des hautes fréquences. Cet effet peut être plus ou moins accentué en agissant sur la largeur de la fenêtre glissante (N) [RAJA 79].

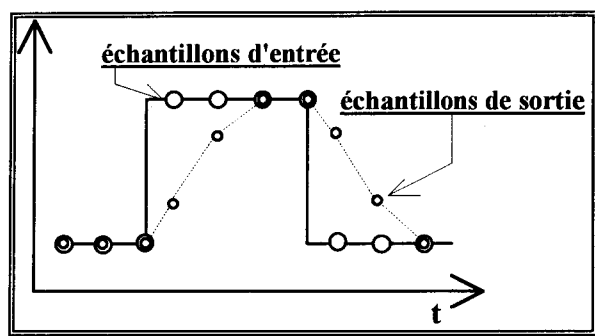


Figure I.11 : lissage par moyennage.

☞ Bruit à basse fréquence

Les bruits à basse fréquence sont caractérisés par un contenu spectral en dessous de la limite inférieure du contenu spectral du signal de base. Ainsi, dans l'exemple de l'ECG, des perturbations dues à la respiration du patient (< 1 Hz) sont parfois enregistrées [PALL 89]. La figure I.12 montre l'enregistrement de telles perturbations.

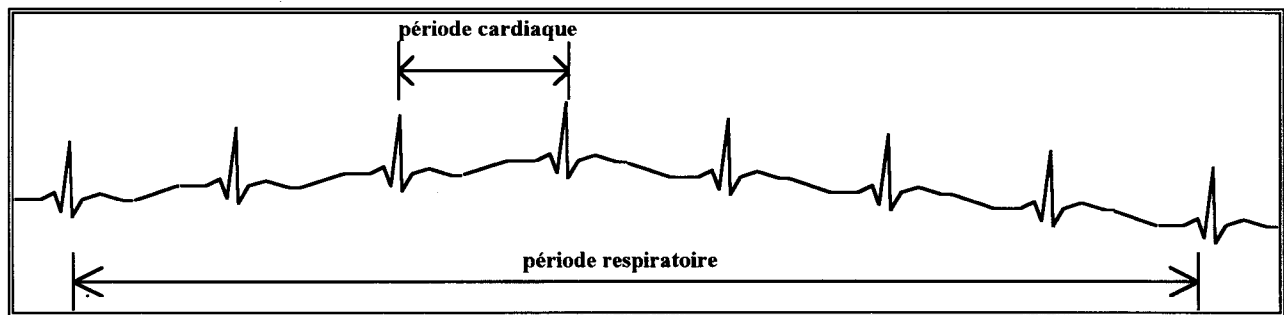


Figure I.12 : ECG perturbé par le signal respiratoire.

Il convient dans ce cas d'utiliser un filtre passe-haut (coupe-bas) pour éliminer les fluctuations indésirables de la ligne de base [POTT 90]. Cependant, il est à noter que, contrairement aux filtres passe-bas, la synthèse des filtres passe-haut n'est pas réalisable par les techniques conventionnelles. En effet, ces techniques sont soumises à la condition de Shannon, c'est-à-dire que la fréquence d'échantillonnage F_e doit être au moins égale à deux fois la fréquence maximale observable. Or, par définition, un filtre passe-haut possède une bande passante qui s'étend à l'infini. Cette incompatibilité peut être néanmoins levée par l'utilisation de la technique représentée sur le diagramme de la figure I.13.

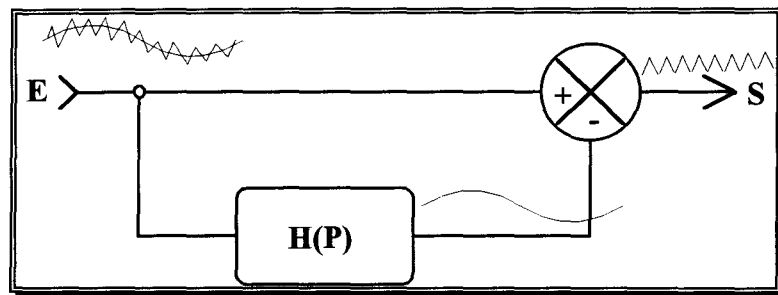


Figure I.13 : filtre coupe-bas.

Par ce moyen, le signal perturbateur à basse fréquence est isolé à l'aide d'un filtre passe-bas dont la synthèse est réalisable dans le respect de la règle de Shannon, et soustrait du signal original. Ainsi, seul le contenu haute fréquence est restitué à la sortie du système.

Calculons la fonction de transfert $\frac{S(P)}{E(P)}$ de ce système dans le cas de l'utilisation d'un filtre du premier ordre, c'est-à-dire avec $H(P) = \frac{1}{1 + \tau \cdot P}$

Dans ces conditions nous pouvons écrire :

$$S(P) = E(P) - E(P) \cdot \frac{1}{1 + \tau \cdot P}$$

D'où :

$$\frac{S(P)}{E(P)} = 1 - \frac{1}{1 + \tau \cdot P} = \frac{\tau \cdot P}{1 + \tau \cdot P}$$

Cette dernière transmittance correspond précisément à celle d'un filtre passe-haut du premier ordre dont l'équivalent électrique est représenté sur la figure I.14.

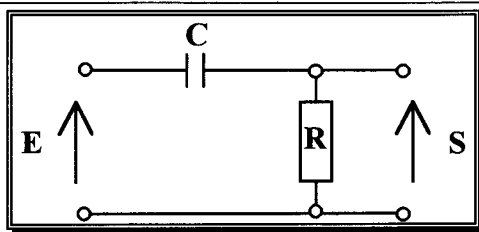


Figure I.14 : filtre passe-haut.

Remarque:

De même que pour les filtres passe-bas, si le calcul en virgule flottante n'est pas réalisable, on peut utiliser, pour la fonction de transfert $H(P)$ de la figure I.13, un filtre à moyennage dont la fenêtre doit être réglée suffisamment large vis-à-vis de la période principale du signal de base pour que la composante basse fréquence recueillie reflète au mieux la valeur moyenne du signal global.

☞ **Bruit aléatoire**

Un bruit aléatoire peut être décrit comme le résultat de la génération de valeurs de grande amplitude qui contaminent de façon intermittente le signal de base.

Il est possible d'éliminer ces valeurs aberrantes par l'utilisation de techniques dites d'*ébarbage* ou de *winsorizing* [RAGO 90] qui utilisent les qualités de la *médiane* et de ce fait entrent dans le cadre des filtres non linéaires. La méthode consiste à faire glisser sur le signal une fenêtre de N points et, pour chaque instant d'échantillonnage, à ordonner les valeurs du signal comprises dans cette fenêtre. Dans le cas du filtre *ébarbeur*, on se contente d'écarter les valeurs extrêmes de la suite ordonnée. Pour le filtre *winsorizeur*, les valeurs les plus faibles sont remplacées par la valeur immédiatement supérieure et les plus fortes par la valeur immédiatement inférieure.

Dans cette catégorie de filtres, on peut également citer le *filtre médian* qui, sur une même fenêtre de N points ordonnés, donne à l'échantillon filtré la valeur médiane de la fenêtre.

Validation fonctionnelle :

Dans la mesure où l'on ne dispose à un instant donné que d'une seule information, les algorithmes de validation que l'on peut mettre en place concernent par exemple :

- ☞ l'appartenance de la valeur mesurée à un intervalle,
- ☞ la cohérence dans l'évolution de la grandeur (comparaison avec les valeurs précédentes ou avec d'autres valeurs corrélées).

5.3) Algorithmes d'élaboration

Nous avons vu que l'apport de la numérisation au niveau d'un capteur nous permet d'envisager l'*élaboration* de nouvelles grandeurs (grandeurs virtuelles). Les techniques que nous allons utiliser pour cette fonction vont dépendre du cahier des charges défini pour la réalisation du capteur. Néanmoins, nous pouvons citer quelques algorithmes classiques utilisables dans cette démarche.

algorithmes de base :

Les opérations de dérivation et d'intégration par rapport au temps sont des outils de base pour élaborer des grandeurs nouvelles. Par exemple, la dérivation du signal issu d'un tachymètre nous donne un nouveau signal relatif à l'accélération. De même, dans un système hydraulique, l'intégration du signal de débit nous donne un volume, et ceci, de façon continue. Ces deux opérations, en apparence simples à mettre en oeuvre, posent dans la pratique des problèmes de stabilité qui sont évoqués en annexe.

Méthodes fréquentielles :

Les méthodes fréquentielles de traitement numérique du signal permettent également d'extraire de l'information complémentaire et de ce fait entrent dans le cadre des méthodes utilisables pour l'amélioration des performances d'un capteur. La transformée de Fourier est en effet un outil puissant qui permet de donner une représentation fréquentielle d'une fonction continue du temps. Pour les applications dans le domaine échantillonné, il existe des algorithmes de transformée de Fourier rapide (TFR ou FFT pour Fast Fourier Transform) [PRES 90] avec lesquels il est possible de transformer une suite d'échantillons numériques d'un signal temporel en une suite d'échantillons représentant le contenu spectral du même signal.

Un exemple d'utilisation de cette technique dans le but d'élaborer des données virtuelles à partir d'un signal élémentaire est celui de l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque

[LOGI 90]. La fréquence cardiaque est un paramètre qui évolue au cours du temps sous l'influence du système nerveux. L'enregistrement de l'électrocardiogramme pendant une durée déterminée (par exemple cinq minutes) permet, par détection des ventriculogrammes, la mesure des intervalles de temps entre chaque battement et donc de tracer la courbe d'évolution de la fréquence cardiaque (tachogramme) pendant la période d'étude (figure I.15). Une analyse par transformation de Fourier de cette représentation temporelle permet de mettre en évidence des raies spectrales représentatives de l'influence du système nerveux sur l'appareil cardiaque [LACR 90], [LACR 92]. Ainsi, à partir d'un simple signal ECG, cette opération de TFR nous donne une information de haut niveau sur le système nerveux sans que l'on ait eu besoin d'en faire une exploration directe. On se trouve donc bien dans le cadre de l'élaboration de grandeurs virtuelles.

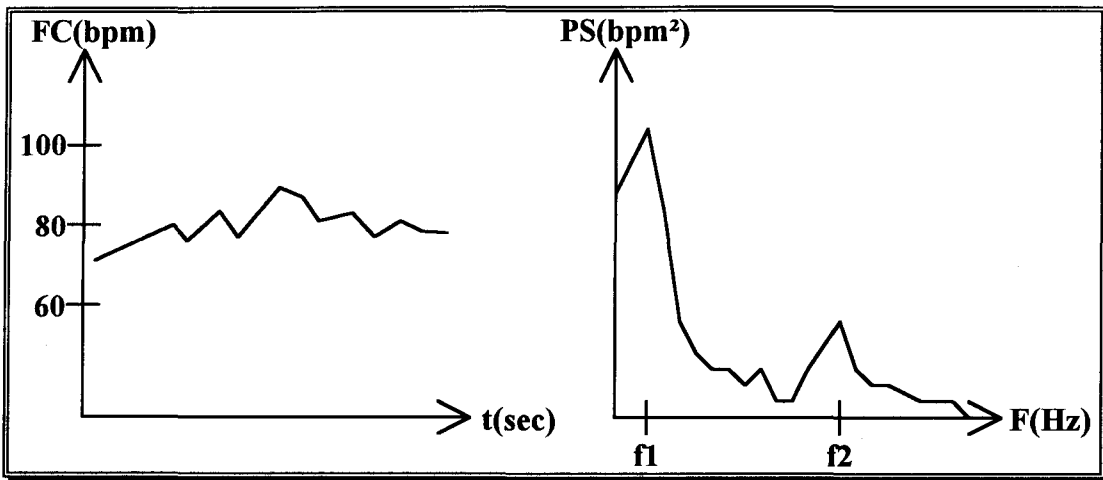


Figure I.15 : tachogramme et spectre correspondant.

Méthodes d'identification :

On peut, dans certains cas, décrire l'évolution d'un processus physique mathématiquement à l'aide d'équations appropriées contenant des paramètres [FOUL 79]. Dans l'exemple de la régulation de température d'un local, les phénomènes thermiques qui régissent la calorimétrie peuvent être exprimés en terme de variables physiques (température de l'air, de l'eau de chauffage, débit d'eau, etc.) et de coefficients d'échange thermique (résistance thermique des parois). Ainsi, le flux de calories Q à travers une paroi qui sépare l'intérieur de l'extérieur peut être décrit par la relation :

$$Q = k(T_{\text{int}} - T_{\text{ext}})$$

T_{int} et T_{ext} représentant respectivement les températures intérieure et extérieure.

Comme leur nom l'indique, les *variables* physiques (Q , T_{int} , T_{ext}) évoluent dans le temps tandis que les *coefficients* (ici k) sont caractéristiques du local.

Cette formulation mathématique représente donc un *modèle* de fonctionnement du processus. Ce modèle, bien qu'approximatif, va permettre de simuler l'évolution du processus en fonction des variables d'entrée. Ce concept est tout à fait intéressant dans le cadre des systèmes asservis ou plus simplement dans l'étude du comportement d'un phénomène physique.

L'identification d'un processus consiste donc à déterminer d'une part, les lois de variation des variables qu'il met en jeu (les équations) et d'autre part, les coefficients qui le caractérisent. Il existe de nombreuses méthodes d'identification [RICH 91], [BORN 92]. Chaque méthode a son domaine d'application. On utilise un *modèle de connaissance* lorsque le processus peut être décrit. Dans l'exemple de la régulation de température, il est possible de faire une modélisation directe du fonctionnement du processus qui donne la fonction de transfert la plus probable. Si le système ne peut être décrit (boîte noire), il faut utiliser les méthodes paramétriques d'identification qui sont basées sur l'hypothèse a priori d'une forme d'équation (*modèle de comportement*) et du calcul des paramètres de cette équation par la connaissance de l'évolution des variables d'entrée et de sortie du système.

Soit par exemple à modéliser le système pulmonaire. Un poumon est constitué de bronchioles qui véhiculent l'air et d'alvéoles qui l'emmagasinent afin d'assurer les échanges gazeux avec le système circulatoire sanguin. Les variables physiques mises en jeu dans ce système sont :

- ☞ le *débit* d'air inspiré et expiré,
- ☞ la *pression* buccale (c'est-à-dire, à l'entrée du système).

Pour déterminer les composants caractéristiques, on peut faire le raisonnement suivant :

- 1° - les bronches et bronchioles opposent une *résistance* au passage de l'air,
- 2° - les alvéoles sont compliantes et ont de ce fait une certaine *capacité* d'accumulation,
- 3° - les bronchioles et les alvéoles forment, vis-à-vis du débit d'air, un circuit série.

En première approximation on peut donc donner une représentation du fonctionnement mécanique du poumon par le schéma de la figure I.16 qui met en relation le système physique et son équivalent électrique [NUNN 93].

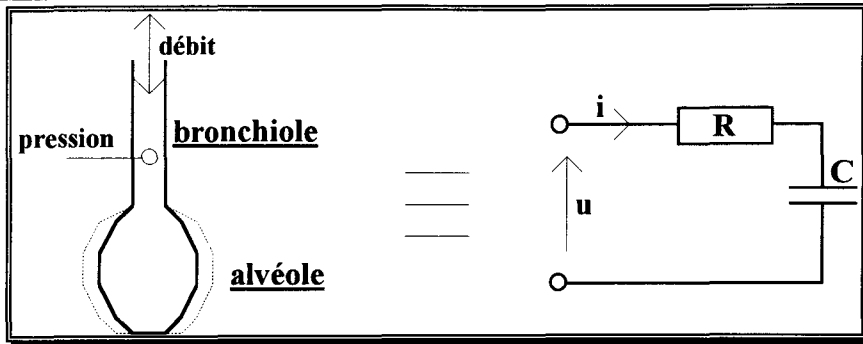


Figure I.16 : modèle simplifié d'un poumon.

R : résistance des bronchioles.

C : capacité des alvéoles (ou compliance).

i : équivalent électrique du débit.

u : équivalent électrique de la pression.

L'équation de ce système s'écrit :

$$u = R \cdot i + \frac{1}{C} \int i \cdot dt$$

Ainsi, identifier les caractéristiques mécaniques du poumon revient à résoudre le problème trivial du calcul de l'impédance d'un circuit RC connaissant le courant qui le traverse et la tension à ses bornes.

Dans la pratique, on utilisera la méthode dite des *moindres carrés* [FOUL 79] qui permet, à partir de la connaissance des échantillons d'entrée et de sortie, la résolution numérique d'un tel problème.

Ces techniques d'identification, appliquées aux signaux numériques de base (débit et pression dans l'exemple), offrent des informations non accessibles à la mesure directe (résistance et compliance du poumon). Elles contribuent donc à l'élaboration de grandeurs virtuelles.

Détection événementielle :

Les techniques de détection événementielle sont basées sur l'observation du signal au cours du temps. Il s'agit de reconnaître dans le signal considéré, un événement défini et caractérisé par des paramètres (morphologie, valeur, etc.).

Par exemple, dans le signal ECG, l'événement R peut être détecté simplement par la détection d'un seuil (Figure I.17).

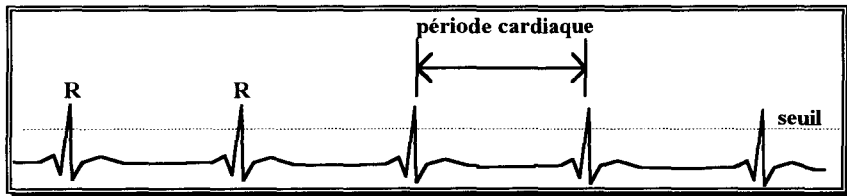


Figure I.17 : détection événementielle de l'onde R.

La tâche dévolue à l'observateur numérique est de comparer chaque échantillon à la valeur du seuil. Dès que le seuil est atteint, il convient alors d'observer la dérivée du signal pour déclarer l'onde R au moment de son changement de signe. Le comptage du temps entre deux détections de l'onde R permet de déterminer la fréquence cardiaque, variable non accessible directement.

En conclusion, ces différents exemples d'algorithmes illustrent les possibilités de traitement numérique que l'on peut associer au capteur de base. Selon l'application et ses besoins, ils seront complétés par d'autres algorithmes appropriés.

6) *Le capteur intelligent*

L'analyse précédente nous a permis de mettre en évidence d'une part, la structure matérielle d'un capteur idéalisé et d'autre part, un certain nombre de *services* proposés par les traitements implantables au sein de l'organe numérique de cette structure. Ces aspects matériel et logiciel, nés des progrès réalisés dans des domaines tels que la micro-électronique ou la micro-informatique, sont à la base du concept de *capteur intelligent*. En effet, les apports de cette technologie s'expriment en particulier en termes de validation de données, d'élaboration de grandeurs synthétiques et virtuelles et de mémorisation d'information. Ainsi, pour être complète, la définition du capteur intelligent doit non seulement préciser sa *structure matérielle* mais également son *architecture fonctionnelle*.

6.1) *Structure matérielle*

D'un point de vue matériel, le capteur intelligent est un capteur numérique tel que nous l'avons décrit plus haut, c'est-à-dire, comportant un transducteur, un conditionneur et un

organe numérique. Néanmoins, il faut préciser que l'organisation interne de l'organe numérique doit faire ressortir les fonctions essentielles qui caractérisent l'apport du capteur intelligent vis-à-vis du capteur classique. Ces éléments indispensables sont [FAVE 87], [BEAU 93] :

- ☞ un *convertisseur analogique/numérique* pour la numérisation des signaux issus du conditionneur,
- ☞ un *organe de calcul* comprenant une unité centrale de traitement, de la mémoire morte (ROM) contenant les programmes et de la mémoire vive (RAM) pour le stockage local des données,
- ☞ une *interface de communication* bidirectionnelle permettant la connexion à un bus de terrain pour d'une part, communiquer les informations élaborées par le capteur et d'autre part, recevoir des informations ou des ordres émanant du monde extérieur.

Cette définition du capteur intelligent correspond alors à celle donnée par le CIAME (Comité Interprofessionnel pour l'Automatisation et la MESure) et qui est reprise ci-dessous :

On dénomme *capteurs intelligents* les capteurs intégrant en plus de leurs fonctions standards de transduction et de conditionnement une unité de traitement numérique, qu'elle soit sous la forme d'un microprocesseur ou autre, et une interface rendant possible la communication avec un bus bidirectionnel numérique [CIAM 87].

La figure I.18 fait ressortir les caractéristiques matérielles essentielles du capteur intelligent par rapport au capteur classique.

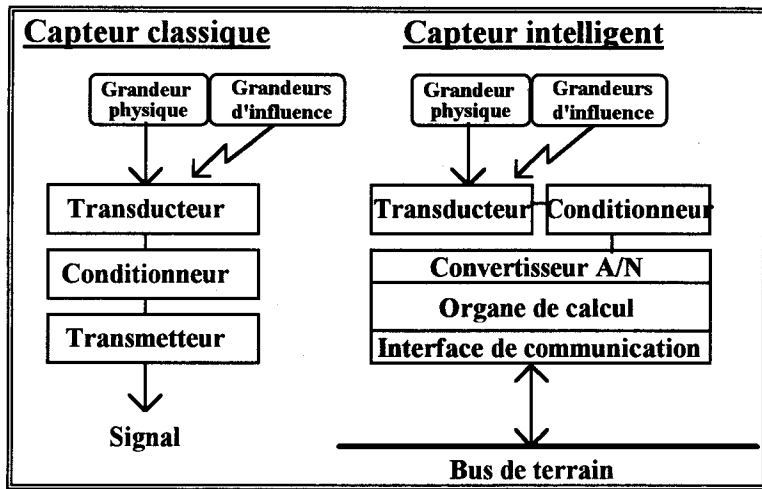


Figure I.18 : structures matérielles des capteurs classique et intelligent.

6.2) Architecture fonctionnelle

Mais le qualificatif *intelligent* n'est pas uniquement dû à la structure matérielle. En effet, nous avons vu qu'il est possible d'implanter des algorithmes divers au sein de l'unité de traitement numérique afin de proposer de nouveaux services. Ces services reposent sur la transformation des données d'entrée fournies par les transducteurs et éventuellement les opérateurs humains (clavier, interrupteurs, etc.). Ces informations primaires forment, au sein de la structure fonctionnelle du capteur, une *Base de Données Brutes* (BdDB) et décrivent le système à un instant t [STAR 94]. Les algorithmes d'*acquisition* contribuent à l'approvisionnement de cette base de données. Dans un deuxième temps, les algorithmes de *validation* viennent crédibiliser et enrichir les données brutes pour donner une *Base de Données Validées* (BdDV). Les données ainsi validées peuvent être à la base d'une couche supérieure de la structure du capteur, intégrant différents services proposés à l'observateur. Dans cette catégorie de services nous trouvons les algorithmes d'*élaboration*. Ainsi, une décomposition fonctionnelle en couches du capteur intelligent peut être donnée selon le schéma de la figure I.19.

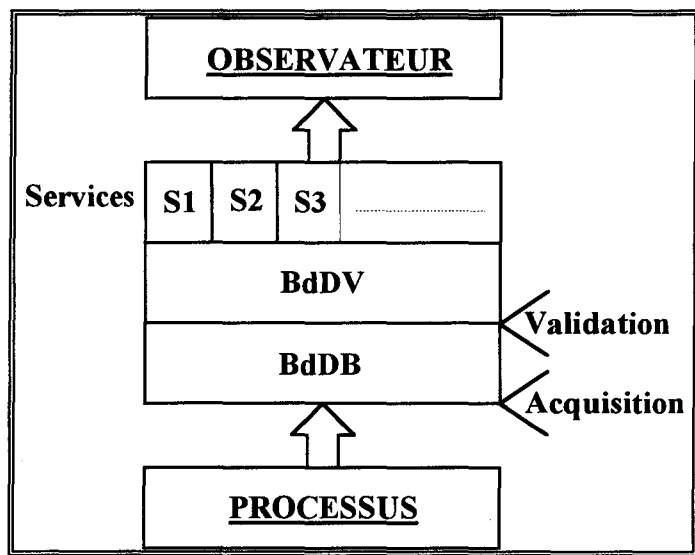


Figure I.19 : aspect fonctionnel en couches du capteur intelligent.

La notion de *Base de Données* reflète la capacité de mémorisation d'information qui est une possibilité offerte par la technologie numérique. Ainsi, le capteur intelligent doit intégrer une fonction de *Gestion de Base de Données* dont le rôle est d'organiser, au sein de la mémoire du système, le stockage et la recherche des informations.

Enfin, une caractéristique essentielle du capteur intelligent est sa capacité à prendre en compte des informations sur le monde extérieur pour organiser ses activités. En effet, un

capteur numérique tel que nous l'avons décrit au paragraphe 4 peut certes proposer des services évolués mais ces derniers sont exécutés de façon immuable. Le capteur intelligent, par contre, possède une interface de communication bidirectionnelle qui lui permet non seulement de transmettre ses données vers l'extérieur mais aussi de recevoir des informations en provenance du monde qui l'entoure. Cette fonction de *communication* lui permet de prendre en compte des ordres extérieurs et ainsi de modifier de façon dynamique l'ordonnancement des différents services. Cet ordonnancement est réalisé par une fonction de *Gestion des activités* qui est en relation directe avec la fonction de communication.

Sur un plan général, les différentes fonctionnalités du capteur intelligent peuvent être regroupées selon deux systèmes :

☞ *Le système d'information* (SI) avec les fonctions :

- *Acquérir*
- *Valider*
- *Elaborer*
- *Gérer la BdD*
- *Communiquer*

☞ *Le système de décision* (SD) avec la fonction *Gérer les activités*.

En reprenant ces différentes fonctions du capteur intelligent, on peut dégager la représentation fonctionnelle présentée sur la figure I.20 [GEHI 94].

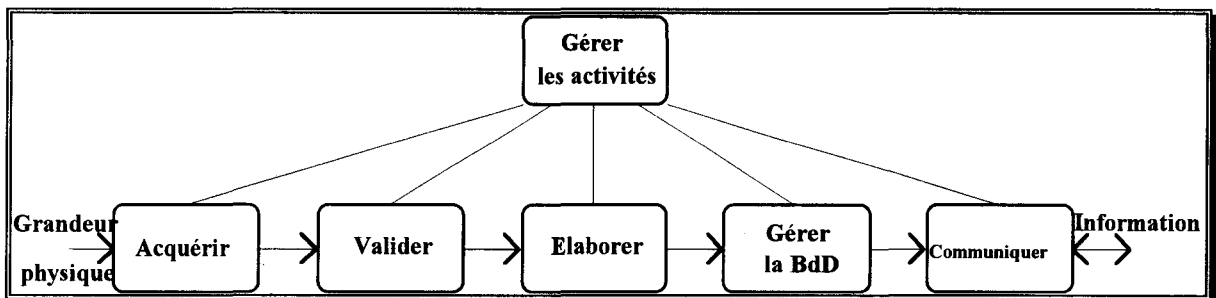


Figure I.20 : schéma fonctionnel du capteur intelligent.

Ainsi, le capteur intelligent comprend six fonctions qui sont :

☞ *Acquérir* : elle permet la transformation du signal d'entrée en une information intelligible par l'ensemble du système. Par ailleurs, elle bénéficie des capacités de traitement local qui permettent des linéarisations, des mises à l'échelle, etc.

- ☞ *Valider* : elle réalise la validation technologique (conditions dans lesquelles les mesures ont été effectuées, élimination du bruit de mesure) et la validation fonctionnelle (vérification de la plausibilité des mesures obtenues : comparaison à des seuils, vérification de la cohérence de plusieurs mesures, etc.).
- ☞ *Elaborer* : cette fonction permet au capteur d'extraire des informations supplémentaires ou des données virtuelles à partir du contenu de la base de données validées.
- ☞ *Gérer la Bdd* : la fonction Gérer la Base de Données permet de stocker les informations, au niveau local, de façon définitive ou temporaire.
- ☞ *Communiquer* : cette fonction permet une communication bidirectionnelle des informations avec le monde extérieur au capteur. Elle est chargée du transfert des données stockées en mémoire (les informations élaborées par le capteur) et de la réception des données externes, qui peuvent être soit des données soit des demandes de services (mesure, calibrage, etc.).
- ☞ *Gérer les activités* : la fonction Gérer les activités coordonne l'exécution des différentes fonctions constituant le capteur intelligent. Pour cela elle doit tenir compte d'une part, d'une stratégie de fonctionnement (une suite logique d'activation des fonctions) et d'autre part, des informations extérieures qui lui sont transmises par la fonction de communication et qui sont susceptibles de modifier l'ordonnancement.

7) Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons montré que la chaîne de mesure d'un instrument peut être caractérisée à partir du capteur classique en lui associant une unité de traitement numérique. De ce fait, il devient possible d'accroître les performances de la mesure par la réalisation logicielle de nouvelles fonctionnalités et ainsi d'approcher des caractéristiques idéales.

Cette avancée technologique nous a conduit à définir une structure matérielle pour le capteur idéalisé. Cette structure intègre, en plus des fonctions standard de transduction et de conditionnement, une unité de traitement numérique. Si de surcroît, l'organisation interne de cette unité numérique comprend un convertisseur analogique/numérique et une interface bidirectionnelle de communication, alors le capteur idéalisé répond à la définition du capteur intelligent donné par le CIAME (Comité Interprofessionnel pour l'Automatisation de la MEsure).

Par ailleurs nous avons vu que les traitements numériques implantables au sein de cette structure pouvaient être bénéfiques à différents niveaux. D'abord dans l'acquisition des données, puis dans leur validation et enfin, dans l'élaboration de données virtuelles ou d'informations annexes. Des algorithmes utilisables pour réaliser ces fonctions ont été donnés à titre d'exemple et dans le respect de l'objectif de simplicité de mise en oeuvre.

Enfin, les concepts de capteur intelligent ont été abordés d'un point de vue fonctionnel. De cette analyse ressortent les fonctions essentielles du capteur intelligent, à savoir : *Acquérir*, *Valider*, *Elaborer*, *Gérer la BdD* et *Communiquer*. Dans cette structure fonctionnelle vient se greffer une sixième fonction (*Gérer les activités*) dont le rôle est de coordonner le fonctionnement de l'ensemble en tenant compte des événements extérieurs.

Dans la suite de ce mémoire nous utiliserons cette structure fonctionnelle du capteur intelligent pour définir la base d'une décomposition en éléments simples d'un instrument complexe, c'est-à-dire possédant plusieurs entrées et sorties. Cette situation est en effet classique dans les problèmes de conception d'une instrumentation dédiée à la surveillance (monitorage médical par exemple). Ainsi, nous serons amené à définir l'architecture fonctionnelle et opérationnelle de l'*instrument intelligent*.

Chapitre II

Structure Élémentaire d'Instrument Intelligent (SEII) et associations

1) Introduction

Le développement d'une instrumentation de mesure, et de toute application en général, nécessite l'exécution de trois étapes successives qui sont : la spécification, la conception fonctionnelle et la réalisation [CALV 91].

Dans ce chapitre, nous nous intéresserons à l'étape de conception fonctionnelle. Ce travail de conception consiste à définir, à partir des spécifications engendrées par le cahier des charges, un schéma fonctionnel représentatif du fonctionnement global de l'instrument et indépendant du support physique utilisé dans l'étape de réalisation.

Dans l'optique d'une démarche méthodologique de conception, il est nécessaire de s'appuyer sur un modèle. Le modèle que nous allons utiliser, baptisé *Structure Élémentaire d'Instrument Intelligent (SEII)*, est bâti sur le concept de capteur intelligent et reprend sa structure fonctionnelle. Ainsi, de façon conceptuelle, tout instrument peut être décrit par l'assemblage de boîtes élémentaires (des SEII) selon des règles à définir.

2) Définition de l'instrument intelligent

De façon générale, l'instrument de mesure peut être défini comme étant un système capable de fournir à un utilisateur externe (humain ou non) des informations représentatives de l'évolution d'un phénomène physique. Ces informations peuvent être quantitatives (par exemple la lecture d'une valeur de tension électrique sur un voltmètre numérique) ou qualitatives (par exemple la visualisation de l'allure d'une courbe sur un oscilloscope cathodique) et transmises au consommateur par des moyens appropriés à son mode de communication et de représentation (ligne de communication, interface homme/machine, etc.).

2.1) Les fonctionnalités

Si l'on s'en tient à cette définition, il est possible de confondre, tout au moins sur un plan conceptuel, l'instrument et le capteur tel que nous l'avons présenté au chapitre I. La différence essentielle que nous faisons entre ces deux entités porte sur le nombre de variables mises en jeu.

Nous considérerons que le capteur est un système dédié à la mesure d'une seule grandeur physique. En sortie, il est capable de fournir d'une part, l'image du mesurande et d'autre part, s'il est doté d'une intelligence locale, des informations supplémentaires élaborées à partir du mesurande.

L'instrument, quant à lui, peut être considéré comme un système multi-transducteurs au sens où les informations qu'il génère peuvent éventuellement être issues de plusieurs sources primaires. Par exemple, un appareil de monitoring utilisé dans un service de réanimation est capable de fournir au médecin des données quantitatives et qualitatives relatives à l'état de santé d'un patient à partir de la mesure de plusieurs grandeurs (pouls, tension artérielle, taux de CO₂ expiré, etc.).

2.2) Les Entrées/Sorties

Un instrument est sensible à un certain nombre de grandeurs physiques caractéristiques d'un processus. Ces grandeurs sont appelées *Egp* (Entrées grandeurs physiques). L'instrument produit, à partir de ces *Egp* prélevées au moyen de transducteurs spécialisés, des images des grandeurs physiques appelées *Sgp* (Sorties grandeurs physiques) et des informations non directement accessibles notées *Sgv* (Sorties grandeurs virtuelles). La notion d'intelligence pour

un tel système est liée à sa capacité à appliquer des fonctions autres que celles de transduction et de conditionnement pour élaborer, à partir des Egp, les Sgp et les Sgv.

La figure II.1 représente le schéma fonctionnel général d'un instrument intelligent mettant en oeuvre n Egp, m Sgp et p Sgv.

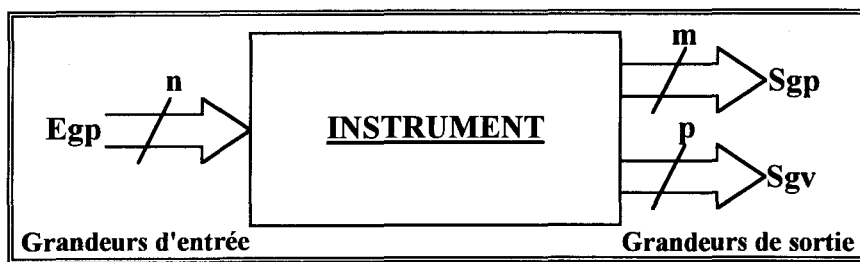


Figure II.1 : aspect fonctionnel général d'un instrument intelligent.

2.3) Les entrées virtuelles

Au chapitre I nous avons vu que le capteur intelligent se différencie du capteur classique par l'intégration de nouvelles fonctionnalités telles que la validation, l'élaboration de données et la gestion des activités. Ce sont ces mêmes fonctionnalités que nous allons retrouver au sein d'un instrument intelligent.

Du point de vue du concepteur de l'instrument, il faut noter que, contrairement au capteur, certaines Egp ne sont pas recueillies directement par un transducteur interne à l'instrument mais leurs images peuvent être fournies par un système externe (via un réseau par exemple). Ces entrées, qui ne sont pas élaborées par l'instrument lui-même, constituent des *Egv* (Entrées grandeurs virtuelles). C'est le cas, par exemple, du signal électrocardiographique (ECG) que l'on recueille à partir d'un cardiotelemètre. Ce dernier est un système comportant la chaîne de mesure de l'ECG et placé en amont de l'instrument qui utilise cette information. Pour cet instrument, l'ECG constitue donc une *Egv*.

En pratique, compte tenu de la remarque précédente, le schéma général de l'instrument intelligent à concevoir se transforme comme indiqué sur la figure II.2. On y trouve, en particulier, q *Egv* provenant de systèmes externes ayant leur propre chaîne de mesure ($S1$, $S2$, ..., Sq).

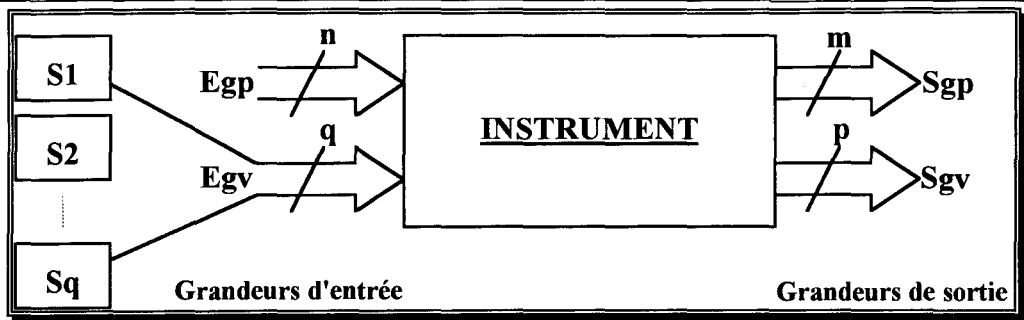


Figure II.2 : instrument intelligent acceptant en entrée des grandeurs élaborées (Egv).

Ce concept est en fait la généralisation de la notion de capteur. En effet, les capteurs forment alors une classe particulière d'instruments : les instruments mono-transducteur.

Le rôle de l'instrument est double; d'une part, il génère l'image des grandeurs physiques d'entrée et d'autre part, il extrait des informations élaborées à partir des grandeurs d'entrée. Dans ce but, les différents types de grandeurs que l'on trouve sur un tel système sont :

En entrée :

- Des grandeurs physiques réelles (pression, débit ...) mesurées par des transducteurs; Egp,
- Des grandeurs virtuelles issues d'autres instruments (exemple : signal ECG en provenance d'un moniteur cardiaque); Egv,

En sortie :

- L'image des grandeurs physiques d'entrée (réelles); Sgp,
- Les grandeurs virtuelles élaborées à partir de tout ou partie des grandeurs d'entrée; Sgv.

2.4) Notion de qualité

Les différentes grandeurs mises en jeu dans ce système le sont avec une certaine *qualité*, c'est-à-dire qu'elles présentent un certain nombre de caractéristiques. On notera Q_e et Q_s les qualités respectives des grandeurs d'entrée et de sortie. La qualité d'une information peut être améliorée par un traitement spécifique. Par exemple, la validation technologique d'une acquisition ou l'élimination du bruit sur un signal d'entrée peuvent contribuer à l'amélioration de la crédibilité d'une mesure effectuée.

De façon générale, tout comme un capteur, un instrument transforme des données d'entrée en données de sortie en faisant appel à un sous-ensemble de composants physiques. Il existe donc des critères analogues à ceux définis pour le capteur pour évaluer les performances d'un instrument (Cf. chapitre I, §3.2). Toutefois, la structure de l'instrument étant plus complexe que celle du capteur, les performances sont souvent plus difficiles à quantifier.

2.5) Schéma général de conception

D'un point de vue conceptuel, l'instrument peut être représenté en utilisant le schéma fonctionnel du capteur intelligent. Dans cette représentation, il faut noter que le système accepte en entrée, des grandeurs physiques (Egp) et des grandeurs élaborées (Egv) possédant un coefficient de qualité Q_e et fournit en sortie, les images des grandeurs physiques (Sgp) et des grandeurs élaborées (Sgv) avec un coefficient de qualité Q_s .

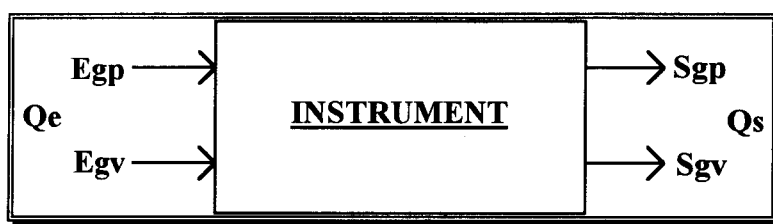


Figure II.3 : entrées/sorties d'un instrument.

Dans ces conditions, lors de l'élaboration du cahier des charges de l'instrument, il convient de préciser :

- ☞ les grandeurs physiques réelles attendues (Sgp),
- ☞ les grandeurs virtuelles attendues (Sgv),
- ☞ le coefficient de qualité Q_s pour le vecteur de sortie S :

$$S = \begin{vmatrix} Sgp \\ Sgv \end{vmatrix}$$

Mais dans la pratique il n'est pas toujours possible de spécifier tous les critères définissant le coefficient de qualité Q_s . Par contre, pour chaque grandeur de sortie, le critère temporel doit être défini car, considérant l'instrument comme un système intégré dans un environnement qui évolue dans le temps, chaque grandeur de sortie est caractérisée par une *date de production* et une *date de péremption*. En effet, chaque information produite par l'instrument n'a de sens pour son consommateur que si elle est consommée dans un laps de temps défini. Par exemple,

l'évolution de la fréquence cardiaque est une information que l'on peut corrélérer à la pression artérielle (dans l'étude du baro-réflexe par exemple) à condition que celle-ci ait été produite au même moment. Par ailleurs, la date de péremption est également liée à la dynamique du phénomène observé. Par exemple, l'échantillon d'un signal à l'instant t n'est valide que pendant une période d'échantillonnage T_e . La date de péremption représente donc le moment à partir duquel la donnée n'est plus représentative. Une étude approfondie permettrait de prendre en considération l'ensemble des couples *consommateur / date de péremption* et de voir leur influence sur les techniques d'analyse décrites au chapitre III. Dans la suite du développement, nous nous limiterons à une seule date de péremption, quel que soit le consommateur, qui devra être spécifiée dans le cahier des charges.

Par ailleurs, les grandeurs physiques d'entrée (E_{gp}) et les grandeurs élaborées (E_{gv}) issues d'autres instruments sont définies dans une étape de spécification avec un coefficient de qualité Q_e représentatif du vecteur d'entrée E :

$$E = \begin{vmatrix} E_{gp} \\ E_{gv} \end{vmatrix}$$

Partant des hypothèses précédentes, le cahier des charges étant fixé, il apparaît qu'à chaque vecteur de sortie S est associé un traitement T acceptant pour données d'entrée le vecteur E . Dans ces conditions, on peut écrire :

$$S = T (E)$$

De même, en considérant les composantes du vecteur S individuellement, on écrit :

$$S_{gi} = T_i (E_i)$$

avec S_{gi} : $i^{\text{ème}}$ grandeur de sortie (physique ou virtuelle),
 T_i : $i^{\text{ème}}$ traitement entrant dans la description des fonctionnalités de l'instrument,
 E_i : sous-ensemble des données d'entrée (E_{gp} , E_{gv}) nécessaires au traitement T_i .

Remarque

Les sorties sont élaborées avec une qualité Q_s qui dépend bien sûr de la qualité Q_e des entrées et le choix des traitements appliqués sur le vecteur E peut dépendre du vecteur Q_e . Il vient :

$$\begin{aligned} S &= T (E, Q_e) \\ Q_s &= V (E, Q_e). \end{aligned}$$

2.6) Conclusion et définition

Cette écriture nous permet de dégager une méthodologie de description des différentes fonctions de l'instrument qui consiste à associer à *chaque grandeur de sortie, une structure fonctionnelle élémentaire* représentant le traitement T nécessaire à l'élaboration de la sortie Si à partir d'un sous-ensemble d'entrées Ei. De cette façon, la *conception d'un instrument* résulte de l'*assemblage de structures fonctionnelles élémentaires* dont il convient de définir l'architecture.

3) Architecture fonctionnelle élémentaire

On entend par *instrument élémentaire (IE)*, un instrument donnant *une seule information de sortie*, qu'elle soit physique ou virtuelle, issue de traitements d'*une ou plusieurs information(s) d'entrée*.

3.1) Fonctionnalités de base

L'IE doit posséder au minimum un dispositif d'acquisition de l'information d'entrée. Ce dispositif est représenté dans le schéma fonctionnel par le bloc *Acquérir*. De plus, que ce soit pour une représentation locale et/ou un transport de l'information, un premier niveau d'intelligence consiste à doter les IE de possibilités de communication des grandeurs de sortie. En ce sens, un IE communiquant aura la structure fonctionnelle indiquée sur la figure II.4 [STAR 92] :

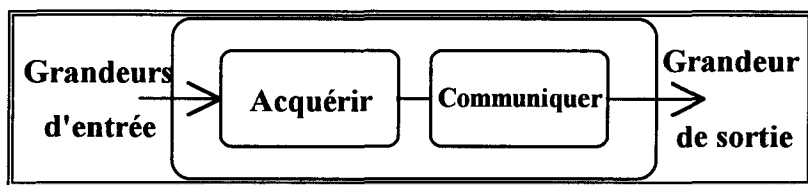


Figure II.4 : instrument élémentaire communiquant.

Mais la communication des grandeurs acquises est une fonction qui peut se montrer insuffisante. Aussi, est-il intéressant de doter l'IE de fonctions supplémentaires permettant d'extraire des grandeurs d'entrée, des données élaborées. Par exemple, l'information *tension de crête* peut être donnée par un voltmètre muni d'un dispositif de détection de maximum sur

l'amplitude du signal. D'un point de vue général, la génération de données élaborées se déroule en trois phases :

- 1) *Acquisition des données d'entrée* : c'est une fonctionnalité qui permet d'appréhender l'information à la source. Il peut s'agir, par exemple, de la conversion analogique/numérique d'un signal temporel, de la saisie par le moyen d'un clavier de valeurs numériques, etc. A cette notion d'acquisition on peut ajouter la notion de validation et de mise en conformité des données.
- 2) *Extraction de la caractéristique recherchée* : il s'agit ici de traiter l'information acquise afin d'en extraire des données caractéristiques. Par exemple, le traitement numérique du signal électrocardiographique permet d'extraire la caractéristique *fréquence cardiaque* alors que ce paramètre ne constitue pas une entrée directe de l'IE. L'application de la méthode des moindres carrés est un autre exemple de caractérisation d'un phénomène physique. En effet, cette technique appliquée sur les signaux d'entrée et de sortie d'un processus en observation permet d'extraire les paramètres de l'équation différentielle qui régit ce dernier.
- 3) *Communication de l'information* : cette fonction permet de communiquer par des moyens divers la valeur de la grandeur mesurée ou la caractéristique extraite. Il s'agit le plus souvent d'une représentation locale par utilisation d'une interface homme/machine (console de visualisation graphique, afficheurs alphanumériques, etc.). Mais il peut s'agir également d'un transport des informations vers des unités de traitement plus importantes par utilisation d'un médium de communication (réseau de communication, etc.).

3.2) Structure Élémentaire d'Instrument Intelligent (SEII)

La description fonctionnelle de base de l'IE décrite ci-dessus fait apparaître des similitudes importantes avec la structure fonctionnelle du capteur intelligent que nous avons abordée au chapitre I. En effet, en reprenant le schéma de la figure I.20, on peut constater les particularités suivantes :

- ☞ la fonctionnalité *acquisition des données d'entrée* est assurée par les blocs *Acquérir* et *Valider* du schéma fonctionnel du capteur intelligent,
- ☞ la fonctionnalité *extraction de la caractéristique recherchée* est réalisée par le bloc *Elaborer*,

☞ enfin, les blocs *Gérer la BdD* et *Communiquer*, chargés de la mémorisation et de la représentation de l'information au monde extérieur, assurent, d'une manière générale, la fonctionnalité *communication de l'information*.

D'un autre côté, vis-à-vis de ses entrées/sorties, l'IE est un capteur intelligent qui consomme tout ou partie de l'ensemble des grandeurs d'entrée définies lors de l'établissement du cahier des charges (Egp et/ou Egv) mais ne produit qu'une seule grandeur de sortie (Sgp ou Sgv). Nous utiliserons donc ce formalisme dans la description de l'instrument élémentaire intelligent et il servira de base à la réalisation d'instruments plus complexes générant plusieurs grandeurs de sortie.

La figure II.5 donne le schéma fonctionnel de la Structure Elémentaire d'Instrument Intelligent (SEII). Celle-ci est organisée en deux niveaux :

- ☞ un niveau de traitement de l'information,
- ☞ un niveau de gestion de fonctionnement.

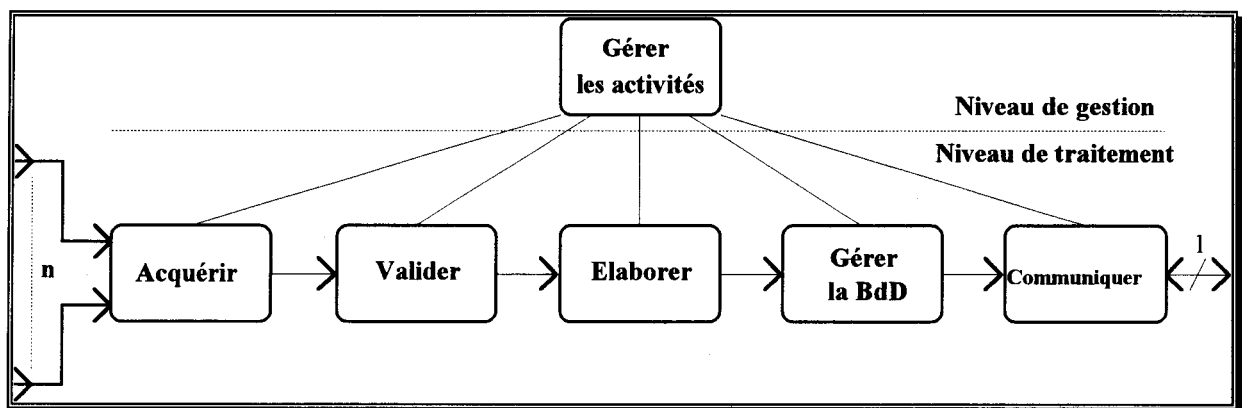


Figure II.5 : schéma fonctionnel de la Structure Elémentaire d'Instrument Intelligent (SEII).

3.2.1) Le niveau de traitement

C'est l'ensemble des cinq blocs de traitement élémentaires : *Acquérir*, *Valider*, *Elaborer*, *Gérer la BdD* et *Communiquer*. Ces blocs réalisent un ensemble d'opérations qui doivent respecter une certaine chronologie.

Un bloc élémentaire consomme et restitue des données par un chemin de transport qui relie les blocs deux à deux de l'entrée vers la sortie de la SEII (structure *pipe-line*).

Son fonctionnement est coordonné par le niveau de gestion qui lui communique des commandes et récupère un compte rendu de fonctionnement (figure II.6).

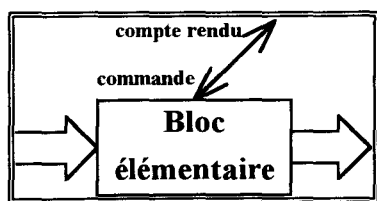


Figure II.6 : représentation d'un bloc élémentaire.

3.2.2) Le niveau de gestion

Il s'agit du bloc *Gérer les activités* qui a pour mission de contrôler le fonctionnement global de la SEII. En particulier, il coordonne l'activité des différents blocs du niveau de traitement. Les échanges entre les deux niveaux se font par l'intermédiaire de canaux bidirectionnels sur lesquels transitent des commandes et des comptes rendus d'activité.

3.2.3) Notion de communication entre blocs

Les différents blocs du niveau de traitement constituant une SEII ont pour principale mission de transformer l'information qu'ils véhiculent. Entre ces blocs circulent donc des données qui génèrent en fin de chaîne des informations élaborées. Ces données sont passives au sens où elles n'interviennent pas dans le comportement de l'activité de la structure. En effet, le bloc de niveau de gestion *Gérer les activités* est le seul responsable de l'activité globale de la SEII en dialoguant avec le niveau de traitement au moyen de signaux de contrôle et de commande. Ainsi on est amené à distinguer deux types de données :

- ☞ les *données passives* (information), qui se propagent de l'entrée vers la sortie de la SEII qui peut les transformer (niveau de traitement),
- ☞ les *données actives* (contrôle/commande), qui sont échangées entre le niveau de gestion et le niveau de traitement, servent à l'administration de la SEII.

La figure II.7 présente l'architecture d'une SEII illustrant l'ensemble des liaisons entre les blocs et les niveaux.

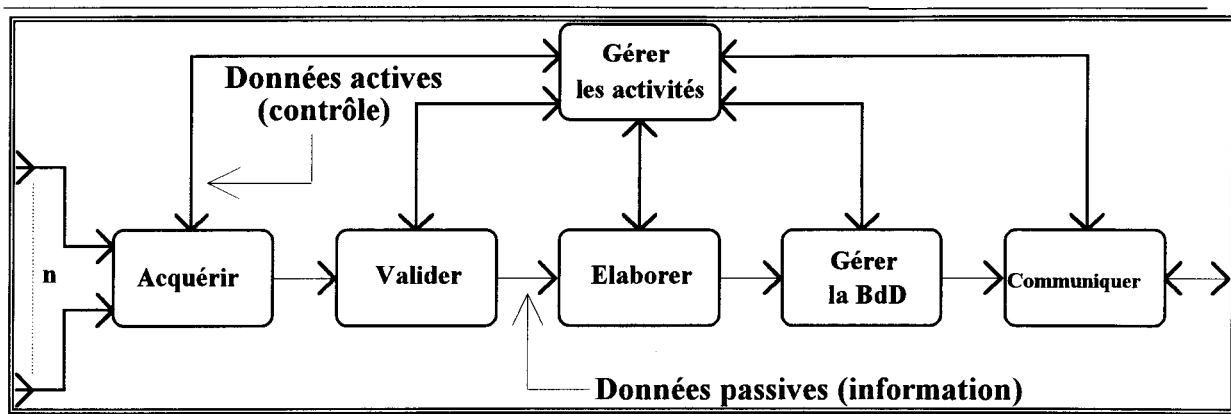


Figure II.7 : détail des liaisons entre blocs d'une SEII.

3.3) Représentation de la SEII

Lors de la conception d'un instrument, le développeur du système doit pouvoir bénéficier de méthodes et d'outils graphiques de représentation de la décomposition fonctionnelle afin d'une part, d'étudier les interconnexions entre les différentes fonctions et d'autre part, d'avoir une vue générale sur le fonctionnement dynamique du système. En ce sens, il est intéressant de donner deux types de représentation :

☞ une *représentation symbolique* : elle permet :

- d'identifier les différents blocs internes à la SEII en termes de traitement et de paramètres de gestion (activation et compte rendu),
- d'identifier et de dénombrer les informations circulant sur les liens unidirectionnels inter-blocs.

☞ une *représentation dynamique de l'activité* : elle met en relief les instants d'activation des différents blocs élémentaires de la SEII. Elle permet ainsi une meilleure appréhension du déroulement temporel de l'activité de la SEII.

3.3.1) Représentation symbolique

Sur un plan pratique de la réalisation d'un instrument, il semble intéressant de donner, pour la SEII, une représentation symbolique par blocs. Dans la description d'un bloc élémentaire constituant le niveau de traitement nous avons vu qu'il existe deux chemins de transport d'information qui relie le bloc à son environnement. Le premier chemin véhicule les données

passives (les informations) et le deuxième, les données actives (de contrôle). Ce dernier chemin est à double sens. En effet, l'activation d'un bloc est déclenchée par une commande émise par le niveau de gestion. En réaction à ce stimulus externe, la fonction qui lui est associée s'exécute. En retour, le bloc considéré émet vers le niveau de gestion le compte rendu de son activité.

Ainsi, un bloc élémentaire peut être représenté par le schéma de la figure II.8.

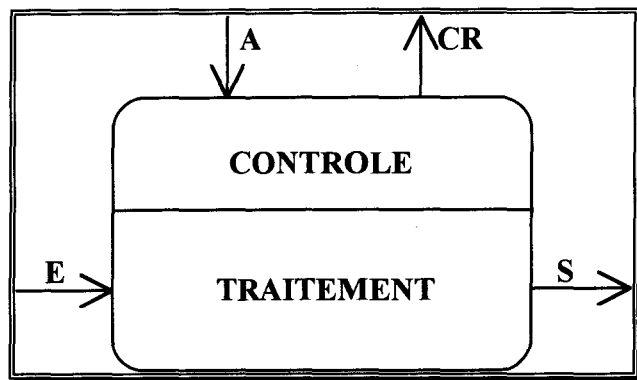


Figure II.8 : détail d'un bloc élémentaire du niveau de traitement.

On y retrouve deux niveaux :

- ☞ un niveau dit de *traitement* qui intègre la fonction à réaliser et qui reçoit et restitue les données passives par un canal unidirectionnel (E/S),
- ☞ un niveau dit de *contrôle* qui présente un canal bidirectionnel d'échange d'informations avec le bloc du niveau de gestion *Gérer les activités*. Il reçoit un signal d'activation A et restitue un compte rendu d'activité CR. Il est à noter que ce compte rendu n'est pas obligatoire mais, à l'encontre, le signal d'activation est indispensable dans le fonctionnement du bloc.

Un exemple de description fonctionnelle par bloc est donné sur la figure II.9. La fonction à exécuter est ici une conversion analogique/numérique (C.A.N.). D'une part, elle reçoit une tension électrique u par son canal d'entrée (liaison physique filaire) et d'autre part, restitue, sur le canal de sortie (canal numérique), un nombre représentatif de l'échantillon acquis.

Dans cet exemple, le signal d'activation A est reçu de façon répétitive à une fréquence liée à la période d'échantillonnage T_e du signal d'entrée u à convertir. On peut donc qualifier ce signal de contrôle A de *périodique* à périodicité fixe pendant toute la durée du processus d'étude du signal u .

A la fin du traitement, la fonction de conversion émet, sur le canal bidirectionnel de contrôle, un signal Fc de fin de conversion (compte rendu d'activité) dont le but est d'avertir le système de gestion qu'une donnée numérique est disponible.

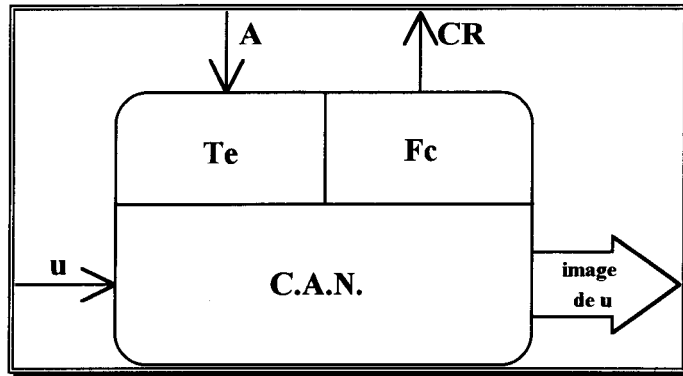


Figure II.9 : exemple de représentation fonctionnelle par bloc.

3.3.2) Représentation dynamique de l'activité

Dans la description de la SEII, nous avons fait ressortir la notion de *chronologie* dans les différents traitements mis en jeu et également la notion de *hiérarchie* liée à la structure à deux niveaux : gestion et traitement.

Dans un contexte de système dynamique, on l'a vu, la caractérisation des sorties doit tenir compte d'une *date de production* et d'une *date de péremption* pour chaque information fournie. Par ailleurs, la nécessité de traiter les informations au fur et à mesure de leur apparition nous amène à introduire la notion d'activation des blocs élémentaires à des instants particuliers.

3.3.2.1) Aspect temporel de l'activité d'une SEII

L'*instant d'activation* d'un bloc élémentaire est lié à la *condition d'activation CA*. En effet, l'activation d'un bloc a lieu quand les événements déclencheurs se produisent (front d'horloge, fin d'exécution du bloc précédent, etc.). La condition d'activation est donc une information booléenne résultant d'une opération logique entre ces différents événements.

Les activations peuvent être **périodiques** de période T_a fixée soit pour des raisons liées au fonctionnement global de l'instrument, soit pour des raisons liées aux caractéristiques fréquentielles des données traitées.

Premier cas : prenons l'exemple d'un instrument architecturé autour d'une unité de stockage de données. L'archivage automatique de ces données est commandé par un bloc élémentaire dont l'activité est déclenchée avec une période T_a fixée par l'administrateur de l'instrument en fonction de la stratégie choisie pour le fonctionnement du système.

Deuxième cas : dans l'exemple proposé sur la figure II.9, le bloc élémentaire C.A.N. traite le signal d'entrée u dont la fréquence maximale observée implique une fréquence d'échantillonnage F_e . Ceci nous impose pour ce bloc une période d'activation $T_a = T_e = 1/F_e$.

Lorsque les activations sont périodiques à période fixe, cette dernière doit être déterminée lors de la spécification du problème.

On trouve également des activations à **période variable** qui sont essentiellement des activations par les données. C'est le cas lorsque l'activité d'un bloc a pour but la reconnaissance d'un événement particulier E dans le flot d'informations qu'il traite. Ce bloc fournit donc au système de gestion un compte rendu d'activité CR qui est transformé en signal d'activation A destiné à un ou plusieurs autres blocs élémentaires. Ce signal d'activation A apparaît donc avec une périodicité égale à celle de l'événement E . Si cet événement est aléatoire dans le flux des données traitées, sa détection, par nature asynchrone, induira une période d'activation variable pour les blocs concernés.

Pour cette catégorie d'activation, il est indispensable de déterminer le temps minimal qui sépare deux instants d'activation (PA_{min}). Le temps maximal, bien que non nécessaire, est parfois fourni par le cahier des charges (PA_{max}). Par exemple, pour un module de calcul de la fréquence cardiaque, l'activation dépend de la fréquence d'apparition des ventriculogrammes. Il est donc possible, dans la phase de spécification, de préciser les valeurs PA_{max} et PA_{min} qui correspondent respectivement aux fréquences cardiaques minimales et maximales que l'on peut rencontrer.

Enfin, on peut également trouver des cas où l'événement déclencheur de l'activité ne se produit que peu de fois (ou pas du tout) durant le cycle de fonctionnement de l'instrument. Par exemple, une fonction de calibrage d'une sonde ne sera activée qu'une fois durant chacune des sessions d'utilisation de l'instrument. On définira d'**apériodique** ce type d'activation.

Le *temps d'exécution* (Tex) d'un bloc n'est pas a priori connu. La donnée des instants d'activation contraint ce temps de réalisation dans la mesure où, nécessairement, l'exécution de la fonction doit être achevée avant l'apparition de l'activation suivante. Ainsi, en plus des spécifications données par le cahier des charges, il est nécessaire d'observer les contraintes suivantes :

☞ cas d'une activation *périodique* :

$$\text{Tex} < \text{PA}$$

(PA : période d'activation)

☞ cas d'une activation à *période variable* :

$$\text{Tex} < \text{PA}_{\text{min}}$$

Dans le cas d'une activation *apériodique*, le temps d'exécution est uniquement contraint par le cahier des charges.

3.3.2.2) *Graphe d'activité*

De façon générale, il est intéressant de donner une représentation tridimensionnelle de la SEII. Les axes de cette représentation sont alors organisés de façon à mettre en valeur la notion de temps en terme de chronologie et d'activation et également la notion de hiérarchie en ce qui concerne l'administration interne de la SEII.

Soient x, y et z les trois axes de cette représentation reflétant respectivement les notions de *chronologie, hiérarchie et activation* :

☞ *l'axe des x* reflète la *chronologie* d'exécution des opérations au sein de la SEII. C'est le sens naturel de représentation des différents blocs vis-à-vis du cheminement des informations de l'entrée vers la sortie du système pour respecter l'ordre défini par la dépendance fonctionnelle. En effet, les blocs sont associés logiquement pour être exécutés de façon chronologique. Par exemple, la validation ne peut être réalisée que si l'acquisition a été faite.

☞ *l'axe des y* fait ressortir la *hiérarchie* des traitements existants dans la SEII. En effet, le bloc *Gérer les activités* se trouve à un niveau hiérarchique plus élevé que les blocs de la chaîne de traitement du fait qu'il détient en général la stratégie de fonctionnement global. Cet axe est donc le plus souvent gradué en deux niveaux : gestion et traitement.

☞ l'axe des z montre de quelle manière sont activés les différents blocs élémentaires. Cette notion d'*activation* renseigne sur le fonctionnement dynamique de la SEII. Comme on l'a vu, les graduations sur cet axe dépendent des types de période d'activation utilisés.

Tenant compte des critères précédemment décrits, la figure II.10 représente l'image tridimensionnelle d'une SEII.

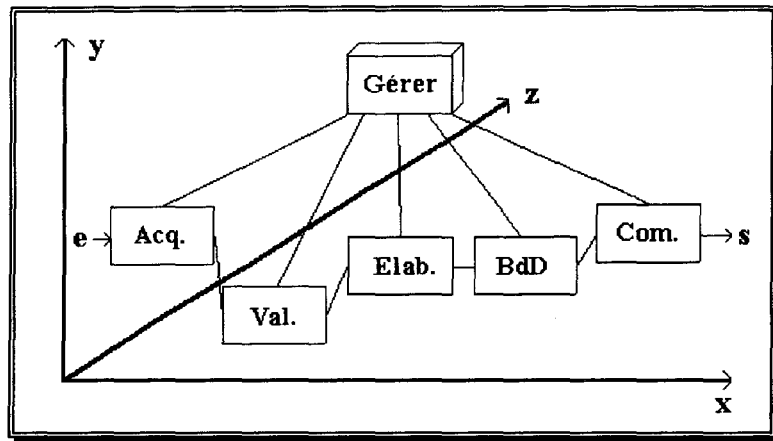


Figure II.10 : représentation tridimensionnelle d'une SEII.

Il est à noter que pour l'étude des SEII, il n'existe que deux niveaux hiérarchiques. De plus, dans l'optique d'une visualisation des périodes d'activation des blocs élémentaires, il est préférable de travailler avec un graphe à deux dimensions (activation, chronologie) ne comportant que les blocs du niveau de traitement. La figure II.11.a donne un exemple de représentation pour des blocs élémentaires à activation périodique. La figure II.11.b fait ressortir les différents modes d'activation possibles. Dans cet exemple, les blocs *Acquérir*, *Valider* et *Gérer la BdD* sont *périodiques*, le bloc *Elaborer* est à *période variable* et le bloc *communiquer* *apériodique*. Les valeurs des différentes périodes sont directement lisibles sur l'axe "activation" alors gradué en secondes. Dans la pratique, on utilisera l'une et/ou l'autre de ces représentations.

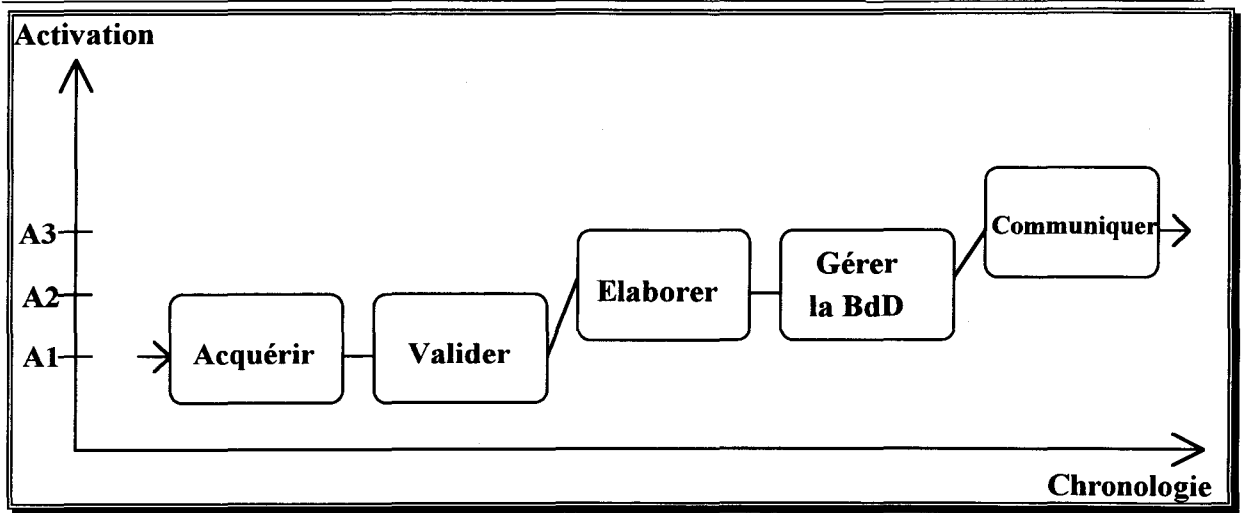


Figure II.11.a : graphe d'activité d'une SEII pour des blocs périodiques.

Dans ce diagramme, les rectangles représentent des blocs élémentaires *périodiques* et sont situés en regard d'une valeur de période (A1, A2, A3) sur l'axe "Activation".

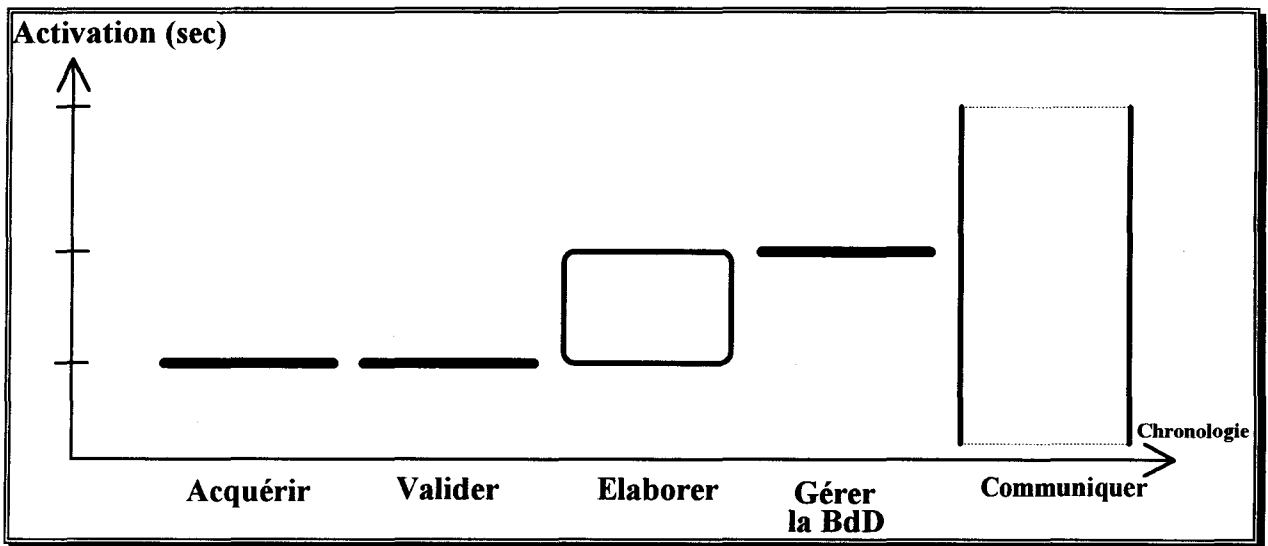


Figure II.11.b : graphe d'activité tenant compte des diverses activations possibles.

Dans ce diagramme :

- les traits horizontaux représentent des blocs élémentaires *périodiques* et sont situés en regard d'une valeur de période sur l'axe "Activation",
- les rectangles pleins représentent des blocs élémentaires à *période variable*. Les côtés haut et bas sont en regard des valeurs P_{max} et P_{min} que peut prendre la période,
- les rectangles non pleins représentent des blocs élémentaires *apériodiques*. Les côtés en pointillés expriment le fait que la période peut prendre des valeurs quelconques.

4) Exemples d'illustration élémentaires

Afin d'illustrer la décomposition fonctionnelle d'un instrument intelligent élémentaire, nous allons utiliser deux exemples concrets de conception dans le domaine médical. Ces exemples permettront de mettre en évidence les différents aspects temporels de l'activation des blocs élémentaires.

4.1) Description de l'environnement physique

Dans les applications mettant en jeu des fluides, il est classique de calculer un volume à partir de la mesure d'un débit. C'est le cas, par exemple, lorsque l'on souhaite surveiller la fonction respiratoire d'un patient admis dans un service de réanimation et soumis à une respiration artificielle. La figure II.12 donne une représentation schématique d'un tel dispositif.

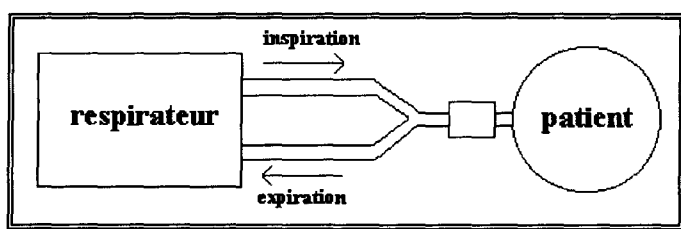


Figure II.12 : représentation schématique du système de respiration artificielle.

Le patient est connecté au ventilateur au moyen d'une sonde endotrachéale. Le ventilateur possède deux circuits : un circuit inspiratoire et un circuit expiratoire. Dans ce type de ventilation, l'inspiration est active (le débit est imposé par la machine) tandis que l'expiration est passive (le patient expire librement au travers du circuit expiratoire).

La mesure du débit est réalisée à l'aide d'un transducteur spécialisé (pneumotachymètre) inséré entre la sonde d'intubation et le circuit du ventilateur. Ce dispositif permet de créer une différence de pression de part et d'autre d'une grille dont la résistance au passage de l'air est connue. Un transducteur différentiel de pression transforme alors cette information en une tension électrique proportionnelle au débit d'air inspiré et expiré par le patient.

La figure II.13 donne l'allure du signal de débit en fonction du temps. On remarque que pendant la phase inspiratoire, le débit étant imposé par le ventilateur, le signal est de forme carrée. Par contre, pendant la phase expiratoire, la forme du signal de débit dépend des caractéristiques mécaniques du poumon.

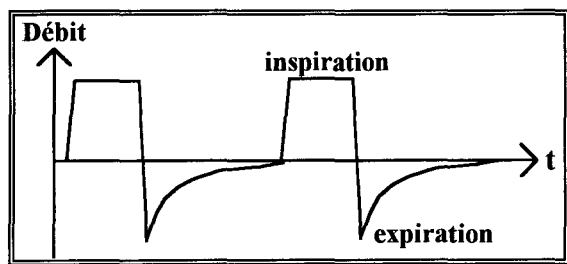


Figure II.13 : signal représentatif du débit respiratoire.

A partir de ce signal de débit respiratoire nous allons donner deux exemples de réalisation d'instrument élémentaire. Le premier exemple fait l'objet du calcul de la courbe de volume et le deuxième porte sur le calcul de la fréquence respiratoire (FR).

4.2) Mesure du volume

On se propose de réaliser un instrument qui soit capable de fournir l'information de volume à partir de l'information de débit. Cette transformation s'effectue de façon continue.

La spécification du cahier des charges montre que cet instrument possède une Egp, l'information de débit, et une Sgv, l'information de volume. Il s'agit donc d'un instrument élémentaire que nous pouvons représenter fonctionnellement par une structure élémentaire d'instrument intelligent (SEII).

La traduction du cahier des charges nous conduit à une analyse détaillée de chacun des blocs élémentaires du schéma fonctionnel.

Fonction "Acquérir" (Numériser)

La fonction *Acquérir* doit élaborer l'image de la grandeur physique du processus sur lequel est branché l'instrument, c'est-à-dire le signal de débit. Cette acquisition nourrit la base de données brutes de l'instrument.

Dans la pratique, et dans l'hypothèse d'une réalisation numérique, la fonction *Acquérir* est réalisée au moyen d'un dispositif de numérisation (conversion analogique/numérique) dont il convient de contraindre la fréquence d'échantillonnage F_e conformément au théorème de

Shannon. L'activation de ce bloc est donc réalisée par une commande émanant du bloc *Gérer les activités* avec une période fixe $T_e = 1/F_e$.

Fonction "Valider" (Filtrer)

La fonction *Valider* détecte les données erronées. Classiquement on distingue la validation technologique et la validation fonctionnelle. La première renseigne sur un éventuel échec de l'acquisition du signal, par exemple, une défaillance du convertisseur analogique/numérique. La validation fonctionnelle concerne le signal de débit en vérifiant par exemple que les valeurs acquises se trouvent dans une gamme normale d'utilisation.

Cette fonction peut profiter des possibilités de traitements numériques pour augmenter le coefficient de qualité de l'information produite. C'est par exemple l'utilisation de filtres numériques pour éliminer des artefacts (ondes à basse ou haute fréquence, perturbations du secteur 50 Hz, etc.) et contribuer ainsi à la formation d'une base de données validées.

Dans notre exemple, cette fonction est réalisée par un dispositif de filtrage (filtre passe-haut) qui réduit l'effet de dérive engendré par l'opération d'intégration. Pour que l'effet de filtrage soit continu, il est nécessaire d'appliquer cette fonction à chaque échantillon du signal de débit. Ainsi, la fonction *Valider* est activée au même rythme que la fonction *Acquérir*, c'est-à-dire avec une périodicité fixe T_e .

Fonction "Elaborer" (Intégrer)

La fonction *Elaborer* génère des informations non directement accessibles à partir des données validées. Elle correspond à la formation du signal de volume. Son rôle est de cumuler les échantillons qui lui sont présentés par le bloc *Valider* afin d'intégrer le signal. Cette opération d'intégration constituant la fonctionnalité *Elaborer* doit être activée à la période T_e .

Fonction "Gérer la BdD" (Mémoriser)

La fonction *Gérer la BdD* mémorise au niveau local les données élaborées et validées. C'est par exemple la gestion de la mémoire contenant les échantillons générés représentatifs du signal de volume sur une période de temps déterminée. La période d'activation de cette fonction est T_e .

Fonction "Communiquer" (Afficher)

La fonction *Communiquer* prend en charge les échanges de données entre l'instrument et l'utilisateur final. Il s'agit dans notre exemple d'une fonction réalisant l'affichage graphique des échantillons mémorisés dans la mémoire afin d'en donner une représentation physique compréhensible par un observateur humain (interface homme/machine).

Si la visualisation du signal est réalisée de façon continue, la période d'activation de ce bloc *Communiquer* est T_e . Dans le cas où cette visualisation est réalisée à la demande d'un opérateur, alors il existe une condition d'activation logique : requête présente.

Fonction "Gérer les activités"

La fonction *Gérer les activités* permet d'obtenir différents services en fonction du mode opératoire désiré (étalonnage, mesure, etc.). C'est cette fonction qui détient la stratégie générale de fonctionnement de l'instrument. Dans notre exemple cette fonction a pour rôle l'ordonnancement des différents blocs élémentaires du niveau de traitement.

En conclusion, dans cet exemple nous avons fait ressortir la notion de hiérarchie du fait de la structure fonctionnelle à deux niveaux de la SEII et l'aspect chronologique étant donné l'enchaînement logique des différentes fonctions. La notion de période d'activation a été évoquée pour chacun des blocs. Il en résulte que ces périodes sont identiques. La représentation fonctionnelle au moyen du graphe d'activité permet de mettre en évidence ce comportement (figure II.14).

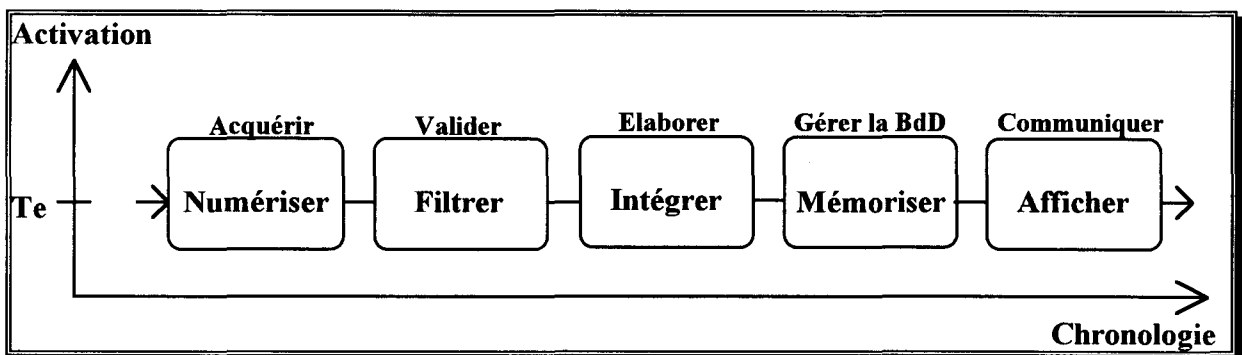


Figure II.14 : graphe d'activité de l'exemple I.

4.3) Mesure de la fréquence respiratoire

Dans cet exemple, on se propose de calculer la fréquence respiratoire en utilisant comme information de base, le signal représentatif du débit d'air inspiré et expiré (figure II.13). Cette mesure doit être effectuée pour chaque cycle respiratoire. Un cycle respiratoire est caractérisé par la période de temps qui s'écoule entre deux fronts montants du signal de débit, c'est-à-dire, entre deux inspirations.

Cet instrument possède une Sgv, la fréquence respiratoire, et une Egp, le signal représentatif du débit. On en donnera donc une représentation fonctionnelle en utilisant une SEII. Comme pour l'exemple précédent, il convient de spécifier chacun des blocs élémentaires de la structure.

Fonction "Acquérir" (Numériser)

La fonction *Acquérir* n'est guère différente de celle de l'exemple précédent. En effet, il s'agit d'une numérisation par conversion analogique/numérique dont on a fixé la fréquence d'échantillonnage F_e conformément au théorème de Shannon. La période d'activation de ce bloc est donc $T_e = 1/F_e$.

Fonction "Valider" (Filtrer)

De même que pour la fonction *Acquérir*, la fonction *Valider* ne diffère pas de celle de l'exemple précédent. Un filtrage de type passe-haut permet de supprimer toute composante continue dans le signal de débit. Cette fonction est activée avec la même périodicité T_e .

Fonction "élaborer" (Détecter inspiration)

Il s'agit de l'élaboration de la grandeur virtuelle *fréquence respiratoire*. Pour satisfaire cet objectif, il faut mettre en place une stratégie de détection de l'événement "début d'inspiration". Ceci est réalisé au moyen d'un seuil positif de faible valeur appliqué au signal de débit. La fonction *Elaborer* se résume donc à une opération de comparaison des échantillons du signal d'entrée à cette valeur de seuil. Dès que ce seuil est atteint, il faut avertir le bloc *Gérer la BdD* afin qu'il mémorise le contenu d'un compteur représentant la période de temps qui s'est écoulé depuis la dernière détection.

On se trouve ici dans le cas où un bloc élémentaire génère un compte rendu d'activité qui sera transformé en un signal d'activation. Ce compte rendu est donc transmis au bloc *Gérer les activités* qui assure le fonctionnement global de la structure.

L'opération de comparaison doit être réalisée pour chaque échantillon. De ce fait, le bloc *Elaborer* est activé avec une périodicité T_e .

Remarque 1 :

Pour éviter que l'événement "début d'inspiration" soit détecté à chaque échantillon constituant la période inspiratoire (échantillons supérieurs au seuil), il est nécessaire de mettre en place un seuil de débit négatif afin de déterminer le début de la période expiratoire. Le fonctionnement est alors le suivant :

Dès que le seuil positif est détecté, la fonction émet le signal au bloc *Gérer les activités* et se met en attente de la période expiratoire. Quand le seuil négatif est atteint, la fonction bascule en attente de l'inspiration pour une nouvelle détection. Ceci implique qu'il existe une fonction de service dont le rôle est de permettre un positionnement des seuils de détection.

Remarque 2 :

Le comptage du temps est réalisé par incrémentation d'un compteur à chaque fois que le système reçoit un nouvel échantillon du signal d'entrée. C'est la valeur de ce compteur qui est mémorisée à chaque détection d'une inspiration. La fonction de comptage, bien qu'annexe au problème de détection, fait partie de la fonction *Elaborer*.

En conclusion, cet exemple met en évidence les différents instants d'activation possibles. En effet, les fonction *Numériser*, *Filtrer* et *Détecter inspiration* sont activées au rythme de l'échantillonnage (T_e). Par contre, les fonctions *Mémoriser* et *Afficher*, qui concernent la valeur de la fréquence respiratoire, sont activées à chaque cycle respiratoire (période variable T_r).

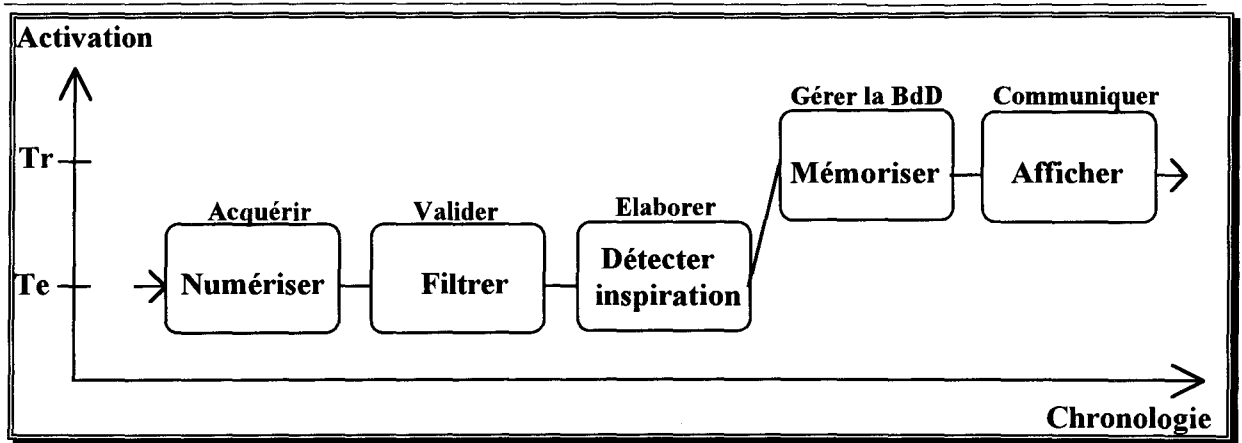


Figure II.15 : graphe d'activité de l'exemple II.

5) Architecture fonctionnelle composée

Il existe de multiples méthodologies d'étude et de conception des systèmes complexes [CALV 91], [OLLE 90]. Certaines sont adaptées à la phase de *spécification*, d'autres aux phases de *conception* ou de *réalisation*.

Spécification :

La méthodologie SADT (Structured Analysis and Design Technique) [ROSS 85], [IGL 88] couvre essentiellement la phase d'analyse des besoins, celle de conception et de documentation des spécifications, ceci de manière à faciliter la communication entre analystes, développeurs et utilisateurs. Elle est à la fois orientée données et traitements et permet de décrire, par un ensemble de "boîtes" liées, l'enchaînement des activités (Actigrammes) et la transformation des données (Datagrammes).

Conception :

La méthodologie SD (Structured Design) [JENS 79], développée par Yourdon et Constantine est plus adaptée à la conception préliminaire. Elle est basée sur une technique de transformation reposant sur les critères de qualité d'une décomposition. Elle a un intérêt certain dans la conception de l'architecture d'un programme.

Réalisation :

Enfin, dans la phase de réalisation, on trouve des méthodologies liées à la structure matérielle utilisée. Par exemple, dans un environnement informatique, on utilisera les concepts de programmation structurée classique ou de programmation orientée objet.

Les diverses méthodologies, dont on vient de donner trois exemples, s'appuient sur un modèle et une démarche. En effet, une méthodologie conduit à l'expression d'une solution à un problème donné selon un modèle de description. Ainsi, dans l'étude d'un système complexe, on est amené à réaliser un découpage du système en plusieurs blocs fonctionnels élémentaires. Cette décomposition doit être réalisée selon une stratégie basée sur un critère de décomposition (par exemple les entrées, les sorties ou les fonctionnalités).

5.1) Décomposition en structures élémentaires

Dans la décomposition fonctionnelle d'un instrument complexe, la structure de base que nous utiliserons pour la modélisation est la SEII que nous avons exposée au paragraphe 3.2 de ce chapitre. Rappelons qu'une SEII est une structure associée à une seule sortie. Il vient donc que les sorties du système doivent être considérées comme critère de découpage de l'instrument composé.

En effet, en reprenant l'illustration de la figure II.3, on peut écrire que chaque composante du vecteur de sortie S_{gi} du système est le résultat d'un traitement sur un sous-ensemble des données d'entrée (E_{gp} et E_{gv}). Il vient :

$$S_{gi} = T_i (E_i)$$

Considérant que chaque traitement T_i peut être décrit par une structure élémentaire (SEII), l'étude du système complexe se simplifie et se résume à l'analyse individuelle de chacune des SEII qui sont mises en évidence par la décomposition.

Soit par exemple à réaliser un instrument qui soit capable de fournir la puissance instantanée et la tension moyenne à partir de la mesure d'une tension et d'un courant. Le schéma général d'un tel système est représenté figure II.16.

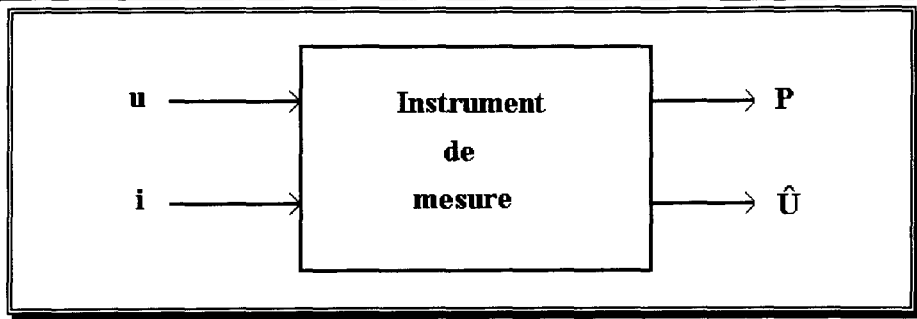


Figure II.16 : schéma général de l'instrument.

En entrée nous trouvons deux grandeurs physiques, la tension (u) et le courant (i), et en sortie, deux grandeurs élaborées, la puissance instantanée (P) et la tension moyenne (\hat{U}). Conformément à notre démarche, à chaque grandeur de sortie est associée une structure élémentaire. Ainsi, on peut décomposer l'instrument en deux sous-systèmes : un système *puissance instantanée* et un système *tension moyenne* (figure II.17 a et b).

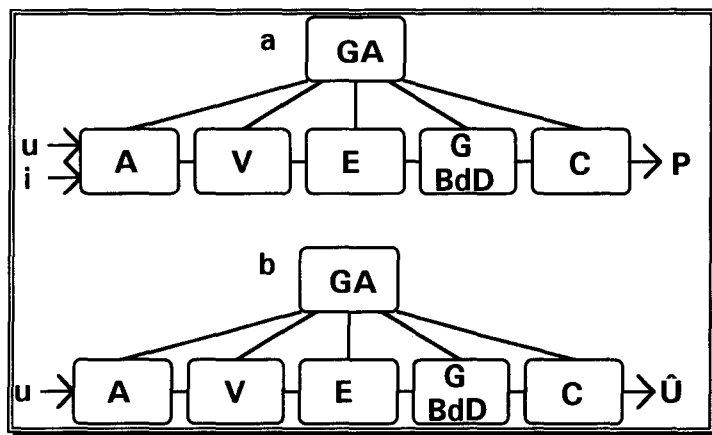


figure II.17 : a) puissance instantanée; b) tension moyenne.

Ces deux systèmes sont en apparence indépendants et, sur un plan fonctionnel, ils peuvent être étudiés séparément. Il convient donc de définir les fonctions à implémenter pour chacun des blocs élémentaires constituant ces deux SEII. Néanmoins, il apparaît qu'il peut exister des relations entre les SEII. En effet, dans cet exemple, l'acquisition et la validation de la tension u sont des fonctions communes aux deux structures.

Dans le chapitre III, nous étudierons les possibilités de regroupement des blocs élémentaires. Dans ce chapitre, nous nous limiterons à une décomposition primaire en SEII.

De façon générale, deux cas peuvent se présenter :

- ☞ les SEII sont *indépendantes* lorsqu'aucune entrée n'est commune et que les traitements qu'elles réalisent sur les données sont différents.
- ☞ les SEII sont *dépendantes* soit parce qu'elles possèdent une ou plusieurs entrée(s) commune(s), soit parce qu'elles réalisent les mêmes traitements sur les données. Dans ce cas, il est intéressant de les associer.

5.2) Association externe de SEII

A ce stade de la décomposition, notre instrument apparaît comme un ensemble de SEII. Il peut être intéressant de trouver des règles simples de regroupement des SEII dépendantes. Les associations possibles sont *séries* et/ou *parallèles*. Ce type d'association s'appellera *association externe* dans la mesure où on associe les SEII entre elles (niveau macroscopique) et non pas les blocs élémentaires.

5.2.1) Association parallèle

Dans l'exemple précédent, les deux systèmes sont indépendants mais utilisent des entrées communes. En effet, le calcul de la puissance instantanée nécessite les informations de tension u et de courant i et, le calcul de la tension moyenne, l'information de tension u .

D'un point de vue fonctionnel, tout se passe comme si on disposait de deux appareils avec une connexion commune en entrée (u). On dit que ces systèmes sont *parallèles* au sens où ils produisent des informations différentes à partir d'informations d'entrée communes (figure II.18).

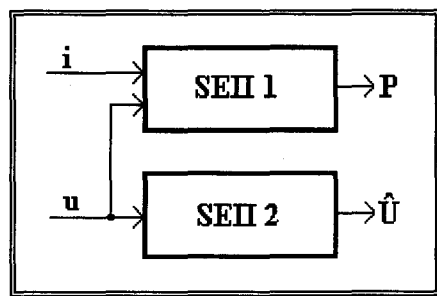


Figure II.18 : association parallèle de SEII.

5.2.2) Association série

Il existe également la possibilité d'un regroupement en série des SEII. Dans ces conditions, la structure placée en aval admet en entrée l'information élaborée par la structure en amont. Par exemple, le calcul de l'énergie E et de la puissance P consommées par une installation électrique, peut-être décrit par deux SEII disposées en série. En effet, sur une période de temps T , E s'écrit :

$$E = \int_0^T u(t) \cdot i(t) \cdot dt$$

C'est l'intégration de la puissance instantanée $p(t) = u(t) \cdot i(t)$ sur la période considérée. Nous avons déjà décrit, dans l'exemple précédent, une SEII réalisant la puissance instantanée à partir des informations de tension (u) et de courant (i). la fonction "énergie" est réalisée par association en série d'une SEII dont la fonction est d'intégrer son information d'entrée par rapport au temps (figure II.19).

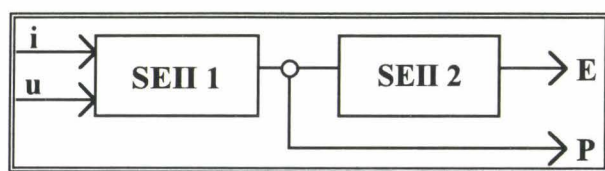


Figure II.19 : association série de SEII.

Sur le plan fonctionnel, on dit que les deux systèmes sont *série* au sens où l'information produite par la première structure sert d'entrée à la seconde.

En règle générale, l'association en série de deux SEII peut être réalisée pour deux raisons :

- ☞ l'élaboration d'une information de sortie peut être réalisée à partir d'une autre (la puissance dans l'exemple précédent),
- ☞ l'utilisation, pour des raisons de compatibilité avec d'autres instruments, de fonctions existantes.

5.2.3) Combinaisons série / parallèle

Nous avons vu au paragraphe 2.3 (Figure II.2) que l'instrument peut admettre en entrée des informations élaborées issues d'autres systèmes et utilisées comme sources virtuelles (Egv). Certaines de ces sources peuvent en particulier provenir de l'instrument lui-même. De façon générale, toute sortie (Sgp et/ou Sgv) peut être réutilisée à l'intérieur du système dans le but d'élaborer des grandeurs virtuelles. Cette notion se concrétise par l'association série et/ou parallèle des différentes SEII selon des combinaisons diverses. La figure II.20 donne un aperçu des multiples possibilités de regroupement.

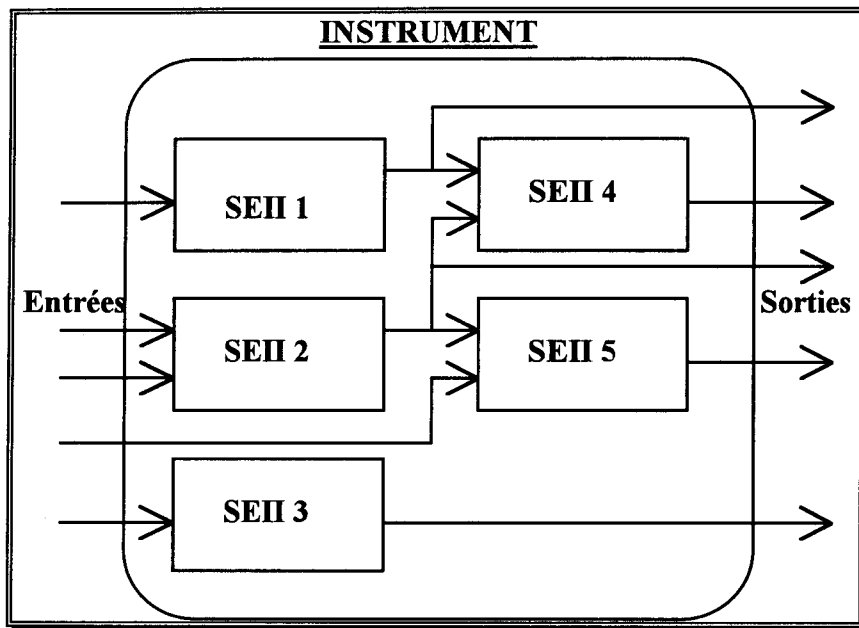


Figure II.20 : diverses possibilités de regroupement de SEII.

6) Conclusion

Les différentes propositions introduites dans ce chapitre permettent de mettre en évidence les prémisses d'un guide élémentaire pour la conception d'une instrumentation intelligente de mesure.

Ce guide est élaboré au regard d'un modèle associé à une méthode de décomposition fonctionnelle, tout comme les nombreuses méthodologies de spécification, de conception ou de réalisation des systèmes.

La structure fonctionnelle élémentaire utilisée dans notre démarche est la SEII (Structure Élémentaire d'Instrument Intelligent). Ce modèle est élaboré à partir du concept de capteur intelligent tel que nous l'avons décrit au chapitre I. Il est particulièrement adapté pour une décomposition fonctionnelle par les sorties. Ainsi, une SEII est une structure à n entrées et une seule sortie.

Sur le plan pratique de l'étude d'un système nous avons décrit deux types de représentation de la SEII. La représentation symbolique par blocs permet au concepteur de concrétiser les liaisons entre blocs fonctionnels tout en respectant la nature de ces liaisons (données, activation, compte rendu). Par ailleurs, la représentation dynamique des activités est un bon moyen de visualiser l'aspect temporel du fonctionnement de la SEII.

L'étude globale d'un instrument complexe nécessite, on l'a vu, une décomposition en éléments simples en utilisant pour stratégie, l'association d'une SEII à chaque sortie du système. Les différentes SEII peuvent alors être associées de manière externe de façon à faire ressortir des blocs séries et/ou parallèles.

A ce niveau de décomposition fonctionnelle correspondant à la phase de conception dans l'étude du système, on peut dresser la liste des étapes à parcourir pour la démarche proposée :

- 1) représentation du système global vis-à-vis de ses entrées/sorties et identification de ces dernières (Egp, Egv, Sgp, Sgv),
- 2) décomposition fonctionnelle en SEII par les sorties (Sgp et Sgv),
- 3) représentation par blocs de chaque SEII en indiquant les différents flux d'information, les fonctions essentielles à réaliser et les contraintes temporelles associées,
- 4) association série et/ou parallèle des SEII.

Enfin, cette approche descendante des systèmes nous conduit tout naturellement vers une décomposition plus fine des blocs fonctionnels. En effet, pour passer de la phase de conception à la phase de réalisation, il est nécessaire d'une part, de trouver les supports d'implantation des blocs fonctionnels et d'autre part, d'établir des règles de simplification des schémas en tenant compte des contraintes liées à ces supports.

Chapitre III

Conception d'un instrument à partir de sa décomposition en SEII

1) Introduction

Au chapitre II nous avons donné les grandes étapes de l'*étude fonctionnelle* de l'instrument. La particularité de la solution issue de cette étude est d'être indépendante de la technologie. Pour déterminer les spécifications de la réalisation qu'il faut entreprendre pour satisfaire les objectifs fixés, il convient de faire une *étude opérationnelle*. Il s'agit donc d'affiner, de détailler et d'enrichir la solution fonctionnelle dans le but d'une réalisation matérielle [CALV 91].

L'objectif de l'*étude opérationnelle* est de mettre en place les moyens tant logiciels que matériels de la réalisation de l'instrument. Pour cela :

- ☞ on décrit les actions réalisées par chaque SEII en détaillant le fonctionnement de chacun des blocs élémentaires internes à la SEII,
- ☞ on regroupe, à l'issue de cette description, les différents blocs élémentaires des différentes SEII suivant des critères qui seront fixés dans ce chapitre,
- ☞ on définit les techniques d'administration locale de chaque SEII (bloc *Gérer les activités*), et enfin globale pour l'ensemble de l'instrument.

Nous aborderons dans un premier temps l'étude opérationnelle de la SEII qui traite une seule fonction décrite par les cinq blocs élémentaires (*Acquérir*, *Valider*, *Elaborer*, *Gérer la BdD* et *Communiquer*), et administrée par le bloc *Gérer les activités*.

Dans une deuxième phase nous verrons comment étudier la structure opérationnelle de l'instrument composé. Les combinaisons série/parallèle des différentes SEII nous amènent à distinguer deux aspects essentiels de la démarche : d'une part, la dépendance ou l'indépendance des SEII mettent en évidence les problèmes d'exécution séquentielle et/ou concurrente des fonctions et d'autre part, la diversité possible des instants d'activation de ces fonctions fait que l'administration générale doit être répartie au niveau des blocs *Gérer les activités*. Nous définirons la technique d'ordonnancement employée pour répartir cette administration entre les différents blocs *Gérer les activités*.

Les notions d'exécution concurrente et d'activation de tâches sont typiques des systèmes *temps réel*. Aussi nous ferons des propositions pour une administration *temps réel* de l'instrument qui tiennent compte de toutes ces contraintes tout en respectant les objectifs de simplicité de mise en oeuvre sur les supports physiques qui nous intéressent.

2) Architecture opérationnelle élémentaire

Dans cette étude, nous considérerons que l'instrument est complètement décrit à l'aide d'une seule SEII. L'étude opérationnelle de l'instrument élémentaire va nous permettre de proposer des solutions de réalisation des différentes fonctions en tenant compte des contraintes techniques et d'ordonnancement des tâches. Cette étude est basée sur le schéma fonctionnel de la SEII (figure III.1).

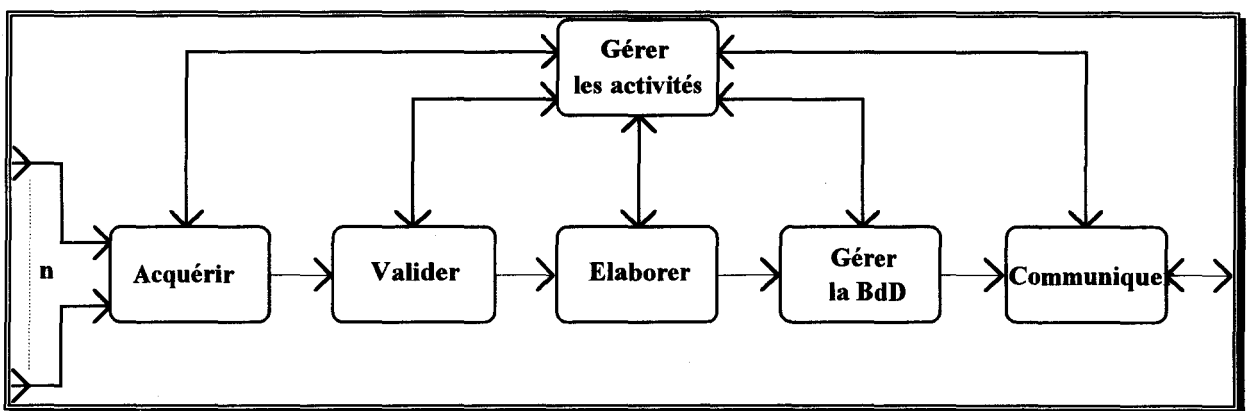


Figure III.1 : schéma fonctionnel de base.

L'architecture opérationnelle doit contenir les éléments déterminants pour la réalisation physique de l'instrument. Pour satisfaire cet objectif, il convient de détailler la solution fonctionnelle de façon à faire ressortir les caractéristiques importantes de la réalisation. Il faut donc :

- ☞ affiner la description de chaque fonction,
- ☞ choisir pour chacune d'entre elles le support physique approprié,
- ☞ simplifier si possible le schéma opérationnel,
- ☞ proposer une administration de l'ensemble.

2.1) Spécification des blocs élémentaires

Cette première étape de l'étude opérationnelle consiste à détailler les différents blocs fonctionnels du niveau de traitement, dernière étape avant la réalisation pratique. Ce travail s'appuie sur la représentation fonctionnelle par blocs telle que nous l'avons décrite au chapitre II (Figure III.2).

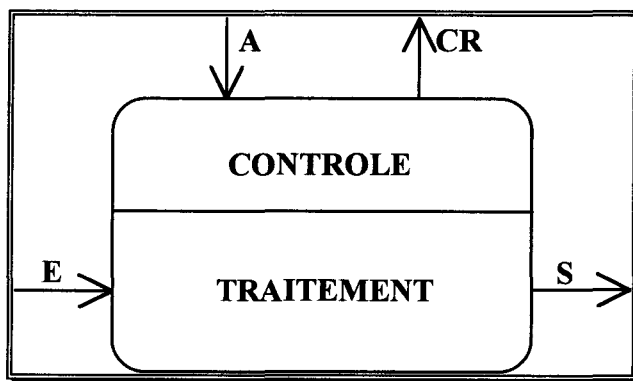


Figure III.2 : représentation symbolique d'un bloc élémentaire.

Ainsi, il convient de préciser, pour chaque bloc :

- ☞ les données d'entrée / sortie (E, S),
- ☞ la fonction à réaliser (F),
- ☞ la condition d'activation (CA),
- ☞ le compte rendu d'activité (CR).

Les données d'entrée / sortie (E, S) :

Chaque bloc élémentaire a pour finalité la transformation des données d'entrée. En général, il consomme le flot d'informations d'entrée et produit des données de sorties. En ce sens, il faut définir parfaitement ces données tant sur le plan de leurs caractéristiques (format et validité) que sur le moyen (support) de les communiquer au bloc élémentaire suivant (mémoire, etc.).

- Les caractéristiques des données sont définies par deux critères : le *format* et la *validité*.
 - ☞ Le *format* dépend de la nature des informations. Il est traduit par la notion de structure de données qui définit les regroupements sous une même entité des informations liées entre elles. Par exemple, pour des données numériques, il convient de spécifier la précision (nombre de bits) et éventuellement le codage utilisé pour représenter l'information. Pour des données analogiques, il faut préciser les valeurs minimales et maximales de tension ou de courant ainsi que leur correspondance physique (calibrage).
 - ☞ La *validité* d'une information peut être d'ordre technologique, fonctionnelle et/ou temporelle. Pour les systèmes "temps réel", c'est cette dernière que l'on retiendra. Elle est caractérisée par une date de production et une date limite de consommation qui déterminent la durée de vie d'une information. Au chapitre II, nous avons explicité cette caractéristique en définissant une date de péremption. Toutefois, il est souvent plus simple de définir une période de validité ou *fraîcheur*. Par exemple, lors d'une conversion analogique/numérique, la valeur de l'échantillon à l'instant t n'est valide que pendant une période d'échantillonnage T_e .
- Le support de communication entre blocs élémentaires, quant à lui, prend des formes différentes selon la nature des données à transmettre au bloc suivant.

La fonction à réaliser (F) :

La fonction à réaliser doit être détaillée de façon précise. Par exemple, s'il s'agit d'un traitement simple de la donnée d'entrée, de la forme : $S = F(E)$, alors F est définie de façon explicite dans le but d'une implantation soit matérielle soit logicielle (filtrage, transformée de Fourier, etc.).

La condition d'activation (CA) :

La condition d'activation d'un bloc est un élément important dans le fonctionnement de l'instrument. Elle est caractérisée par une fonction booléenne des différents événements qui conditionnent l'exécution du bloc fonctionnel. En effet, considérant l'ensemble d'événements $\{E1, E2, \dots, En\}$, alors la condition d'activation CA d'un bloc s'écrit : $CA = F(E1, E2, \dots, En)$. Par exemple, si l'activation A d'une fonction F est conditionnée par un signal de synchronisation Si, et par le compte rendu d'activité CRj d'une autre fonction alors on peut écrire : $CA = Si \text{ ET } CRj$. Cette condition d'activation est en fait l'élément déclencheur pour une fonction câblée ou l'appel à une procédure pour une solution programmée.

Certaines CA peuvent voir leur valeur de vérité passer à "vrai" de façon périodique (fonctionnement synchrone). En effet, dans l'objectif d'un fonctionnement dynamique de l'instrument, il faut tenir compte de la périodicité de l'activation (PA). Cette donnée prend toute son importance lors du choix du support d'implantation des fonctions car on doit vérifier qu'elle respecte les contraintes temporelles du problème. Pour ce faire, la représentation dynamique de l'activité de l'instrument permet de distinguer nettement les différentes périodes d'activation mises en jeu.

Le compte rendu d'activité (CR) :

Le compte rendu d'activité est destiné au bloc de gestion dans le but d'orienter la progression des opérations. Il peut être simplement l'indicateur de fin d'exécution d'une tâche. Parfois il est le résultat d'un algorithme de calcul ou de reconnaissance d'un événement. En effet, il peut arriver que la fonction F n'affecte pas la sortie mais occasionne simplement un compte rendu d'activité spécifique; alors $CR = F(E)$. C'est le cas en général lors de la recherche d'un événement particulier dans un flux de données. Dans tous les cas, CR intervient de façon active dans l'ordonnancement de l'ensemble des autres tâches.

2.2) Choix du support physique

Dans les applications micro-électroniques, l'implantation des fonctions peut être réalisée soit de façon câblée (amplificateur opérationnel, multiplicateur analogique, fonctions logiques, etc.) soit de façon programmée (utilisation d'un microprocesseur). Le développeur de l'instrument doit pouvoir répartir au mieux la distribution matériel/logiciel de façon à répondre aux

impératifs de développement qui lui sont imposés. Les critères qu'il utilise mettent en jeu des caractéristiques :

- ☞ économiques (coût du matériel, du développement),
- ☞ temporelles (contraintes de temps liées au fonctionnement dynamique),
- ☞ environnementales (environnement bruité, certaines fonctions existantes).

2.2.1) Caractéristiques économiques

L'objectif de réduction du coût de développement dépend en partie du nombre d'exemplaires à produire. En effet, pour une faible quantité, il est préférable de minimiser le temps de développement. Dans le cas d'un choix entre une réalisation matérielle ou logicielle, ceci peut s'obtenir en favorisant des fonctions câblées et en réduisant le temps de développement logiciel. Pour une production importante, au contraire, il faut consacrer le temps nécessaire en étude logicielle afin de minimiser les coûts liés à la production (matière, câblage, test, maintenance) [CALV 91].

2.2.2) Caractéristiques temporelles

Dans l'étude fonctionnelle d'un instrument, on ne tient pas compte du temps d'exécution des fonctions élémentaires. Dans la phase de réalisation, cette contrainte, due au temps de propagation électrique pour les circuits câblés ou au temps de cycle machine pour les processeurs, peut introduire des distorsions temporelles qu'il faut connaître ou évaluer et dont il faut obligatoirement tenir compte.

L'évaluation de ces distorsions temporelles implique la définition de deux paramètres caractérisant le fonctionnement dynamique de l'instrument :

- ☞ *la période d'activation PA* : dans le cas d'une activation périodique, ce paramètre caractérise le temps minimum séparant deux activations consécutives d'une fonction. Cette donnée est indépendante de la solution opérationnelle et est issue de la définition fonctionnelle,
- ☞ *le temps d'exécution TEx* : c'est le temps nécessaire à l'exécution d'une fonction, i.e. le temps séparant l'instant d'apparition de l'activation et l'instant d'achèvement de l'action conséquente. Ce paramètre est fortement lié à la solution opérationnelle retenue.

2.2.3) Caractéristiques environnementales

Parmi les caractéristiques de réalisation que le concepteur doit prendre en compte, on trouve celles qui sont liées à l'environnement. Ce sont par exemple des caractéristiques techniques (choix des matériaux, choix des traitements) imposées par le milieu ambiant dans lequel sera installé l'instrument (ambiance corrosive, explosive, perturbations HF, etc.) ou d'encombrement (par exemple dans un bloc opératoire où il faut limiter le volume et les connexions afin de faciliter l'accès au malade).

2.2.4) Spécifications opérationnelles

Pour une application donnée, on définit un ensemble de contraintes sur ces différentes caractéristiques. Ainsi, par exemple, pour satisfaire les contraintes de temps, il convient de vérifier :

$$\frac{TEx}{PA} < 1$$

Pour chaque bloc élémentaire, le concepteur doit évaluer ce rapport afin de respecter la contrainte de temps. Cette évaluation a priori n'est pas facile du fait que le matériel, à ce stade de la conception, n'est pas connu. Néanmoins, cette opération doit aboutir au choix définitif d'une technologie.

Il en est de même pour les contraintes environnementales. Par exemple, dans une fonction d'acquisition de type conversion analogique/numérique, le filtre anti-repliement doit impérativement être réalisé de façon câblée du fait que son rôle est de minimiser les effets indésirables de la numérisation. De même, dans une architecture distribuée, les contraintes de répartition peuvent imposer des solutions spécifiques (interface réseau). Il existe aussi la possibilité, pour réduire le coût de développement, d'utiliser des fonctions existantes. C'est le cas lorsque l'on associe des instruments annexes (par exemple un cardiotelemètre qui réalise l'interface physique entre le patient et l'instrument en étude) ou lorsque l'on utilise des bibliothèques de fonctions logicielles déjà établies (graphiques, menus déroulants, base de données, etc.).

La solution opérationnelle admissible vérifie nécessairement toutes ces contraintes. Le choix d'une solution est alors un problème d'optimisation, la solution retenue dépendant du ou des critères fixés. Le choix étant établi, nous disposons d'une spécification opérationnelle qui est le point d'entrée de l'étape de réalisation.

2.3) Formulaire de spécification opérationnelle

Afin de synthétiser cette spécification opérationnelle des blocs élémentaires, on peut proposer une représentation sous forme d'un tableau des différentes caractéristiques énoncées. En effet, pour chacun des blocs élémentaires constituant une SEII, il est possible de répondre aux questions caractérisant ses propriétés fondamentales (fonction, activation, compte rendu, entrée et sortie). Ainsi, la réunion de ces caractéristiques au sein d'un formulaire de spécification opérationnelle permet d'obtenir un document qui sert d'une part, de document de description de l'étape de réalisation de l'instrument et d'autre part, de support à la maintenance du système : correction des erreurs, adaptation et amélioration du produit. Les figures III.3 et III.4 donnent deux exemples d'une telle synthèse. Le premier illustre une fonction de conversion analogique/numérique, le second, une fonction de saisie de données par l'intermédiaire d'un clavier.

Exemple 1 :

Cet exemple illustre l'étude opérationnelle d'un bloc élémentaire de type *Acquisition*. Ce bloc appartient à une SEII dont le titre générique est *Traitement du signal de pression*. Il a pour fonction la numérisation du signal d'entrée et pour support de réalisation, un convertisseur analogique/numérique (C.A.N.). Pour cela, il reçoit un signal d'activation A correspondant à la condition d'activation CA avec une périodicité PA égale à la période d'échantillonnage T_e désirée. Après chaque échantillonnage, ce dispositif émet un compte rendu d'activité CR annonçant la fin de conversion (Fc). En entrée on trouve une tension électrique u évoluant entre 0 et 5 volts représentative de l'évolution de la pression dans la gamme 0 - 40 mmHg. En sortie, les échantillons sont disponibles en mémoire vive au format 12 bits avec une résolution de 4096 pour 40 mmHg.

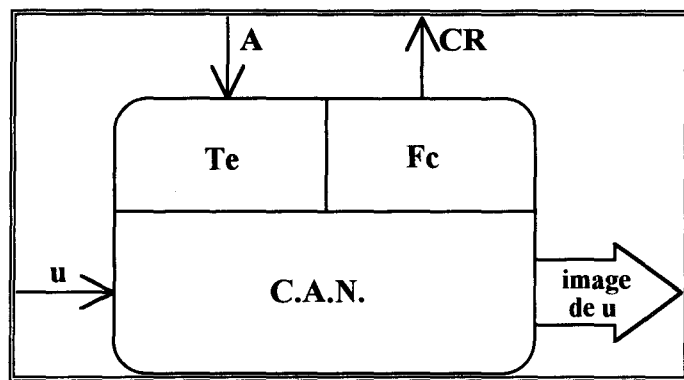


Figure III.3.a : schéma symbolique du bloc.

SEII : traitement du signal de pression	
Bloc : Acquérir	
<u>Fonction</u>	conversion analogique/numérique
<u>Activation</u>	CA : demande de conversion PA = Te
<u>Compte Rendu</u>	fin de conversion
<u>Entrée</u>	format : 0 - 5v pour 0 - 40mmHg fraîcheur : Te support : câble coaxial
<u>Sortie</u>	format : 12 bits, résolution 4096 pour 40mmHg fraîcheur : Te support : mémoire (entier)

Figure III.3.b : formulaire de spécification opérationnelle du bloc.

Exemple 2 :

Cet exemple illustre également l'étude opérationnelle d'un bloc élémentaire de type *Acquisition*. Ce bloc appartient à une SEII dont le titre générique est *Saisie manuelle de données*. Il a pour fonction la saisie de caractères et pour support de réalisation, le clavier du calculateur. Pour cela, il reçoit un signal d'activation A correspondant à la condition d'activation CA (interruption clavier ItCl) avec une périodicité PA non définie du fait du caractère aléatoire de la frappe. Après chaque saisie d'un caractère, ce dispositif émet un compte rendu d'activité CR annonçant la mémorisation du code ASCII (CM). En entrée, les codes sont acquis dans une mémoire tampon (buffer clavier) au format ASCII (7 bits). En sortie, les mêmes codes ASCII sont regroupés sous forme d'un fichier sur une unité de sauvegarde (disque dur).

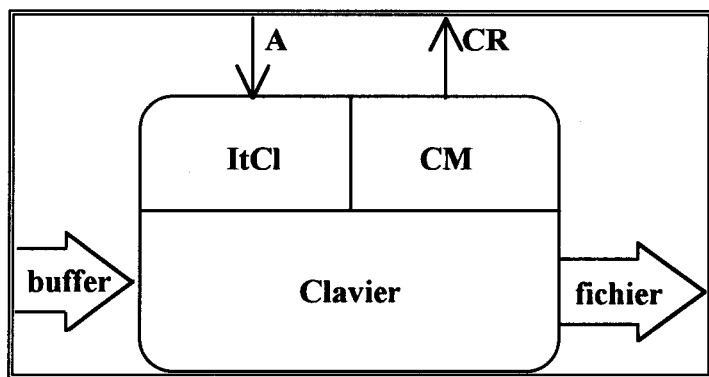


Figure III.4.a : schéma symbolique du bloc.

SEII : saisie manuelle de données Bloc : Acquérir	
<u>Fonction</u>	saisie de caractères
<u>Activation</u>	CA : interruption clavier PA = non définie; (PAmin, PAmix, non définies)
<u>Compte Rendu</u>	caractère stocké
<u>Entrée</u>	format : ASCII, 7 bits fraîcheur : jusqu'à l'interruption suivante support : buffer clavier
<u>Sortie</u>	format : ASCII, 7 bits fraîcheur : jusqu'à l'interprétation du message support : fichier

Figure III.4.b : formulaire de spécification opérationnelle du bloc.

2.4) Regroupement de blocs intra-SEII

Dans le but de définir l'ordonnancement des différents blocs, tâche dédiée au bloc *Gérer les activités*, il est envisageable de regrouper certaines fonctions selon le critère d'activation. En effet, pour l'ordonnanceur, deux tâches ayant la même condition d'activation CA, et par conséquent la même période d'activation PA, sont exécutées au même instant. Evidemment, s'il s'agit d'une solution logicielle et d'une implantation monoprocesseur, les deux tâches sont exécutées de façon séquentielle mais dans un laps de temps compatible avec la période d'activation PA ($TE_x < PA$).

La règle de regroupement peut être énoncée ainsi :

Soient deux blocs élémentaires B_i et B_j , caractérisés individuellement par une fonction F_k , un flot d'entrée E_k , un flot de sortie S_k , une condition d'activation CA_k et un compte rendu d'activité CR_k , tels que :

$$S_k = F_k(E_k)/CA_k$$

(k = i, j)

qui s'exprime : on applique à E_k la fonction F_k donnant pour résultat S_k à l'occurrence de CA_k .

Alors les blocs Bi et Bj sont dits à **exécution séquentielle** si la condition d'activation CAj de Bj est égale au compte rendu d'activité CRi de Bi, soit CAj = CRi (figure III.5). Dans ces conditions, Bi et Bj peuvent être regroupés pour former un ensemble E de fonctions faisant l'objet d'un appel unique au niveau du bloc *Gérer les activités*.

Il convient alors de respecter la contrainte : $\sum_k TEx_k < \min(PA_k)$

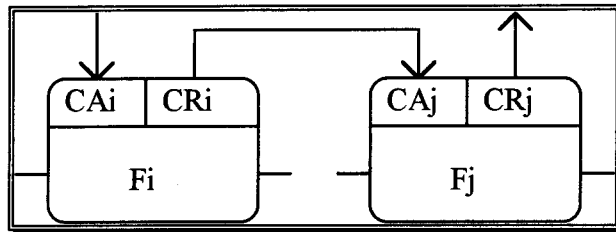


Figure III.5 : association séquentielle de blocs élémentaires.

Dans la pratique, la représentation graphique des activités de la SEII peut être utilisée partiellement pour faire ressortir les associations de blocs (figure III.6).

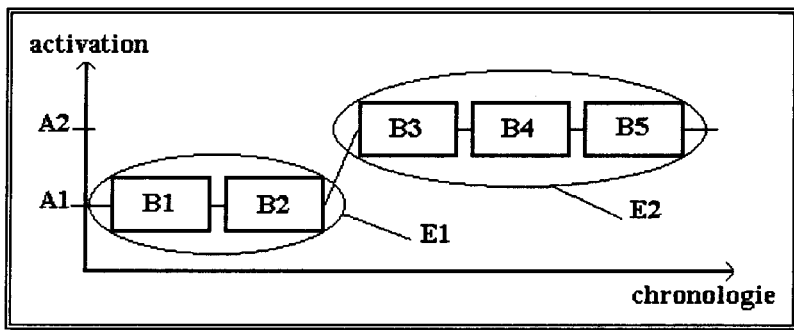


Figure III.6 : regroupement de blocs selon le critère d'activation.

2.5) Administration de la SEII

La description de l'administration de la SEII consiste à expliciter ce qui se passe au sein du bloc *Gérer les activités*. En effet, dans une SEII c'est ce bloc qui active ceux du niveau inférieur selon une stratégie d'ordonnancement. Le bloc *Gérer les activités* possède une entrée d'activation et est capable de donner un compte rendu d'activité à son environnement.

Ainsi, une représentation fonctionnelle du bloc *Gérer les activités* peut être donnée comme indiqué sur la figure III.7.

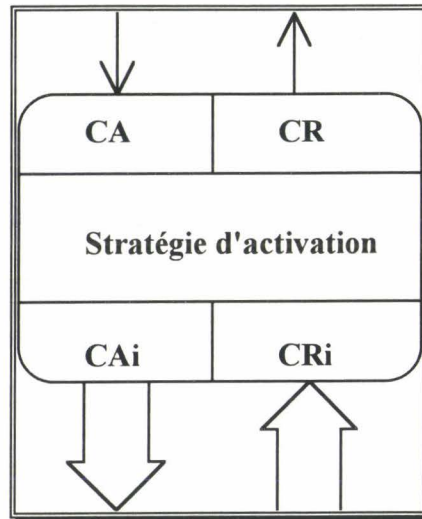


Figure III.7 : représentation fonctionnelle du bloc *Gérer les activités*.

On y retrouve le signal d'activation CA, élément déclencheur du processus de gestion, le compte rendu d'activité CR, et les liaisons bidirectionnelles avec les blocs du niveau de traitement. Rappelons que ces liaisons transportent, dans un sens, les signaux d'activation CAi et dans l'autre sens, les comptes rendus d'activité CRi. Ces derniers peuvent être pris en compte par le système d'administration et contribuer ainsi au déroulement des opérations.

2.5.1) *Stratégie d'ordonnancement d'une SEII*

La stratégie doit tenir compte des contraintes liées d'une part, à la définition du cahier des charges vis-à-vis du fonctionnement global de l'instrument et d'autre part, au schéma fonctionnel que l'on s'est imposé (exécution séquentielle et modes d'activation des blocs). En d'autres termes, le bloc *Gérer les activités* doit être en mesure de répondre à toute sollicitation extérieure le concernant et de la présenter aux blocs dont il a en charge la gestion.

Il existe de multiples solutions pour l'ordonnancement de l'exécution des blocs élémentaires [BAYA 95]. Dans la description d'une SEII, il apparaît que l'exécution de chaque bloc élémentaire doit être complètement achevée dans un temps inférieur à sa période d'activation, ce qui représente notre principale contrainte. Par ailleurs, l'ordre d'exécution des blocs est directement fixé par la direction du flot de données d'entrée/sortie de chacun des blocs et par la chronologie des conditions d'activation. Ceci nous conduit à proposer un ordonnancement statique de l'ordre d'exécution. D'une manière générale, l'algorithme d'ordonnancement de

l'exécution des blocs élémentaires constituant une SEII se réduit à un cycle d'exécution établi, à chaque fois que le bloc *Gérer les activités* est sollicité.

A l'aide des illustrations que nous avons développées au chapitre II, nous allons expliciter les différentes formes que peut prendre l'administration du bloc *Gérer les activités* d'un instrument élémentaire en fonction des impératifs temporels d'activation. Pour ces exemples, nous considérerons une réalisation programmée et nous utiliserons les conventions de la programmation structurée.

2.5.2) Exemple 1

Le premier exemple concerne le calcul d'un volume à partir de l'information de débit. Cette opération, on l'a vu, est réalisée par intégration numérique des échantillons du signal de débit. L'analyse fonctionnelle de cet instrument montre que les conditions d'activation des différents blocs du niveau de traitement sont identiques (représentation dynamique des activités de la figure II.14 du chapitre II). Ainsi, il est possible de regrouper tous les blocs en un ensemble de traitements séquentiels. De cette façon, l'ordonnancement devient trivial et consiste à appeler successivement les différentes tâches dès que la condition d'activation (unique) est réalisée. Dans cet exemple, la condition d'activation est un signal de période T_e . La figure III.8.a représente le schéma symbolique de l'instrument, la figure III.8.b, l'algorithme d'ordonnancement qui en découle (bloc *Gérer les activités*).

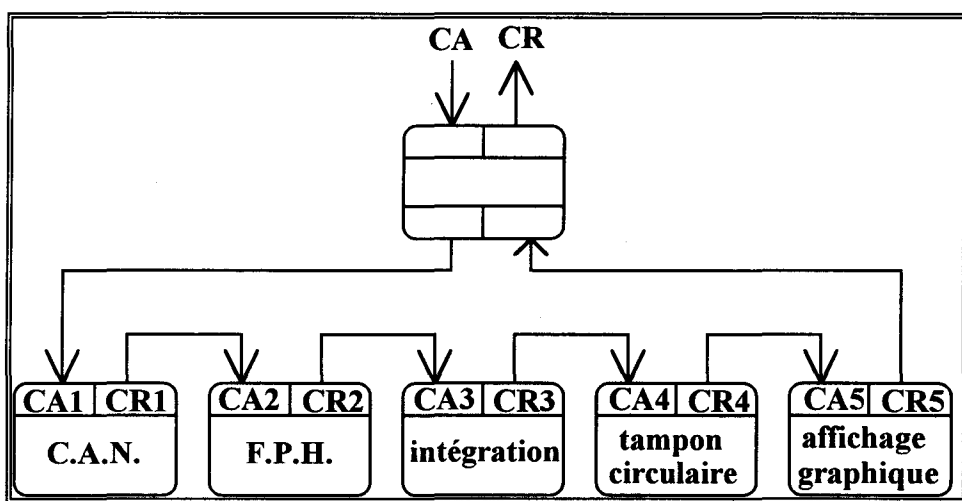


Figure III.8.a : représentation symbolique de l'exemple 1.

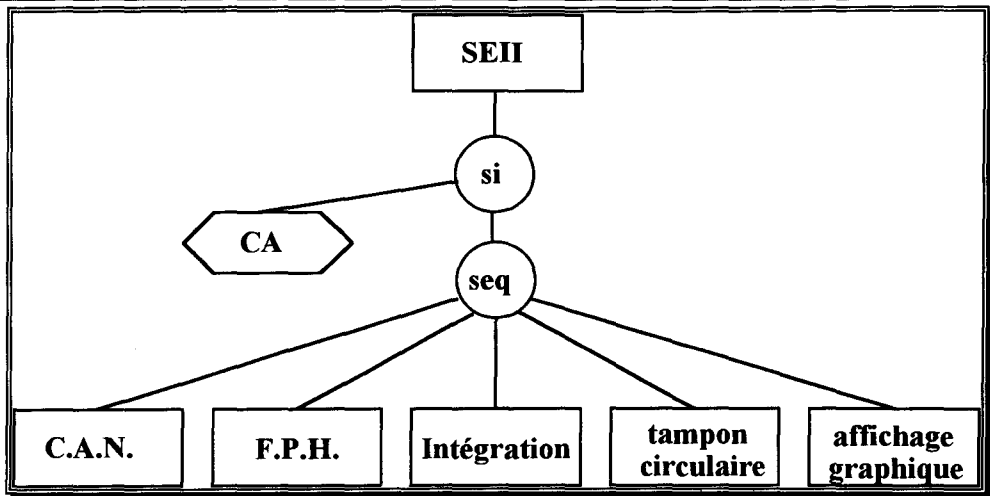


Figure III.8.b : algorithme d'ordonnancement de l'exemple 1.

2.5.3) Exemple 2

Ce deuxième exemple illustre le calcul de la fréquence respiratoire par détection événementielle sur le signal de débit. L'analyse fonctionnelle montre que les blocs de niveau de traitement peuvent être regroupés en deux ensembles E1 et E2 sur le critère d'activation (figure II.15 du chapitre II). Ainsi l'ordonnancement de cet instrument doit tenir compte des différentes conditions d'activation. La figure III.9.a montre le schéma symbolique obtenu. Une représentation algorithmique de la gestion des tâches est représentée sur la figure III.9.b.

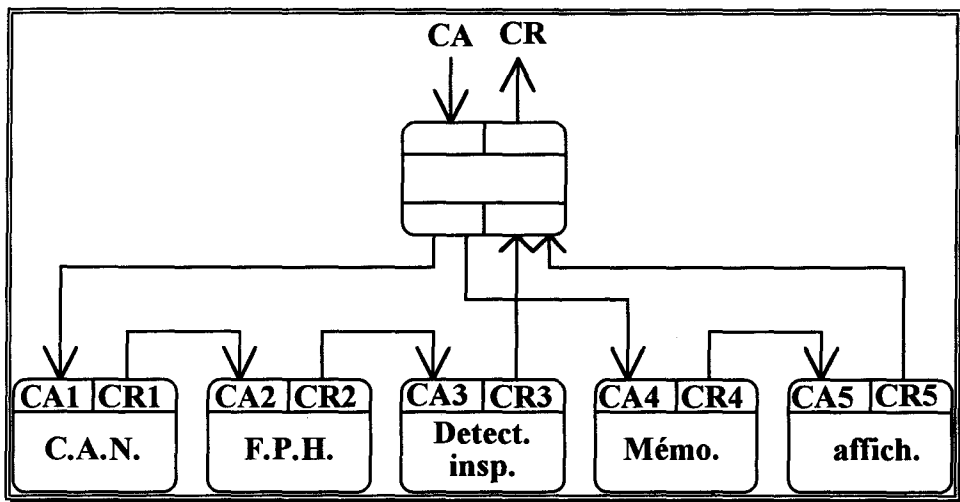


Figure III.9.a : représentation symbolique de l'exemple 2.

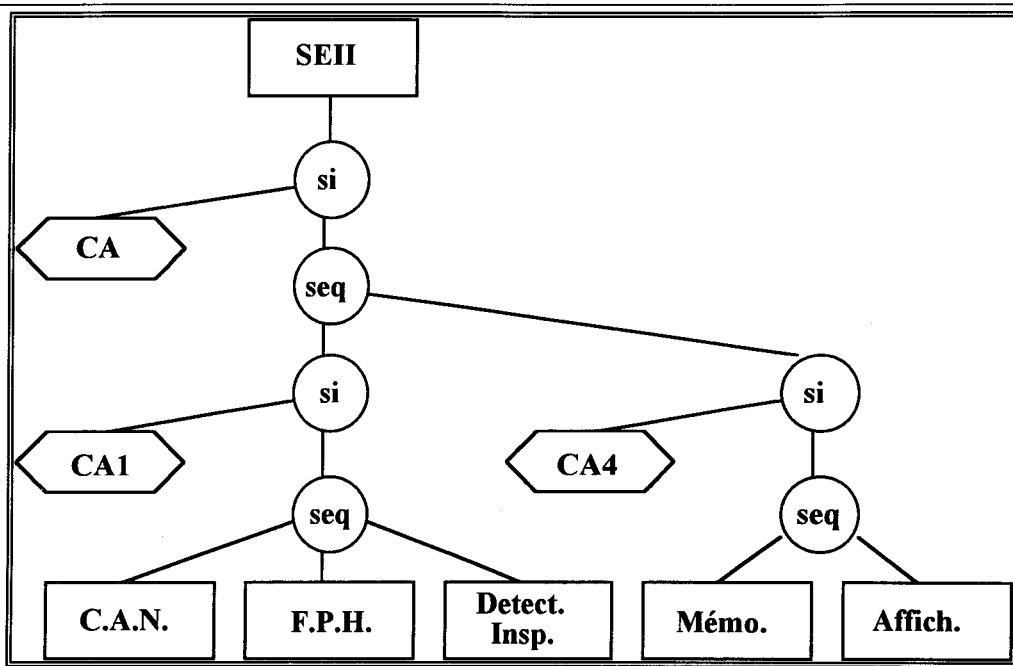


Figure III.9.b : algorithme d'ordonnancement de l'exemple 2.

2.5.4) Cas général

De façon générale il est possible de donner une structure algorithmique type pour l'administration de la SEII. Pour cela il faut considérer le cas le plus défavorable où aucun ensemble de blocs ne peut être mis en évidence lors de la phase de simplification. Dans cette situation, chaque condition d'activation CA_i est spécifique et différente de toute autre. Ainsi il est indispensable de les évaluer à tour de rôle afin de décider de l'exécution des tâches qui leur sont associées.

Soit une SEII caractérisée par sa condition d'activation CA d'une part, et les 5 tâches T1..T5 définissant les fonctions de ses 5 blocs du niveau de traitement, possédant chacune une condition d'activation CA_i d'autre part, alors l'algorithme d'ordonnancement des tâches peut être écrit de la façon suivante :

```

Si CA Faire
{ordonnancer}
  Si CA1 Alors T1
  Si CA2 Alors T2
  .
  .
  Si CA5 Alors T5
FinSi
    
```

Cette écriture représente l'algorithme de base de la fonction *ordonnancer* du bloc *Gérer les activités*.

Nous avons vu que le bloc *Gérer les activités* doit être sensible aux événements extérieurs (horloge, requêtes utilisateur, etc.). En ce sens, il doit être capable de modifier l'état des conditions d'activations, selon une stratégie établie, en étant réceptif soit aux événements extérieurs, soit aux comptes rendus d'activités des différentes tâches. Ainsi, on peut définir une fonction *Gérer les activités* qui comporte trois actions :

- ☞ prise en compte des requêtes extérieures et lecture des comptes rendus d'activités,
- ☞ mise à jour des conditions d'activation,
- ☞ ordonnancer.

En tenant compte de ces dernières remarques, on peut généraliser davantage la structure algorithmique du bloc *Gérer les activités* par l'écriture suivante :

```
Si CA Faire
  Lecture des requêtes et CRi
  Mise à jour des CAi
  Ordonnancer
FinSi
```

3) Architecture opérationnelle composée

Nous abordons maintenant l'étude opérationnelle de l'instrument composé. Cette étude doit conduire à la description de la démarche générale pour la conception d'un instrument quelconque. Cette opération est basée sur le schéma fonctionnel de l'instrument composé de plusieurs SEII (figure III.10).

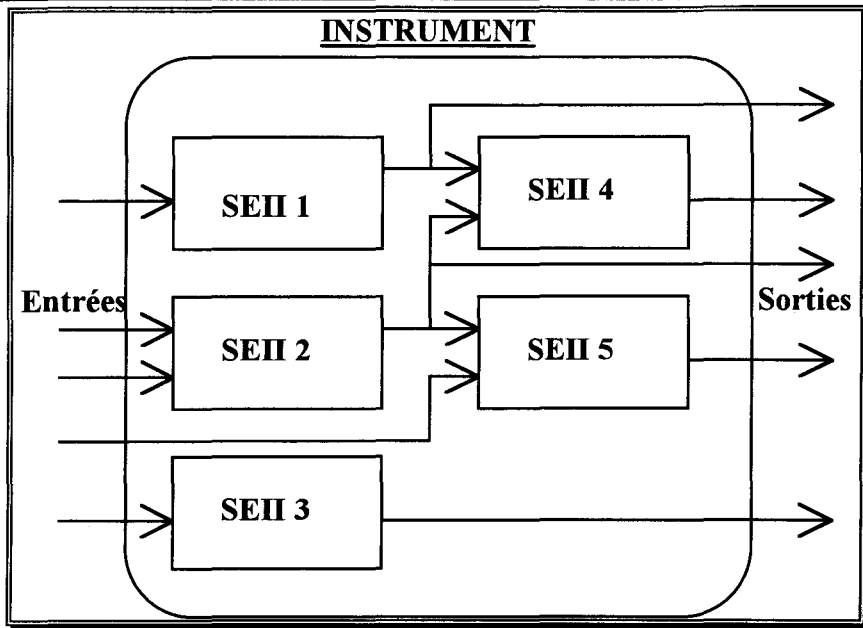


Figure III.10 : exemple d'organisation fonctionnelle d'un instrument.

La solution opérationnelle doit donner tous les éléments indispensables à la réalisation pratique de l'instrument. Comme entrée de cette étape, le concepteur dispose du document décrivant la solution fonctionnelle et d'un document contenant toutes les spécifications. Le résultat de l'étude opérationnelle doit être un document de réalisation contenant d'une part la description de la structure d'exécution et d'autre part, la description de l'implantation des blocs fonctionnels sur la structure d'exécution.

Le déroulement de cette phase passe, dans un premier temps, par l'étude détaillée de chaque SEII comme nous l'avons évoqué au paragraphe 2. Le résultat de ce travail doit conduire à la définition des architectures matérielles et des implantations locales des fonctions. Dans un deuxième temps, il convient d'analyser les similitudes qui peuvent exister entre les différents blocs des différentes SEII afin de mettre en évidence d'éventuelles simplifications. Enfin, l'administration générale doit être décrite en tenant compte des simplifications et du fonctionnement global de l'instrument.

3.1) Spécification de chaque SEII

Dans l'étape de décomposition fonctionnelle, les SEII ont fait l'objet d'un assemblage série/parallèle en fonction de critères que nous avons détaillés au chapitre II. Evidemment, cette décomposition n'est possible que dans l'hypothèse où le problème général d'instrumentation peut être scindé en plusieurs sous-problèmes. Ainsi, chaque SEII représente

la solution d'un sous-problème. Autrement dit, chaque SEII peut se voir attribuer un titre générique représentatif de la fonction qu'elle réalise au sein de l'instrument.

Par ailleurs, nous avons vu que pour son ordonnancement interne, chaque SEII possède une entrée permettant son activation et une sortie rendant compte de son activité. De plus, les fonctions ainsi représentées consomment des données d'entrée et produisent des données de sortie. Il est donc possible de définir les entrées/sorties de chaque SEII.

Ces différentes constatations permettent de considérer les SEII comme des blocs élémentaires tels que nous les avons définis au paragraphe 2.1 de ce chapitre. Ainsi, la même représentation symbolique peut être adoptée pour décrire de façon externe une SEII (figure III.11).

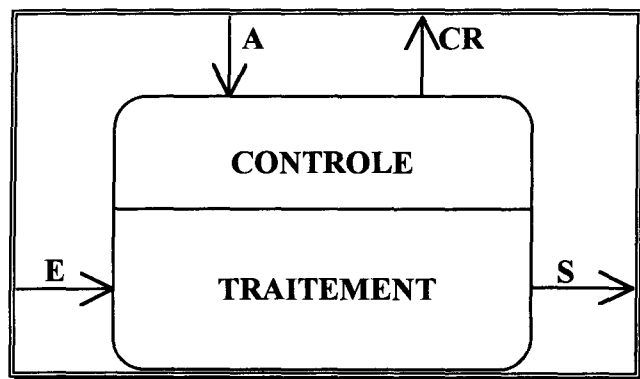


Figure III.11 : représentation symbolique d'une SEII.

De même que pour les blocs élémentaires, nous pouvons préciser, dans les conditions exprimées au paragraphe 2.1. :

- ☞ les données d'entrée / sortie (E, S),
- ☞ la fonction à réaliser (F),
- ☞ la condition d'activation (CA),
- ☞ le compte rendu d'activité (CR).

Les données d'entrée / sortie (E, S) :

Au niveau de la SEII, comme pour les blocs élémentaires, il est possible de définir les données par leurs caractéristiques (format et fraîcheur) et par leur support de transmission et de représentation.

La fonction à réaliser (F) :

A ce niveau de l'étude, la fonction à réaliser doit être décrite de façon générique. En effet, elle sera détaillée de façon précise dans l'étape ultérieure qui consiste à affiner la description de la SEII. En général, la fonction générique indique la transformation de données effectuée par le bloc *Elaborer*.

La condition d'activation (CA) :

La condition d'activation d'une SEII est également caractérisée par une fonction booléenne des différents événements extérieurs qui conditionnent l'exécution de la fonction générique. Comme pour un bloc élémentaire, il faut également tenir compte, dans l'objectif d'un fonctionnement dynamique, de la périodicité de l'activation (PA). Cette donnée peut être imposée par le cahier des charges ou déterminée à l'issue de la phase de spécification. En tout état de cause, sa valeur PA dépend des valeurs PA_i des différents blocs élémentaires B_i. En effet, PA représente la valeur maximale que peut prendre un PA_i, soit :

$$PA = \text{Max}[PA_i]$$

Le compte rendu d'activité (CR) :

Le compte rendu d'activité est en général destiné aux SEII voisines dans le but d'orienter la progression du fonctionnement de l'instrument. Le plus souvent ce dernier indique la fin d'exécution de la fonction générique.

En conclusion, une fiche de synthèse de la spécification opérationnelle de chaque SEII peut être proposée sous forme d'un tableau contenant les différentes caractéristiques énoncées. La figure III.12 donne un exemple d'une telle synthèse. Il s'agit de réaliser l'opération de transformée de Fourier rapide (TFR) sur l'onde QRS de l'électrocardiogramme. Cette opération doit avoir lieu à chaque détection d'une pointe R après mémorisation des échantillons représentatifs de l'onde. La période d'activation de cette SEII dépend donc de la période cardiaque (PC).

TFR-QRS				
Fonction F	Activation CA / PA	Compte rendu CR	Entrée E	Sortie S
Transformée de Fourier de l'onde QRS	CA = Détection de la pointe R / PA=PC	Spectre disponible	<i>format</i> : réel <i>fraîcheur</i> : PC <i>support</i> :mémoire	<i>format</i> : réel <i>fraîcheur</i> : PC <i>support</i> :mémoire

Figure III.12 : exemple de formulaire de spécification opérationnelle d'une SEII.

Lorsque chaque SEII constituant l'instrument à fait l'objet de la synthèse précédemment décrite, il convient de détailler son contenu en déroulant les étapes décrites dans le paragraphe 2 de ce chapitre. Cette opération a pour but, on l'a vu, de préciser l'architecture opérationnelle des instruments élémentaires. Chaque bloc élémentaire est alors spécifié (tableau de synthèse), son support physique choisi selon les critères étudiés, son schéma simplifié en fonction des regroupements de blocs et son administration interne définie.

Comme on peut le constater, cette phase d'analyse est ascendante et descendante. Le formulaire de spécification opérationnelle de la SEII est élaboré comme synthèse des formulaires de chacun des blocs.

Enfin, en conclusion de cette phase d'étude détaillée des SEII constituant un instrument, le concepteur doit pouvoir bénéficier d'un document contenant toutes les spécifications pour la réalisation matérielle, à savoir :

- ☞ Les tableaux de synthèse des différentes SEII (figure III.12) ainsi que leur algorithme d'ordonnancement (paragraphe 2.5),
- ☞ Les tableaux de synthèse des blocs constituant les SEII (figure III.3.b),
- ☞ les différentes représentations de l'instrument (symbolique et dynamique).

3.2) Regroupement de blocs inter-SEII

Dans le cadre des regroupements de blocs intra-SEII nous avons vu qu'il existe une règle de simplification qui tient compte du critère d'activation. Cette règle permet de mettre en évidence des blocs appelés à *exécution séquentielle*, qui, du point de vue de l'ordonnanceur, sont regroupés en un même ensemble de fonctions.

En ce qui concerne les regroupements de blocs inter-SEII possibles, il existe deux règles. La première découle du fait que deux blocs appartenant à des SEII différentes peuvent posséder la même condition d'activation. Ainsi, ils sont *à exécution simultanée* et, vis-à-vis de l'ordonnancement général de l'instrument, ils peuvent être regroupés.

Il existe également la possibilité de trouver deux blocs identiques dans des SEII différentes. Par exemple, deux SEII disposant d'une entrée commune, peuvent posséder des blocs "Acquérir" identiques. En effet, individualiser les structures d'acquisition et de validation des données conduit à mettre en place des producteurs différents pour la même information, et à courir le risque que différents traitements utilisent, au même moment, des images différentes d'une même variable du processus [STAR 94]. Dans cet exemple, si les périodes d'acquisition sont identiques, alors les blocs *Acquérir* sont *confondus*. Dans ce cas, il en est de même pour les blocs *valider*.

De manière générale, on peut énoncer deux règles de simplification s'appliquant à des blocs élémentaires appartenant à des SEII différentes :

☞ soient deux blocs élémentaires B_i et B_j , caractérisés individuellement par une fonction F_k , un flot d'entrée E_k , un flot de sortie S_k et une condition d'activation CA_k , tels que :

$$S_k = F_k(E_k)/CA_k \\ (k = i, j)$$

- 1) les blocs B_i et B_j sont dits *à exécution simultanée* si leurs conditions d'activation sont identiques, soit : $CA_i = CA_j$. Dans ces conditions, ils peuvent être regroupés de façon logique et faire l'objet d'une même activation au niveau de l'ordonnanceur.
- 2) les blocs B_i et B_j sont dits *confondus* si toutes leurs caractéristiques sont identiques, à savoir : $F_i = F_j$, $E_i = E_j$, $S_i = S_j$. Dans ces conditions, sur un plan pratique, il n'existe qu'un seul bloc répondant aux mêmes caractéristiques.

Le concepteur peut s'aider de la représentation dynamique des activités pour faire ressortir les associations de blocs *à exécution simultanée* et/ou *confondus*. La figure III.13 donne un exemple d'une telle représentation pour un instrument composé de trois SEII.

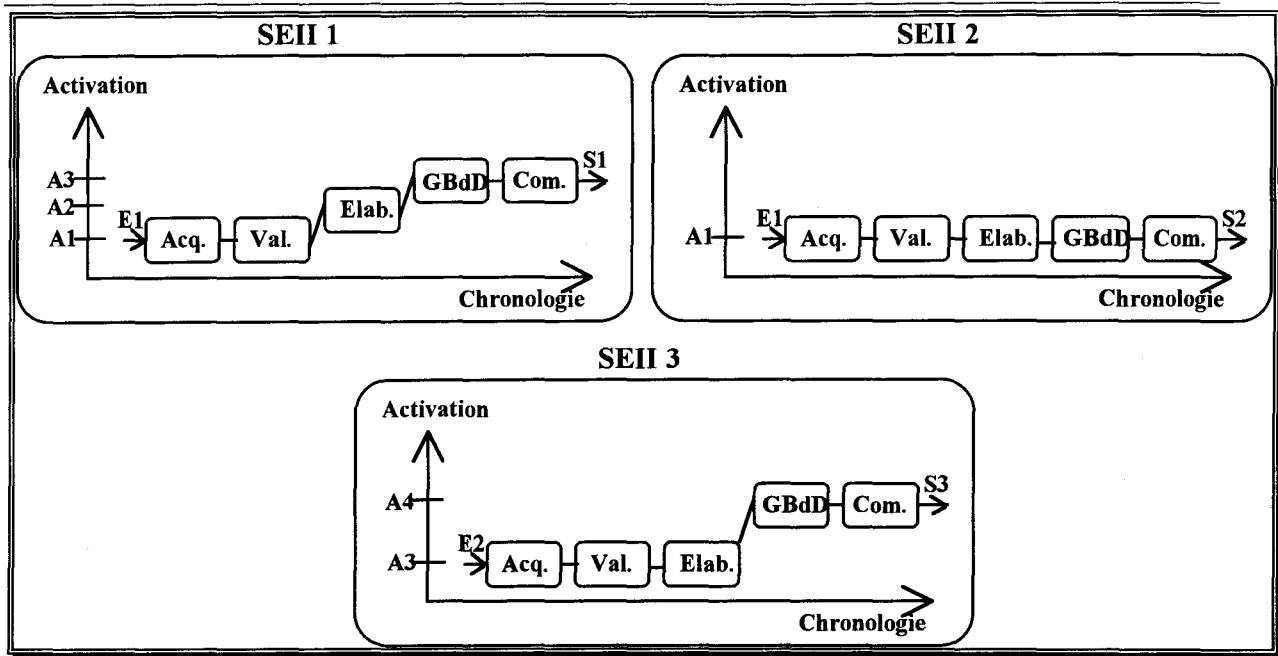


Figure III.13 : regroupement de blocs selon les critères d'activation et fonctionnels.

En résultat de cette phase de simplification on peut dresser deux tableaux de synthèse, l'un pour les blocs *confondus* et l'autre pour les blocs *simultanés*. La figure III.14 présente les tableaux correspondant au schéma précédent.

"Confondus"				"Simultanés"			
Bloc \ SEII	1	2	3	Bloc \ SEII	1	2	3
Acq.	x	x	x	Acq.	A1	A1	A3
Val.	x	x	o	Val.	A1	A1	o
Elab.	x	o	o	Elab.	A2	o	o
GBdD	x	x	x	GBdD	A3	A1	A4
Comm.	x	x	x	Comm.	A3	A1	A4

x : bloc existant
o : bloc inexistant

Figure III.14 : exemple de simplification par tables.

Dans cet exemple, l'instrument comporte 3 SEII. La table des *confondus* fait apparaître 2 regroupements qui portent le nombre total de blocs élémentaires à 10 au lieu de 15 (compte tenu des blocs inexistant). Sur un plan pratique, cette simplification signifie, pour le concepteur, un nombre moins important de fonctions à développer. La table des *simultanés*

quant à elle met en évidence les regroupements de blocs suivant le critère d'activation (Ai). Ainsi, la tâche d'ordonnancement de l'instrument se trouve également simplifiée.

3.3) Administration de l'instrument

Pour étudier l'administration générale de l'instrument, il est pratique d'avoir une vue globale (ou externe) du système. Pour ce faire, la structure symbolique que nous avons utilisée jusqu'ici reste le meilleur moyen de décrire un cahier des charges (figure III.15). En effet, tout instrument possède une structure de contrôle, un niveau de traitement, des entrée/sortie, un moyen d'activation et une ligne de compte rendu. Le détail de ces différentes entités est contenu dans le cahier des charges utilisateur et le document de spécification.

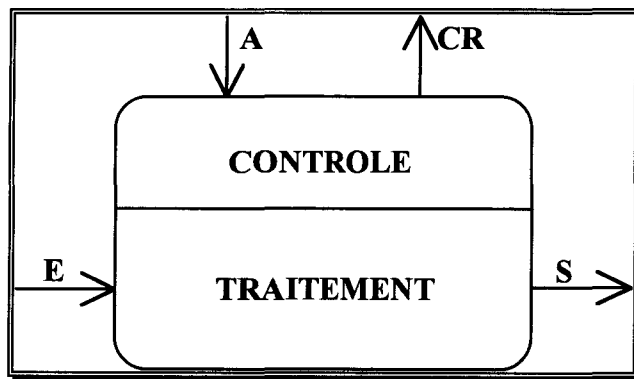


Figure III.15 : représentation symbolique de l'instrument.

Administrer l'instrument consiste donc à développer la partie *contrôle* de la figure III.15. Pour ce faire, on se sert de l'analyse fonctionnelle. Cette dernière a montré que l'instrument est composé de n SEII qu'il convient d'activer selon un protocole déterminé. Ainsi, il est possible de reprendre l'algorithme que l'on a défini pour l'administration interne d'une SEII, à savoir :

Si CA Faire

Lecture des requêtes et CRi

Mise à jour des CAi

Ordonnancer

FinSi

La première fonction consiste à prendre en compte les requêtes extérieures (utilisateur) et les comptes rendus d'activités en provenance des différentes SEII. La deuxième met à jour les conditions d'activation des SEII selon la stratégie adoptée. La fonction *Ordonnancer*, quant à

elle, est chargée d'activer les SEII dont la condition d'activation CA_i est vraie. Ainsi, l'algorithme correspondant s'écrit :

```
Si CA Faire
  Si CA1 alors SEII1
  Si CA2 alors SEII2
  . . . . .
  Si CAn alors SEIIn
FinSi
```

La succession des activations au sein du système est donc hiérarchisée et peut être représentée comme l'indique la figure III.16.

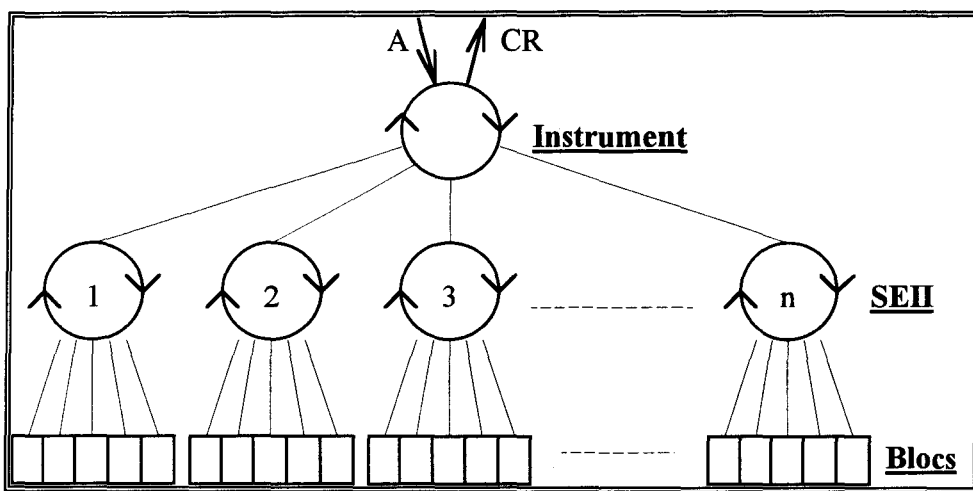


Figure III.16 : représentation de la hiérarchie dans l'ordonnancement de l'instrument.

3.3.1) Algorithme de base

Cette représentation fait ressortir une hiérarchie à 3 niveaux : instrument, SEII et blocs élémentaires. Dans la pratique, ce schéma peut être simplifié en considérant 2 niveaux de hiérarchie : exécutif et ordonnancement. En effet, ce raisonnement tient compte du fait que la finalité du bloc de contrôle est l'activation (ou inactivation) des fonctions du niveau de traitement. En ce sens, l'algorithme général de contrôle de l'instrument s'écrit comme suit :

Si CA Faire

Lecture des requêtes utilisateur

Lecture des comptes rendus des blocs élémentaires

Mise à jour des conditions d'activation des blocs élémentaires

{Ordonnancer}

Si CA11 alors SEII1T1

.

Si CA15 alors SEII1T5

Si CA21 alors SEII2T1

.

Si CA25 alors SEII2T5

.

.

Si CAn1 alors SEIIInT1

.

Si CAn5 alors SEIIInT5

FinSi

Les simplifications inter-SEII que nous avons énoncées précédemment, concernant les blocs *confondus* et/ou à *exécution simultanée*, prennent ici toute leur importance. En effet, les blocs *confondus* se résument à une seule ligne dans l'algorithme d'ordonnancement du fait que, dans ces conditions, la fonction est unique. De même, les blocs à *exécution simultanée* sont regroupés en un seul appel (un seul test de CA). Par contre, pour ces derniers, les fonctions associées sont obligatoirement écrites et exécutées de façon concurrente. De même, pour les simplifications intra-SEII, les blocs à *exécution séquentielle* font l'objet d'un seul test de CA.

3.3.2) Administration "temps réel"

L'administration de base telle que nous l'avons définie précédemment permet l'activation des différentes fonctions élémentaires en tenant compte de l'évolution de leur condition d'activation. Néanmoins, il apparaît que les fonctions sont exécutées de façon séquentielle du fait de la *structure cyclique* de l'algorithme. Cette situation est naturelle pour les blocs à *exécution séquentielle* tels que nous les avons définis lors de la description de la SEII. Par contre, pour les blocs à *exécution simultanée*, où la notion de parallélisme d'exécution intervient, il convient de s'assurer, afin de les rendre séquentiels, que la contrainte de temps est respectée, à savoir :

$$\sum_k TEx_k \langle Min[PA_k] \rangle$$

TEx_k : temps d'exécution des fonctions

PA_k : périodes d'activation des fonctions

A cette contrainte de temps d'exécution peut s'ajouter une contrainte liée à la date (impérative) d'exécution de certaines fonctions. Par exemple, dans l'acquisition d'un signal analogique, la fonction de conversion analogique/numérique doit impérativement être exécutée à l'instant d'apparition de la commande de conversion sous peine de perdre des échantillons ou de les acquérir en retard, ce qui rendrait incohérente l'image de la grandeur mesurée au sein de l'instrument.

Ces contraintes que sont la *simultanéité d'exécution*, le *temps d'exécution* et la *date d'exécution* sont typiques des systèmes d'exploitation temps réel.

3.3.2.1) Méthodes d'analyse fonctionnelle des systèmes "temps réel" (TR)

Les méthodes d'analyse fonctionnelle des systèmes TR permettent de décrire et de décomposer toute application en fonctions qui peuvent être exécutées de manière concurrente.

D'une manière générale, un schéma fonctionnel décrit par une de ces méthodes, utilise les concepts suivants :

- ☞ l'application est décomposée en fonctions à exécution simultanée. Une fonction est décrite par une séquence d'opérations élémentaires,
- ☞ l'activité est synchronisée par des événements,
- ☞ la coopération entre les différentes fonctions, c'est-à-dire l'échange de données entre fonctions, se fait à travers :
 - ❑ un mécanisme de *boîte à lettres* (BAL, mécanisme *producteur/consommateur*),
 - ❑ une zone de données partagée à accès contrôlé (ressource partagée).

On trouvera en bibliographie des exemples d'application et des précisions supplémentaires liées à ces méthodes d'analyse des systèmes TR [CALV 82], [CALV 91], [PERE 90], [HATL 87], [WARD 87], [YOUR 75],[GLAS 83].

L'implantation de ces schémas fonctionnels fait appel à des systèmes d'exploitation de type *moniteur temps réel*. De même, le codage des applications conduit à l'utilisation de langages de type *temps réel* (ADA, PASCAL TR, etc.) permettant d'implémenter toutes les primitives liées au parallélisme, à la synchronisation (wait, signal, etc.) et à la communication de données inter-fonctions.

3.3.2.2) Adaptation à l'instrument intelligent

La description d'une SEII fait apparaître des blocs élémentaires à exécution simultanée et/ou séquentielle. De plus, chaque bloc élémentaire possède sa condition d'activation. Ainsi, l'analogie entre la description fonctionnelle TR et l'approche par les SEII peut se faire de la manière suivante :

- ☛ une fonction TR est un ensemble de blocs élémentaires à exécution séquentielle. L'événement de synchronisation étant la CA du bloc de tête. La figure III.17 montre, en utilisant les schémas fonctionnels de Calvez [CALV 82], la description de deux fonctions TR (FTR1 et FTR2) constituées de blocs élémentaires d'une SEII.

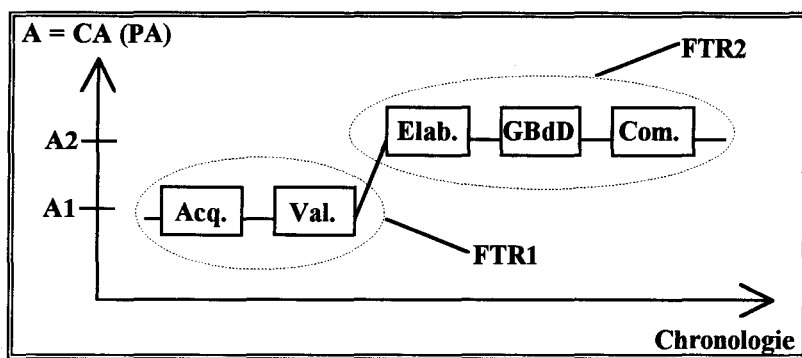


figure III.17.a : graphe d'activité de la SEII faisant ressortir deux fonctions TR.

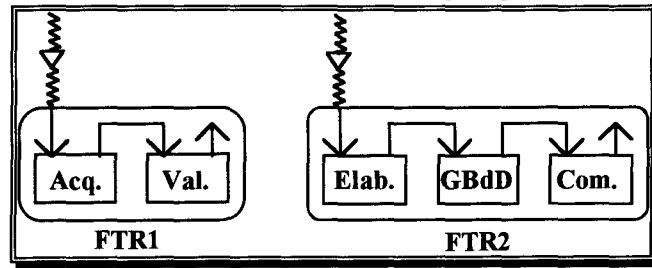


Figure III.17.b : représentation fonctionnelle d'après CALVEZ.

☞ la coopération entre les fonctions (échange de données synchronisé) est gérée par les mécanismes classiques de type *boîte à lettre* (BAL) ou par le partage de ressources par accès contrôlé. La figure III.18 montre un échange synchronisé entre les deux fonctions décrites ci-dessus par l'utilisation d'un tampon de coopération illustrant le mécanisme de type *producteur/consommateur*.

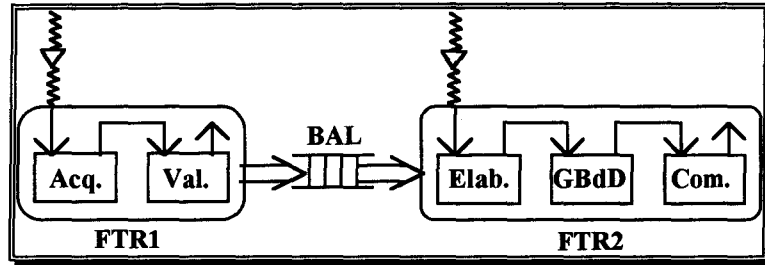


figure III.18 : coopération entre les deux fonctions TR.

En conclusion, l'implémentation d'un système d'exploitation *temps réel* normalisé [SCEP 81], [SCEP 92] permettrait, de manière générale, de gérer les problèmes d'administration d'une SEII ou de l'instrument, dans la mesure où son architecture permet d'implanter différents types de stratégie d'ordonnancement (partage équitable du temps, priorité fixe ou dynamique, etc.).

Compte tenu des descriptions que nous avons faites, l'exécution cyclique des tâches selon un ordonnancement préétabli s'avère efficace, suffisant et correspond au critère de performance fixé. Il est néanmoins souhaitable, quand les contraintes d'exploitation ou de communication entre tâches le nécessitent, d'implanter un tel noyau *temps réel*.

4) Exemple d'illustration

Nous allons illustrer l'étude opérationnelle d'un instrument composé par un exemple concret de conception d'un instrument du domaine médical. Il s'agit de réaliser un appareil de mesure du décalage du segment ST du signal électrocardiographique (ECG) [LOGI 91], [LOGI 92]. Cette mesure permet de déceler une défaillance dans l'alimentation en oxygène du muscle cardiaque. Utilisée chez l'adulte, cette technique sert à quantifier le degré d'ischémie myocardique, signe précurseur de l'infarctus du myocarde. Utilisé en regard du ventricule droit, ce moyen d'investigation peut devenir un signal d'alarme dans la décompensation du nouveau-né en situation d'hypoxémie réfractaire.

4.1) Position du problème

Le muscle myocardique assure la "fonction pompe" du coeur. Comme pour tout autre muscle, les cellules myocardiques ont besoin d'oxygène. Dans ce sens, les artères coronaires, artères nourricières du coeur, sont disposées à la surface du muscle myocardique en formant une couronne (d'où leur nom) et pénètrent dans le myocarde (figure III.19).

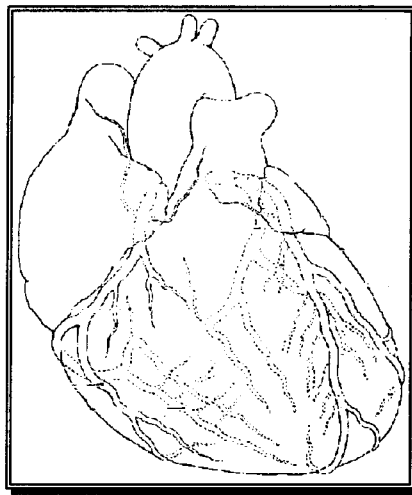


Figure III.19 : le muscle cardiaque et ses artères coronaires.

L'ischémie myocardique résulte soit d'une diminution de l'apport en oxygène (artère obstruée, spasme, diminution du débit coronaire) soit d'une consommation excessive d'oxygène (effort physique, tachycardie). Ce phénomène représente donc une situation où les apports en oxygène ne suffisent plus au bon fonctionnement des tissus. Les cellules myocardiques touchées subissent alors une altération du métabolisme, de la structure et de la fonction

contractile [CORI 90]. Une conséquence de l'ischémie myocardique est l'infarctus du myocarde.

Certains actes médicaux peuvent induire une ischémie myocardique temporaire. L'angioplastie coronaire par exemple, est un geste qui consiste à gonfler un ballonnet au niveau d'une artère coronaire dans le but de dilater une sténose. Au cours de cet acte, l'ischémie apparaît par obstruction de l'artère coronaire par le ballonnet.

Dans un contexte opératoire, l'anesthésie est également un acte médical qui peut induire une ischémie myocardique temporaire par augmentation des besoins en oxygène :

- ☞ l'adrénaline, libérée par le stress chirurgical, parfois par les drogues anesthésiques, augmente la fréquence cardiaque et donc, la consommation d'oxygène,
- ☞ les variations de tension périopératoires peuvent entraîner une diminution de la perfusion coronaire,
- ☞ le réchauffement rapide post-anesthésique avec frissons augmente la consommation d'oxygène jusqu'à 200 %.

Dans toutes ces situations, il apparaît primordial pour le praticien de pouvoir surveiller ce phénomène ischémique dans le but de limiter au maximum la souffrance myocardique et d'optimiser son geste.

4.2) *Technique de surveillance*

L'électrocardiogramme (ECG) est un élément important dans le diagnostic des maladies cardio-vasculaires. Ce signal, prélevé au moyen de techniques non-invasives, est le reflet électrique de l'activité cardiaque. Toute modification du comportement du système cardiaque induit une altération morphologique plus ou moins importante de ce signal. Ainsi, une contraction normale du coeur donnera naissance à une forme d'onde P-QRS-T (figure III.20). Par contre, une contraction prématurée (extra-systole) engendrera une morphologie aberrante.

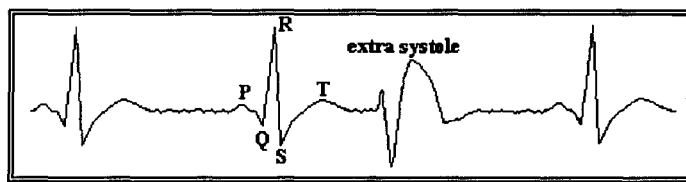


Figure III.20 : électrocardiogramme (ECG).

La pathologie ischémique peut être détectée par l'analyse du signal ECG car elle induit une altération morphologique typique qui intéresse la zone ST du complexe cardiaque. Cette altération se manifeste soit par un sus-décalage ou un sous-décalage du segment ST par rapport à la ligne isoélectrique (figure III.21). En fait, il apparaît que la dénivellation du segment ST est proportionnelle à l'importance du phénomène ischémique.

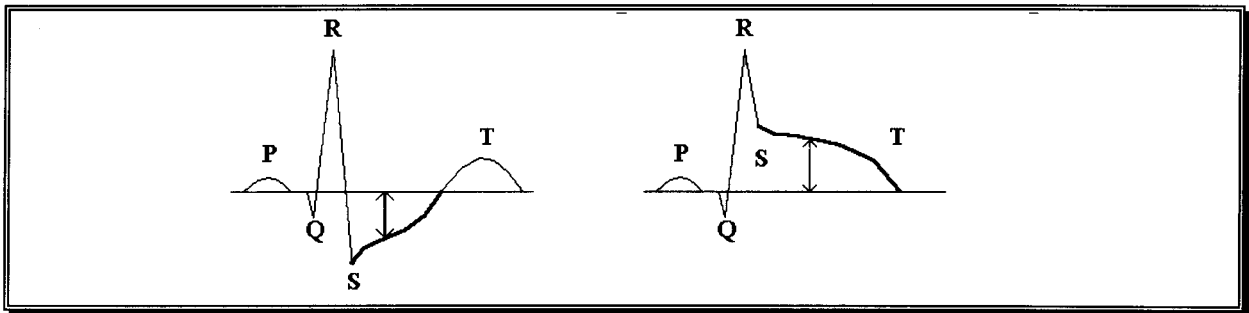


Figure III.21 : altérations morphologiques du segment ST lors d'un épisode d'ischémie myocardique.

La technique de surveillance est donc simple et bien définie ; il s'agit de mesurer, à chaque battement cardiaque, les paramètres suivants (figure III.22) :

- ☞ décalage du point J (mv),
- ☞ décalage du point J60 (mv),
- ☞ pente du segment ST = $\frac{J60 - J}{0.06}$ (mv/s).

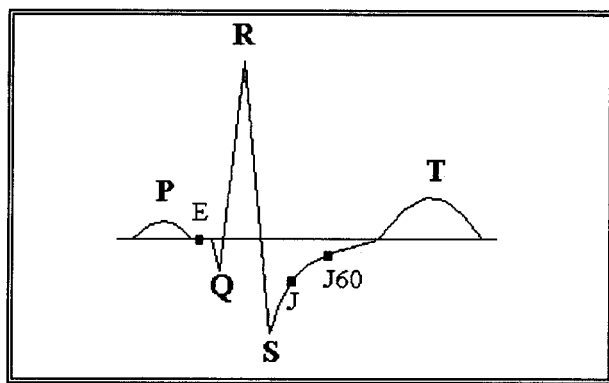


Figure III.22 : points de mesure du segment ST.

Le point J est défini comme étant le premier point d'inflexion après l'onde S. Le point J60 apparaît 60 ms après le point J. Ce délai est une référence donnée par les comités médicaux. La pente du segment ST est calculée à partir de ces deux points. La ligne isoélectrique est

habituellement définie par le point E qui représente le niveau trouvé sur la partie plate du signal entre l'onde P et l'onde Q.

4.3) Cahier des charges

L'instrument considéré doit être capable de mesurer les caractéristiques du segment ST, telles que nous les avons énumérées précédemment, à partir de l'analyse du signal ECG. Cette mesure doit être réalisée pour chaque battement cardiaque. En entrée du système on trouve donc le signal analogique représentatif de l'ECG, issu d'un cardiotelemètre réalisant l'interface entre le patient et l'instrument.

Pour que les résultats soient cohérents, l'analyse doit être réalisée sur des complexes cardiaques valides, c'est-à-dire que les complexes aberrants (extra-systoles, artefacts, etc.) doivent être écartés de l'étude. Pour permettre un contrôle visuel du déroulement de la mesure, chaque complexe cardiaque sera isolé et présenté graphiquement à l'utilisateur.

La spécification de l'instrument consiste, dans un premier temps, à représenter le système vis-à-vis de ses entrées/sorties comme prévu au paragraphe 2.5 du chapitre II (figure III.23).

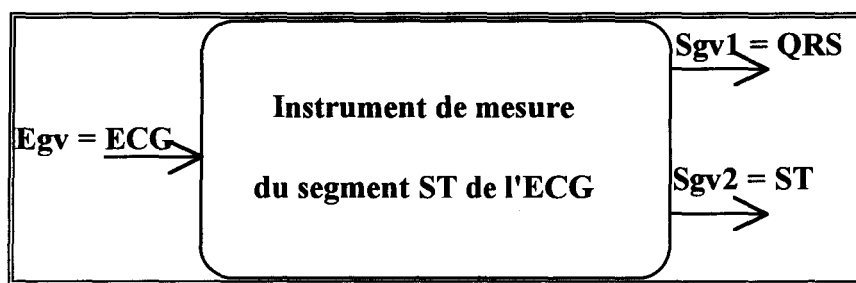


Figure III.23 : représentation de l'instrument vis-à-vis de ses E/S.

Dans cette représentation, les grandeurs physiques d'entrée (Egp) sont inexistantes. En effet, dans cette application, aucun transducteur n'est utilisé car la seule entrée nécessaire est le signal ECG. Ce dernier est prélevé en sortie d'un cardiotelemètre, instrument qui intègre lui-même un certain nombre de traitements. Vis-à-vis de notre système, l'ECG représente donc une entrée élaborée (Egv).

En sortie, nous trouvons deux grandeurs virtuelles. Sgv1 représente l'image du complexe QRS isolé et Sgv2, la valeur de décalage du segment ST.

4.4) Spécification fonctionnelle

La spécification fonctionnelle nous conduit à une décomposition de l'instrument. Pour ce faire, nous appliquons d'abord la première règle qui consiste à associer à chaque sortie du système une SEII. Notre système possédant deux sorties, sera, a priori, composé de deux SEII.

Ensuite, il faut appliquer le principe d'association série/parallèle. Dans cet exemple, le système reçoit en entrée un signal analogique représentatif de l'ECG. En sortie il restitue d'une part, l'image du complexe P-QRS-T isolé et, d'autre part, la valeur du décalage du segment ST calculée à partir de ce complexe. Ainsi, les deux SEII sont associées en série. La première est chargée de l'isolation des complexes P-QRS-T à partir du flot d'échantillons d'entrée et, la deuxième, du calcul proprement dit de la valeur recherchée à partir de la nouvelle structure de données intermédiaire (complexe isolé).

La figure III.24 donne une représentation fonctionnelle de notre instrument alors composé de deux SEII dont on peut expliciter clairement les entrées / sorties.

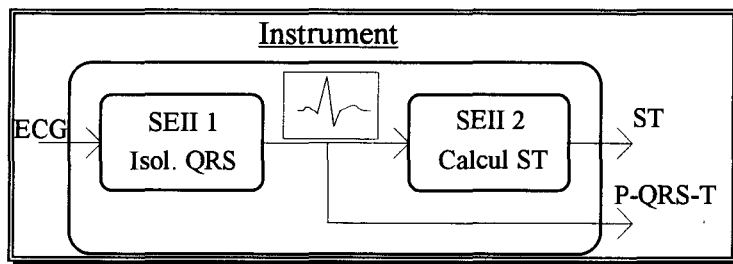


Figure III.24 : schéma fonctionnel de l'instrument composé de deux SEII.

4.5) Spécification opérationnelle

L'une des phases de la spécification opérationnelle consiste à détailler les blocs élémentaires du niveau de traitement, ceci pour chaque SEII. Ce travail s'appuie sur l'utilisation des formulaires de spécification opérationnelle décrits précédemment.

4.5.1) SEII 1 : isolation de l'onde P-QRS-T

Fonction *Acquérir* : CAN

La fonction *Acquérir* a pour mission d'élaborer l'image de la grandeur physique du processus sur lequel est branché l'instrument, c'est-à-dire, le signal ECG. En particulier, l'information de base utile à la SEII est une représentation numérique du signal et cette information doit constituer la base de données brute. La fonction de ce bloc est donc une conversion analogique/numérique (CAN).

Fonction *Valider* : MeF

La fonction *Valider* contribue à la détection des données erronées. Classiquement on distingue la validation technologique et la validation fonctionnelle. La première renseigne sur un éventuel échec de l'acquisition du signal (par exemple, une défaillance du convertisseur analogique/numérique), tandis que la validation fonctionnelle concerne le signal ECG.

Cette fonction peut bénéficier des possibilités de traitements numériques pour augmenter le coefficient de qualité de l'information produite. C'est par exemple l'utilisation de filtres numériques pour éliminer les artefacts dus à la respiration (ondes à basse fréquence) ou les perturbations du secteur 50 Hz.

De façon générale, ce bloc assure une fonction de Mise en Forme (MeF) de l'information comprenant les différents traitements nécessaires après l'échantillonnage (auto calibration, auto compensation, filtrage, etc.).

Fonction *Elaborer* : DétectR

La fonction *Elaborer* génère des informations non directement accessibles à partir des données validées. En particulier, ici, il s'agit de détecter l'onde R (DétectR) de l'ECG dans le flot de données d'entrée, ceci afin d'isoler les échantillons représentatifs de la forme P-QRS-T.

Fonction *Gérer la BdD* : Mémo

La fonction *Gérer la BdD* mémorise au niveau local les données élaborées et validées. Ce bloc effectue une mémorisation (Mémo) des échantillons représentatifs du signal ECG, ceci sur une période de temps déterminée. On utilisera par exemple la technique du *tampon circulaire*

qui présente l'avantage de conserver, à chaque instant d'échantillonnage T_e , les n plus récents échantillons.

Fonction *Communiquer* : IsolQRS

La fonction *Communiquer* prend en charge les échanges de données entre l'instrument et l'utilisateur externe. Il s'agit d'isoler les échantillons représentatifs de l'onde P-QRS-T (IsolQRS) et de les communiquer, par l'intermédiaire d'un buffer de coopération, à la structure suivante.

Conditions d'activation

Les conditions d'activation des différents blocs doivent être déterminées afin de prévoir l'ordonnement de l'instrument. Cette étude fait également partie de la spécification opérationnelle.

La conversion analogique/numérique (CAN) est effectuée avec une périodicité T_e (fréquence d'échantillonnage F_e). Les algorithmes de mise en forme (MeF) sont exécutés au rythme de l'échantillonnage car il s'agit de traitements continus du signal ECG (filtrage numérique, offset, gain, etc.). De même, le bloc réalisant la détection de l'onde R (DetectR) est activée avec une périodicité T_e car il est nécessaire de scruter tous les échantillons pour trouver celui qui correspond à l'événement recherché (pointe R). Le bloc de mémorisation (Mémo) est lui aussi activé au rythme de l'échantillonnage. Seule la fonction de communication (IsolQRS) possède une période d'activation différente. Cette période T_1 correspond aux moments de détection de l'onde R et, de ce fait, il convient de déterminer T_{1max} et T_{1min} correspondant aux fréquences cardiaques FC_{min} et FC_{max} possibles (exemple : $T_{1max} = 1,5$ sec pour $FC_{min} = 40$ bpm et $T_{1min} = 0,4$ sec pour $FC_{max} = 150$ bpm).

La figure III.25.a montre le formulaire de spécification opérationnelle de la SEII 1. Les formulaires des blocs élémentaires ne sont pas représentés. La figure III.25.b donne la représentation symbolique de la SEII 1. La figure III.25.c présente les regroupements de blocs possibles en tenant compte des activations (représentation graphique des activités).

SEII 1 : Isol. QRS				
Fonction F	Activation CA / PA	Compte rendu CR	Entrée E	Sortie S
Isolation du complexe QRS	CA / PA = Max[PA _i] = T1max	QRS isolé oui/non	<i>format</i> : 0-5v <i>fraîcheur</i> : T _e <i>support</i> : filaire	<i>format</i> : entiers <i>fraîcheur</i> : T ₁ <i>support</i> : mémoire

Figure III.25.a : formulaire de spécification opérationnelle de la SEII 1.

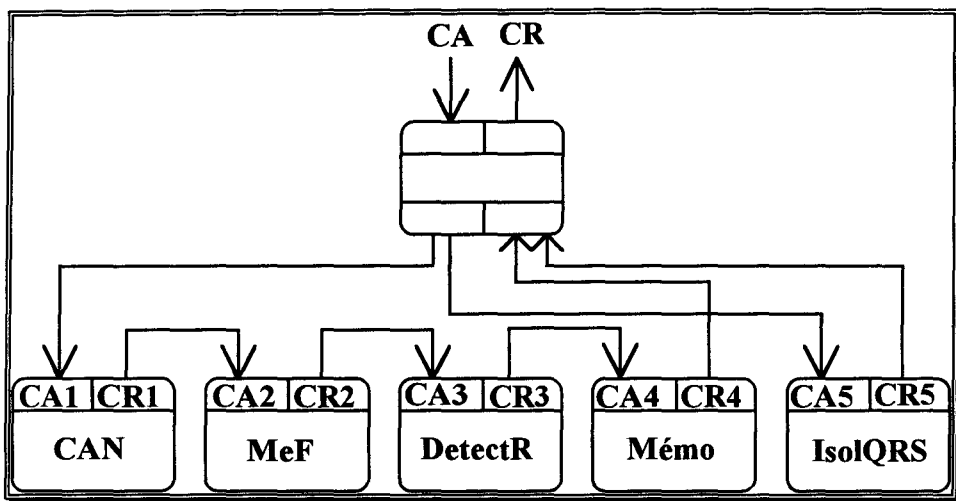


Figure III.25.b : représentation symbolique de la SEII 1.

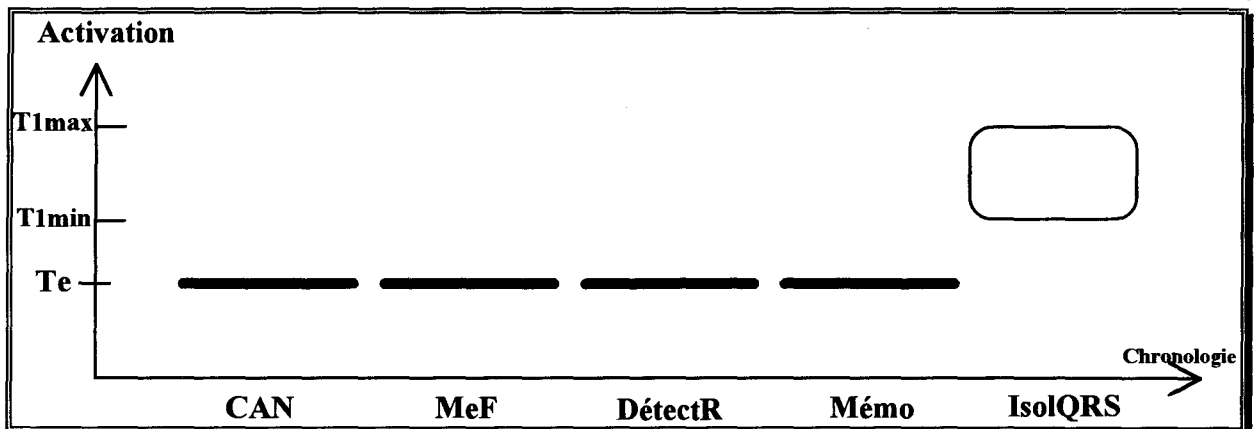


Figure III.25.c : regroupement de blocs suivant le critère d'activation pour la SEII 1.

4.5.2) SEII 2 : Calcul ST

Fonction *Acquérir* : Lire QRS

Cette fonction est chargée du recueil des échantillons représentatifs de l'onde P-QRS-T isolés par la SEII précédente. Ce bloc se réduit à la lecture de l'information stockée en zone mémoire commune aux deux SEII.

Fonction *Valider* : Comparer

Cette validation concerne l'information d'entrée de la SEII 2, i.e. l'onde P-QRS-T à partir de laquelle la mesure sera effectuée. Il s'agit en fait de détecter les complexes aberrants afin de les rejeter et de ne présenter au bloc "Elaborer" que des complexes valides. Ces derniers forment en effet la base de données validée de la SEII 2.

Pour spécifier cette fonction *Valider*, il est nécessaire de choisir une méthode de classification des formes P-QRS-T. Dans l'hypothèse où il suffit de rejeter les complexes dont la morphologie est différente de celle d'un complexe de référence (onde P-QRS-T normale mémorisée lors d'une période d'apprentissage par exemple), une technique de comparaison (comp.) de spectres peut convenir [LOGI 93c]. La figure III.26 en donne une représentation.

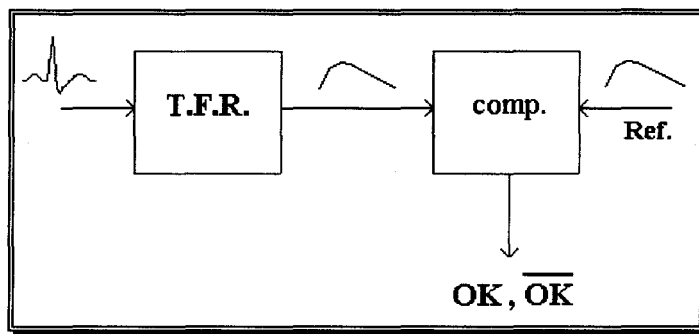


Figure III.26 : méthode de discrimination des complexes aberrants.

Chaque onde P-QRS-T fait l'objet d'une transformation de Fourier rapide (TFR) dans le but d'obtenir des échantillons numériques représentatifs de son contenu spectral. Cette technique permet de réduire considérablement le nombre d'échantillons à traiter tout en respectant l'information morphologique. La règle de décision est basée sur le calcul de l'erreur pour chaque point entre les spectres de l'onde présentée et de l'onde de référence. L'erreur E s'écrit :

$$E = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |sc_i - sr_i|$$

où les SC_i représentent les échantillons du spectre de l'onde courante et les SR_i, ceux du spectre de l'onde de référence.

Un seuil appliqué sur la valeur de cette erreur permet de décider si le complexe courant est morphologiquement similaire à celui de référence. Il résulte de cet algorithme, un signal de synchronisation T2 destiné à l'activation de la fonction *Elaborer*.

Fonction *Elaborer* : Mesurer

Cette fonction correspond à la mesure des paramètres représentatifs du segment ST effectuée sur les complexes cardiaques triés. L'algorithme associé à ce bloc a pour mission de lire la valeur des échantillons correspondants aux points J et J60, puis de calculer la pente du segment ST à partir de ces deux valeurs.

Fonction *Gérer la Bdd* : Mémoriser

Dans cet exemple, les paramètres calculés sont mémorisés avant d'être transmis au consommateur.

Fonction *Communiquer* : Afficher

Ce bloc est chargé de communiquer les résultats à l'environnement externe. Ici, il s'agit d'un opérateur humain et il convient de lui présenter les informations sur un support approprié (interface homme/machine). Dans l'hypothèse d'une réalisation informatique, cette fonction réalise l'affichage graphique des résultats sur la console.

Conditions d'activation

En examinant les conditions d'activation des blocs élémentaires, il apparaît un regroupement en deux ensembles. En effet, les fonctions *Lire QRS* et *Comp.* se déroulent à chaque fois qu'une onde est isolée. Par contre, les fonctions *Mesure*, *Mémo.* et *Affich.* sont exécutées à chaque fois qu'une onde est déclarée valide.

La figure III.27.a montre le formulaire de spécification opérationnelle de la SEII 2. Les formulaires des blocs élémentaires ne sont pas représentés. La figure III.27.b donne la représentation symbolique de la SEII 2. La figure III.27.c présente les regroupements de blocs possibles en tenant compte des activations (représentation graphique des activités).

SEII 2 : calcul ST				
Fonction F	Activation CA / PA	Compte rendu CR	Entrée E	Sortie S
Calcul des paramètres du segment ST	CA / PA = Max[PA _i] = T2	Paramètres calculés	<i>format</i> : entiers <i>fraîcheur</i> : T1 <i>support</i> : mémoire	<i>format</i> : ASCII <i>fraîcheur</i> : T2 <i>support</i> : écran

Figure III.27.a : formulaire de spécification opérationnelle de la SEII 2.

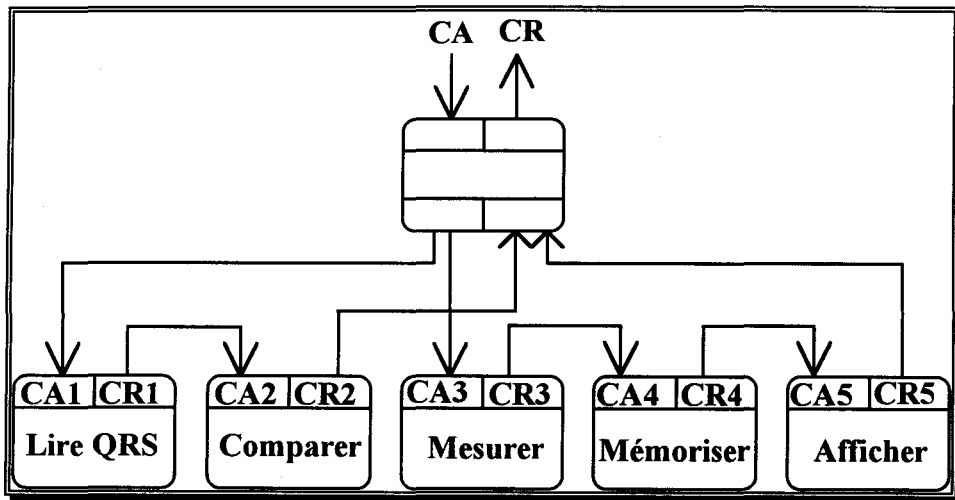


Figure III.27.b : représentation symbolique de la SEII 2.

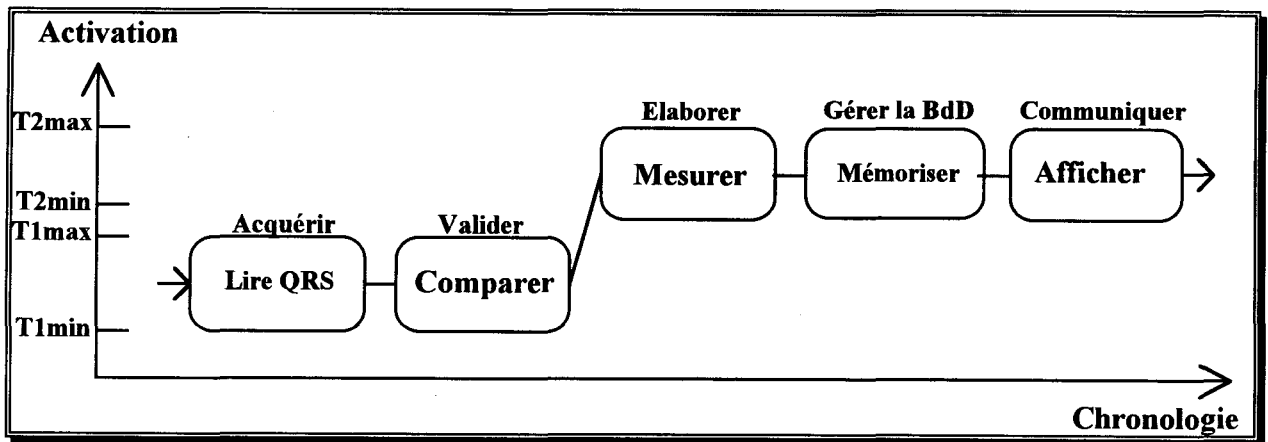


Figure III.27.c : regroupement de blocs suivant le critère d'activation pour la SEII 2.

4.5.3) Administration de l'ensemble

Pour l'administration de l'ensemble du système, nous appliquons d'abord la règle de simplification inter-SEII qui consiste à supprimer les blocs redondants (confondus). Dans notre application, aucun bloc ne correspond à cette situation.

Par contre, la règle de regroupement par le critère d'activation est applicable. En effet, pour l'ensemble du système nous avons évoqué 3 conditions d'activation Te, T1 et T2. Nous pouvons donc constituer simplement l'algorithme d'ordonnancement de l'instrument. Soit, avec CA = condition d'activation de l'instrument (commande Marche/Arrêt par exemple) :

```
Si CA Faire
  Si Te alors
    CAN
    MeF
    DéteçtR
  FinSi
  Si T1 alors
    IsolQRS
    Lire Qrs
    Comparer
  FinSi
  Si T2 alors
    Mesurer
    Mémoriser
    Afficher
  FinSi
FinSi
```

5) Conclusion

Dans ce chapitre nous avons proposé des concepts pour la phase de réalisation d'un instrument intelligent. En particulier, nous avons vu que, à partir du schéma fonctionnel issu de la phase de conception décrite au chapitre II, il était possible de guider le concepteur dans la phase opérationnelle.

En ce sens, nous pouvons établir la liste des étapes importantes de la phase de réalisation qui respecte la démarche proposée dans ce chapitre :

- 1) spécification opérationnelle de chaque SEII constituant l'instrument
 - 1.1) schéma symbolique et formulaire de spécification de la SEII
 - 1.2) spécification opérationnelle de chaque bloc élémentaire constituant la SEII
 - 1.2.1) schéma symbolique et formulaire de spécification du bloc
 - 1.2.2) choix du support physique
 - 1.3) regroupements de blocs intra-SEII (en s'aidant du graphe des activités)
 - 1.4) élaboration de l'algorithme d'ordonnancement de la SEII
- 2) regroupement de blocs inter-SEII (en s'aidant des graphes d'activités et/ou des tables de simplification)
- 3) élaboration de l'algorithme d'ordonnancement général de l'instrument.

Cette démarche est descendante dans la spécification opérationnelle des SEII (on spécifie d'abord la SEII puis les blocs qui la constituent) et également ascendante car, d'une part, les formulaires de spécification des SEII peuvent être affinés après spécification des blocs élémentaires et, d'autre part, l'algorithme d'ordonnancement général de l'instrument ne peut être élaboré qu'en fin de spécification.

Outre l'aspect méthodologique, la démarche permet également de constituer une documentation de la réalisation qui pourra être utilisée dans les différentes phases de vie de l'instrument (industrialisation, maintenance, etc.).

Enfin, l'exemple d'illustration traité dans ce chapitre nous a permis de décrire les grandes étapes d'une réalisation et de mettre en évidence les différents problèmes que peut rencontrer le concepteur. En premier lieu, il convient de poser clairement le *cahier des charges*. Cette opération se déroule en collaboration avec l'utilisateur (ou demandeur). Ensuite, l'*étude fonctionnelle* doit être menée de façon à obtenir une décomposition en SEII la plus simple possible. La solution issue de cette décomposition n'est pas unique et dépend en partie de l'expérience du concepteur. Pour terminer, l'*étude opérationnelle* fait ressortir les différents supports physiques utilisés et les algorithmes d'ordonnancement associés. L'implantation de ces algorithmes peut faire appel à des techniques particulières telles qu'un moniteur temps réel par exemple.

Dans le chapitre suivant, nous détaillerons d'avantage la méthodologie en nous appuyant sur une application liée à la surveillance de la fonction ventilatoire de l'enfant en milieu de réanimation.

Chapitre IV

Application à la surveillance de la fonction ventilatoire de l'enfant en ventilation contrôlée

1) Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons la réalisation d'un instrument de mesure des paramètres ventilatoires adapté à la surveillance de l'enfant en milieu de réanimation. L'étude de cette réalisation est menée selon la méthodologie décrite dans les chapitres précédents. Dans cette optique, après avoir présenté le problème médical et les différents moyens à mettre en oeuvre pour appréhender les paramètres physiologiques de base, nous dresserons un cahier des charges qui servira de document préliminaire à la réalisation.

Nous aborderons, ensuite, la spécification fonctionnelle de l'instrument en tenant compte, d'une part, des fonctionnalités en terme de traitement des signaux physiologiques et, d'autre part, des différents modes d'utilisation nécessaires pour le cycle de fonctionnement du système vis-à-vis de l'utilisateur (mesure, étalonnage, enregistrement, etc.). Le résultat de cette phase est un document décrivant la décomposition de l'instrument en blocs fonctionnels élémentaires (SEII).

La spécification opérationnelle est ensuite traitée sur la base de la décomposition fonctionnelle. D'abord, conformément à la démarche, chaque SEII est détaillée sur le plan matériel (support d'implantation physique) et sur le plan organisationnel (ordonnancement des tâches élémentaires). Ensuite, une gestion globale de l'instrument est proposée dans le respect des contraintes liées, d'une part, à l'aspect "temps réel" d'une telle réalisation et, d'autre part, aux problèmes d'exécution concurrentes des tâches imposés par le schéma fonctionnel choisi.

Enfin, nous terminerons ce chapitre en présentant les résultats obtenus avec l'instrument ainsi réalisé. Les performances du système se définissent selon différents critères : métrologie, convivialité, services annexes, informations élaborées, etc. De même, l'aspect médical sera abordé en terme d'optimisation thérapeutique envisageable sur la base d'une telle instrumentation, preuve qu'un pas supplémentaire vers l'intelligence s'est fait jour ...

2) Position du problème

Cette application concerne les enfants admis en réanimation pour une détresse respiratoire et nécessitant une assistance ventilatoire dans un but thérapeutique. Tout au long de leur séjour en soins intensifs, ces patients sont donc dépendants d'un système de ventilation artificielle (respirateur) dont les différents réglages (fréquence, temps d'insufflation, pression, etc.) doivent être adaptés en fonction de l'évolution de la pathologie pulmonaire.

Dans ces conditions, le médecin réanimateur se trouve confronté au problème de l'optimisation de la ventilation et a besoin de connaître d'une part, l'évolution des grandeurs physiques mises en jeu dans le couple "malade/machine" (pression, débit, volume) et d'autre part, les caractéristiques mécaniques du système pulmonaire (résistance, compliance, constante de temps).

2.1) La fonction respiratoire [CUNN 93]

Le but de la fonction respiratoire est d'apporter, au niveau de toutes les cellules de l'organisme, les éléments nécessaires et indispensables aux réactions de combustion oxydative (ou "respiration cellulaire"). Ces réactions de combustion cellulaire ont pour but de libérer de l'énergie (ou enthalpie) dont la majeure partie (enthalpie libre) pourra être disponible pour les différentes fonctions de l'organisme (métabolisme, contraction musculaire, neurotransmission, etc.) et dont une partie sera nécessairement perdue par l'organisme sous forme de chaleur (enthalpie liée). Elles font intervenir la combustion cellulaire des nutriments (glucides, lipides)

en présence d'oxygène, O₂ et libèrent, outre l'énergie, des déchets dont un déchet gazeux, le dioxyde de carbone, CO₂.

La fonction respiratoire permet, dans ces réactions, l'apport d'O₂ et l'élimination de CO₂ grâce à deux systèmes :

- ☞ *le système ventilatoire* dont le but est d'assurer l'hématose du sang (i.e. son oxygénation et sa décarboxylation) grâce à deux fonctions principales : d'une part, assurer la convection forcée de l'air en double sens alternatif (ventilation pulmonaire) et d'autre part, permettre les échanges gazeux entre milieu aérien pulmonaire et milieu liquide sanguin,
- ☞ *le système circulatoire* dont le but est d'assurer l'apport de l'O₂ au niveau cellulaire et le transport de CO₂ au niveau pulmonaire, grâce à un mécanisme de convection forcée à sens unique réalisée par une double pompe (le coeur) et l'utilisation d'un transporteur commun (l'hémoglobine).

2.1.1) Le système ventilatoire

Le système ventilatoire se compose d'un embranchement dichotomique de tuyaux (voies aériennes ou bronches) dont le diamètre diminue au fur et à mesure des divisions, chaque division définissant une génération (un poumon humain se compose d'environ 18 générations bronchiques). La dernière division bronchique (bronchiole terminale) se termine en cul de sac par une structure sphérique (alvéole) dont la paroi très mince, inférieure au micromètre, comporte un vaisseau pulmonaire fin (capillaire pulmonaire) au niveau duquel un échange d'O₂ et de CO₂ s'effectue par dissolution et diffusion entre milieu aérien alvéolaire et milieu sanguin capillaire. Par contre, si les bronches sont vascularisées, leur paroi est trop épaisse pour permettre un quelconque échange entre milieu sanguin et milieu aérien.

Cette structure anatomique complexe peut être remplacée en première approximation par un schéma physiologique plus simple (modèle mono-alvéolaire) défini par une seule voie aérienne et une seule alvéole et divisible en deux compartiments (figure IV.1):

- ☞ le compartiment gazeux des voies aériennes (volume mort VD) ne participant pas à la fonction d'hématose (ou échanges) et dont la composition est variable en fonction de la ventilation : gaz atmosphérique en fin d'inspiration et au début d'expiration, gaz alvéolaire en fin d'expiration et en début d'inspiration,

- ☞ le compartiment gazeux alvéolaire (volume alvéolaire VA ou volume efficace Veff) participant aux échanges et présentant une composition stable quelle que soit la ventilation ($PACO_2 = 40$ torr; $PAO_2 = 100$ torr).

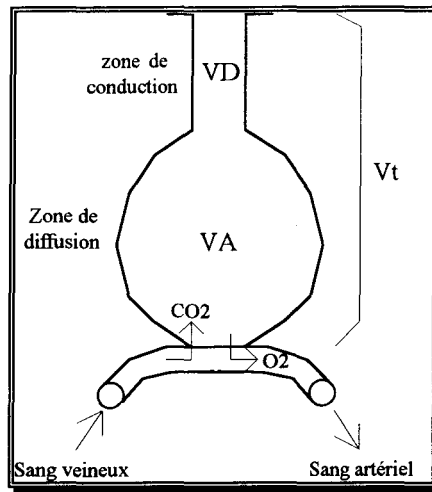


Figure IV.1 : modèle mono-alvéolaire du système respiratoire.

2.1.2) Le système circulatoire

Le système circulatoire intervenant dans la fonction respiratoire est représenté par la circulation pulmonaire qui présente diverses caractéristiques la différenciant de la circulation générale (circulation systémique) dont le but principal est la nutrition des tissus :

- elle perfuse un seul tissu (les alvéoles) pour une seule fonction (l'hématose) et s'oppose à la circulation générale ou systémique qui perfuse plusieurs organes en parallèle,
- elle fonctionne grâce à une mono-pompe, le coeur droit,
- c'est une circulation régionale en série (tout le sang y passe et le débit sanguin pulmonaire est donc égal au débit cardiaque, en dehors du shunt bronchique négligeable le plus souvent),
- c'est une circulation à basse pression et à faibles résistances.

2.2) La ventilation mécanique contrôlée [BROC 94]

La ventilation mécanique est une technique utilisée pour accomplir le travail ventilatoire à l'aide d'un dispositif mécanique (respirateur artificiel ou ventilateur). Cette technique est nécessaire en chirurgie, de façon temporaire, pour faire face à une dépression respiratoire due à l'anesthésie. Par ailleurs, elle est utilisée en milieu de réanimation pour améliorer les échanges gazeux pulmonaires au cours d'une détresse respiratoire comme le SDRA (Syndrome de Détresse Respiratoire Aiguë).

Dans ce type de ventilation, le patient est relié au ventilateur par l'intermédiaire d'une sonde endotrachéale. Le circuit du ventilateur possède deux branches : une branche inspiratoire et une branche expiratoire. Dans ce dispositif, l'inspiration est active, i.e. le respirateur insuffle le mélange gazeux au patient. Par contre l'expiration est passive, i.e. le patient expire librement au travers du circuit expiratoire.

Plusieurs modes de ventilation peuvent être utilisés en fonction des variables physiques (pression, débit, volume) qui seront contrôlées. Les modes de ventilation contrôlée les plus usuels sont :

- ☞ le mode "pression contrôlée" : le respirateur impose une pression positive, de valeur réglable, durant toute la phase inspiratoire dont la durée est également réglable.
- ☞ le mode "volume contrôlé" : le respirateur impose un débit constant durant l'inspiration. La valeur du débit dépend de la valeur du volume courant demandé (en l/min), de la fréquence respiratoire et du temps inspiratoire.

2.3) Le monitoring de l'enfant ventilé [ANNA 92]

Le monitoring de la fonction respiratoire, en réanimation néonatale, a pris, ces dernières années, une place à la fois plus importante et plus complexe du fait de l'apparition de nouveaux modes de ventilation mécanique et de l'utilisation plus fréquente de drogues vaso-actives. En effet, l'utilisation de ces techniques et/ou thérapeutiques nécessite une surveillance accrue de la fonction respiratoire, de façon à optimiser ces nouvelles techniques de ventilation ou à rechercher des signes de détérioration respiratoire. Cette surveillance n'a été rendue possible que grâce au développement et à l'utilisation, depuis une dizaine d'années, de nouvelles technologies non invasives. Parmi celles ci, l'oxymétrie de pouls et la surveillance transcutanée de l'oxygénation et de la décarboxylation sanguines occupent une place fondamentale dans

toute unité de réanimation néonatale, du fait de l'instabilité clinique permanente inhérente aux nouveau-nés (elle même liée à l'immaturation pulmonaire et à la physiologie respiratoire néonatale très particulière). L'intérêt et l'utilité de ces techniques par rapport à des méthodes plus invasives telles que les prélèvements sanguins itératifs ne sont plus à démontrer actuellement.

La surveillance continue des paramètres ventilatoires n'est, à l'inverse, pas de pratique courante en réanimation néonatale, malgré l'évolution des techniques de mesure. Cette situation est liée au fait que les quelques moniteurs de la fonction ventilatoire actuellement commercialisés utilisent les signaux de pression, volume et débit générés par le ventilateur et non par l'enfant et sont donc dépendants du type de ventilateur employé. Dans ces conditions, les signaux mesurés sont influencés par la longueur et le calibre des tuyaux connectant l'enfant au ventilateur (résistances à l'écoulement gazeux, compression volumique). Ceci peut entraîner une sous-estimation dans l'évaluation de la fonction ventilatoire, d'autant plus importante que la pathologie pulmonaire de l'enfant est prononcée. Certains ventilateurs tels que le ventilateur Babylog 8000 Draeger sont équipés d'un système de mesure du débit et du volume ventilés placé à l'extrémité distale des tuyaux et permettent donc la surveillance de quelques paramètres ventilatoires de l'enfant. Cependant, l'exploitation des données ainsi acquises est limitée à la surveillance du volume ventilé par l'enfant. Cette information, quoique importante pour le réglage du ventilateur, ne permet pas de juger de l'état réel de la fonction ventilatoire.

Dans ces conditions, il semblait intéressant de développer un système de monitoring de la fonction ventilatoire, particulièrement utilisable en réanimation néonatale, dans la mesure où la pathologie pulmonaire occupe une place importante dans ce type de population (pathologie primitive ou complications secondaires à la ventilation mécanique), non invasif et indépendant du type de ventilateur employé [LECL 93], [RIOU 94].

3) Cahier des charges et spécifications

On se propose de réaliser un système de monitoring de la fonction ventilatoire chez l'enfant en ventilation contrôlée. Ce dispositif doit permettre d'une part, la supervision du couple "malade/machine" afin de détecter d'éventuels problèmes de fonctionnement de la ventilation artificielle et, d'autre part, le calcul des paramètres pulmonaires (mécanique ventilatoire) qui sont le reflet de l'évolution de la pathologie et de l'efficacité de la thérapeutique.

Les objectifs visés sont :

- ☞ comprendre la pathologie pulmonaire,
- ☞ optimiser les réglages du ventilateur,
- ☞ donner des alarmes sur d'éventuels problèmes,
- ☞ évaluer l'efficacité de la médication,
- ☞ suivre l'évolution de la maladie.

3.1) Environnement physique

Pour des raisons d'ordre pratique et économique, le système de monitoring est architecturé autour d'un micro-ordinateur de type PC/AT équipé d'une carte de conversion analogique/numérique (résolution 12 bits) utilisée pour la numérisation des signaux primaires (débit et pression dans les voies respiratoires). La figure IV.2 montre le principe général du monitoring de la fonction respiratoire chez l'enfant.

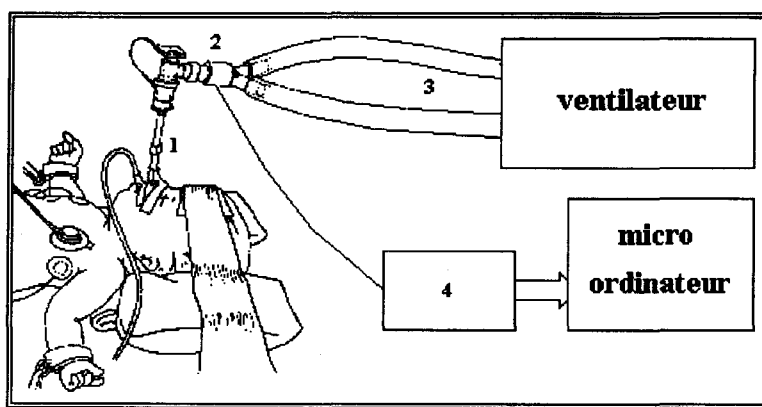


Figure IV.2 : principe du monitoring.

1 : sonde endotrachéale, 2 : pneumotachymètre, 3 : circuit du ventilateur, 4 : transducteurs de pression, amplificateurs et convertisseur analogique/numérique.

Dans ce dispositif, le patient est connecté au ventilateur par l'intermédiaire d'une sonde endotrachéale. Le débit et la pression sont mesurés directement à l'extrémité de la sonde endotrachéale, à l'aide d'un pneumotachymètre. Les signaux électriques résultant de cette mesure sont amplifiés et adressés au micro-ordinateur par l'intermédiaire de la carte de conversion analogique/numérique. Les principales fonctions du système sont alors élaborées par le calculateur.

Le détail de la mesure du débit et de la pression est schématisé sur la figure IV.3.

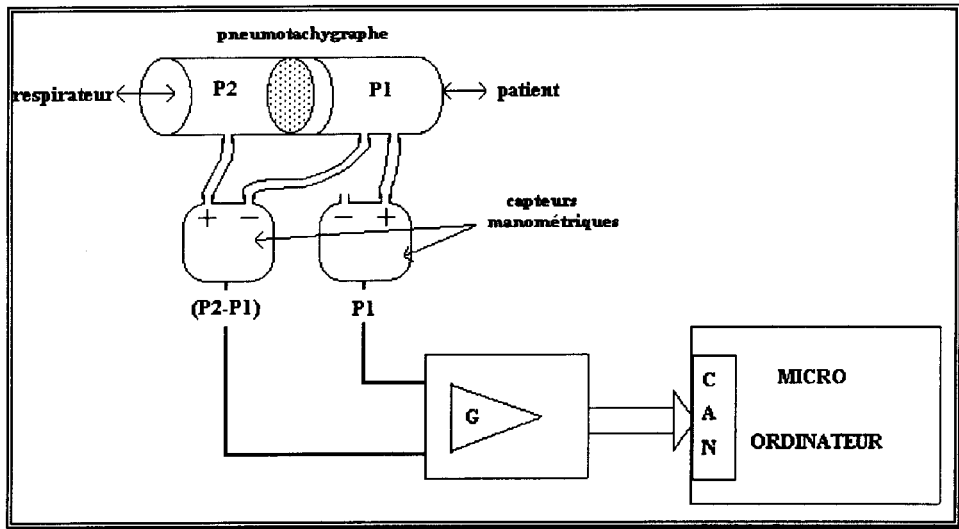


Figure IV.3 : mesure du débit et de la pression dans les voies respiratoires.

Un pneumotachymètre à grille est inséré entre la sonde endotrachéale et le circuit du ventilateur. Ce dispositif est composé d'un tube à l'intérieur duquel est insérée une grille [EAST 90]. Conformément à la loi de Poiseuille, une différence de pression apparaît de part et d'autre de la grille, proportionnelle au débit d'air dans le tube. Dans ces conditions, on a :

$$\text{Débit} = \frac{\Delta P}{R} = \frac{P_2 - P_1}{\frac{8 \cdot \mu \cdot L}{\pi \cdot r^4}}$$

avec P_2 et P_1 : les pressions de part et d'autre de la grille,
 L , r : longueur et rayon du tube,
 μ : viscosité du gaz traversant le tube.

Remarque : R est une constante caractéristique du pneumotachymètre.

Il apparaît donc que l'information de débit peut être obtenue simplement à l'aide d'un transducteur de pression différentiel (sensibilité +/- 2 cmH2O) connecté de part et d'autre de la grille. L'information de pression, quant à elle, est obtenue par un deuxième transducteur de pression différentielle (sensibilité +/- 50 cmH2O) pour lequel l'entrée négative est connectée à la pression atmosphérique. Les signaux électriques résultants, débit ($P_2 - P_1$) et pression (P_1), sont dirigés vers le calculateur, après amplification, via la carte d'acquisition.

3.2) Spécifications fonctionnelles

Pour satisfaire les objectifs visés par le développement d'une telle instrumentation, les réanimateurs ont fait une étude précise de leurs besoins en terme d'informations à élaborer. Deux classes d'informations peuvent, dans ces conditions, être obtenues :

- ☞ des informations relatives à la *ventilation* (fonctionnement du couple "malade/machine"),
- ☞ des informations relatives à la *mécanique ventilatoire* (évolution de la pathologie).

Chaque classe étant caractérisée par deux types de données :

- ☞ des données *qualitatives* (représentation graphique de phénomènes),
- ☞ des données *quantitatives* (valeurs numériques de paramètres).

3.2.1) Surveillance de la ventilation

Les informations relatives à la ventilation sont capitales dans la surveillance de l'enfant en ventilation contrôlée. Elles permettent de valider les réglages du ventilateur (fréquence, temps d'insufflation, etc.), de donner des alarmes sur d'éventuels problèmes (sonde d'intubation obstruée, fuite d'air, etc.) ou d'optimiser la thérapeutique (contrôle des volumes et des pressions). Ces diverses informations sont énumérées ci après.

Informations qualitatives :

Il s'agit en fait de la représentation graphique de l'évolution temporelle des signaux de base recueillis au niveau de la sonde d'intubation (voies aériennes) :

- Courbe de débit (figure IV.4) : elle représente l'évolution du débit (en ml/mn) dans les voies aériennes au cours du temps. Les ondes positives correspondent aux cycles inspiratoires, les ondes négatives, aux cycles expiratoires.



Figure IV.4 : courbe de débit.

- Courbe de pression (figure IV.5) : c'est la représentation de l'évolution temporelle de la pression (en cmH₂O) dans les voies respiratoires. On constate que la pression est toujours positive. Par ailleurs, dans cet exemple, elle est constante pendant toute la durée de l'inspiration et voisine de zéro pendant la période expiratoire. Ce mode de fonctionnement est dit "à pression contrôlée".

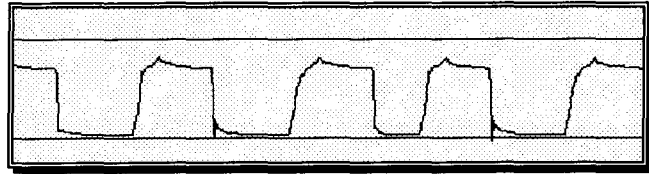


Figure IV.5 : courbe de pression.

- Courbe de volume (figure IV.6) : elle donne une représentation du volume (en ml) de gaz véhiculé dans le système au cours du temps. Contrairement aux deux informations précédentes, le volume n'est pas une grandeur physique mesurée mais calculée par intégration numérique de l'information de débit selon la technique décrite au chapitre II (§ 4.2).

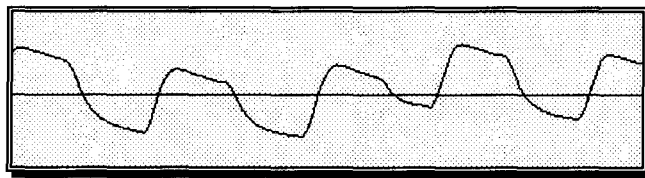


Figure IV.6 : courbe de volume.

Remarque : Pour une plus grande souplesse dans l'interprétation de ces phénomènes, les trois courbes, débit, pression, et volume doivent être présentées au niveau de l'interface homme/machine de façon continue (oscillographe).

Informations quantitatives :

Ce sont les valeurs numériques des principaux paramètres utiles à la surveillance de la ventilation et calculées à partir des signaux décrits ci-dessus :

- La fréquence respiratoire, FR (en resp/mn), est obtenue à partir du signal de débit par comptage du temps entre deux inspirations successives.

- Le temps d'inspiration, T_i (en s), est lui aussi obtenu à partir du signal de débit. C'est le temps cumulé entre le début de l'inspiration et le début de l'expiration.
- La pression maximale, P_{max} (en cmH₂O), est la valeur de crête du signal de pression détectée entre deux inspirations.
- La pression moyenne, P_{moy} (en cmH₂O), est obtenue par intégration numérique du signal durant un cycle ventilatoire.
- La pression de fin d'expiration, PEEP (Positive End Expiratory Pressure, en cmH₂O), est obtenue en calculant la moyenne des cinq échantillons de pression qui précèdent le début d'une inspiration (fin de l'expiration).
- Le volume expiré, V_{exp} (en ml/kg), représente la surface sous la courbe de débit pendant la phase expiratoire et correspond donc à une intégration de ce signal. De même, il est possible de calculer le volume inspiré durant la phase inspiratoire.
- La perte d'air au niveau de la sonde endotrachéale, Fuite (en %), est donnée par la formule suivante :

$$Fuite(\%) = \left| \frac{(V_i - V_e)}{V_i} \right| \times 100$$

avec V_i , volume inspiré et V_e , volume expiré.

Remarque : Ces différents paramètres sont calculés et affichés sur l'interface utilisateur à chaque cycle respiratoire.

3.2.2) Surveillance de la mécanique ventilatoire

Le suivi des paramètres relatifs à la mécanique ventilatoire permet de juger de l'efficacité de la thérapeutique et de l'évolution de la pathologie. Les informations nécessaires pour cette surveillance se présentent également sous deux formes.

Informations qualitatives :

En liant deux à deux les signaux primaires (débit, pression et volume), il est possible de donner trois représentations en boucle (Lissajous), débit/volume, volume/pression et pression/débit (figure IV.7). L'analyse de la forme géométrique de ces boucles donne des informations qualitatives permettant de détecter des situations anormales telles qu'une obstruction ou une hyper inflation au niveau des voies respiratoires.

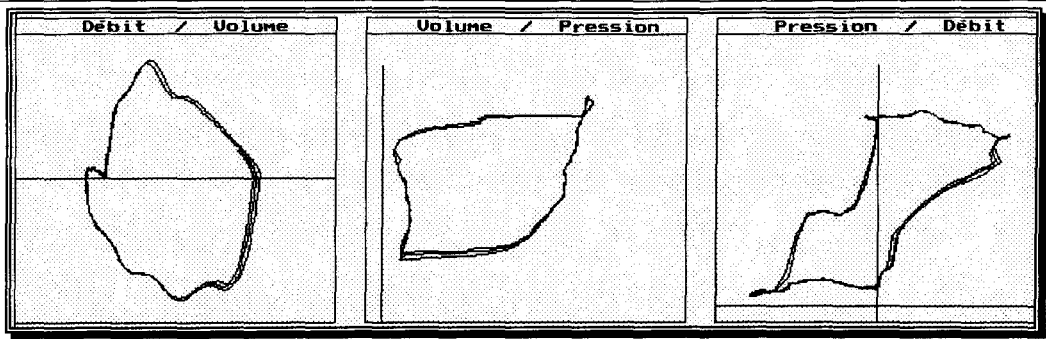


Figure IV.7 : représentation en boucles des informations primaires.

Informations quantitatives :

Des informations quantitatives relatives à la mécanique ventilatoire peuvent être obtenues en utilisant des algorithmes particuliers basés sur la détermination de pentes à partir des boucles [RIOU 92], [STOR 92], [STOR 94]. En utilisant ces techniques, nous obtenons les paramètres pulmonaires suivants :

- la résistance inspiratoire, R_i (en $\text{cmH}_2\text{O/l/sec}$),
- la résistance expiratoire, R_e (en $\text{cmH}_2\text{O/l/sec}$),
- la compliance, C_{rs} (en $\text{ml/cmH}_2\text{O/kg}$),
- la constante de temps, τ (en sec),
- la pression positive de fin d'expiration intrinsèque, $PEEP_i$ (en cmH_2O),
- le volume trappé (volume résiduel dû à la ventilation), V_{trap} (en ml/kg).

Remarque : la nécessité d'une intervention humaine dans la détermination des pentes (positionnement graphique de tangentes au niveau des boucles de Lissajous) n'autorise pas le calcul des paramètres de mécanique ventilatoire en continu. Cette fonction est donc réalisée en mode différé (après gel de l'écran du calculateur par exemple). Néanmoins, d'autres méthodes, basées sur l'utilisation de la technique des moindres carrés, sont envisageables pour exhiber ces paramètres en continu, i.e. à chaque cycle respiratoire [].

3.3) Modèle externe de l'instrument

La notion de "modèle externe" d'un instrument n'est pas étudiée dans le cadre de ce mémoire. Néanmoins, il est intéressant d'appliquer ce principe qui donne une vue générale sur les différentes fonctions d'un système [GEHI 94]. En effet, vis-à-vis des utilisateurs, la

cription de l'instrument que l'on se propose de réaliser doit être orientée de façon à faire sortir les services proposés et leurs moyens d'accès.

4.3.1) Les modes d'utilisation

Outre les fonctions principales de traitement du signal qui font l'objet d'une telle réalisation, bon nombre de services annexes s'avèrent indispensables pour un bon fonctionnement de l'instrument. Par exemple, des activités telles que configurer les entrées/sorties, gérer la base de données, calibrer les capteurs, etc., sont des tâches secondaires qui permettent une grande souplesse dans l'utilisation du système durant toute sa durée de vie.

Les différents modes d'utilisation ainsi que les moyens, pour l'utilisateur, d'y accéder doivent être définis durant la phase de rédaction du cahier des charges. En général, on peut définir un certain nombre de modes d'utilisation standards qui sont :

- Initialisation,
- Configuration,
- Maintenance,
- Consultation,
- Monitoring,
- Hors service.

Initialisation

C'est dans ce mode d'utilisation que sont activées les fonctions de base et initialisés tous les paramètres de fonctionnement du système. Par exemple, les paramètres de calibrage, qui permettent de recueillir les données dans un format particulier, ou les paramètres d'affichage, qui contrôlent l'interface de visualisation. Cette phase est exécutée au démarrage de l'application et consiste à lire les différents paramètres dans la base de données. De même, en quittant l'application, ces paramètres, qui auront pu être changés au cours de la session, sont sauvegardés au niveau de la base de données. Cette technique permet, à chaque utilisation, de retrouver le système dans l'état où il a été quitté.

Configuration

Le mode *configuration* permet à l'utilisateur de définir tout ou partie des paramètres de fonctionnement qui seront pris en compte lors de la phase d'Initialisation. Ce mode est accessible à tout moment au cours d'une session de travail.

Maintenance

Le mode *maintenance* offre la possibilité d'intervenir sur le fonctionnement du système en cas de problème. Par exemple, il permet d'effectuer le calibrage des capteurs ou d'activer un mode de marche particulier qui permettrait de mettre en évidence un défaut. Ce mode d'utilisation est en principe réservé à un utilisateur autorisé (accès par mot de passe).

Consultation

Une gestion de fichiers est nécessaire dans toute instrumentation dès lors que l'on souhaite conserver une trace des enregistrements effectués. Dans ce mode, l'utilisateur a accès à différents fichiers contenant chacun des types d'informations particuliers :

- ☞ un fichier *Patients* pour la collecte des données administratives du patient pour lequel l'examen est effectué (nom, prénom, n° dossier, etc.),
- ☞ un fichier *Sessions* contient des fiches caractérisant les conditions de réalisation de l'examen (date, heure, ventilateur utilisé, thérapeutique en cours, nom du médecin, etc.),
- ☞ un fichier *résultats* pour la sauvegarde des valeurs numériques résultant des mesures effectuées (FR, TI, Pmax, etc.),
- ☞ enfin, un fichier binaire contenant les échantillons numériques des signaux de base (débit et pression) sur une durée limitée (quelques secondes) correspondant à un événement précis de l'examen.

Dans ce mode, l'utilisateur a la possibilité de rechercher une session d'examen antérieure dans la base de données et de la revisualiser soit pour en faire une impression, soit pour affiner des calculs.

Monitoring

Dans le mode d'utilisation *Monitoring*, l'acquisition, le traitement et l'enregistrement des informations physiologiques sont réalisés soit en continu (service *monitorage ventilatoire*), soit en différé (service *calcul de la mécanique*). Ces services représentent en fait le coeur de

strument que l'on se propose de réaliser et constitue la base de l'étude fonctionnelle et érationnelle que nous allons développer dans la suite.

ors service

Ce mode d'utilisation est un cas particulier puisqu'il correspond à une situation où l'instrument n'est pas utilisé et donc ne rend aucun service. Néanmoins, il est considéré comme état de base du système dans la description de la gestion des modes d'utilisation.

3.3.2) Gestion des modes d'utilisation

La description de la gestion des modes d'utilisation indique à l'utilisateur les moyens d'accès aux différents services proposés. Par exemple, pour une solution micro-informatique, cette description n'est rien d'autre que la définition des menus qui apparaîtront à l'écran et par le biais desquels il sera possible d'évoluer dans le fonctionnement de l'instrument.

Il est possible de représenter cette description au moyen d'un graphe "états/transitions" (figure IV.8). Les états de ce dernier représentent les modes d'utilisation tandis que les transitions représentent les conditions d'activation de ces modes. Bien entendu, la composition de ce graphe n'est pas unique et il convient de la fixer lors de l'élaboration du cahier des charges.

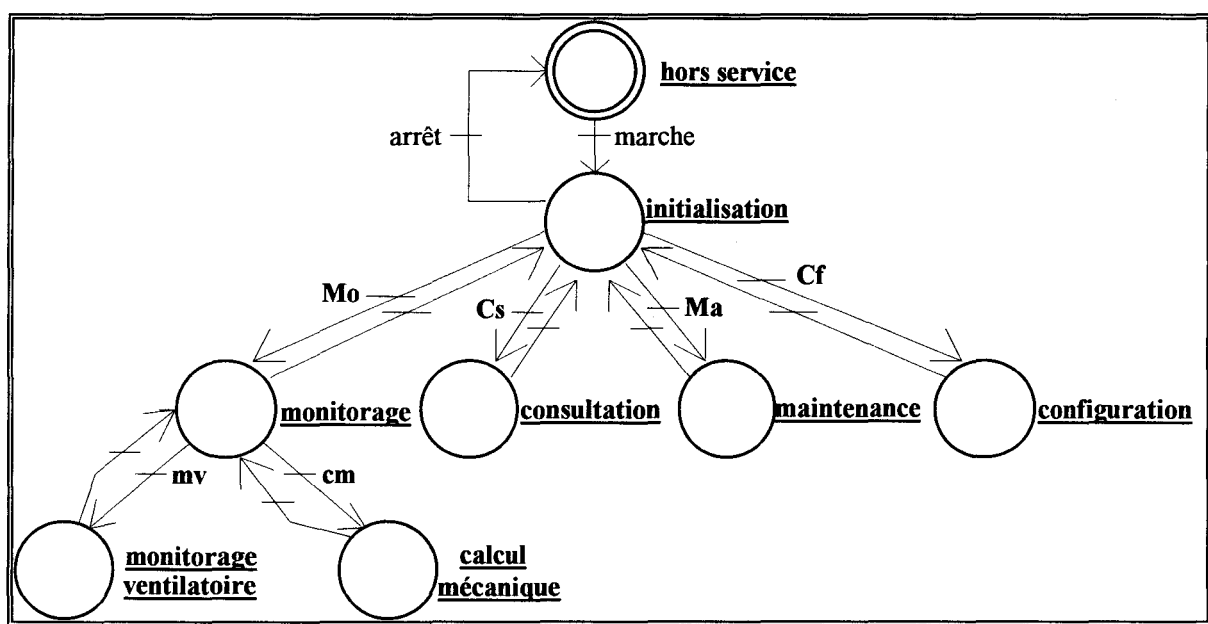


Figure IV.8 : graphe de gestion des modes d'utilisation et services.

Cf : configuration, Ma : maintenance, Cs : consultation, Mo : monitorage, mv : monitorage ventilatoire, cm : calcul mécanique.

3.4) Cadre de l'étude (modèle interne réduit)

Contrairement au "modèle externe" qui décrit les règles d'utilisation d'un système et ce l'on peut en attendre, le "modèle interne" explique sur quels traitements repose la réalisation des services. La mise en oeuvre de ce "modèle interne" repose sur l'utilisation de méthodologie présentée dans les chapitres précédents.

Dans le cadre de ce chapitre, on se propose d'étudier en partie le "modèle interne" correspondant au mode d'utilisation "Monitoring" de l'instrument. En effet, l'étude complète du système de surveillance de la fonction ventilatoire de l'enfant en ventilation contrôlée, qui a été décrite par ailleurs [LOGI 93a], [LOGI 93b], met en jeu, on l'a vu, une multitude de modes d'utilisation. Parmi ceux-ci, le mode "Monitoring" représente un bon exemple d'illustration de nos propos du fait qu'il constitue le coeur de l'application en intégrant la majeure partie des traitements des signaux physiologiques.

Pour le médecin, cette fonctionnalité est activée pour la surveillance du patient. Comme nous l'avons vu, elle comporte deux services : un service de surveillance de la ventilation et un service de calcul des paramètres pulmonaires. Ces fonctions utilisent des entrées communes (débit et pression dans les voies respiratoires). En sortie, l'utilisateur dispose des informations relatives à chaque fonction, à savoir : les courbes, les paramètres de ventilation et les paramètres de mécanique ventilatoire. Le mode d'utilisation "Monitoring" peut être schématisé comme indiqué sur la figure IV.9.

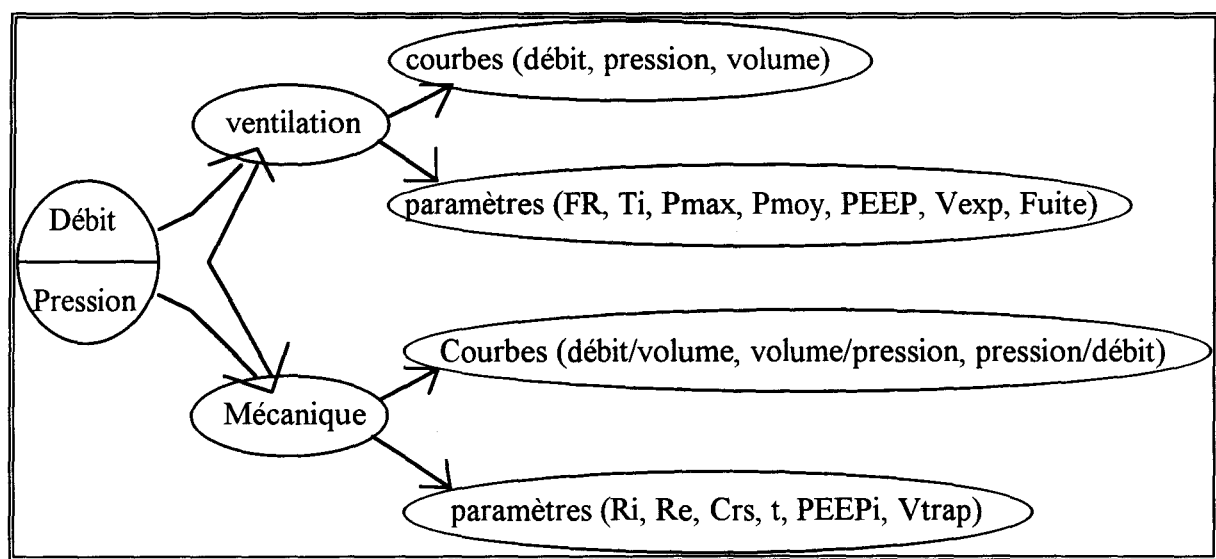


Figure IV.9 : mode d'utilisation "Monitoring".

Dans la suite
Cette fonction es
par opposition à la

descrierons le service *monitorage ventilatoire* de ce mode d'utilisation.
resment intéressante car elle met en oeuvre la notion de "temps réel"
e *calcul de la mécanique* qui se déroule en mode différé.

4) Conception fonctionnelle

La conception fonctionnelle doit se dérouler selon la démarche indiquée au chapitre II. Elle doit aboutir à un document décrivant l'*architecture fonctionnelle* du système et contenant, en particulier :

- ☞ la représentation globale du système vis-à-vis des Entrées / Sorties (E/S) ainsi que l'identification de ces entrées et sorties,
- ☞ la décomposition en sous-fonctions avec indication des fonctions à réaliser,
- ☞ les associations séries/parallèles.

4.1) Représentation vis-à-vis des E/S

La représentation globale du système découle du schéma du "modèle interne" décrit dans le cahier des charges (figure IV.9). Sur ce schéma, pour la partie *ventilation*, apparaissent deux entrées et quatre sorties que nous allons maintenant décrire.

4.1.1) Les entrées

Il s'agit des signaux de débit et pression dans les voies respiratoires. Ces informations sont obtenues au moyen de transducteurs de pression différentielle qui donnent un signal analogique proportionnel aux grandeurs physiques. Ces deux entrées constituent donc, pour notre système, des *Entrées Grandeurs Physiques*. On appellera respectivement Egp1 et Egp2 les entrées relatives au débit et à la pression.

4.1.2) Les sorties

La représentation du modèle interne donnée sur la figure IV.9 fait apparaître un premier ensemble d'informations correspondant aux courbes ventilatoires. Il peut être subdivisé en trois sorties : débit, pression et volume. Débit et pression sont les images des grandeurs d'entrées et seront notées Sgp1 et Sgp2. Le volume, quant à lui, est l'image d'une *grandeur virtuelle* (non captée) obtenue à partir du débit. Nous noterons cette sortie Sgv1.

Un deuxième ensemble d'informations correspond aux paramètres ventilatoires et comporte sept valeurs (FR, Ti, Pmax, Pmoy, PEEP, Vexp et Fuite). Le cahier des charges fait apparaître que ces valeurs sont calculées à partir des signaux de débit et pression. On peut donc définir sept *sorties virtuelles* que l'on notera Sgv2 .. Sgv8.

4.1.3) Schéma global

Nous pouvons maintenant dresser le schéma global de l'instrument vis-à-vis de ces entrées/sorties. La fonction à réaliser possède deux entrées physiques (Egp1 et Egp2) et huit sorties : deux d'entre elles sont des images des grandeurs physiques d'entrées (Sgp1 et Sgp2), les autres sont des grandeurs virtuelles (Sgv1..Sgv8). L'instrument possède un titre générique : "monitorage ventilatoire". La figure IV.10 en donne une représentation.

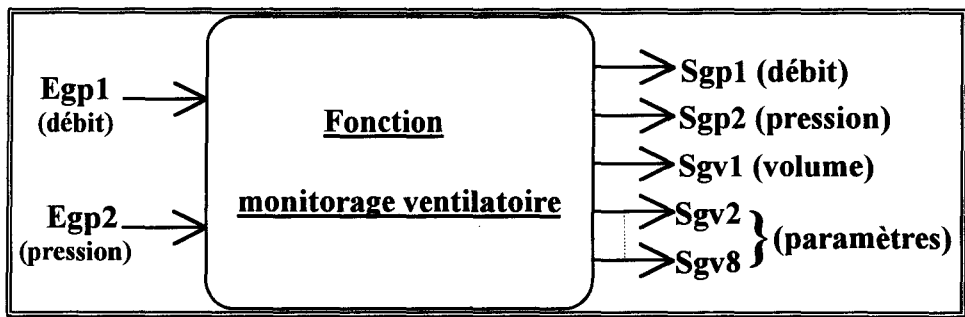


Figure IV.10 : schéma général de la fonction "monitorage ventilatoire"

4.2) Décomposition en SEII

La décomposition fonctionnelle est réalisée en associant à chaque sortie (Sgp ou Sgv) une SEII. Ainsi, a priori, la fonction *monitorage ventilatoire* (MV) fait apparaître dix SEII. Il convient maintenant de leur associer un titre générique et de vérifier que la fonction attendue peut être réalisée à l'aide des grandeurs d'entrée et/ou de sortie. Si tel n'est pas le cas, cela veut

dire qu'il faut scinder la fonction en plusieurs sous-fonctions. Appliquons ce raisonnement à chaque sortie.

Sgp1 "*capter débit*" : c'est l'image de la grandeur d'entrée Egp1. Il s'agit en fait d'en donner une représentation interne à l'instrument.

Sgp2 "*capter pression*" : comme précédemment, c'est l'image de la grandeur d'entrée Egp2.

Sgv1 "*élaborer volume*" : c'est l'image de la grandeur virtuelle "volume". Le cahier des charges nous indique que cette grandeur doit être obtenue à partir de l'information de débit. Une représentation interne du débit est précisément la grandeur Sgp1.

Sgv2..Sgv8 "*FR*", "*Ti*", "*Pmax*", "*Pmoy*", "*PEEP*", "*Vexp*", "*Fuite*" : les paramètres relatifs à la ventilation sont calculés sur la base des signaux de débit et de pression. Il existe une représentation interne de ces deux signaux : Sgp1 et Sgp2. Chaque sortie peut être élaborée à partir de ces signaux à l'exception de "*Fuite*" qui nécessite les informations "*Vexp*" (élaborée) et "*Vinsp*" (non prévue au cahier des charges). "*Vinsp*" fera donc l'objet d'une onzième SEII.

4.3) Association des SEII

Après la définition des SEII constituant l'instrument et de leurs entrées/sorties, il est facile d'établir les différentes associations. Ces dernières sont mises en évidence sur le schéma fonctionnel de l'instrument représenté sur la figure IV.11.

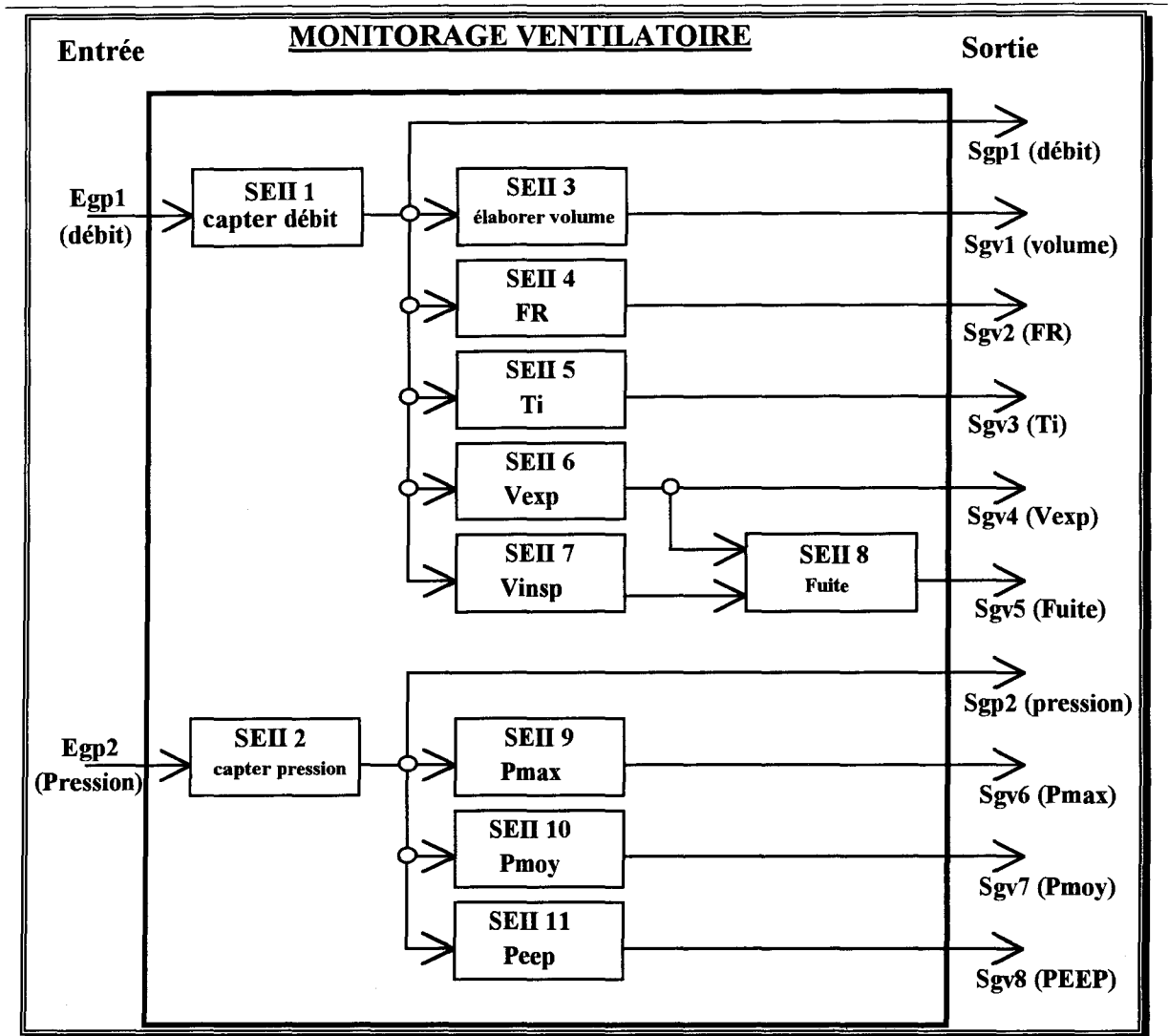


Figure IV.11 : assemblage des SEII pour la fonction *monitorage ventilatoire*.

5) Conception opérationnelle

Définir la réalisation consiste à spécifier l'étape de conception opérationnelle. Cette dernière doit se dérouler selon la démarche indiquée au chapitre III. Elle doit aboutir à un document décrivant l'*architecture opérationnelle* du système et contenant, en particulier :

- ☞ la spécification opérationnelle de chaque SEII, c'est-à-dire :
 - schéma symbolique et formulaire de spécification,
 - spécification opérationnelle de chaque bloc élémentaire, c'est-à-dire :
 - schéma symbolique et formulaire de spécification du bloc,
 - choix du support physique,
 - le graphe des activités et les regroupements de blocs intra-SEII,

- l'algorithme d'ordonnement de la SEII,
- ☞ les tables de simplification et les regroupements de blocs inter-SEII,
- ☞ l'algorithme d'ordonnement général de l'instrument.

5.1) Spécification opérationnelle des SEII

Dans cette description, nous donnerons les grandes lignes de la spécification opérationnelle des SEII. En particulier, pour plus de clarté, nous présenterons uniquement les graphes d'activités et les formulaires principaux.

5.1.1) SEII 1 : capter débit

Cette fonction est chargée de faire l'acquisition en continu du signal de débit et d'en donner une représentation interne à l'instrument. Son entrée est constituée d'un signal analogique évoluant dans la gamme 0 - 5 volts et, en sortie, les échantillons représentatifs du signal de débit sont stockés en mémoire dans une structure de type *tampon circulaire*. Cette technique permet d'avoir en permanence l'image du signal sur une période de temps donnée.

Description des blocs élémentaires :

Acquérir (C.A.N. + auto-cal.) : conversion analogique-numérique et auto-calibration (gain et offset). Cette fonction doit être exécutée de façon cyclique (période d'échantillonnage T_e).

Valider (F.P.B.) : filtre passe-bas utilisé pour éliminer les artefacts à haute fréquence. Sa période d'activation est T_e .

Elaborer : fonction inexistante (aucune autre information, en plus du débit, n'est demandée).

Gérer la BdD (Tampon circulaire) : gestion d'un *tampon circulaire* contenant les échantillons générés représentatifs du signal de débit sur une période de temps déterminée. La période d'activation de cette fonction est T_e .

Communiquer (Transmettre di) : mise à disposition sur demande d'un échantillon di acquis et stocké en mémoire. Cette fonction est activée avec une périodicité qui dépend

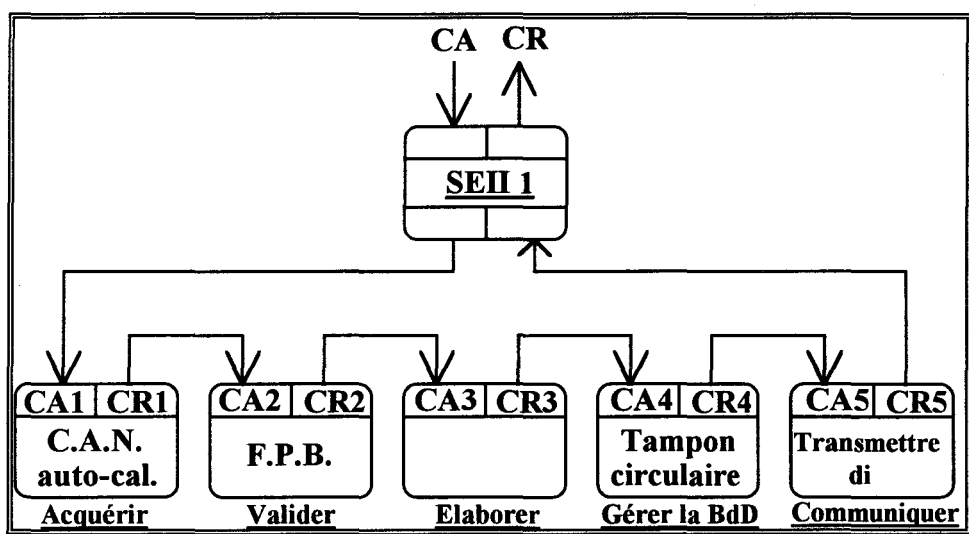
de la demande. En pratique, les échantillons acquis sont utilisés au rythme de l'échantillonnage.

La période d'activation de la SEII 1 est égale à la période d'activation maximale des blocs élémentaires, soit : T_e (période d'échantillonnage) qui se trouve être la même pour tous les blocs. Par ailleurs, sur un plan pratique, l'échantillonnage devant être cyclique, il est intéressant d'utiliser un processus d'interruption (It) activé au rythme d'une horloge. Cette technique permet de rendre indépendant le processus d'échantillonnage (qui doit impérativement être exécuté à chaque période d'horloge sous peine de perdre des échantillons) du reste de l'application (menus, affichages, calculs, etc.) pour lequel il n'existe pas de contrainte de rendez-vous. Ainsi, tout se passe comme si deux processus s'exécutaient de façon concurrente, l'un étant interrompu par l'autre au rythme de l'échantillonnage. Le compte rendu pour cette SEII est un signal indiquant qu'un échantillon est acquis et mémorisé.

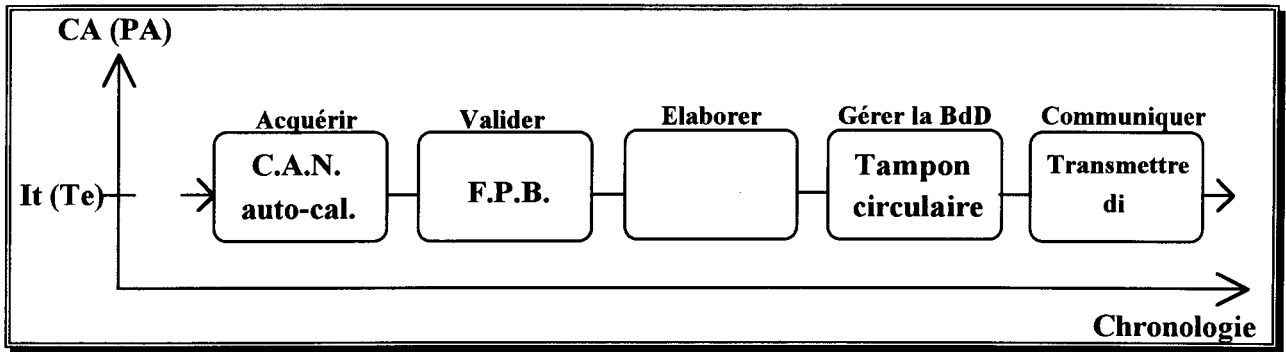
Formulaire de spécification opérationnelle :

SEII 1 : capter débit				
Fonction F	Activation CA / PA	Compte rendu CR	Entrée E	Sortie S
faire l'acquisition en continu du signal de débit	$It / PA = \text{Max}[PA_i] = T_e$	échantillon mémorisé	<i>format</i> : 0-5v <i>Fraîcheur</i> : T_e <i>support</i> : filaire	<i>format</i> : entier <i>Fraîcheur</i> : T_e <i>support</i> : mémoire

Schéma symbolique :



Grphe des activités :



Algorithme d'ordonnement :

Sur It Faire
C.A.N.
Auto-cal.
F.P.B.
Tampon circulaire
Transmettre di
FinIt

5.1.2) SEII 2 : capter pression

Cette fonction est chargée de faire l'acquisition en continu du signal de pression et d'en donner une représentation interne à l'instrument. Hormis le fait que le signal d'entrée porte une dénomination différente, cette SEII 2 est strictement identique à la précédente.

Sur un plan pratique, et dans l'hypothèse de l'utilisation d'un langage de programmation orienté objets, il est intéressant de constituer un objet *capter-signal*. Cet objet se voit alors attribuer les méthodes C.A.N., Auto-cal., F.P.B., Tampon-circulaire et Transmettre Ei, ainsi que les structures de données nécessaires (variables locales et tampon mémoire). De cette façon, la mise en oeuvre de nos SEII 1 et 2 se résume à la déclaration de deux variables *capter-débit* et *capter-pression* de type *capter-signal*.

5.1.3) SEII 3 : élaborer volume

Cette fonction est chargée de l'élaboration en continu du signal de volume et d'en donner une représentation interne à l'instrument. Comme nous l'avons vu déjà, ceci est réalisé par intégration numérique des échantillons de débit. En entrée, les échantillons sont lus dans le tampon circulaire de la SEII 1 et, en sortie, les échantillons représentatifs du signal de volume sont également stockés en mémoire dans une structure de type *tampon circulaire*.

Description des blocs élémentaires :

Acquérir (lecture tampon) : lecture des échantillons de débit dans le tampon circulaire de la SEII 1. Cette fonction doit être exécutée de façon cyclique (période d'échantillonnage T_e).

Valider (F.P.H.) : filtre passe-haut utilisé pour éliminer l'offset du signal de débit (technique de minimisation de la dérive d'intégration vue au chapitre II, § 4.2). Sa période d'activation est T_e .

Elaborer (intégration + F.P.H.) : intégration et filtrage passe-haut (Cf chapitre II, § 4.2). Période d'activation T_e .

Gérer la Bdd (tampon circulaire) : idem SEII 1 et 2.

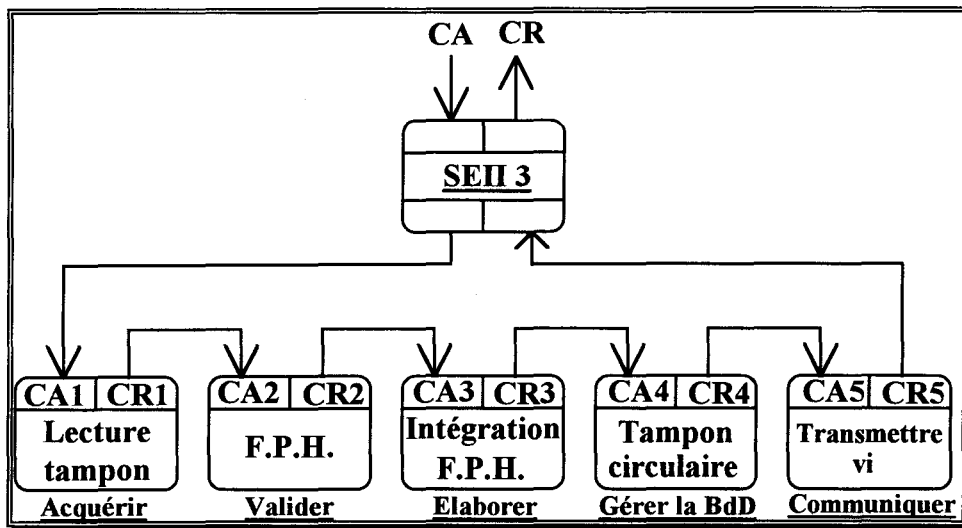
Communiquer : idem SEII 1 et 2.

La période d'activation de la SEII 3, comme pour les SEII 1 et 2, est égale à la période d'échantillonnage. Elle sera donc activée par la même interruption. Le compte rendu pour cette SEII est un signal indiquant qu'un échantillon est acquis et mémorisé.

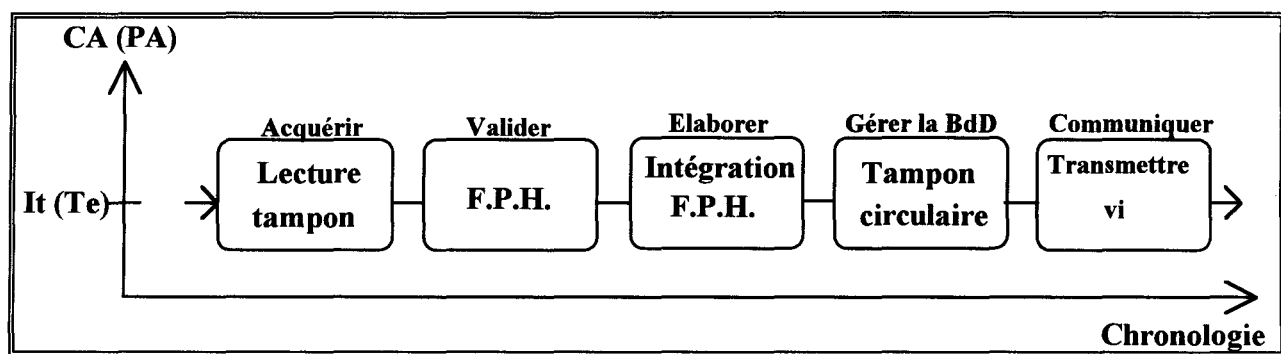
Formulaire de spécification opérationnelle :

SEII 3 : élaborer volume				
Fonction F	Activation CA / PA	Compte rendu CR	Entrée E	Sortie S
Elaboration en continu du signal de volume	$I_t / PA =$ $Max[PA_i] = T_e$	échantillon mémorisé	<i>format</i> : entier <i>Fraîcheur</i> : T_e <i>support</i> :mémoire	<i>format</i> : entier <i>Fraîcheur</i> : T_e <i>support</i> :mémoire

Schéma symbolique :



Graphe des activités :



Algorithme d'ordonnancement :

Sur It Faire

Lecture-tampon

F.P.H.

Intégration

F.P.H.

Tampon circulaire

Transmettre vi

FinIt

5.1.4) SEII 4 à 11 : calcul des paramètres de ventilation

Les SEII 4 à 11 sont représentatives des fonctions chargées de l'élaboration des paramètres de ventilation. Ceux-ci sont disponibles à chaque cycle respiratoire. En entrée, les informations nécessaires (échantillons de débit, pression et volume) sont lues dans les tampons circulaires des SEII 1, 2 et 3. En sortie, les résultats numériques représentatifs du fonctionnement de la ventilation mécanique sont stockés en mémoire et communiqués à l'interface homme/machine.

Description des blocs élémentaires :

La description des blocs élémentaires pour les SEII 4 à 11 s'appuie sur la figure IV.12 qui montre l'évolution temporelle des signaux d'entrée ainsi que les événements principaux.

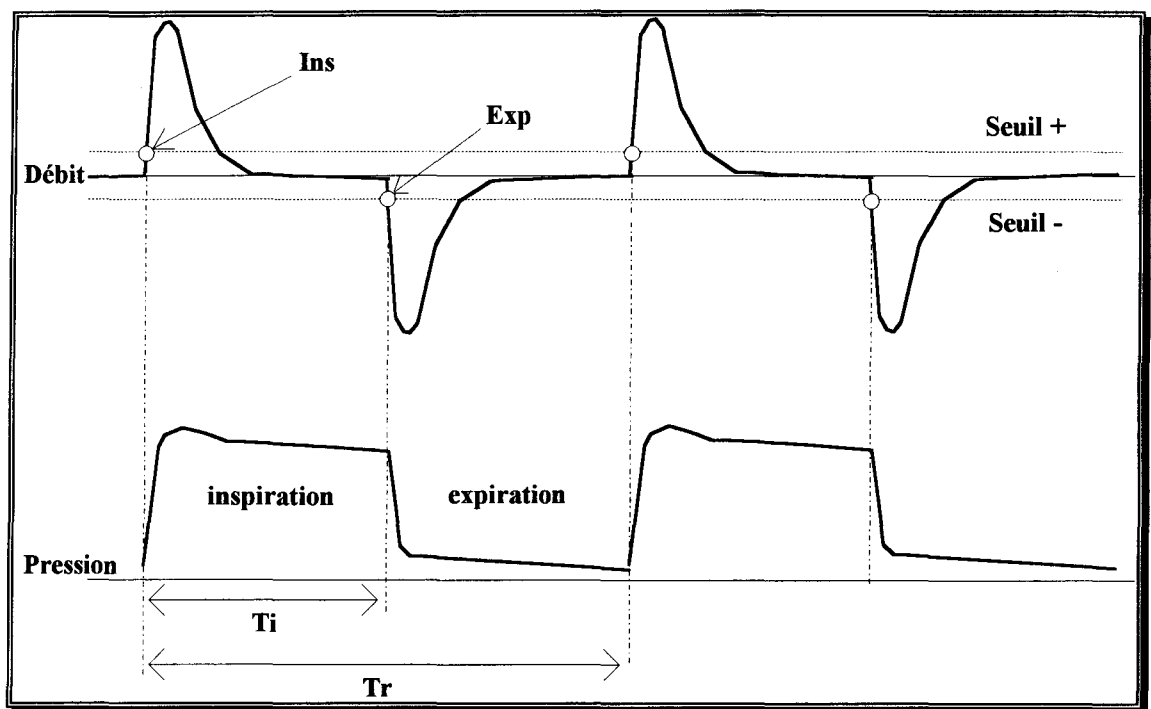


Figure IV.12 : diagramme des signaux d'entrée.

La figure IV.13 regroupe les différents graphes d'activité des SEII 4 à 11. Les fonctions élémentaires se déduisent de l'analyse de la figure précédente en tenant compte des spécifications de calcul données dans le cahier des charges. Dans cette représentation, les abréviations suivantes ont été utilisées :

di : échantillon de débit	It : événement "interruption"	Tr : période respiratoire
pi : échantillon de pression	Ins : événement "inspiration"	Ti : période inspiratoire
	Exp : événement "expiration"	Te : période d'échantillonnage

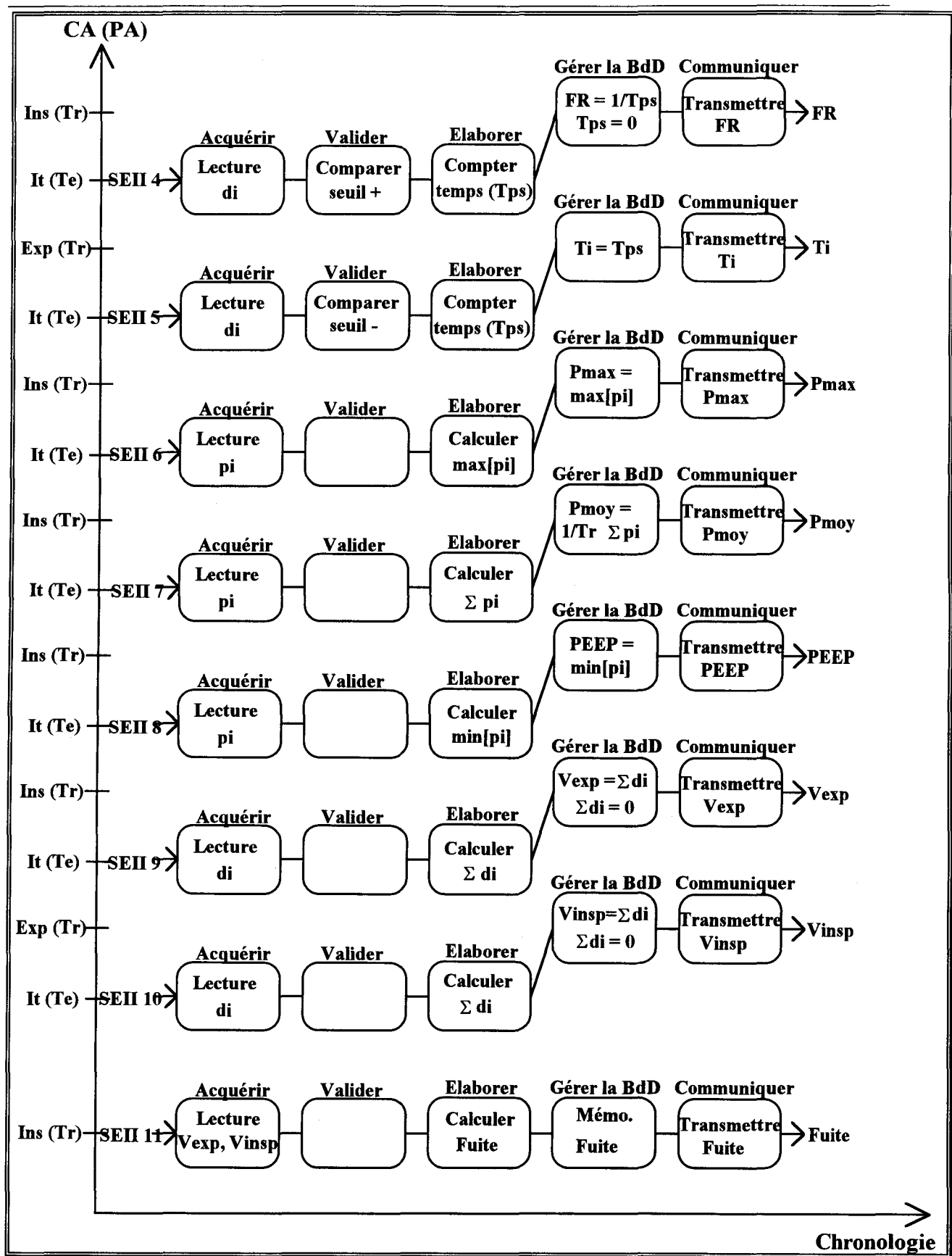


Figure IV.13 : graphes d'activités des SEII 4 à 11.

5.2) Regroupements inter-SEII

L'analyse des graphes d'activité des SEII fait ressortir des blocs communs. La table suivante montre les regroupements possibles (blocs "confondus"). A noter la simplification d'écriture possible pour les SEII 1 et 2 (notion d'objets, § 5.1.2.).

SEII \ Bloc	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Acq.	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Val.	x	x	x	x	x	o	o	o	o	o	o
Elab.	o	o	x	x	x	x	x	x	x	x	x
GBdD	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Comm.	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

x : bloc existant
o : bloc inexistant

La table "Simultanés" représente les différentes activations (A1..A3) liées aux blocs à exécution simultanée. Ces conditions d'activation sont mises en évidence par les graphes d'activité. Elles sont représentatives d'un événement déclencheur associé à une période d'activation. Dans notre application les activations ont la signification suivante :

	A1	A2	A3
événement	It	Ins	Exp
période	Te	Tr	Tr

SEII \ Bloc	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Acq.	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A2
Val.	A1	A1	A1	A1	A1						
Elab.			A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A2
GBdD	A1	A1	A1	A2	A3	A2	A2	A2	A2	A3	A2
Comm.	A1	A1	A1	A2	A3	A2	A2	A2	A2	A3	A2

5.3) Administration de l'ensemble

A ce niveau de décomposition, à chaque bloc élémentaire est associé une fonction déterminée. La table des "confondus" nous permet de dénombrer exactement ces fonctions. La table des "simultanés", quant à elle, nous permet d'en regrouper certaines. Les activations A1, A2 et A3, explicitées plus haut par association d'un événement et d'une période, sont utilisées pour déclencher les groupes de fonctions. Comme indiqué au chapitre III (§ 3.3.1), l'algorithme de base pour l'administration de l'instrument prévoit la lecture des requêtes utilisateur (évolution du menu par exemple), la mise à jour des conditions d'activations et l'ordonnancement des fonctions élémentaires. Soit CA la condition d'activation du service "monitorage ventilatoire", l'algorithme d'ordonnancement s'écrit :

Si CA Faire

{*** Lecture des requêtes utilisateur, lecture des CRi et mise à jour des Ai ***}

{Ordonnancer} Si A1 alors

CAN; Auto-Cal; FPB; Tampon circulaire; {débit}

CAN; Auto-Cal; FPB; Tampon circulaire; {pression}

Lecture di; FPH; Intégration; FPH; Tampon circulaire; {volume}

Si di > seuil+ alors Ins = vrai sinon Ins = faux; Tps=Tps+1;

Si di < seuil- alors Exp = vrai sinon Exp = faux;

Lecture pi; Si pi > max[pi] alors max[pi] = pi;

somme[pi] = somme[pi] + pi;

Si pi < min[pi] alors min[pi] = pi;

somme[di] = somme[di] + di;

FinSi

Si A2 alors

FR = 1/Tps; Tps = 0; transmettre FR;

Pmax = max[pi]; transmettre Pmax;

Pmoy = FR * somme[pi]; transmettre Pmoy;

PEEP = min[pi]; transmettre PEEP;

Vexp = somme[di]; somme[di] = 0; transmettre Vexp;

Lecture Vexp, Vinsp; Fuite = (Vinsp - Vexp) / Vinsp;memo.; transmettre;

FinSi

Si A3 alors

Ti = Tps; transmettre Ti;

Vinsp = somme[di]; somme[di] = 0; transmettre Vinsp;

FinSi

FinSi

6) Résultats

La figure IV.14 montre l'écran du micro-ordinateur au cours d'une session de fonctionnement du service "monitorage ventilatoire". Cette configuration permet d'utiliser le micro-ordinateur comme un oscilloscope. Dans une large fenêtre, les signaux de débit, pression et volume sont visualisés avec une amplitude et une vitesse de balayage prédéterminées mais modifiables par l'utilisateur à tout moment. Dans la partie supérieure de cette fenêtre apparaissent de petits pointeurs en regard des événements Ins et Exp définis sur la figure IV.12. Ils permettent un contrôle visuel de la qualité de la détection des événements dont dépend la validité des résultats numériques. Une autre fenêtre fait apparaître les paramètres calculés à chaque cycle respiratoire : fréquence respiratoire FR, temps inspiratoire T_i , pression de crête P_{max} , pression moyenne P_{moy} , pression positive de fin d'expiration PEEP, le volume expiré V_{exp} ainsi que le pourcentage de fuite entre inflation et déflation. Les valeurs de volume sont normalisées par rapport au poids de l'enfant. A tout moment l'opérateur peut changer de mode d'utilisation ou de service par action sur le menu situé au bas de l'écran.

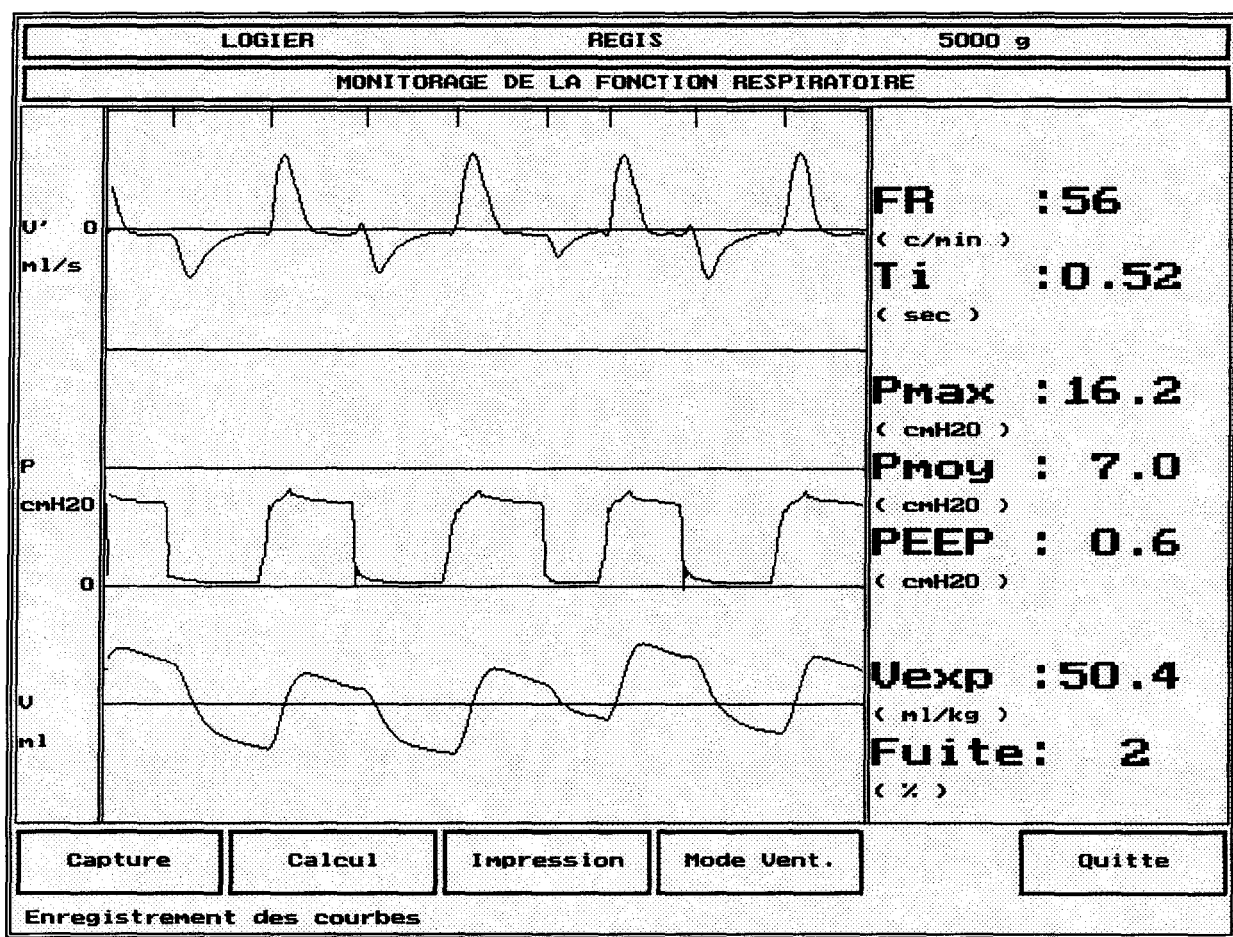


Figure IV.14 : service "monitorage ventilatoire".

La figure IV.15 représente le service "calcul mécanique". Outre la visualisation des signaux en fonction du temps et des paramètres ventilatoires, qui sont toujours visibles dans la fenêtre supérieure, cette fonction permet le calcul des caractéristiques mécaniques du système pulmonaire (résistances, compliance, PEEP intrinsèque, volume de trappage, constante de temps). Pour cela, les boucles débit/volume, volume/pression et pression/débit sont visualisées en temps réel dans les trois fenêtres principales. A tout moment l'opérateur peut figer le défilement de ces boucles et a la possibilité de positionner des curseurs sur leur pourtour afin de définir des tangentes qui permettent d'exhiber les paramètres précités. Ces derniers sont alors affichés dans la fenêtre inférieure et demeurent à l'écran tant qu'un nouveau calcul n'est pas demandé. Les requêtes utilisateur se font par l'intermédiaire d'un menu, toujours présent au bas de chaque écran de l'application.

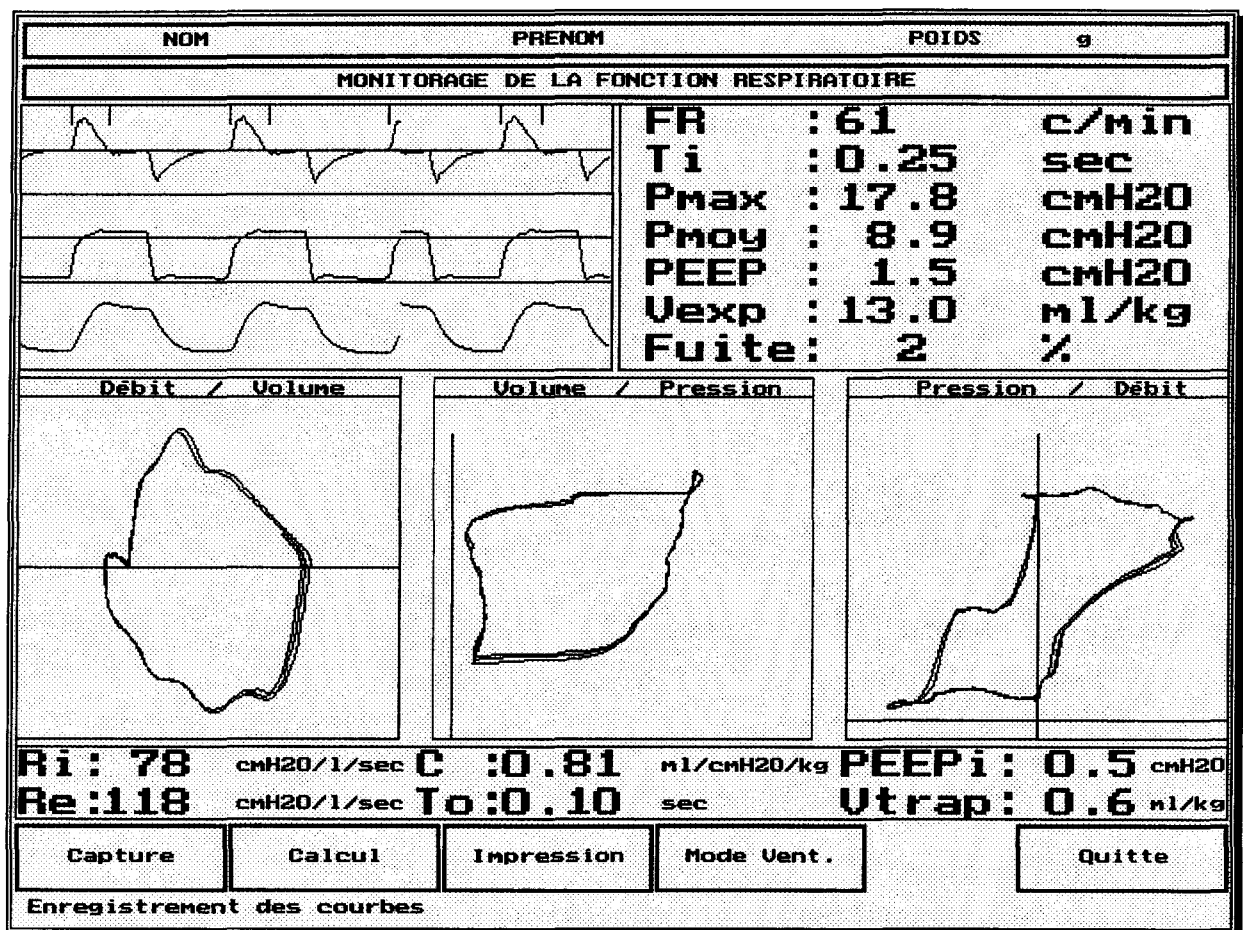


Figure IV.15 : service "calcul mécanique".

7) Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons voulu illustrer les résultats obtenus dans les chapitres précédents et voir leur application sur un cas concret de conception d'un instrument, à savoir, un système de surveillance de la fonction ventilatoire de l'enfant en ventilation contrôlée. Pour cela, nous avons établi un cahier des charges correspondant aux attentes des utilisateurs. A partir de ce document, nous avons scindé le problème en différents modes d'utilisation (monitorage, consultation, maintenance, configuration, etc.) qui sont "classiques" dans tout instrument médical et qui permettent à l'utilisateur d'explorer pleinement les possibilités de ce dernier. Bien que nous soyons arrivé au terme du projet, tous ces modes ne sont pas décrits dans ce mémoire. Pour plus de clarté, nous nous sommes limités au mode "monitorage" qui constitue, pour l'utilisateur, la fonctionnalité principale. En affinant encore le cahier des charges pour ce mode, deux services distincts sont apparus : *monitorage ventilatoire* et *calcul de la mécanique*. Nous avons alors appliqué notre méthodologie à la première de ces fonctionnalités.

Dans un premier temps, en appliquant les règles énoncées au chapitre II, nous avons représenté le système vis-à-vis de ses entrées/sorties et réalisé la décomposition en SEII. Ce travail s'appuie sur la spécification du cahier des charges et donne lieu à un premier document de synthèse représentant l'assemblage des SEII (figure IV.11).

A partir de ce document, la spécification opérationnelle a été menée selon la démarche proposée au chapitre III. Chaque SEII a fait l'objet d'une étude opérationnelle qui a abouti à la description de chacun des blocs élémentaires la constituant. Les documents de synthèse issus de cette étude (formulaire de spécification et graphes d'activités) définissent les différents constituants de l'instrument tant sur le plan matériel que sur celui de leur fonctionnement dynamique. Enfin, sur la base des graphes d'activités, l'algorithme fondamental pour l'ordonnancement a été élaboré. Comme nous l'avons précisé (chapitre III, § 3.3.2), lors de la réalisation pratique, il est indispensable de tenir compte des contraintes de temps pour rendre compatible l'algorithme de base avec une administration "temps réel". Dans ce sens, nous avons utilisé un mécanisme de type "boîte aux lettres" pour résoudre le problème de synchronisation entre la tâche d'acquisition des échantillons des signaux d'entrée (activée avec une périodicité fixe sous peine de rendre incohérentes les informations acquises) et le reste du traitement.

Par ailleurs, vis-à-vis de l'utilisateur, cette approche de monitoring permet de multiples traitements de données tout en respectant les objectifs de convivialité, de simplicité de mise en oeuvre, et de coût réduit. La communication homme/machine met à la disposition du réanimateur des informations aussi bien qualitatives (affichage en temps réel des courbes temporelles et des boucles) que quantitatives (affichage numérique de paramètres).

L'implantation d'un tel outil dans une unité de soins intensifs représente une part importante dans le monitoring des paramètres respiratoires ainsi que dans l'optimisation des réglages du ventilateur. Cet instrument est également d'une aide précieuse pour la compréhension des mécanismes physiopathologiques, pour l'évaluation de l'efficacité des traitements administrés, et pour la surveillance de l'évolution de la pathologie.

Le caractère innovant de ce système automatisé de surveillance et de calcul de la mécanique ventilatoire réside ainsi dans :

- ☞ son indépendance par rapport au type de respirateur utilisé,
- ☞ son utilisation possible en routine clinique,
- ☞ sa conception qui utilise du matériel "grand public".

Le prototype a été mis en évaluation dans les services de réanimation pédiatrique et néonatale du Centre Hospitalier & Universitaire de Lille. Une utilisation en réanimation adulte est tout à fait envisageable et en cours d'évaluation. Le produit issu de cette recherche pourrait donc intéresser tous les centres de réanimation et de soins intensifs dès lors qu'une thérapie respiratoire est nécessaire.

Par ailleurs, cette application a été primée au Grand Prix Applica 95 par la Chambre de Commerce et d'Industrie de Lille-Roubaix-Tourcoing pour son caractère innovant et son degré de définition qui autorise un transfert technologique rapide.

Conclusion et perspectives

Dans ce document, nous nous sommes intéressés à l'étude conceptuelle des instruments intelligents. Nos travaux ont porté essentiellement sur l'instrumentation de mesure mais, toutefois, bon nombre de concepts exposés et de résultats obtenus pourraient vraisemblablement s'appliquer à toute sorte de micro systèmes.

Bien qu'il existe des méthodes générales de description des systèmes, peu d'entre elles s'appliquent directement à l'instrumentation intelligente, nouveau concept qui s'est fait jour grâce aux possibilités offertes par l'émergence de nouveaux outils matériels et logiciels, de moyens de communication et de stockage de plus en plus performants.

L'objectif de notre travail était de formaliser les problèmes engendrés par l'intégration du concept d'instrumentation intelligente dans le développement d'applications destinées à la mesure et plus particulièrement au monitoring médical, et de proposer une méthodologie permettant aux concepteurs de conduire leur travaux de façon efficace quant à l'organisation, la description et la documentation.

La méthodologie décrite s'appuie sur un modèle de décomposition fonctionnelle (la SEII) et une démarche, associée à certaines règles que nous définissons, pour spécifier un problème d'instrumentation à partir d'un cahier des charges. Notre modèle est construit sur la base du concept de capteur intelligent qui a fait l'objet d'une précédente recherche. Ce concept est repris dans le premier chapitre qui montre l'évolution technologique et fonctionnelle qui a conduit au capteur intelligent à partir du capteur classique.

La conduite d'une étude pour réaliser un instrument se fait généralement en quatre étapes qui sont :

- ☞ la définition du cahier des charges,
- ☞ la spécification fonctionnelle,
- ☞ la spécification opérationnelle,
- ☞ la réalisation pratique.

Dans ce mémoire nous avons traité les spécifications fonctionnelle et opérationnelle. La première est abordée au chapitre II qui montre comment décomposer un problème complexe d'instrumentation en fonctions élémentaires (SEII). La deuxième est traitée au chapitre III et débouche d'une part, sur la description précise des fonctions à réaliser et d'autre part, sur une proposition pour l'ordonnement de l'instrument.

L'originalité de ce travail réside dans le fait que nous nous sommes attachés à rester pragmatiques, l'objectif étant de disposer d'un outil de conception indépendant de l'application. En effet, la méthode proposée met à la disposition des concepteurs des schémas simples et des formulaires de spécification regroupant les questions importantes pour la réalisation.

L'exemple d'application du chapitre IV a montré l'intérêt de la méthodologie dans ce type de développements. Son utilisation systématique dans la réalisation d'instruments pour le monitoring médical permettrait non seulement de rendre plus efficace l'étude, et notamment lorsqu'elle fait appel à plusieurs intervenants, mais également de fournir une documentation standard permettant la maintenance, l'évolution et le transfert technologique des produits.

Sur le plan fondamental, les perspectives de cette recherche sont d'au moins deux ordres.

D'une part, il serait intéressant de continuer le développement de la méthode. En effet, l'exemple détaillé au chapitre IV nous a permis de constater l'intérêt et la facilité de sa mise en oeuvre dans le cadre d'un service isolé. Toutefois, son utilisation pour une application complète intégrant de nombreux services devrait mettre en évidence d'autres problèmes de simplification, d'organisation, etc., qu'il faudra résoudre. En particulier, au niveau des problèmes temporels, une étude plus poussée des différentes possibilités d'ordonnement reste à faire.

D'autre part, dans le cas d'une application intégrée, conçue autour de capteurs et d'une unité de traitement, la réalisation s'entreprend facilement. Cependant, le développement croissant du nombre d'informations à mesurer et à prendre en compte, conduit nécessairement à des architectures plus complexes. Une première étude sur la concentration de données en bloc opératoire a montrée la faisabilité d'un multicapteur intelligent dédié à la surveillance des paramètres physiologiques [GEHI 93a], [GEHI 93b]. Dans ce dispositif l'architecture est composée en étoile (tous les capteurs sont connectés au concentrateur) mais les développements actuels des moyens de communication conduisent à des architectures distribuées utilisant des réseaux de terrain. Cette évolution pose le problème de la distribution des architectures opérationnelles.

Par ailleurs, des réflexions sont en cours sur le stade amont de la conception. En effet, au niveau du cahier des charges, le modèle d'instrument intelligent peut être utilisé pour spécifier les besoins, de manière à disposer, lors de l'étape de conception, d'un document le plus précis possible.

Enfin, sur le plan applicatif, le domaine médical offre des possibilités de développement d'applications destinées à une utilisation dans un contexte de réanimation pour le monitoring et l'aide au diagnostic. Celles-ci font appel aux techniques d'instrumentation intelligente et devraient nous permettre d'évaluer la méthode qui, tout au moins pour les étapes qui ont été définies dans ce mémoire, pourrait être automatisée dans le but d'obtenir un outil de conception assistée par ordinateur.

Annexes

Techniques numériques et algorithmes de base en instrumentation

1) Filtrage numérique

D'une façon générale un filtre d'entrée E et de sortie S est caractérisé par sa transmittance H (figure A.1). Dans le domaine continu, on considérera sa fonction de transfert en utilisant la transformée de Laplace :

$$H(P) = \frac{S(P)}{E(P)}$$

et dans le domaine échantillonné, la fonction de transfert en utilisant la transformée en z :

$$H(z) = \frac{S(z)}{E(z)}$$

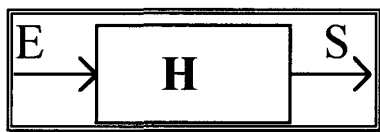


Figure A.1 : schéma général d'un filtre.

En terme de filtrage numérique du signal, il existe deux grandes catégories de méthodes [BLAN 91] : le filtrage R.I.I. (Réponse Impulsionnelle Infinie) et le filtrage R.I.F. (Réponse Impulsionnelle Finie).

Les filtres R.I.F.

Les filtres R.I.F. possèdent une fonction de transfert polynomiale dont la transformée en z d'ordre N peut s'écrire :

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \times z^{-n}$$

Les h_n sont les valeurs prises par la réponse impulsionnelle aux instants d'échantillonnage. La mise en oeuvre de tels filtres nécessite le calcul d'un grand nombre de coefficients pour obtenir des caractéristiques fréquentielles acceptables ce qui, dans une architecture logicielle fonctionnant en temps réel, peut être préjudiciable.

Les filtres R.I.I. :

Les filtres R.I.I. présentent l'avantage d'être obtenus par transposition d'un filtre continu (qui a un équivalent électrique) de transmittance connue. Ce sont en fait des filtres récursifs dont la sortie à l'instant n est calculée à partir des échantillons de l'entrée et de la sortie aux instants qui précèdent l'instant courant. Ainsi on peut écrire :

$$s_n = f(e_n, e_{n-1}, \dots, e_{n-M}, s_{n-1}, s_{n-2}, \dots, s_{n-N})$$

Cette équation de récurrence peut s'obtenir simplement par la méthode dite de *l'impulsion invariante* à partir de la fonction de transfert en utilisant la transformée de Laplace d'un filtre continu donné. Soit $H(P)$ cette fonction de transfert, présentant des pôles réels, que l'on écrit sous la forme d'un développement en éléments simples :

$$H(P) = \sum_{k=1}^N \frac{A_k}{P - \alpha_k}$$

Par utilisation des tables de transformation en z on obtient la fonction de transfert $H(z)$ qui s'écrit :

$$H(z) = \sum_{k=1}^N \frac{A_k}{1 - e^{\alpha k T e} \cdot z^{-1}}$$

Te étant la période d'échantillonnage.

Cette expression de H(z) nous permet d'écrire S(z) en fonction de E(z) et de la variable z. Pour passer ensuite à l'équation de récurrence, il suffit de transposer les expressions de la forme $\alpha \cdot V(z) \cdot z^{-k}$ en $\alpha \cdot V(n-k)$, k représentant le retard par rapport à l'instant n.

Prenons l'exemple d'un filtre du premier ordre :

$$H(P) = \frac{A}{P - \alpha}$$

D'où

$$H(z) = \frac{A}{1 - e^{\alpha T e} \cdot z^{-1}} = \frac{S(z)}{E(z)}$$

et donc l'expression de S(z)

$$S(z) = A \cdot E(z) + e^{\alpha T e} \cdot z^{-1} \cdot S(z)$$

on en déduit l'équation de récurrence qui s'écrit :

$$S(n) = A \cdot E(n) + e^{\alpha T e} \cdot S(n-1)$$

Dans cette expression, A et $e^{\alpha T e}$ sont des constantes caractéristiques du filtre.

Il apparaît donc que cette méthode de synthèse des filtres numériques ne nécessite que peu d'opérations élémentaires (multiplications et additions) et est donc facilement exploitable dans un système temps réel de traitement du signal dans une architecture logicielle. Il faut néanmoins préciser que sur des systèmes démunis de moyens de calcul en virgule flottante, des troncatures sur les résultats peuvent entraîner un dysfonctionnement sévère du filtre numérique.

2) algorithmes de base d'élaboration

Les opérations de dérivation et d'intégration [HOCQ 75] par rapport au temps sont des outils de base pour élaborer des grandeurs nouvelles. Par exemple, la dérivation du signal issu

d'un tachymètre nous donne un nouveau signal relatif à l'accélération. De même, dans un système hydraulique, l'intégration du signal de débit nous donne un volume, et ceci, de façon continue. Ces deux opérations, en apparences simples à mettre en oeuvre, posent dans la pratique des problèmes de stabilité que nous allons maintenant évoquer.

2.1) Dérivation

Mathématiquement, la dérivée par rapport au temps d'une fonction $y = f(t)$ s'écrit :

$$f'(t) = \frac{dy}{dt}$$

dy représente la différentielle de y et dt la différentielle de t .

Cette fonction s'obtient par calcul de la limite, quand l'accroissement Δt de la variable t tend vers zéro, du rapport de l'accroissement Δy de la fonction $y = f(t)$ et de Δt . Ainsi, on écrit :

$$y' = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta y}{\Delta t} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{f(t + \Delta t) - f(t)}{\Delta t}$$

Dans un contexte physique, et plus précisément dans la manipulation d'un signal échantillonné, on peut considérer que Δt , représentant la période d'échantillonnage T_e , tend vers zéro car, si la condition de Shannon est respectée, Δt est très petit par rapport à la période fondamentale du signal observé. Dans ces conditions on peut écrire :

$$y'(n \cdot T_e) = \frac{f(n \cdot T_e) - f((n-1) \cdot T_e)}{T_e}$$

T_e étant une constante du problème, le calcul de la dérivée se résume donc à la soustraction de la valeur de l'échantillon à l'instant $n-1$ de celui à l'instant n ; il vient :

$$y'(n) = y(n) - y(n-1)$$

Cette équation de récurrence, bien que satisfaisante sur le plan de la mise en oeuvre algorithmique, reste néanmoins inutilisable car elle a pour effet d'amplifier le bruit à haute fréquence présent dans le signal original. Une solution à ce problème est l'utilisation de la méthode de la *segmentation récursive* [RAJA 79], [COUV 81] qui consiste à faire glisser sur le signal une fenêtre de N points. Un calcul de régression linéaire sur ces N points à chaque

instant d'échantillonnage nous fournit alors les coefficients a et b de la droite d'équation $y = a.x + b$ passant au plus près des N points (figure I.16).

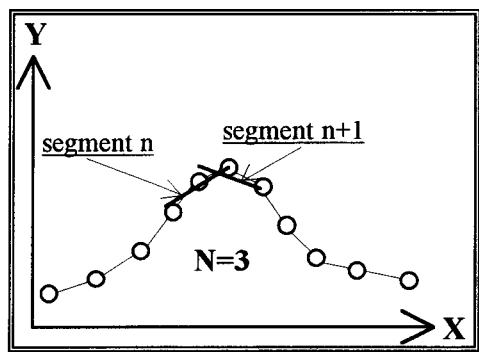


Figure A.2 : méthode de la segmentation récursive.

Dans ce cas, le coefficient a représente la valeur de la pente et fournit une estimation de la dérivée au point central du segment. L'ordonnée à l'origine b donne une estimation filtrée du signal $Y(X)$. On peut constater que, plus N est grand, plus l'effet de filtrage se fait sentir, de telle sorte que le signal dérivé se trouve moins bruité.

2.2) Intégration

L'intégrale d'une fonction continue du temps s'écrit :

$$I = \int_0^{\infty} f(t) \cdot dt$$

Dans les systèmes échantillonnés, cette intégrale se transforme en une somme qui s'écrit pour N échantillons :

$$I = \sum_{n=0}^N f(n) \cdot \Delta t$$

$\Delta t = T_e$, période d'échantillonnage.

Ainsi, à l'instant n on peut écrire :

$$I(n) = \sum_{i=0}^n f(i) \cdot T_e$$

c'est-à-dire :

$$I(n) = \sum_{i=0}^{n-1} f(i) \cdot Te + f(n) \cdot Te$$

d'où :

$$I(n) = I(n-1) + f(n) \cdot Te$$

L'équation de récurrence permettant de réaliser une intégration se résume donc à un cumul des échantillons au cours du temps. Les conditions initiales étant : $I(0) = 0$.

De même que pour la dérivation, cette formulation est séduisante d'un point de vue algorithmique mais présente l'inconvénient de provoquer une dérive du signal intégral dans le temps. Cette dérive est due à l'intégration de l'offset de base du signal original qui existe toujours. Dans la pratique on est amené à corriger cette dérive par adjonction d'un filtre passe-haut qui permet de supprimer les fluctuations à très basse fréquence de la ligne de base, donc la dérive. Ce filtre passe-haut peut être établi par les techniques que nous avons vues plus haut en utilisant soit un filtre R.I.I. soit un filtre basé sur la segmentation récursive.

Références bibliographiques

- [AFNOR 84] Norme Française NF X 07-001 - *Vocabulaire international des termes fondamentaux et généraux de métrologie* - décembre 1984, 39 pages.
- [ANNA 92] Annat G., Clergue F. - *Monitoring non invasif en réanimation* - Collection d'anesthésiologie et de réanimation, Edition Masson, Paris 1992.
- [ASCH 87] Asch G. - *Les capteurs en instrumentation industrielle* - Dunod, 1987.
- [BAIL 92] Baillieu F., Delapierre G., Estève D. - *L'enjeu technologique des microcapteurs* - La recherche, N°248, Vol. 23, Novembre 1992, pp. 1238-1246.
- [BAYA 95] Bayart M., Simonot-Lion F. - *L'impact de l'émergence des réseaux de terrain et de l'instrumentation intelligente dans la conception des architectures des systèmes d'automatisation de processus* - Rapport de fin de contrat MRE 92.P.0239, 1995.
- [BEAU 93] Beaudouin F., Favennec J.M. - *Les capteurs intelligents : le concept et les enjeux* - Revue Générale d'Electricité, N°3, Mars 1993, pp. 1-8.
- [BELL 81] Bellanger M. - *Traitement numérique du signal : théorie et pratique* - Masson, 1981, 376 pages.
- [BLAN 91] Blanchet G., Prado J. - *Méthodes numériques pour le traitement du signal : exemples et programmes* - Masson, 1991, 216 pages.
- [BORN 92] Borne P., Dauphin-Tanguy G., Richard J.P., Rotella F., Zambettakis I. - *Modélisation et identification des processus* - Editions Technip, Paris, 1992.
- [BROC 94] Brochard L., Mancebo J. - *Ventilation artificielle : principes et applications* - Arnette, 1994.
- [CALV 82] Calvez J.P. - *Une méthodologie de conception des systèmes multi-microordinateurs pour les applications de commande en temps réel* - Thèse de Doctorat ès-Sciences de l'Université de Nantes, Novembre 1982, 229 pages.
- [CALV 91] Calvez J.P. - *Spécification et conception des systèmes : une méthodologie* - Masson, 1991, 614 pages.
- [CIAM 87] Ciame - Afcet - *Livre blanc : les capteurs intelligents - Réflexions des utilisateurs* - 1987, 169 pages.
- [CORI 90] Coriat P. - *Le risque cardiovasculaire de l'anesthésie* - Anesthésie Réanimation d'aujourd'hui, Arnette, 1990.
- [COUV 81] Couvreur M. - *Application du traitement temps réel à la constitution d'une structure d'aide à la décision dans un service hospitalier* - Thèse de Docteur Ingénieur, Université des Sciences et Technologies de Lille, 1981.
- [CUNN 81] Cunningham M.J. - *Measurements errors and instrument inaccuracies* - J. Phys. E : Sci. Instrum., Vol. 14, 1981, pp. 901-908.

- [DELM 93] Delmas G. - *Crédibilité des systèmes de contrôle commande : concept et outils* - Revue Générale d'Electricité, N° 9, Octobre 1993, pp. 23-28.
- [EAST 90] East T.D. - *What makes non invasive monitoring tick ? : a review of basic engineering principles* - Respiratory care, 1990, 6, 500-519.
- [FAVE 87] Favennec J.M. - *Smart sensors in industry* - Journal of Physics E : Scientific Instruments, Vol. 20, Septembre 1987, pp. 1087-1990.
- [FOUL 79] Foulard C., Gentil S., Sandraz J.P. - *Commande et régulation par ordinateur numérique* - Eyrolles, Paris, 1979, 358 pages.
- [GEHI 94] Géhin A.L. - *Analyse fonctionnelle et modèle générique des capteurs intelligents : application à la surveillance de l'anesthésie* - Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Janvier 1994, 235 pages.
- [GEHI 93a] Géhin A.L., Logier R., Bayart M., Staroswiecki M., Delecroix M., Cantineau D. - *Data validation for improving anaesthesia supervision* - Conference proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 3, 1993, pp. 67-71.
- [GEHI 93b] Géhin A.L., Logier R., Bayart M., Staroswiecki M., Cantineau D., Delecroix M. - *Application of the smart sensor concept to the anaesthesia supervision* - Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol 15, (2), 1993, pp. 616-617.
- [GLAS 83] Glass R.L. - *Real time software* - Prentice-Hall, 1983.
- [HAMA 86] Hamad M. - *Validation des mesures et détection des capteurs défaillants dans un système de contrôle commande* - Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Juin 1986, 130 pages.
- [HATL 87] Hatley D.J., Pirbhai A.I. - *Strategies for real-time system specification* - Dorset House Publishing, 1987.
- [HOCQ 75] Hocquenghem A., Jaffard P., Chenon R. - *Eléments de calcul différentiel et intégral* - Masson, Paris, 1975, 556 pages.
- [ICHI 90] Ichinose N., Kobayashi T. - *Guide pratique des capteurs* - Collection Mesure Physique, Masson, 1990, 198 pages.
- [IGL 88] I.G.L. Technology - *SADT un langage pour communiquer* - Eyrolles, 1988, 336 pages.
- [JENS 79] Jensen R.W., Tonies C.C. - *Software engineering* - Prentice-Hall International Editions, 1979.
- [LACR 90] Lacroix D., Kacet S., Dagano J., Logier R., Hazard J.R., Loubeyre C., Lekieffre J. - *Response of respiratory sinus arrhythmia to central (tropicaine) and peripheral (prifinium) anticholinergic agents* - American Heart Association, 63rd Scientific Sessions, Dallas (USA) November 12th-15th 1990; Circulation 82 : (Suppl III) III-333.
- [LACR 92] Lacroix D., Logier R., Kacet S., Hazard J.R., Dagano J., Lekieffre J. - *Effects of consecutive administration of central and peripheral anticholinergic agents on respiratory sinus arrhythmia in normal subjects* - Journal of the Autonomic Nervous System, 1992.

- [LECL 93] Leclerc F. for the ARCAS group (Leclerc F., Flurin R., Logier R., Martinot A., Riou Y., Storme L.) - *Automated monitoring of respiratory mechanics in mechanically ventilated children* - ERS annual congress. Firenze. Eur. Respir. J. 1993, 6, supp. 17 : 542s.
- [LOGI 90] Logier R., Dagano J., Kacet S., Lacroix D., Carles O., Libersa C., Fiévé R., Lekieffre J. - *Analyse spectrale de la variabilité de la fréquence cardiaque : développement d'une station d'acquisition et de traitement* - R.B.M. 1990, 12,1, 32-34.
- [LOGI 91] Logier R. - *Surveillance de l'ischémie myocardique par analyse morphologique en temps réel de l'électrocardiogramme* - Mémoire de D.E.A., Université des Sciences et Technologies de Lille, Septembre 1991, 43 pages.
- [LOGI 92] Logier R., Couvreur M., Delecroix M. - *Surveillance en temps réel de l'électrocardiogramme pour la détection précoce de l'ischémie myocardique* - Condition Monitoring and Diagnostic Engineering Management, 1992, Proceedings pp. 236-241.
- [LOGI 93a] Logier R., ARCAS Group, Géhin A.L., Bayart M., Staroswiecki M. - *Automated monitoring of respiratory mechanics in mechanically ventilated children* - Conference proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 3, 1993, pp. 172-175.
- [LOGI 93b] Logier R., ARCAS Group, Géhin A.L., Bayart M., Couvreur M., Staroswiecki M. - *A new tool for respiratory monitoring and pulmonary mechanics measurements in mechanically ventilated children* - Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 15, (2), 1993, pp. 1004-1005.
- [LOGI 93c] Logier R., Gehin A.L., Bayart M., Couvreur M., Staroswiecki M., Delecroix M., Bertrand M. - *Detection of transient myocardial ischemia by numerical processing of the electrocardiographic signal* - Conference proceedings of IMACS International Symposium on Signal processing, Robotics and Neural Networks, 1993, pp. 172-175.
- [MAUR 93] Mauris G., Benoit E., Foulloy L. - *Ultrasonic Smart Sensors the Importance of the Measurement principle* - IEEE / SMC'93 Conference, Le Touquet (France), October 17-20, 1993.
- [MENZ 93] Menz W. - *Treedimensional Microstructures in various Materials for Medical Applications* - IEEE / SMC'93 Conference, Le Touquet (France), October 17-20, 1993.
- [NAJA 91] Najafi K. - *Smart sensors* - J. Micromech. Microeng., Vol. 1, 1991, pp. 86-102.
- [NUNN 93] Nunn J.F. - *Nunn's applied respiratory physiology* - Butterworth-Heinemann Ltd., 1993.
- [OLLE 90] Olle T.W., Hagelstein J., Macdonald I.G., Rolland C., Sol H.G., Van Assche F.J.M., Verrijn-Stuart A.A. - *Méthodologies pour les systèmes d'information* - Dunod, 1990.
- [PALL 89] Pallas-Areny R., Colominas-Balagué J., Rosell J. - *The effect of respiratory-induced heart movements on th ECG* - IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 36, N° 6, 1989, pp. 585-590.
- [PEAR 93] Pearce T.C., Gardner J.W., Friel S. - *Machine olfaction : Intelligent Sensing of Odours* - IEEE / SMC'93 Conference, Le Touquet (France), October 17-20, 1993.
- [PERE 90] Perez J.P. - *Systèmes temps réel : méthodes de spécification et de conception* - Dunod, 1990.

- [POTT 90] Pottala E.W., Bailey J.J., Horton M.R., Gradwohl J.R. - *Suppression of base line wander in the ECG using a bilinearly transformed, null-phase filter* - Journal of Electrocardiology, Vol. 22 Supplement, 1990, pp.243-247.
- [PRES 90] Press W.H., Flannery B.P., Teukolsky S.A., Vetterling W.T. - *Numerical recipes in Pascal* - Cambridge University Press, 1990, 759 pages.
- [RAGO 90] Ragot J., Darouach M., Maquin D., Bloch G. - *Validation de données et diagnostic - Traité des nouvelles technologies*, Hermès, Paris, 1990.
- [RAJA 79] Rajagopalan C.V. - *segmentation des suites temporelles : application à l'extraction heuristique des paramètres fondamentaux du cardiorespirogramme en pathologie néonatale* - Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Mars 1979, 152 pages.
- [REEV 81] Reeves H. - *Patience dans l'azur : l'évolution cosmique* - Editions du seuil, 1981, 259 pages.
- [RICH 91] Richalet J. - *Pratique de l'identification* - Hermès, 1991, 222 pages.
- [RIOU 92] Riou Y., Storme L., Leclerc F. - *Characterisation of respiratory mechanics in ventilated neonates by using inflation and interrupter methods* - Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 6, (14), 1992, pp. 2413-2414.
- [RIOU 94] Riou Y., Logier R., Storme L., ARCAS group, Lequien P. - *Automated measurement of respiratory mechanics in mechanically ventilated newborn infants* - First International Congress on Pediatric pulmonology. June 2-5, 1994. Nice. Book of abstracts, 106p.
- [ROSS 85] Ross D.T. - *Applications and extensions of SADT* - Computer, April 1985, 25-34.
- [ROUS 92] Rousselot J.M., Peslin R., Duvivier C. - *Evaluation of the multiple linear regression method to monitor respiratory mechanics in ventilated neonates and young children* - Pediatric Pulmonology, Vol. 13, 1992, pp. 161-168.
- [SCEP 81] Projet SCEPTRE - *Proposition de standard de noyau d'exécutifs temps réel - rapport BNI n°26/2*, 1981.
- [SCEP 92] SCEPTRE 2 - *Rapport sur les services offerts aux applications temps réel à contraintes strictes par les exécutifs temps réel* - 1992.
- [SEVE 84] Sévely Y. - *Systèmes et asservissements linéaires échantillonnés* - Dunod Université, 1884, 210 pages.
- [STAR 92] Staroswiecki M. - *Les systèmes et le concept d'instrumentation intelligente* - Ingénieurs et Scientifiques de France, Le progrès Technique, N°2, 1992, pp. 35-42.
- [STAR 94] Staroswiecki M., Bayart M. - *Actionneurs intelligents* - Hermès, 1994, 160 pages.
- [STOR 92] Storme L., Riou Y., Leclerc F., Kacet N., Dubos J.P., Rousseau S, Lequien P. - *Respiratory mechanics in mechanically ventilated newborns : a comparison between passive inflation and occlusion methods* - *Pediatr. Pulmonol.*, Vol. 12, 1992, pp. 203-212.
- [STOR 94] Storme L., Riou Y., Logier R., Dubos J.P., Kacet N., Rousseau S, Lequien P. - *A new application for an old method of respiratory mechanics measurements : the passive inflation*

method in newborn infants during pressure controlled ventilation - *Pediatric Pulmonology*, Vol. 18, 1994, pp. 244-254.

[THAK 84] Thakor N.V., Webster J.G., Tompkins W.J. - *Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter* - *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol. BME-31, N° 11, November 1984, pp. 702-705.

[WARD 87] Ward P.T., Mellor S.J. - *Structured development for real time systems* - Yourdon Press, 1987.

[YOUR 75] Yourdon E., Constantine L.L. - *Structured design : fundamentals of a discipline of computer program an systems design* - Prentice-Hall, 1975.

Table des matières

Remerciements	3
Introduction	5

Chapitre I Capteurs et instrumentation de mesure

1) Introduction	7
2) Instrumentation de mesure	8
3) Le capteur classique	9
3.1) Définition	9
3.2) Performances	10
3.2.1) Caractéristiques statiques	11
3.2.2) Caractéristiques dynamiques	12
3.2.3) Les critères de sûreté de fonctionnement	13
3.3) Limites	13
3.4) Les caractéristiques idéales	15
4) Le capteur numérique	17
4.1) Aspects matériels	17
4.2) Aspects logiciels	18
4.3) Numérisation des signaux	19
5) Les traitements numériques	20
5.1) Algorithmes d'acquisition	21
5.2) Algorithmes de validation	23
5.3) Algorithmes d'élaboration	28
6) Le capteur intelligent	32
6.1) Structure matérielle	32
6.2) Architecture fonctionnelle	34
7) Conclusion	36

Chapitre II

Structure Elémentaire d'Instrument Intelligent (SEII) et associations

1) Introduction.....	39
2) Définition de l'instrument intelligent.....	40
2.1) Les fonctionnalités.....	40
2.2) Les Entrées/Sorties.....	40
2.3) Les entrées virtuelles.....	41
2.4) Notion de qualité.....	42
2.5) Schéma général de conception.....	43
2.6) Conclusion et définition.....	45
3) Architecture fonctionnelle élémentaire.....	45
3.1) Fonctionnalités de base.....	45
3.2) Structure Elémentaire d'Instrument Intelligent (SEII).....	46
3.2.1) Le niveau de traitement.....	47
3.2.2) Le niveau de gestion.....	48
3.2.3) Notion de communication entre blocs.....	48
3.3) Représentation de la SEII.....	49
3.3.1) Représentation symbolique.....	49
3.3.2) Représentation dynamique de l'activité.....	51
3.3.2.1) Aspect temporel de l'activité d'une SEII.....	51
3.3.2.2) Graphe d'activité.....	53
4) Exemples d'illustration élémentaires.....	56
4.1) Description de l'environnement physique.....	56
4.2) Mesure du volume.....	57
4.3) Mesure de la fréquence respiratoire.....	60
5) Architecture fonctionnelle composée.....	62
5.1) Décomposition en structures élémentaires.....	63
5.2) Association externe de SEII.....	65
5.2.1) Association parallèle.....	65
5.2.2) Association série.....	66
5.2.3) Combinaisons série / parallèle.....	67
6) Conclusion.....	67

Chapitre III

Conception d'un instrument à partir de sa décomposition en SEII

1) Introduction.....	69
2) Architecture opérationnelle élémentaire.....	70
2.1) Spécification des blocs élémentaires.....	71
2.2) Choix du support physique.....	73
2.2.1) Caractéristiques économiques.....	74
2.2.2) Caractéristiques temporelles.....	74
2.2.3) Caractéristiques environnementales.....	75
2.2.4) Spécifications opérationnelles.....	75
2.3) Formulaire de spécification opérationnelle.....	76
2.4) Regroupement de blocs intra-SEII.....	78
2.5) Administration de la SEII.....	79
2.5.1) Stratégie d'ordonnancement d'une SEII.....	80
2.5.2) Exemple 1.....	81
2.5.3) Exemple 2.....	82
2.5.4) Cas général.....	83
3) Architecture opérationnelle composée.....	84
3.1) Spécification de chaque SEII.....	85
3.2) Regroupement de blocs inter-SEII.....	88
3.3) Administration de l'instrument.....	91
3.3.1) Algorithme de base.....	92
3.3.2) Administration "temps réel".....	93
3.3.2.1) Méthodes d'analyse fonctionnelle des systèmes "temps réel" (TR).....	94
3.3.2.2) Adaptation à l'instrument intelligent.....	95
4) Exemple d'illustration.....	97
4.1) Position du problème.....	97
4.2) Technique de surveillance.....	98
4.3) Cahier des charges.....	100
4.4) Spécification fonctionnelle.....	101
4.5) Spécification opérationnelle.....	101
4.5.1) SEII 1 : isolation de l'onde P-QRS-T.....	102
4.5.2) SEII 2 : Calcul ST.....	105
4.5.3) Administration de l'ensemble.....	108
5) Conclusion.....	108

Chapitre IV

Application à la surveillance de la fonction ventilatoire de l'enfant en ventilation contrôlée

1) Introduction.....	111
2) Position du problème	112
2.1) La fonction respiratoire.....	112
2.1.1) Le système ventilatoire.....	113
2.1.2) Le système circulatoire.....	114
2.2) La ventilation mécanique contrôlée.....	115
2.3) Le monitoring de l'enfant ventilé.....	115
3) Cahier des charges et spécifications	116
3.1) Environnement physique.....	117
3.2) Spécifications fonctionnelles.....	119
3.2.1) Surveillance de la ventilation.....	119
3.2.2) Surveillance de la mécanique ventilatoire.....	121
3.3) Modèle externe de l'instrument.....	122
3.3.1) Les modes d'utilisation.....	123
3.3.2) Gestion des modes d'utilisation.....	125
3.4) Cadre de l'étude (modèle interne réduit).....	126
4) Conception fonctionnelle	127
4.1) Représentation vis-à-vis des E/S	127
4.1.1) Les entrées.....	127
4.1.2) Les sorties.....	128
4.1.3) Schéma global.....	128
4.2) Décomposition en SEII.....	128
4.3) Association des SEII.....	129
5) Conception opérationnelle.....	130
5.1) Spécification opérationnelle des SEII.....	131
5.1.1) SEII 1 : capter débit.....	131
5.1.2) SEII 2 : capter pression	133
5.1.3) SEII 3 : élaborer volume.....	134
5.1.4) SEII 4 à 11 : calcul des paramètres de ventilation.....	136
5.2) Regroupements inter-SEII	138
5.3) Administration de l'ensemble.....	139
6) Résultats	140
7) Conclusion.....	142

Conclusion et perspectives 145

Annexes

Techniques numériques et algorithmes de base en instrumentation..... 149

Références bibliographiques 155

Table des matières..... 161

