



HAL
open science

**ARCHITECTURE ET SIMULATION LOCALES DU
SYSTEME D'INFORMATION DOMOTIQUE-SANTE
INTEGRE A DOMICILE (SID²) POUR LA
DETECTION DE SITUATIONS A RISQUE ET
L'AIDE A LA DECISION**

Gilles Virone

► **To cite this version:**

Gilles Virone. ARCHITECTURE ET SIMULATION LOCALES DU SYSTEME D'INFORMATION DOMOTIQUE-SANTE INTEGRE A DOMICILE (SID²) POUR LA DETECTION DE SITUATIONS A RISQUE ET L'AIDE A LA DECISION. domain_stic.inge. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2003. Français. NNT : . tel-00005971

HAL Id: tel-00005971

<https://theses.hal.science/tel-00005971>

Submitted on 27 Apr 2004

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE JOSEPH FOURIER - GRENOBLE 1

SCIENCES - TECHNOLOGIES & MEDECINE

N° attribué par la bibliothèque

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE JOSEPH FOURIER

Discipline : Modèles et Instruments en Médecine et Biologie

Présentée et soutenue publiquement

par

Gilles VIRONE

Le 26 novembre 2003

**ARCHITECTURE ET SIMULATION LOCALES DU SYSTEME
D'INFORMATION DOMOTIQUE-SANTE INTEGRE A DOMICILE (SID²)
POUR LA DETECTION DE SITUATIONS A RISQUE ET L'AIDE A LA
DECISION**

Directeurs de thèse : Jacques DEMONGEOT, Norbert NOURY

COMPOSITION DU JURY :

M. Jacques DEMONGEOT (PU-PH),	Président, Directeur de thèse
M. Norbert NOURY (MCU-HDR),	Directeur de thèse
M. André DITTMAR (DR-HC),	Rapporteur
M. Jean-Pierre THOMESSE (PU),	Rapporteur
M. Francis LEVI (DR2),	Examineur
M. Vincent RIALLE (MCU-PH),	Examineur

UNIVERSITE JOSEPH FOURIER-GRENOBLE 1
SCIENCES - TECHNOLOGIES & MEDECINE

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE JOSEPH FOURIER

Discipline : Modèles et Instruments en Médecine et Biologie

Présentée et soutenue publiquement

par

Gilles VIRONE

Le 26 novembre 2003

**LOCAL ARCHITECTURE AND SIMULATION OF THE HEALTH
INTEGRATED SMART HOME INFORMATION SYSTEM (HIS²) FOR THE
DETECTION OF AT-RISK SITUATIONS AND DECISION ASSISTANCE**

Directeurs de thèse : Jacques DEMONGEOT, Norbert NOURY

COMPOSITION DU JURY :

M. Jacques DEMONGEOT (PU-PH),	Président, Directeur de thèse
M. Norbert NOURY (MCU-HDR),	Directeur de thèse
M. André DITTMAR (DR-HC),	Rapporteur
M. Jean-Pierre THOMESSE (PU),	Rapporteur
M. Francis LEVI (DR2),	Examineur
M. Vincent RIALLE (MCU-PH),	Examineur

AVANT-PROPOS

*A tous ceux que j'aime et
aux lecteurs de ce manuscrit,*

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier le Professeur Jacques Demongeot pour m'avoir donné la possibilité d'entreprendre ces travaux de thèse dans son laboratoire, de m'avoir fait confiance pour les réaliser et de m'avoir apporté sa vision remarquable sur les divers sujets abordés dans ces études.

Je tiens également à remercier le Docteur Norbert Noury, Maître de Conférences Universitaire – Habilité à Diriger des Recherches, pour les conseils précieux et avisés dont il m'a fait part, ainsi que le Docteur Vincent Rialle, Maître de Conférences Universitaire - Praticien Hospitalier, pour ses avis pertinents sur mes travaux de recherche.

Je remercie vivement le Docteur André Dittmar, Directeur de Recherche, et le Professeur Jean-Pierre Thomesse d'avoir accepté d'être les rapporteurs de mon travail, ainsi que le Docteur Francis Lévi, Directeur de Recherche, de me faire l'honneur d'être membre examinateur du jury.

Je voudrais aussi remercier le Docteur Thierry Hervé, Chargé de Recherche, pour le soutien qu'il m'a apporté sans jamais s'imposer durant cette thèse, et pour mon stage effectué sous sa direction en 1998 sur le thème des potentiels évoqués auditifs.

Ainsi que :

- ❑ Mes parents et ma sœur pour leur soutien, ainsi que mon beau-frère pour les relectures des publications en langue anglaise ;
- ❑ Monsieur le Professeur Bernard Lefebvre et Madame la Professeure Brigitte Kerhervé, de l'Université du Québec A Montréal pour leurs contributions exclusives et leur accueil fort chaleureux pendant mon séjour à Montréal ;
- ❑ Le Docteur Lionel Bajolle, ancien collègue de travail pour ses expertises médicales ;
- ❑ Carmen Deslandes et Riham Saadany pour leur accueil inoubliable à Montréal ;
- ❑ L'ensemble des membres de l'équipe AFIRM (Florence Duchene, Jean-Baptiste Lamy, Pierre Barralon, Abir Ghorayeb, Nicolas Vuillerme), des stagiaires techniciens ou

ingénieurs qui ont participé au développement du SID² (Christophe Barnoin, Jingchun Ye, Guillaume Danjoux, Daniel Savall), de mes anciens collègues du DEA MIMB (Lotfi Slimani, Angélique Grosgeorges, Florence Rivera, Nicolas Glade, etc.) et du laboratoire TIMC (Camilo Larota, Patricia Reybard, Florence Thuderoz, Jose Vazquez, Mohammed Benkherourou, Angélique Stéphanou, Thierry Balain) ;

- ❑ Dan Istrate et Michel Vacher de l'équipe GEOD (laboratoire CLIPS), collaborateurs indispensables au niveau de l'audio du SID², pour leur bonne humeur permanente ;
- ❑ Céline Fontant et Caroline Dos Santos pour leur disponibilité de tous les instants ;
- ❑ Les Docteurs Thierry-Pascal Baum et Bernard Parisse qui ont eu le courage de relire ce manuscrit et qui ont grandement participé à l'amélioration de son contenu grâce à leurs nombreuses critiques et suggestions ;
- ❑ Et enfin, les personnels du service d'oncologie du CHU de Grenoble pour l'installation du système HIS local dans leurs locaux afin de pouvoir effectuer une première validation clinique en situation.

Soyez tous remerciés ainsi que tous ceux que j'aurais pu oublier de citer.

Gilles Virone

RESUME

Après un tour du monde des Habitats Intelligents pour la Santé (HIS), nous décrivons la mise en place du système grenoblois développé au laboratoire TIMC : le Système d'Information Domotique-Santé Intégré à Domicile (SID²). Nous faisons l'hypothèse que les rythmes biologiques et sociaux sont liés au comportement, et donc à l'activité physique, que nous mesurons par le déplacement du sujet d'observation au sein de l'habitat. Nous créons le terme « Rythmes Circadiens d'Activité » (RCA) pour faire référence à la mesure comportementale de l'activité des patients dans l'habitat. Le système SID² est composé d'un HIS externe relié à Internet, et d'un HIS local, objet de ce document. L'HIS local effectue la surveillance multi-paramétrique et auto-apprend les habitudes de vie d'un patient à domicile à travers le calcul des RCA, de façon à détecter une évolution anormale de son comportement sur le long terme. Un simulateur a été développé pour valider le système.

Mots-Clés

- Habitats Intelligents pour la Santé (HIS), télémédecine, télésurveillance médicale, systèmes d'information, technologies d'assistance domotique, biométrie ;
- Rythmes Circadiens d'Activité (RCA), rythmes biologiques et sociaux, mesure comportementale de l'activité, habitudes de la vie quotidienne (AVQ), chronobiologie, simulateur ;
- acquisition multicapteurs, actimétrie, fusion de données, extraction de connaissances, surveillance multi-paramétrique ;
- chaînes de Markov, réseaux de Pétri.

ABSTRACT

We will begin with a review of Health Smart Homes (HSH) around the world before moving onto a description of our system, the HIS² or “Health Integrated Smart Home Information System”, developed at the TIMC laboratory in Grenoble. We hypothesize that there is a connection between biological and social rhythms, behavior, and thus with physical activity which we can measure by observing a subject’s displacements within the habitat. We created the term “activity circadian rhythms” (ACR) to refer to the behavioral measurement of patient activity inside the habitat. The HIS² system is made up of an external HIS² connected to the Internet and a local HIS², which is the object of our discussion here. The local HIS², using various types of sensors, is designed to monitor and, through the ACR calculations, self-learn the daily habits of a patient within the HIS², and thus to detect abnormal evolution of the patient’s behavior over the long term. A simulation software has been developed to validate the system.

Keywords

- Health Smart Homes (HSH), telemedicine, telecare, home automation, home networks, telemonitoring, information systems, biometry, elderly people watching, knowledge mining, assistive technology, ubiquitous computing;
- Activity Circadian Rhythms (ACR), biological and social rhythms, behavioral measurement of activity, Activity of Daily Living (ADL), chronobiology, simulator;
- multi-sensors acquisition, actimetry, data fusion, alert triggering;
- Markov chains, Petri networks.

SOMMAIRE

Avant-propos	5
Remerciements	7
Résumé	9
Abstract	11
Sommaire	13
Introduction générale	17
1 HABITATS INTELLIGENTS POUR LA SANTE	19
1.1 De la télémédecine aux Habitats Intelligents pour la Santé	19
1.1.1 La télémédecine.....	19
1.1.2 La télésurveillance.....	21
1.1.3 La téléalarme	22
1.1.4 L'hospitalisation à domicile.....	22
1.1.5 Les Habitats Intelligents pour la Santé.....	23
1.1.6 Etat de l'Art.....	28
1.2 Analyse d'un Système Domotique Santé (SDS)	44
1.2.1 Les acteurs.....	45
1.2.2 Les composants d'un SDS.....	48
1.2.3 Les données.....	52
1.2.4 Les communications.....	54
1.2.5 Implémentation du système HIS local	60
1.2.6 Implémentation du système HIS externe.....	60
1.3 Conclusion du chapitre 1	61
2 MATÉRIEL : INSTRUMENTATION DU SYSTÈME HIS LOCAL (MATHIS)	63
2.1 Introduction	63
2.2 Etat des lieux	63
2.3 Objectifs du système local	65
2.4 Spécificités du système	65
2.5 Aspects technologiques et choix d'implémentation	66
2.5.1 Le réseau CAN.....	67
2.5.2 La liaison sans fil	68
2.6 Réalisations matérielles pour l'instrumentation du système	69
2.6.1 La carte électronique polyvalente « SmartCAN »	69
2.6.2 Conception du réseau CAN.....	72
2.6.3 Les capteurs d'activité, physiologiques et environnementaux.....	74
2.6.4 Les capteurs embarqués d'actimétrie ou capteurs de chute.....	82
2.6.5 Instrumentation pour la mesure du rythme cardiaque foetal corrélé à l'actimétrie... 87	
2.7 « Intelligence » embarquée dans la SmartCAN	96
2.7.1 Définition de la grammaire	97
2.7.2 Propriétés des règles de détection.....	99

2.7.3	Algorithme et implémentation des règles de détection dans une SmartCAN.....	100
2.7.4	Conclusion.....	101
2.8	Conclusion du chapitre 2.....	102
3	MODELISATION ET SIMULATION DU SYSTEME (SIMUHIS).....	103
3.1	Introduction	103
3.2	Méthodes	106
3.2.1	Modélisation des activités de la vie quotidienne (AVQ) par les déplacements.....	106
3.2.2	Description du module de simulation SimuHIS	116
3.3	Résultats.....	118
3.3.1	Analyse des temps de traitement, taille des bases de données.....	118
3.3.2	Analyse du modèle des déplacements	119
3.3.3	Simulation d'anomalies physiologiques.....	121
3.3.4	Exemples d'une simulation générale (base de données BDHIS).....	123
3.4	Discussion	124
3.4.1	Considérations techniques.....	124
3.4.2	Affinement des modèles	124
3.5	Intégration de SimuHIS dans le système HIS externe.....	126
3.6	Validation	126
3.6.1	Validation de SimuHIS.....	126
3.6.2	Validation des algorithmes de détection.....	128
3.7	Conclusion du chapitre 3.....	128
4	MÉTHODES DU SYSTÈME HIS LOCAL.....	129
4.1	Introduction	129
4.2	Théorie – paradigme	130
4.2.1	Rythmes biologiques.....	130
4.2.2	Rythmes sociaux.....	132
4.2.3	Notre hypothèse.....	133
4.3	Modélisation.....	134
4.3.1	Modélisation statistique de la variabilité du rythme circadien de l'activité (RCA)..	134
4.3.2	Modélisation des pathologies ou des conditions physiologiques particulières.....	142
4.4	Mise en œuvre de la modélisation	143
4.4.1	Les outils de développement	144
4.4.2	La base de données (BdHIS)	145
4.4.3	Le module SuivHIS - version 1.....	145
4.4.4	Le module SuivHIS - version 2.....	151
4.4.5	Principe du module SAMCAD.....	154
4.4.6	Le module SAMCAD - version 1	156
4.4.7	Le module SAMCAD - version 2	159
5	Validation	161
5.1	Introduction	161
5.2	Evaluation des aspects matériels (MathIS).....	161
5.3	Evaluation avec un sujet sain.....	162
5.3.1	Introduction.....	162
5.3.2	Interconnexion MathIS et LogHIS (SuivHIS).....	163

5.3.3	Génération de bases de données de test de 1, 2, 4 et 70 jours (SimuHIS et BdHIS)...	164
5.3.4	Calculs des RCA (SAMCAD)	166
5.3.5	Déviations des RCA (alertes de SAMCAD)	168
5.4	Evaluation d'un patient « en situation »	169
5.5	Discussion et conclusion du chapitre 5.....	170
	Conclusion et perspectives générales.....	173
	Références bibliographiques	181
	Table des illustrations	187
	Table des tableaux.....	189
	Table des équations.....	191
	Annexe A Contributions de l'auteur réalisées au niveau de l'HIS de Grenoble au cours de cette thèse.....	193
	Annexe B La carte électronique SmartCAN.....	197
1	Schématique.....	197
2	Circuits imprimés (PCB).....	198
	Annexe C Les liaisons SPI et UART	201
1	La liaison SPI	201
2	La liaison UART	202
	Annexe D Détails techniques d'implémentation des « pilotes SmartCAN ».....	205
1	Implémentation et compilation des programmes.....	205
2	Chargement du programme dans le microcontrôleur.....	205
3	Programmation du contrôleur CAN.....	205
4	Algorithme de la routine « EcritureCAN »	205
5	Algorithme de la routine « SPIAccess() »	207
	Annexe E Conception du réseau CAN.....	209
	Annexe F Le CAN	211
1	Introduction	211
2	Propriétés.....	211
3	Le format de la trame CAN.....	212
4	Arbitrage sur le CAN	213
5	Détections des erreurs sur le CAN.....	214
	Annexe G Programmation du pèse-personne.....	215
	Annexe H Détails techniques de l'OxyCAN.....	221
	Annexe I Détails techniques du TensoCAN	225
	Annexe J Détails techniques de la station environnementale	227
	Annexe K Détails techniques de la programmation des relais.....	231

1	Programme n°1 : envoi du message de commandes pour les relais par le bus CAN.....	231
2	Programme n°2 : réception du message de commande des relais.....	232
3	Rappel sur le principe de déclenchement des relais.....	233
	Annexe L Détails techniques des règles de détection	235
	Annexe M Utilisation du Vi « cRead » dans le module SuivHIS – version 1	239
	Annexe N Le Code Interface Node (CIN) dans le module SAMCAD - version 1.....	241
	Annexe O Le système d'analyse du son.....	243
1	Introduction	243
2	Présentation rapide du système audio	243
3	Communications entre le SID² et le système audio.....	245
	Annexe P Liste des publications	251
	Glossaire	255
	Index	259

INTRODUCTION GENERALE

Depuis quelques années, se développe le concept d'Habitat Intelligent pour la Santé (HIS) consistant à équiper des domiciles pour la télémédecine en prévision du vieillissement annoncé de la population lors des prochaines décennies et des complications qui en résultent (raréfaction et délais d'attente de places en institution, coût des traitements élevés, surcharge de travail pour les fournisseurs de soins, faibles ressources financières du patient, contraintes géographiques des établissements de santé, etc.). Ce maintien à domicile est donc fondamental. Ces appartements futuristes, dits «intelligents», visent à limiter les problèmes occasionnés soudainement par l'augmentation de l'espérance de vie en surveillant à distance l'état de santé d'un patient, en l'accompagnant dans sa démarche d'autonomie et en sécurisant son domicile. Le *chapitre 1* commence par passer en revue l'origine des HIS (la télémédecine, la télésurveillance, etc.), ainsi que des modèles précurseurs à l'HIS (téléalarme, HAD, etc.) qui seront peut-être progressivement remplacés à cause de leur manque d'automatisme. Le *chapitre 1* présente alors les HIS en analysant les nécessités sociétales et économiques, puis s'achève sur un bilan des activités internationales du domaine. Les méthodologies et les principes à respecter pour réaliser un système d'information sont décrits (les acteurs du système, les besoins, les outils technologiques, etc.). Le *chapitre 2* présente la mise en place du système d'information grenoblois : le «Système d'Information Domotique-Santé Intégré à Domicile» (SID²) dans sa dimension locale ainsi que ses fondements. Nous y exposons son architecture matérielle (câblage, équipement, etc.) qui est dédiée à

l'acquisition des données brutes multicateurs au sein de l'habitat du patient. Le *chapitre 3* de ce manuscrit est dédié à la modélisation et à la simulation du SID² qui font partie des aspects innovants du système. La nécessité de générer de grosses quantités de données sans attendre de nombreux mois et le besoin de valider notre système avant de pouvoir disposer de données cliniques ont conduit à créer un module de simulation (SimuHIS) qui permet de générer des bases de données à l'image de celles créées par le système en conditions réelles, mais en temps accéléré. L'objectif principal de ce simulateur est de permettre de tester les divers systèmes de fusion de données du SID² en termes de manipulation de gros volumes de données et de procédures de déclenchement d'alertes. L'objectif secondaire est de fournir une première évaluation d'algorithmes de fusion de données. Le *chapitre 4* est consacré aux méthodes utilisées et à leur implémentation logicielle. Un nouveau concept, « les rythmes circadiens d'activité », y sont développés au sein d'une surveillance multi-paramétrique. Ceci est aussi l'un des aspects novateurs du système. Le *chapitre 5* traite de la validation du système. Nous terminons par une conclusion générale et des perspectives. Les annexes regroupent les contributions personnelles de l'auteur, les schémas électroniques et les diverses implémentations effectuées.

1 HABITATS INTELLIGENTS POUR LA SANTE

1.1 De la télémédecine aux Habitats Intelligents pour la Santé

1.1.1 La télémédecine

1.1.1.1 Historique

L'histoire de la médecine à distance remonte à la fin du 18^{ème} siècle lorsque l'assemblée constituante, sur proposition de la Rochefoucauld-Liancourt créa, pour des raisons économiques, les secours à domicile plutôt qu'hospitaliers. Cette idée a été reprise beaucoup plus tard durant l'entre deux-guerres par des médecins pour soigner des enfants mais sans grand succès. C'est en 1945 à New York à l'hôpital de Montefiore que le premier « Homecare » est mis en place par le Professeur Bluestone. Constatant de nouveau les bienfaits du maintien à domicile sur les patients et l'alternative créée par ce système au problème de surpopulation dans les hôpitaux, le professeur Siguiet installa à l'hôpital Tenon de Paris en janvier 1957, une première structure publique française, basée sur la participation active des médecins libéraux et assurant la continuité des soins au chevet du malade. C'est en 1958 à Puteaux qu'est créée une deuxième structure sous le nom de « santé service » par le Professeur Denoix [1]. En parallèle, aux Etats-Unis, s'est développé au début du 20^{ème} siècle l'usage du téléphone et du télégraphe pour les premiers échanges d'avis médicaux. Le 7 avril 1927, la compagnie américaine des téléphones et télégraphes (AT&T) effectua l'une des premières transmissions simultanées d'images et de son, entre New York et Washington, en utilisant du matériel de télévision et une liaison radio. Trois ans plus tard, le 9 avril 1930, le même type d'équipement fut utilisé pour une liaison cette fois bidirectionnelle

entre les laboratoires Bell de AT&T et le siège de la compagnie, tous deux situés à New York. En 1956, AT&T dispose d'un système utilisant les lignes de téléphone traditionnelles. C'est en 1960 que naquit le concept de télémédecine du fait des problèmes d'isolement géographique des populations en Amérique rurale et dans le Nord de la Norvège [2]. En 1959, le Dr. Jutras, un radiologue canadien, transmettait des images radiologiques et exécutait la radioscopie à distance. Ces expériences, mettant en jeu des téléphones, des télécopieurs et des vidéos à balayage lent, permettent de donner des consultations et de poser des télédiagnostics. Au Canada, en sus de ces systèmes terrestres de télémédecine a été mis à la disposition de la médecine, dans les années 1970, des satellites de communications notamment le satellite Hermes et plus tard Anik B visant à amorcer la diffusion des applications de la télémédecine, et à améliorer la prestation des soins de santé. En septembre 1996, la télémédecine est aussi utilisée par satellite entre l'Italie et la Bosnie. L'émergence des Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC), ainsi que les progrès scientifiques au cours de ces dernières décennies, ont alors rapidement favorisé son évolution.

1.1.1.2 Définition, objectifs et développement de la télémédecine

Aujourd'hui, la télémédecine peut se définir comme l'utilisation des moyens de télécommunication dans la pratique médicale ou plus précisément comme la transmission de données médicales, audiovisuelles et interactives, à visée diagnostique ou thérapeutique, relatives à un patient pour son bénéfice individuel [3]. Elle est multiforme, économiquement avantageuse, met en jeu de nombreux acteurs et bouleverse actuellement, au même titre que l'Internet, le panorama de la société qui se doit d'évoluer (changement organisationnel d'institutions, d'établissements, reconfiguration, etc.) [4]. Elle est fondée technologiquement sur divers procédés : a) l'usage de la parole par le biais du RTC¹, b) la transmission de données par télécopie et par réseaux à haut débit (ADSL², Numéris, réseau câblé de la télévision, etc.) et c) la communication d'images numérisées [5]. Cette télémédecine offre un meilleur accès aux soins, en même temps qu'une réduction des coûts, mais ne rentre pas forcément dans le cadre des soins si les personnes ne sont pas malades.

Ses avantages se résument en un gain de temps et d'espace, réduction des coûts de la prise en charge médicale, une meilleure utilisation des ressources humaines, l'encadrement à distance des

¹ RTC : réseau téléphonique commuté.

² ADSL : Asymmetrical Digital Subscriber Line.

professionnels de santé et enfin l'accès par les populations isolées géographiquement à des expertises médicales de manière interactive, sans déplacement dans des villes distantes [6]. A l'inverse, la télémédecine permet aussi de rompre l'isolement médical de praticiens isolés. Soutenue activement par une collaboration entre les ministères de la Recherche et de la Santé en France, elle est devenue aujourd'hui essentielle et incontournable et est à la source de nombreux projets européens et (inter)nationaux.

1.1.1.3 Champs d'application

Les champs d'investigation touchés par la télémédecine sont nombreux et dépendent des objectifs fixés : soutien dans le cadre de vie, simplification, facilitation de l'utilisation des services, etc. Ses principaux secteurs d'activité renvoient à :

- la téléconsultation (téléradiologie, télépathologie, etc.) et le télédiagnostic [7][8] ;
- la téléchirurgie : opération chirurgicale à distance [9] ;
- la téléexpertise : avis donné à distance par un médecin ou un expert ;
- la télémaintenance : vérification du bon fonctionnement des installations au domicile du patient à travers des tests distants automatiques et mise à jour des équipements grâce aux moyens de télécommunication ;
- la téléformation : accès à des banques d'information médicale par un professionnel de la santé ;
- la visioconférence ;
- la télésurveillance.

1.1.2 La télésurveillance

La télésurveillance médicale est une branche de la télémédecine regroupant différents types de surveillances médicales spécifiques à distance centrées sur le domicile : téléalarme, téléassistance, télévigilance, télééducation, surveillance de patients chroniques sous traitement continu à domicile comme les insuffisants respiratoires chroniques [10] ou les asthmatiques [11]. Elle est donc, dans son ensemble, destinée aux patients en souffrance, sous traitement, sous protocole thérapeutique, en perte d'autonomie (personnes âgées), isolés géographiquement, handicapés ou plus simplement désireux de rester à leur domicile afin d'éviter un placement en institution

spécialisée. Ce substitut à l'hospitalisation concourt à éviter les écueils des déplacements longs, fatigants et répétitifs des séjours de longue durée dans ces établissements médicalisés.

1.1.3 La téléalarme

Ce secteur d'activité permet d'intervenir rapidement lors de situations d'urgences (chute suivie d'immobilité prolongée, appel de détresse, malaise, etc.). Cependant, même si les « télésoignés » ont recours très favorablement à ce type d'infrastructure, la téléalarme devient un peu moins utilisée. En effet, le dispositif de téléalarme nécessite un émetteur, en forme de montre ou de pendentif, qui doit être porté en permanence et actionné de la part du patient lui-même pour avertir une centrale d'écoute par le biais du téléphone. Ceci est un handicap car, dans la pratique, l'émetteur d'alerte n'est pas toujours porté par le patient (oubli de l'émetteur sur la table de nuit ou refus simplement de porter l'émetteur autour du cou). Il peut arriver d'ailleurs que lors d'une chute, le patient tombe sur l'appareil le rendant inaccessible, ou que le patient soit encore inconscient suite à un malaise. Ces exemples montrent que la réalité du terrain n'est pas si évidente et qu'il faut d'ores et déjà déployer un système innovant qui soit autonome.

1.1.4 L'hospitalisation à domicile

L'hospitalisation à domicile (HAD) est aussi une formule alternative à l'hospitalisation, mais elle se caractérise par la capacité de prodiguer, à domicile et 24h/24, des soins médicaux ou paramédicaux de durée limitée et de même qualité par rapport à une hospitalisation conventionnelle. Ces soins, destinés aussi bien à l'enfant qu'à la personne âgée, sont de qualité identique à ceux reçus à l'hôpital, mais révisables en fonction de l'évolution de l'état de santé. Ceci permet d'éviter ou de limiter la durée de l'hospitalisation ou de la ré-hospitalisation et d'accompagner le patient et son entourage dans la maladie, ou lorsque la présence à la maison est souhaitable (grossesses à haut risque, jeunes parturientes, nouveaux nés, malades, etc.). Le coût est nul pour le malade (l'organisme se fait rembourser par la sécurité sociale). Ce coût est de 90€ par jour au lieu de 274€ dans un service de médecine à l'hôpital. Au niveau de l'organisation, une équipe pluridisciplinaire (soignante, sociale et administrative) est au service du patient et coordonne l'ensemble des intervenants (médecin traitant, médecin hospitalier, infirmières libérales, kinésithérapeutes, orthophonistes, etc.) ainsi que la logistique matérielle nécessaire à la continuité des soins [12]. Excepté les interventions nécessitant d'importants équipements et matériels lourds (appareils d'imagerie ou de spectrométrie, tomographes, etc.), les traitements réalisables à domicile sont nombreux : l'analgésie, l'antibiothérapie, la chimiothérapie,

l'immunothérapie, pour ne citer que celles-ci. Malgré certaines difficultés résiduelles (manque de personnels soignants qualifiés, conditions de travail difficiles, autonomie, salaires peu attractifs), les avantages de l'HAD sont aujourd'hui reconnus par les patients eux-mêmes. Les raisons principales sont le service rendu quasi-identique à celui de l'hôpital, le gain financier et de temps, avec le soutien psychologique de l'entourage en plus.

1.1.5 Les Habitats Intelligents pour la Santé

1.1.5.1 La problématique du vieillissement de la population

La population des pays développés est indéniablement amenée à vieillir d'ici les prochaines années. En 2030, un tiers de la population européenne aura plus de 65 ans. En France, cette même population des plus de 65 ans avoisinera les 10 millions vers 2010 et dépassera les 15 millions en 2050 (cf. Figure 1) [13]. C'est un des phénomènes démographiques attendus les plus importants du début de ce millénaire. Les principales causes sont la baisse de la natalité et de la mortalité, ainsi que l'augmentation de l'espérance de vie.

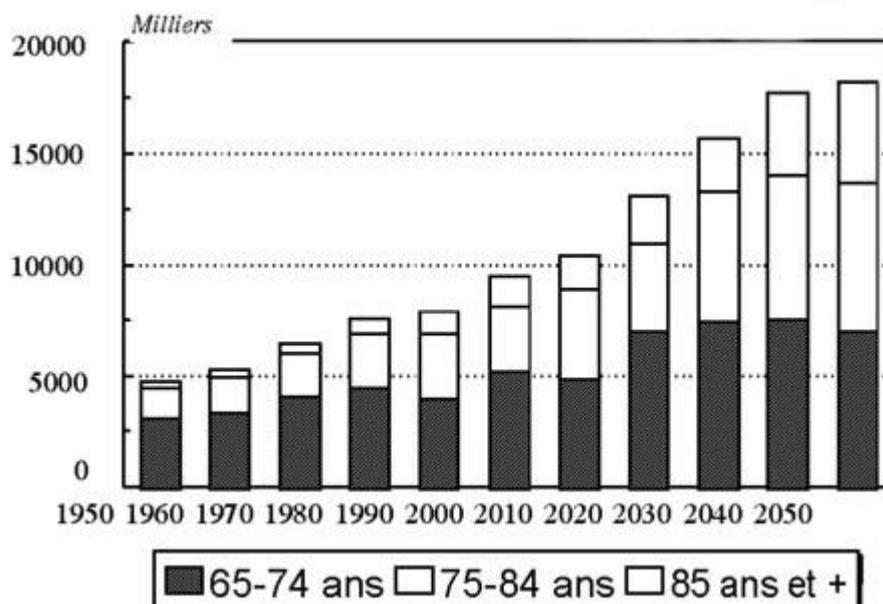


Figure 1 : projections de la population française âgée par tranche d'âge (1950-2050).

Ce phénomène démographique va entraîner :

- une augmentation des problèmes de santé liés à l'âge, tels que des incapacités (conséquences de la déficience d'un organe ou d'un système sur le fonctionnement de

l'individu en terme de limitation de fonction ou de restriction d'activité), des pathologies ou des déficiences de facultés cognitives et physiques (démence, sénilité, cancers, etc.). Ces complications engendrent généralement une perte d'autonomie qui peut induire une diminution importante de la qualité de vie, surtout chez la personne âgée ;

- cette augmentation va encore aggraver la surcharge de travail et la pénurie de personnels soignants déjà existante dans les établissements médico-sociaux (hôpitaux publics, cliniques privées, maisons de retraites, etc.). Ces établissements verront donc diminuer leur force de travail, et ne seront plus adaptés pour accueillir le nombre croissant de patients à placer en institution ;
- une hausse des coûts de santé, liée à l'évolution continue de la demande de soins.

1.1.5.2 Une solution : le maintien à domicile

Face à ce problème majeur de santé public, un certain nombre de solutions ont été envisagées afin de limiter les séjours dans les institutions de soins et de favoriser le maintien à domicile. Nous pouvons citer deux catégories de maintien à domicile :

- l'HAD (cf. §1.1.4) ou l'EHPAD³ (un équivalent à l'HAD mais en établissements spécialisés) ;
- et la télésurveillance, qui, au contraire, essaie d'optimiser les déplacements du personnel soignant au domicile du patient, en installant un système distant (cf. §1.1.2).

Nous pouvons distinguer une télésurveillance active et une télésurveillance passive :

- une **télésurveillance active** requiert une action volontaire et obligatoire de la part du patient, ceci peut poser problème dans certains cas comme un coma ou une inconscience causés après un accident. C'est le cas par exemple de la téléalarme (cf. 1.1.3) qui présente deux inconvénients. Premièrement, son fonctionnement est subjectif, car il est basé sur l'interprétation de la voix ou de la non réponse de l'abonné, et deuxièmement le pendentif (ou sonnette d'alarme) qui permet de déclencher l'alarme n'est pas régulièrement porté, seulement dans un tiers des cas, soit parce que c'est gênant, soit par oubli, soit par souci de dignité. Le fait que l'utilisateur ait à intervenir dans le processus de déclenchement de

³ EHPAD : établissement d'hébergement pour personnes âgées dépendantes.

l'alerte, limite donc l'utilisation de ces systèmes. De plus, ces systèmes conventionnels, peu autonomes, ont été créés en tenant compte des besoins et du niveau de vie, et sont souvent utilisés suivant la dépendance du patient. L'expérience montre par ailleurs que des abus (fausses alertes) sont provoqués fréquemment par les personnes âgées par besoin de contact humain.

- une **télesurveillance passive** s'effectue sans le concours du patient et est tout le temps fonctionnelle. C'est le cas de l'Habitat Intelligent pour la Santé (HIS) qui résout les deux inconvénients de la téléalarme : son fonctionnement est basé sur des **mesures objectives** de capteurs, et sur la présence d'**exocapteurs** (capteurs non portés par le patient) qui permettent de pallier l'oubli du port du pendentif. De plus, l'HIS est multicapteurs, et permet de réaliser une fusion de données multicapteurs, apportant une information plus riche pour l'aide à la prise de décision. Notons que cette surveillance passive n'a pas vocation à supprimer les déplacements du personnel soignant mais à les optimiser, car le contact humain, facteur important de la guérison, doit être conservé.

1.1.5.3 Définition des HIS

Les Habitats Intelligents pour la Santé sont des Systèmes Domotiques Santé, s'appuyant sur les NTIC pour assurer un suivi médical à distance. Ils bénéficient d'une télésurveillance médicale et d'une nouvelle structuration de l'assistance, inspirée de la gamme de services existants (téléalarme, soins à domicile, HAD, EHPAD, hospitalisation en soins de suite, etc.). Cette structure alternative, automatisée et la moins coûteuse possible, devrait permettre de répondre de manière plus adaptée à la vie privée de l'individu et l'aider à vivre malgré ses maladies et/ou handicaps à son domicile. Les priorités sont d'une part, de redonner aux personnes dépendantes, et désireuses de rester à leur domicile, la possibilité d'accomplir les gestes et tâches de leur vie quotidienne (se lever, se déplacer, faire sa toilette, cuisiner, etc.), et d'autre part, de favoriser le maintien ou le retour à domicile des personnes dépendantes présentant des risques de pathologie motrice (personnes âgées, handicapées) ou cognitive. Ceci peut s'appliquer aussi à toute personne souffrant de problèmes de santé chroniques, cardiaques, neurologiques, respiratoires ou endocriniens (asthmatique, diabétique, etc.). Cette structure, moderne et respectueuse de la personne, fonctionne de façon passive, i.e. sans avoir besoin du concours du patient.

1.1.5.4 Objectifs des HIS

Les objectifs des HIS sont nombreux :

- prévenir, ou redonner une autonomie de fonctionnement aux personnes dépendantes ;
- extraire une information « intelligente » aidant à la prise de décision ;
- assurer un niveau de soin équivalent pour des pathologies « compatibles » ;
- sécuriser la personne (détection de chutes, de malaises, d'errance, de pathologies chroniques, d'appels de détresse, etc.) ;
- assurer un confort et la sérénité ;
- alléger les frais de santé et alléger les tâches à la charge du corps médical ;
- vérifier au gré du patient les prises de ses médicaments, voire de réviser les protocoles thérapeutiques ;
- répondre au souhait de rester chez soi (préservation de la dignité en permettant aux personnes le désirant (la majorité des cas) de finir leurs jours dans leur lieu de vie affectif.

1.1.5.5 Enjeux scientifiques, économiques, socio-éthiques et perspectives de mise en œuvre

Compte-tenu des avancées radicales dans le domaine des technologies (NTIC⁴) et des avancées en matière de capteurs, bio-capteurs et robotique, les Habitats Intelligents pour la Santé sont en train de passer du concept à la réalisation expérimentale et à la pratique sur le terrain. Il s'agit de l'intégration de ces nouveaux moyens technologiques au sein de l'habitat du particulier afin d'y assurer le suivi physiologique, comportemental et d'activité des personnes dépendantes de façon transparente et automatique, tout en respectant l'intégrité de la vie privée.

Les choix technologiques en compétition pour la mise au point des HIS (projets à forte consonance « ingénierie »), doivent être débattus avec attention, ce qui n'est pas toujours le cas au niveau des solutions retenues jusqu'ici, qui devront à l'avenir être les plus pragmatiques. Ces appartements ou maisons, dits « intelligents », devraient inclure au domicile une infrastructure issue de la haute technologie, capable d'extraire une information « intelligente » aidant à la prise

⁴ NTIC: nouvelles technologies de l'information et de la communication.

de décision. Autrement dit, ces développements devront être réalisés de façon à rendre l'information plus accessible, perceptible et pertinente. Ces systèmes d'aide à la décision seront constitués d'un ensemble de capteurs diversifiés tels que des capteurs de présence issus du domaine de la surveillance domotique, des micro-capteurs biologiques ou encore des robots (nous parlerons alors plus globalement «d'ubiquitous sensing») gérés par une informatique sophistiquée destinée au traitement de l'information (prise de décision automatique) et à la transmission vers des centres socio-médicaux d'expertise.

L'élaboration de ces HIS fait appel à des spécialistes et à des chercheurs de domaines pluridisciplinaires (physiciens, électroniciens, informaticiens, médecins, thérapeutes, ergonomes, sociologues, etc.) mais aussi à tous les intervenants et professionnels de la santé (e-médecins, infirmières, intervenants d'urgence, etc.). Vu l'étendue des possibilités offertes par ces nouvelles technologies, la communication entre ces acteurs devra être organisée et hiérarchisée. Le mode d'extraction de la connaissance devra faire l'objet d'une attention particulière, afin de pouvoir être évalué par des spécialistes issus de domaines différents. Les études employées seront issues des techniques statistiques de classification (analyse en composantes principales, analyse en composantes multiples, analyse discriminante, etc.), de fusion de données, de la théorie de l'information et du signal, des réseaux de neurones. Les domaines de recherche mis en cause s'étendent du capteur intelligent à l'information, puis de l'information à l'expertise et à l'acte médical (diagnostic, urgence, etc.), dont seul le corps médical détiendra la responsabilité.

Nous l'avons compris, les objectifs de ces systèmes d'avant-garde indispensables sont multiples et offrent d'ores et déjà de nouvelles perspectives en matière de recherches scientifiques : accès à des courbes de tendance de certains paramètres biomédicaux par le monitoring continu, études épidémiologiques, processus décisionnels automatiques sur les situations à risque, etc.

Le brassage des acteurs entrant en jeu dans le domaine de cette télésurveillance médicale particulière, et que l'on doit réunir, est si diversifié, qu'il est nécessaire de mener ces travaux de façon univoque, afin qu'ils puissent être utilisés de façon claire, nette et précise par tous les utilisateurs. Chaque niveau de modélisation, conception, prototypage ou encore d'expérimentation fera donc l'objet d'études en partenariat avec des spécialistes pointus. Par exemple, la pluridisciplinarité de ces recherches prospectives impliquera aussi le concours des spécialistes de la cognition et de l'ergonomie, pour que chaque utilisateur puisse intervenir aisément en fonction de son domaine de compétence. Au niveau du secret médical, des spécialistes de la cryptologie devront aussi intervenir afin de protéger les informations médicales qui doivent rester confidentielles, et qui seront en transit sur les différents réseaux (LAN, Internet, propriétaires, etc.). Elles seront acheminées non plus à l'hôpital, mais jusqu'aux centres

de télévigilance qui auront en charge la gestion des alertes et les droits d'accès au dossier médical. Au niveau du droit à l'intimité et de l'éthique, l'usage des images (et non des informations qu'elles véhiculent) délivrées par des caméras vidéo ou des web-caméras indiscretes se veut actuellement délibérément interdit, afin de préserver le respect de la vie privée et éviter des surveillances de type « Big Brother », ce qui est d'ores et déjà le cas du SID² de Grenoble. Il sera tout aussi impératif d'exercer un suivi de l'utilisation de ces technologies au niveau social (prise en charge par la sécurité sociale ou des assureurs privés) et administratif afin de mesurer son impact aussi bien en milieu expérimental que concret si l'on veut, à terme, pérenniser ces habitats médicalisés de demain.

1.1.6 Etat de l'Art

Des projets de recherche matures ou en cours de développement dans le domaine de la télésurveillance médicale sont implantés dans le monde entier. Ils sont variés dans les concepts et les objectifs, mais sont tous architecturés autour d'un système générique de télésurveillance. Nous proposons ici un aperçu des principales activités mondiales, suivi d'une étude comparative dédiée à leur spécificité et à leur impact réciproque.

1.1.6.1 Le système d'acquisition automatique de données physiologiques (Tokyo Medical and Dental University, Japon)

Togawa, Ogawa et al. [14][15][16] furent parmi les premiers à instaurer un système de télésurveillance. Ce système, installé à Tokyo, déploie des appareils domotiques automatisés pour surveiller à long terme l'état de santé du patient au travers de ses routines journalières (temps d'utilisation des différents appareils électroménagers, nombre d'ouvertures des portes, etc.). Des signes vitaux sont relevés : le monitoring de l'ECG s'effectue dans le bain avec des capteurs implantés dans la baignoire, la température corporelle avec des capteurs installés dans le lit et le poids est mesuré aux toilettes (quand la personne est assise sur le siège des WC). Ces mesures sont non invasives. Le système a d'abord été testé en 1998 pendant une semaine en laboratoire, puis expérimenté en conditions réelles dans des maisons de type classique en 2000 avec trois sujets pendant un mois chacun. Ceci a permis de prouver la capacité et l'efficacité du système, et de mesurer les signes vitaux de façon simultanée et automatique.

1.1.6.2 Le Centre de Recherche en Automatique Médicale - MARC (Université de Virginie, Charlottesville, USA)

Le Centre de Recherche en Automatique Médicale (MARC) de l'Université de Virginie développe depuis quelques années des technologies et différentes méthodes pour établir, à distance et automatiquement, le degré d'autonomie des personnes âgées vivant à leur domicile [17]. Ces technologies et méthodes sont fondées sur les échelles d'activité de la vie quotidienne non instrumentales (ADL) et instrumentales (IADL). Le MARC équipe actuellement une maison sur le site de l'université de Virginie afin d'étudier à distance ces méthodes ADL et IADL, testées sur un sujet vivant en permanence dans cet habitat. Ces méthodes intègrent une analyse logique des questions soulevées par les ADL et IADL, en rapport avec les différents capteurs installés dans l'habitat. Bien que le système soit en cours de validation, le MARC envisage par la suite d'installer plusieurs sites pilotes, afin de procéder à des validations plus approfondies.

1.1.6.3 Le projet « CarerNet » (UK)

Le projet CarerNet est une architecture générique de systèmes d'information intelligents et intégrés de télésoins en interaction avec les besoins de santé du patient, fondée par Williams et Doughty [18]. Ce modèle est basé sur la distribution de l'intelligence, dans le but de contrôler les flux de données personnelles émanant du patient ou plutôt du système. En établissant différentes zones d'information à travers des couches hiérarchisées basées sur des nœuds (connexions) intelligents au sein du domicile et en associant selon le patient un jeu de circonstances qui justifie une intervention externe, le flux d'information sensible est alors filtré entre les zones. Ceci permet de limiter les ingérences en minimisant la quantité de données et d'erreurs transmises sur le système. Au niveau technologique, les principaux éléments (en gestation) sont : le système de monitoring personnel, les capteurs de comportement (style de vie) et d'environnement, les systèmes d'alertes avancés, le réseau local et, enfin, un système externe qui communique avec des services d'urgence et des fournisseurs de soins (hôpitaux, pharmacies, services sociaux, etc.) [19].

1.1.6.4 Le Système d'Alerte Miniature et Intelligent à domicile - Midas (UK)

Le système MIDAS est un système prototype de seconde génération basé sur le projet CarerNet. Ce système incorpore une intelligence distribuée redondante, dans le sens où elle est capable de s'auto-examiner, afin de contrôler les situations potentiellement dangereuses (prévention, réduction des pannes de l'installation, etc.). Ce système met surtout l'accent sur les conditions de sécurité de l'infrastructure. Les risques et dangers ont été recensés, puis analysés. Par exemple, un

capteur positionné dans un four à micro-ondes permet de couper l'alimentation en cas de détection d'objets métalliques ou, encore, un capteur de niveau d'eau permet de générer une alerte si le niveau est trop haut ou trop bas dans un bain. Les traitements au niveau de l'intelligence distribuée ont été implémentés dans des appareils intelligents et testés expérimentalement dans un appartement pilote lors d'un premier essai [20]. Un logiciel a également été développé pour analyser les différents types de « style de vie », ceci afin de prévenir des chutes, des pathologies, etc. [21].

1.1.6.5 La Chambre Hospitalière (laboratoire LAAS⁵, Toulouse, France)

Chan, Campo et Steenkeste [22] collectent en continu, en chambre hospitalière au CHU de Toulouse, les données de la personne âgée en interaction dans son environnement physique afin d'estimer leurs activités quotidiennes, leur capacité à se déplacer, etc. Ce système utilise des capteurs volumétriques divisant l'espace de la chambre hospitalière en plusieurs zones d'observation (cf. Figure 2).

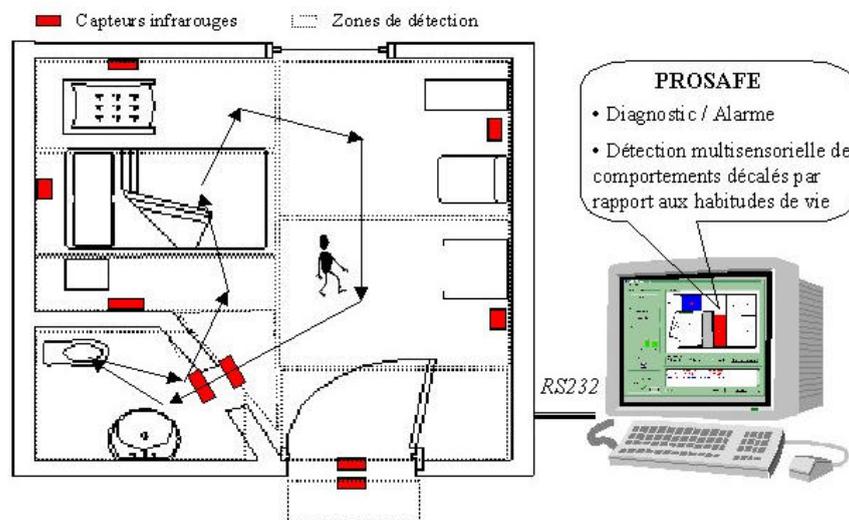


Figure 2 : la chambre hospitalière intelligente du CHU de Toulouse. La surface est divisée en plusieurs zones fonctionnelles à l'aide de capteurs volumétriques fixés au plafond.

Le projet global comporte quatre étapes. Les deux premières consistent en une étude de faisabilité, d'évaluation et de validation du système, avec une analyse d'algorithmes d'interprétation de données en laboratoire, puis en situations réelles au sein d'hospices ou d'unités de soins. En troisième et quatrième étape, il est prévu de s'intéresser à l'acceptation de ce système

⁵ LAAS : Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes.

dans le cadre du domicile privé et à son impact psychosociologique, non seulement au niveau des personnes dépendantes suivies par ce système, mais aussi à celui de l'ensemble des professionnels et de la famille impliqués dans ce contexte.

L'architecture de la plateforme technologique se compose d'un système multicateurs, d'un réseau de communication et de logiciels de monitoring. Le système est capable notamment de mesurer de nombreux paramètres tels que le nombre d'heures passées au lit, dans le fauteuil ou la salle de bain, les fugues du patient ou encore de comptabiliser le nombre de visites de l'infirmière.

1.1.6.6 Le projet « Center for Future Health » (université de Rochester, New York, USA)

L'université de Rochester-NY, au sein du projet « Center for future Health » met en réseau des caméras vidéo et des PDA⁶ dans toutes les pièces du logement, pour interagir de manière ubiquitaire avec les occupants (cf. Figure 3) [23].

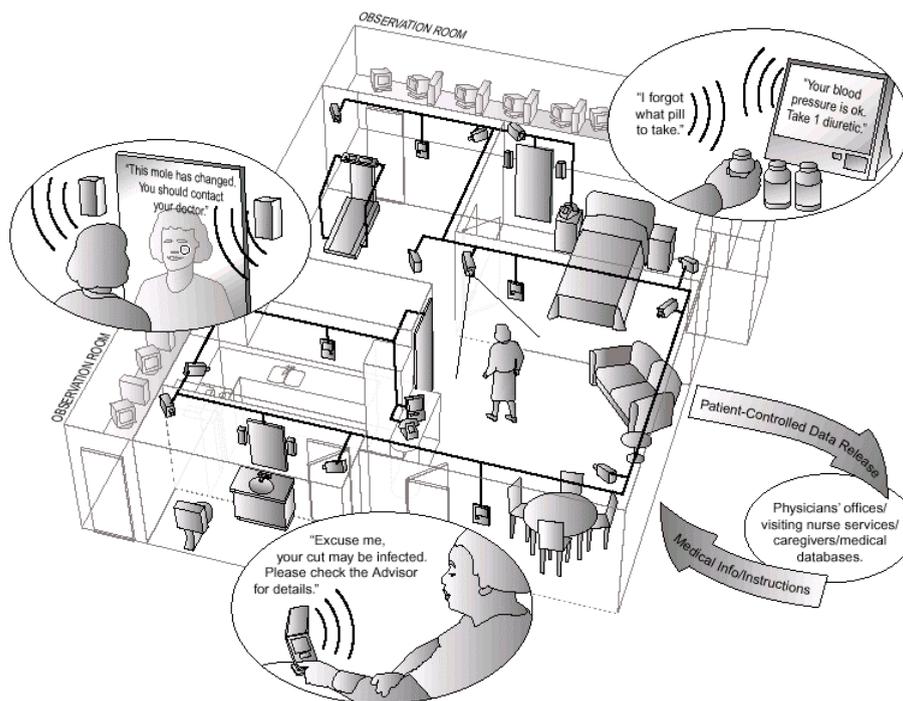


Figure 3: le projet « Center for future Health » de l'Université de Rochester-NY.

⁶ PDA : Personal Digital Assistant.

1.1.6.7 Le Système Télégériatrique d'Enregistrement Médical Electronique Intégré (Université nationale de Singapour, Singapour)

Le « Medical Informatics Programme » (MIP) de l'Université de Singapour, l'A&E et les départements gériatriques de l'hôpital Alexandra de Singapour se sont associés afin de concevoir le service médical télégériatrique : l'« EMR-based TeleGeriatric System » [24]. L'idée fut de mettre en liaison l'hôpital «gouvernemental» gériatrique avec deux maisons de retraite situées en banlieue de Singapour au moyen de l'ADSL, afin de pouvoir rendre des services médicaux efficaces à des sites distants et reculés. Le processus est le suivant : chaque fois qu'un patient, vivant dans le centre éloigné de l'hôpital, a besoin d'une téléconsultation, d'une infirmière ou d'un docteur, le serveur télégériatrique se charge de la requête et la transmet à l'hôpital qui entreprend les consultations suivant les demandes. Ces services peuvent être des lieux de décisions instantanées suivant les situations d'urgence. Au niveau des choix technologiques, l'effort a porté sur des solutions à moindres coûts. Par exemple, seulement deux PC, deux modems, deux Webcams et une simple liaison ADSL à 512kbps suffisent à établir une conversation en direct entre un patient et un médecin. Au niveau du serveur télégériatrique de base de données et du serveur d'applications, les développements ont été effectués respectivement avec «Microsoft SQL server» et Java Web Technology.

1.1.6.8 Le projet pilote australien (Biomedical Systems Laboratory, Université de N.S.W, Sydney, Australie)

Ce projet, mené par B. Celler et al., consiste en la création d'un système de monitoring à distance en télémédecine, pour estimer l'état de santé de patients à domicile au travers de « paramètres clefs » de la vie quotidienne. Lancée en 1993, l'étude a débuté par la définition des besoins types du projet. Ils se résument à :

- un ordinateur portable hébergeant un programme proposant un questionnaire générique utilisé pour des interviews par la communauté médicale ;
- un système d'instrumentation domotique pour mesurer les paramètres environnementaux et l'activité ;
- un réseau de communication pour relier les habitats à un centre de surveillance ;
- un centre de surveillance composé d'une installation de communication, d'une visualisation et d'un archivage des données, ainsi que des outils d'analyse.

Chaque point fit l'objet d'études et de tests approfondis suivant des procédures de contrôle spécialisées en chaque domaine (« Functional Health Assessment Instruments », « COOP/WONCA Functional Assessment Charts », « Duke 17 Item Health Profile », « Assessment Of Service Use », « Self-Reporting Daily Diary », « Remote Monitoring », etc.). Les études ont d'abord montré que la technologie « Echelon LONWORKS » était la meilleure candidate pour l'implémentation de la plateforme. Cette technologie intègre tout le matériel et logiciel nécessaires à l'implémentation d'un Réseau Opérationnel Local (LON). Le protocole utilisé est le LONTALK qui exploite les sept couches ISO (International Standards Organisation) du modèle OSI (Open Systems Interconnection). Au niveau du domicile, un PC bon marché lie les capteurs d'instrumentation sur un réseau en étoile, par liaison série. Les données médicales sont alors transmises via un modem et une connexion PSTN⁷ à 2400Baud à l'ordinateur central situé au Laboratoire des Systèmes Biomédicaux (Université de N.S.W). La « Telemedicine Base Station » (TMBS) est un PC avec un processeur de type Pentium qui recueille alors ces données pour les archiver et les analyser. Une première expérience a été menée avec des patients dont on a équipé l'habitation et demandé de vivre leur vie quotidienne habituelle. Ils ont été interviewés chaque semaine suivant les procédures citées plus haut (« COOP/WONCA Functional Assessment Charts », « Duke 17 Item Health Profile ») et selon un questionnaire, pour estimer le niveau et la nature de l'utilisation des services médicaux rendus pendant la semaine. Les informations obtenues ont été envoyées sur le TMBS et analysées avec des programmes spéciaux, afin de définir les règles de base pour développer une base de données issue d'expertises de gériatres médicaux. Une expérience plus poussée est prévue avec l'implémentation d'une centaine d'habitats, pour aboutir au développement d'une « maison intelligente » intitulée « Health Aware » [25][26][27].

1.1.6.9 Le système d'urgence E-Vanguard (Taïwan)

Ce système se destine à apporter une aide de premier secours dans des situations d'urgence telles que les opérations de sauvetage. Bien que ce système se démarque des autres par son usage, c'est un système d'information télémédical intégral. C'est à cause de cette originalité que nous le présentons dans cette thèse. Ce système de soins et d'urgence repose sur une équipe de sauveteurs munis chacun d'un Assistant Digital Personnel Portable (PDA), des médecins équipés de portables avec un GPS, un centre de commande de sauvetage et sur un sous-système de surveillance embarqué sur les blessés. Chaque partie peut communiquer avec une autre en

⁷ PSTN : Public Switched Telephone Network (Réseau Téléphonique Commuté).

utilisant le réseau Bluetooth sans fil, qui est en liaison avec l'hôpital. Par exemple, les sauveteurs peuvent recevoir des messages en temps-réel provenant des capteurs embarqués sur le ou les blessés (cf. Figure 4) [28].

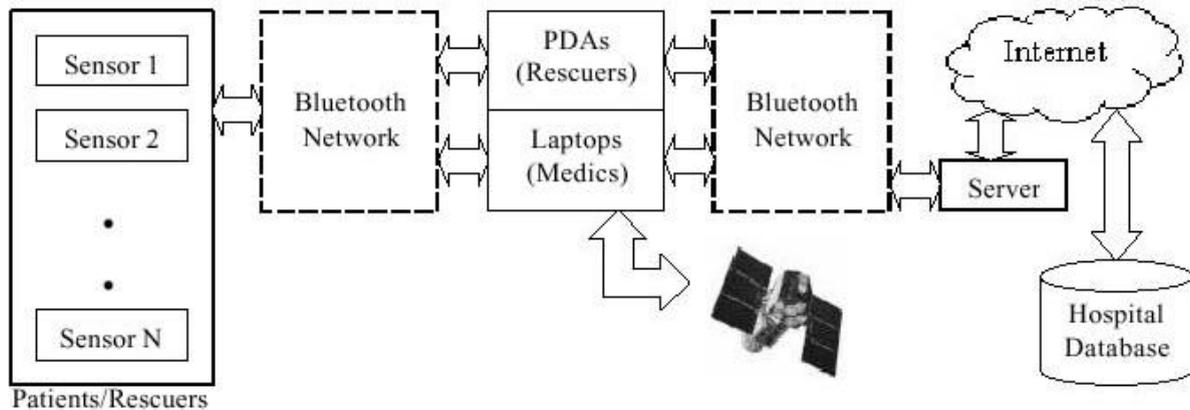


Figure 4 : le Système EVE.

1.1.6.10 L'« Aware Home » - Georgia Institute of Technology

L'« Aware Home Research Initiative » (AHRI) est un projet de recherche au Georgia Tech. qui consiste à explorer quels types de services pourraient être utilisés au sein d'un environnement qui est conscient de l'activité de ses occupants [29]. Des technologies et des applications sont développées dans un environnement domotique, l'« Aware Home » (cf. Figure 5) percevant et assistant son occupant. Par exemple, des méthodes de reconnaissance de l'activité sont développées afin de savoir si la personne est en train de lire le journal, regarder la télévision ou préparer un repas (cf. §1.2.3 les ADL).



Figure 5 : l'« Aware Home ».

1.1.6.11 Le système EHC (Electronic HouseCall) - Georgia Institute of Technology et la Faculté de Médecine de Georgie (USA)

Le système EHC est le fruit d'une collaboration entre le Centre de Technologie Interactive Biomédicale (Biomedical Interactive Technology Center – BITC en anglais) du Georgia Tech. et le Centre de Télémédecine de la Faculté de Médecine de Georgie (Medical College of Georgia – MCG en anglais) [30]. Ce système de télésanté permet aux résidents de rester plus longtemps à leur domicile ou d'y revenir plus tôt après l'hospitalisation, grâce à des visites en utilisant la vidéoconférence, et à des mesures de signes vitaux à distance. Ce système focalise sur le fait que le patient doit s'engager dans l'administration de ses propres soins. Ce système est construit de telle façon que les patients doivent le contrôler par eux-même. Des ressources pédagogiques sont fournies par le système pour instruire et guider le patient. Le système EHC est construit sur la base d'un PC multimédia standard fonctionnant avec le système d'exploitation Windows de Microsoft. Le logiciel développé fournit de nombreuses capacités et présente une interface graphique simple que le patient peut contrôler à travers un moniteur tactile. Les capacités du système intègre une vidéoconférence interactive, des appareils médicaux et des ressources pédagogiques pour le patient. Une base de données centrale fournit un accès aux données pour le patient et pour les fournisseurs à travers des communications réseaux sécurisées. La Figure 6 illustre le concept du réseau EHC.

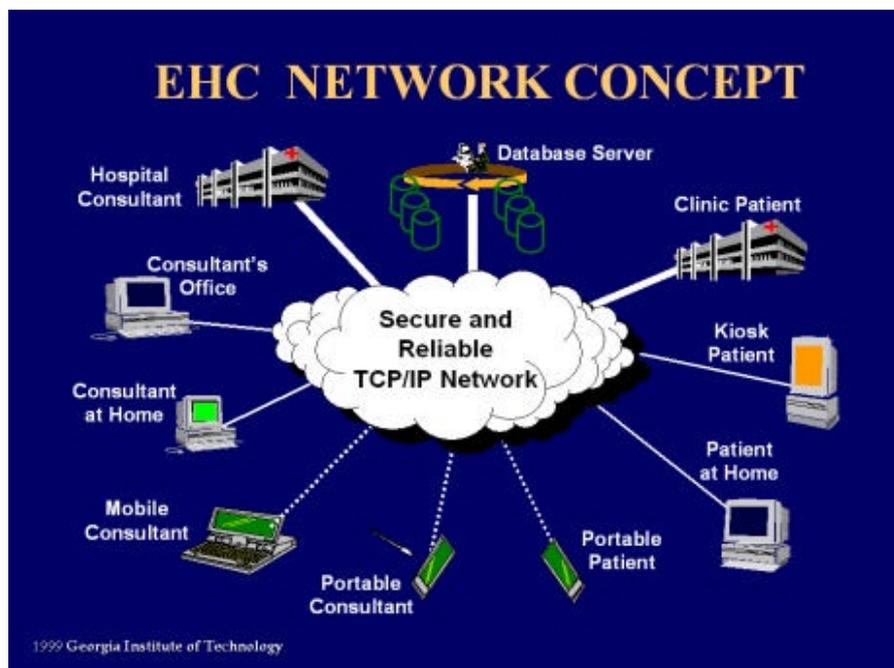


Figure 6 : concept du réseau EHC (www.bitc.gatech.edu/bitcprojects/ehc/indexEHC.html).

Les résidents ont la possibilité d'utiliser des systèmes informatiques basés à leur domicile pour communiquer avec le centre de télévigilance et recevoir des « surveillances » adaptées à leurs conditions de vie. Le système est actuellement entrain d'être commercialisé par une compagnie appelée CyberCare Inc.

1.1.6.12 L'« Assisted cognition » – Université de Washington

Le but de ce projet d'« Assisted Cognition » est de créer un système informatique original permettant d'améliorer la qualité de vie pour des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer ou de troubles cognitifs équivalents. Ce projet interdisciplinaire combine une recherche informatique en intelligence artificielle et en « ubiquitous computing » avec des recherches cliniques centrées sur la santé du patient [31].

1.1.6.13 House_n: the Home of the Future – MIT (Massachusetts Institute of Technology, USA)

Le MIT est en train de construire le « MIT-TIAX PlaceLab », un laboratoire intégré dans des condominiums résidentiels [32]. L'objectif de ce projet est de mener des recherches directement au sein de vrais environnements « vivants », utilisés pour étudier des technologies et des stratégies de construction centrées sur les futurs besoins de la personne vivant à son domicile. Les habitations seront occupées par des volontaires pendant des périodes variant d'une semaine jusqu'à quatre mois. Les locataires n'auront aucun contact avec les chercheurs qui analyseront la multitude de données en dehors du site. Les mesures effectuées permettront de déterminer les activités des locataires ainsi que les conditions expérimentales.



Figure 7 : the MIT-TIAX PlaceLab: a living laboratory.

1.1.6.14 Les réseaux de Santé en France

Depuis quelques années, de plus en plus de projets et de réalisations expérimentales en télémédecine font leur apparition en France. Les réseaux de télémédecine, se centrant surtout sur l'urgence et la transmission d'images (radios, scanners, etc.), se multiplient. En 1996, la Direction des Hôpitaux du Ministère de la Santé en recensait 65. Ce chiffre a probablement triplé aujourd'hui [33]. Nous pouvons citer, à titre d'exemple, les réseaux suivant [34] :

- JURA@Santé : un réseau départemental pour les radiologues ;
- CHU Nice : un réseau pluridisciplinaire ;
- PACA : un réseau pour la Pneumologie ;
- MEGALIS : un réseau régional pour la Bretagne et les Pays de Loire ;
- ACACIA : le réseau des Centres de Lutte Contre le Cancer ;
- HCL : la télépathologie aux Hospices Civils de Lyon ;
- APHM : la télépathologie à l'Assistance Publique de Marseille ;
- RAIDS-UN : un réseau régional pour les urgences neurologiques ;
- Réseau TELURGE (urgences) et LOGINAT (obstétrique) dans le Nord.

1.1.6.15 Le système d'Habitat Intelligent pour la Santé (laboratoire TIMC, France)

Sous l'initiative de J. Demongeot, un appartement pilote dit « Habitat Intelligent pour la Santé » (HIS) a été mis au point au sein de la Faculté de Médecine de Grenoble. Les travaux ont continué au sein de l'équipe AFIRM créée fin 2001 par N. Noury et V. Rialle. Le nom technique se désigne par SID² «Système d'Information Domotique-Santé Intégré à Domicile » ou HIS² en anglais (Health Integrated Smart Home Information System) [35][36][37][38][39][40][41][42]. L'infrastructure de cet habitat consiste en une plateforme technologique expérimentale destinée au développement de technologies et à l'évaluation clinique à distance, en vue d'assurer la sécurité, la sérénité et la qualité de vie de personnes nécessitant une surveillance à domicile (personnes âgées dans un premier temps, etc.). L'objectif n'est pas de concevoir un outil ultrasophistiqué mais plutôt de se doter d'une base de recherche fiable pour pouvoir reconsidérer d'une manière différente les applications de la télémédecine (télésurveillance médicale en priorité, téléconsultation, etc.).

L'appartement est de type F1, d'une surface de 50 mètres carrés environ et comprend les zones d'habitat classiques que sont la chambre, le salon, la cuisine, le hall d'entrée et le cabinet divisé en deux parties, une pour la douche et une pour les WC. Une zone technique reçoit tout le câblage de l'appartement et contient tout le matériel informatique d'expérimentation (cf. Figure 8).

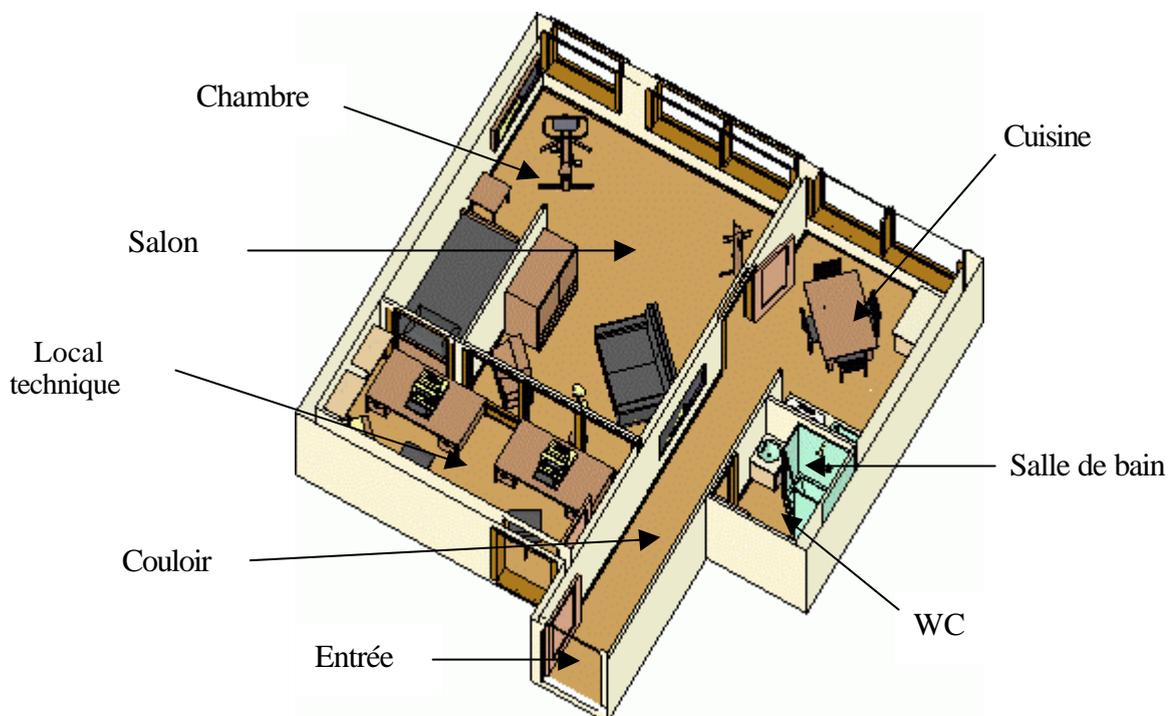


Figure 8 : plan 3D de l'appartement intelligent aménagé.

Deux pôles de recherche constituent le cœur de l'activité de l'équipe AFIRM et orientent conjointement l'HIS dans deux directions parallèles, ce sont :

- un système local centré sur le domicile du patient désigné par HIS local (l'objet de cette thèse) ;
- un Système d'Information et de Communication (SIC) fondé sur les technologies Internet désigné par HIS externe.

Nous pouvons résumer l'HIS de Grenoble par :

$$\mathbf{SID^2 = HIS\ local + HIS\ externe}$$

L'esprit du système local se fonde sur une démarche « au plus près du patient ». Ses objectifs sont d'équiper le domicile en matière de capteurs intelligents et de réseaux locaux afin de constituer la première couche dite « bas niveau » du système, et d'utiliser cette instrumentation afin d'effectuer une recherche à la fois expérimentale, fondamentale et appliquée. Actuellement, elle est centrée sur le suivi du patient à domicile en matière d'activité et d'actimétrie. Le système SIC (HIS externe) pourra récupérer les données du système HIS local (rythme circadien d'activité, règles de détection, etc.) pour les traiter et les partager entre les acteurs. A terme, les algorithmes développés dans l'HIS local pourront être exportés vers le système SIC (HIS externe). Les outils principaux de développement employés (Labview™ et LabCVI™ de National Instrument) sont des outils spécialisés efficaces dans le développement, la maintenance et le déploiement d'applications (temps d'exécution des applications optimisées (langage C, etc.). De plus, l'environnement de développement intégré (mathématique, traitement du signal, traitement des données, etc.) est très riche et déjà adapté au dispositif matériel, ce qui permet un gain de temps considérable.

La Figure 9 décrit les fonctionnalités de l'HIS local. Il est composé d'une partie instrumentation **MathHIS** et d'une partie logicielle formée par **LogHIS**, **BdHIS** et **SimuHIS**. Le système **LogHIS** est lui-même constitué de deux modules **SuivHIS** et **SAMCAD**. **SuivHIS** récupère les informations provenant de **MathHIS**, les traite, les affiche, puis les enregistre dans une base de données au format XML **BdHIS**. Un module sémantique incorporant des agents intelligents dans **SuivHIS** peut identifier des pathologies et afficher les alertes correspondantes s'il en détecte. **SAMCAD** calcule les RCA, les affiche, et déclenche des alertes en cas de variations anormales de ces RCA, reflétant un possible trouble du comportement. Un 3^{ème} module logiciel, **SimuHIS**,

simule la production de données de BdHIS faite par MatHIS+traitements de SuivHIS. HIS local effectue la surveillance et auto-apprend les habitudes de vie d'un patient à domicile à travers le calcul des RCA, de façon à détecter une évolution anormale de son comportement sur le long terme.

Le SIC (HIS externe) est un système externe, basé sur des aspects temps réel, et s'apparente plus à un produit commercialisable tel qu'une société d'ingénierie informatique pourrait l'implémenter. Il est basé sur une étude prospective sur les besoins, les acteurs médicaux et sociaux concernés par le maintien à domicile, et sur les communications telles que nous les décrivons dans la section (§1.1.6). Le logiciel expérimental dénommé « SIC-HIS » s'articule autour d'une architecture de type « 1-1-n » mettant en relation un centre de télésurveillance, un habitat et les intervenants. Il intègre la gestion des utilisateurs, la gestion du dossier médical et son accès protégé, la rédaction d'ordonnances, etc. Les technologies principales employées sont : WEB, UML et JAVA™ (RMI, Java Web Start).

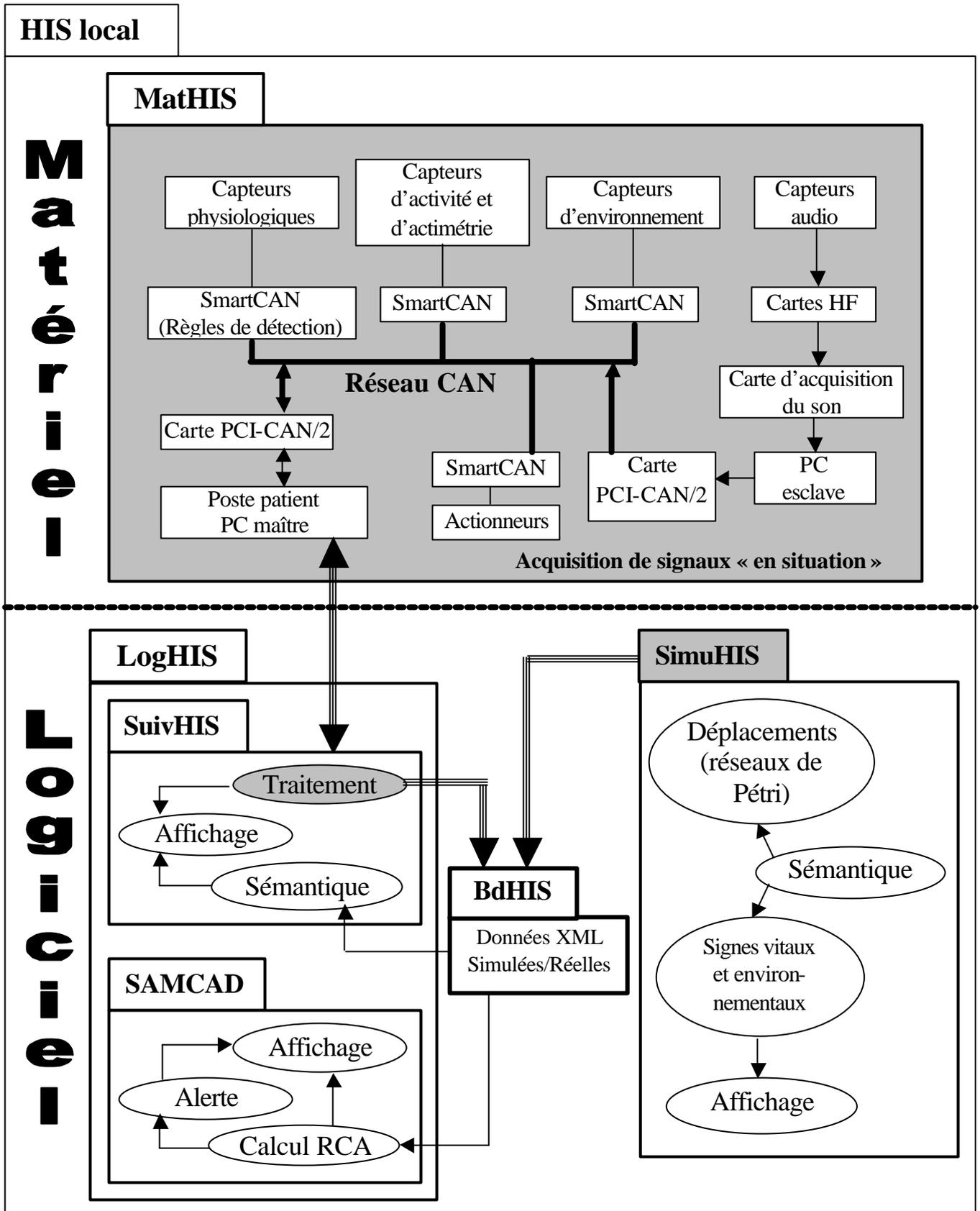


Figure 9 : description fonctionnelle de l'HIS local.

1.1.6.16 Et le reste du monde...

- D. Gann, J. Barlow et T. Venables (SPRU : université de Sussex – <http://www.sussex.ac.uk/SPRU>) ont travaillé avec J. Rountree pour déterminer l'utilisation d'une maison intelligente pour les personnes âgées. Deux maisons ont été développées, l'une à York, l'autre à Edinburgh (Edinvar's AID house) pour tester la technologie et déterminer la plus efficace. La maison à York a été implémentée en utilisant un système de protocole LonWorks et celle à Edinburgh avec EIB (European Installation Bus, aujourd'hui Konnex). Les buts de ce projet de « AID house » ont été triple. Tout d'abord pour déterminer un modèle « utilisateur » et les spécifications en vue de développer et d'utiliser des maisons intelligentes dans des logements socialement abordables. Deuxièmement, pour évaluer le marché potentiel des maisons intelligentes et troisièmement pour évaluer les problèmes économiques de l'offre, et aussi l'intégration et l'installation dans ces deux sites de démonstration. Les résultats de ces investigations ont été publiés en [43] [44] et [45] ;
- R. Orpwood (Bath Institute of Medical Engineering Bath University). La maison intelligente de Gloucester a été implémentée pour montrer l'étendue des technologies existantes qui pouvaient assister les personnes à vivre indépendamment [46] et [47]. Le focus s'est porté sur des personnes atteintes de démences ou de troubles cognitifs en tentant d'assurer une surveillance discrète. Les impératifs fixés ont été que la technologie devait rester discrète et qu'elle ne devait pas prendre le control de l'environnement totalement à l'insu du patient ;
- M. Ormerod et P. Thomas (Salford University Department of Architecture) sont aussi impliqués dans la technologie de la maison intelligente et des personnes atteintes de troubles. L'équipe cherche à déterminer où la technologie pourrait être utilisée pour assister la personne avec un maximum d'efficacité ;
- Roth et al. [48] met en place à domicile, un enregistreur d'ECG à douze dérivations, en vue d'une analyse en temps-réel et à distance. Ce système concerne la télésurveillance de malades cardiaques à domicile ;
- Mozer [49] utilise des réseaux de neurones dans la «Neural Network House » pour apprendre les réglages environnementaux préférés des occupants et s'en sert pour optimiser le système de gestion d'énergie, tout en satisfaisant les exigences de l'utilisateur ;

- Elger [50] met l'accent sur l'assistance technique aux personnes à mobilité réduite, ou ayant des déficiences visuelles, auditives ou cognitives. Le démonstrateur « SmartBo » a été installé dans un appartement ordinaire, pour en démontrer la simplicité ;
- Van Berlo [51] prend en compte les 71 recommandations du label « Dutch Senior Citizen Label » pour concevoir la « Smart Model House for Senior Citizen » en insistant sur la sécurité d'une part et sur le confort et les économies d'énergie d'autre part ;
- Sixsmith [52] a développé un système de surveillance d'habitats intelligents basé sur l'emploi de capteurs pour identifier des situations d'urgence. Ce système détecte des déviations par rapport à des modèles d'activité normaux. Des messages d'alerte ou de fausses alertes peuvent être ainsi déclenchés. Ce système a été évalué pendant trois mois sur 22 personnes âgées, et fut bien accepté par les personnes âgées comme par les aidants ;
- Glascock et Kutzik [53] détectent automatiquement les ADL, sans déclenchement d'alerte ; les données sont traitées en différé. Leur brevet couvre aussi la possibilité de générer un signal de contrôle à partir de l'observation des signaux. ;
- Maglaveras et al. [54] a développé, dans le cadre du projet européen intitulé « Distance Information Technologies for Home care », le Système Santé Citoyen (The Citizen Health System (CHS) en anglais). Ce système vise à corréliser les besoins en soins de santé de patients à domicile avec diverses pathologies chroniques telles que le diabète. Ce système repose sur un centre clinique relié à une unité de soins déployée au domicile du patient. Les technologies employées sont le WAP, le WMLScript, les réseaux locaux sans fil, et les standards d'échanges de dossiers électroniques médicaux (DICOM, SCP-ECG) ;
- Leikas et al. décrit un système pour le monitoring des personnes démentes à domicile en utilisant de simples contacts de portes [55] ;
- Richardson crée, dans l'« Adaptable Smart Home (ASH) », un réseau commun, pour contrôler et surveiller des dispositifs à l'intérieur du logement, comme depuis l'extérieur. Il rend ainsi les dispositifs plus faciles à utiliser et plus aidants [56][57].

1.2 Analyse d'un Système Domotique Santé (SDS)

Les systèmes domotiques pour la santé sont des systèmes d'information qui intègrent un ensemble de dispositifs thérapeutiques au domicile du patient (capteurs, machines, etc.). Compte-

tenu des pathologies et des nombreux fournisseurs existants, ces systèmes sont d'une extrême variété, et doivent bien entendu « interopérer » avec les autres systèmes de télémédecine, à travers divers systèmes de télécommunication. Nous commencerons par présenter dans cette section, une analyse des systèmes SDS suivant leurs besoins et fonctionnalités. Nous envisagerons ensuite les méthodologies à employer pour réaliser des systèmes interopérables, car le respect des mêmes normes de communication ne suffit pas toujours à l'unité de ces systèmes. En effet, la modélisation des fonctions et données implantées dans chaque partie matérielle du système informatique (processeurs, mémoires, réseaux) est incontournable, si l'on veut que chaque partie du système puisse les comprendre et les interpréter de façon unique. Certains de ces paragraphes ont été écrits en s'inspirant du rapport final du projet THISSAD [58][59].

1.2.1 Les acteurs

Les acteurs du système appartiennent à l'une des six catégories suivantes : (1) le patient lui-même, (2) les producteurs de soins (e-médecins, urgentistes, etc.), (3) les intervenants paramédicaux (infirmières, aides soignantes, etc.), (4) les travailleurs sociaux, (5) les intervenants occasionnels (la famille, les voisins, etc.) et (6) les techniciens de maintenance (soutien technique et logistique). Les paragraphes suivants précisent leur rôle et leurs attentes par rapport à ce système.

1.2.1.1 Le patient

Le patient est le centre du dispositif de télémédecine, en tant que principal bénéficiaire. Il attend du système la sécurisation du domicile, une aide à l'autonomie et la transparence du système (préservation de l'environnement, non détérioration des lieux, oubli de la présence du système). Il demande des services concernant le suivi de son état de santé, mais aussi un support social. Le patient a besoin de :

- s'identifier auprès du système ;
- consulter, à défaut de saisir si le système est entièrement automatique, les paramètres physiologiques ;
- consulter ses ordonnances ;
- consulter son dossier médical (partie publique accessible).

1.2.1.2 Les producteurs de soins

Il peut s'agir tout d'abord du e-médecin, qui peut être le médecin traitant du patient, un spécialiste ou le e-médecin du service hospitalier. Il attend du système une garantie de sécurité de fonctionnement et une réactivité optimale, relativement à la prise de risque que constitue l'éloignement géographique. Notons cependant que le système est une aide au diagnostic et que le e-médecin détient la responsabilité de l'acte médical. Le médecin a besoin d'accéder aux informations pertinentes concernant l'état de santé et la sécurité de son patient avec des outils puissants, mis à sa disposition pour le traitement des données produites au domicile. Notons aussi que les systèmes informatiques devront avoir une interface homme-machine, étudiée de façon à être utilisée aisément. Le e-médecin a besoin de :

- s'identifier auprès du système ;
- consulter le dossier médical (partie publique et privée) ;
- consulter la prescription ;
- consulter et saisir les paramètres ;
- rédiger une remarque médicale ou une prescription.

Mais, selon les cas, il peut s'agir aussi d'urgentistes (pompiers, SAMU, etc.). Dans ce cas, le système ne doit pas compliquer leur tâche, qui s'exécute dans l'urgence, mais au contraire doit apporter une aide dans leur intervention par la mise à disposition d'informations. Ces informations pourraient concerner par exemple le lieu de chute dans l'appartement, transmis aux sauveteurs pendant leur parcours sur le lieu de l'accident, avec un affichage automatique au domicile du patient de ses signes vitaux sur une interface homme-machine. L'urgentiste a besoin de :

- s'identifier auprès du système ;
- consulter le dossier médical (partie publique et privée) ;
- consulter la prescription ;
- consulter les paramètres ;
- rédiger un compte-rendu d'intervention.

Les autres producteurs de soins concernent les pharmaciens, les laboratoires d'analyses biologiques, les cabinets de radiographie, les téléopérateurs (service 24h/24h).

1.2.1.3 Les intervenants paramédicaux

Cette catégorie regroupe des professionnels de santé qui n'ont pas la responsabilité médicale : infirmière, aide soignante, kinésithérapeute, etc. Ils interviennent principalement au domicile en présence du patient. Ils ont besoin de disposer d'informations techniques en provenance des e-médecins : extraits du dossier médical, traitement, plan de soins. Ils ont aussi besoin de communiquer des informations vers le e-médecin (remarques concernant l'état du patient, comptes-rendus d'intervention, messages) et vers le service de gestion (comptabilisation pour facturation des interventions). L'intervenant paramédical à domicile a besoin de :

- s'identifier auprès du système ;
- consulter le dossier médical (partie publique) ;
- consulter la prescription ;
- consulter et saisir les paramètres ;
- rédiger un compte-rendu d'intervention.

1.2.1.4 Les travailleurs sociaux

Entrent dans cette catégorie, tous les professionnels qui participent au « soutien logistique » du patient dans son domicile : aide de vie, aide ménagère, préposé à la livraison des repas, etc.

Ils n'attendent pas forcément de fonctionnalités du dispositif dans leur pratique professionnelle, tout au plus un moyen de communication avec le patient (diffusion d'information, etc.). Le travailleur social a besoin de :

- s'identifier auprès du système ;
- rédiger un compte-rendu de visite.

1.2.1.5 Les intervenants occasionnels

Cette catégorie recense des gens aussi divers que le conjoint, la famille, les proches ou encore les voisins qui désireraient apporter une aide au patient en cas de besoin. L'intervenant occasionnel a besoin de :

- s'identifier auprès du système ;
- consulter la prescription ;
- consulter les paramètres.

1.2.1.6 Les techniciens de maintenance

Il s'agit de l'ensemble des personnels techniques chargés du support logistique (matériel) du SDS : transport, installation, mise en service, paramétrage, maintenance préventive et curative, désinstallation, reconditionnement. Ce personnel technique a besoin de :

- s'identifier auprès du système ;
- consulter le numéro de version du logiciel ;
- consulter et modifier les paramètres de réglage du réseau ;
- consulter et modifier les paramètres de réglage des capteurs, etc. ;
- charger une nouvelle version du logiciel.

1.2.1.7 Moyen d'identification des acteurs

Chacun des acteurs doit pouvoir s'identifier dans le système, afin de :

- permettre l'accès du système à l'utilisateur, dans les divers lieux d'interrogation ;
- identifier ses droits d'accès ;
- marquer ses interventions sur le système.

1.2.2 Les composants d'un SDS

Le SDS s'appuie sur des informations centrées sur le patient à son domicile et sur leur présentation pertinente à des acteurs qui sont, eux, situés soit au domicile, soit à distance, éventuellement nomades. Certaines de ces informations sont centrifuges : prélevées au domicile par des capteurs ou des machines ou au travers de dispositifs de saisie utilisés par les acteurs au domicile, elles sont ensuite acheminées vers des acteurs ou des processus distants pour diagnostic ou pour archivage. D'autres informations sont centripètes : produites par des acteurs ou des processus distants, elles sont acheminées au domicile pour y être consommées par les acteurs au

domicile, par des actionneurs ou des machines. Les composants du SDS sont donc des capteurs, des actionneurs, des machines, des interfaces homme-machine locales, et des réseaux pour communiquer entre ces composants et vers l'extérieur.

1.2.2.1 Les capteurs

Les capteurs situés au domicile délivrent des informations pouvant conduire à des alertes : ils renseignent sur les signes vitaux du patient ou sur les conditions d'environnement du logement. Les importants progrès scientifiques et techniques effectués en instrumentation miniaturisée, en capteurs et en traitement du signal, ont permis d'élargir le champ d'action de l'instrumentation biomédicale aux domaines sportifs et grand public, pour des tâches non directement médicales : les mesures non invasives ont ainsi permis de rapprocher l'acquisition du patient et de son environnement [60]. Il est ensuite possible d'obtenir de nouvelles informations à partir de la coopération de plusieurs capteurs : c'est la fusion de données.

Nous pouvons distinguer trois familles de capteurs suivant le type de paramètres auxquels ils donnent accès :

- **Les capteurs physiologiques** délivrent des informations concernant l'état de santé de la personne. Exemples : pèse-personne, thermomètre, pression artérielle, saturation en oxygène dans le sang (S_AO_2), pouls, etc.

- **Les capteurs d'activité** permettent une mesure de la mobilité de la personne (ses déplacements), de la posture (debout/couché/assis), de ses mouvements (marche) et des chutes éventuelles. Exemples : les capteurs volumétriques permettent la détection de la présence dans une pièce, de la personne par la variation d'un flux de rayonnement infrarouge ; les contacts de porte permettent la détection des ouvertures et fermetures de porte, autrement dit des passages d'un volume à un autre, etc.

- **Les capteurs d'environnement** renseignent sur les « grandeurs d'influence météorologiques ». Notons que ces grandeurs peuvent avoir leur importance, puisque certaines d'entre elles peuvent renseigner directement sur l'état de santé du patient (refroidissement, morbidité, chute due à un défaut d'éclairage). Exemples : baromètre, hygromètre (taux d'humidité), luminosité (luxmètre), opacimètre (détecteur de fumée),

thermomètre (température du logement), sonomètre (bruits acoustiques), CO, gaz, (détecteurs de gaz), etc.

La localisation du capteur dans l'environnement dépend du type de capteur et implique aussi des modalités et des fréquences d'échantillonnage différentes. Nous pouvons encore catégoriser trois types de capteurs selon leur agencement dans l'habitat :

- **Capteurs dits «fixes»** : lorsque les capteurs sont placés dans un endroit fixe du logement, la personne doit normalement se rapprocher du capteur pour déclencher la mesure. Exemple : le pèse-personne.
- **Capteurs dits «nomades»** : ils sont déplaçables en plusieurs emplacements du domicile. La personne peut se saisir du capteur et s'installer dans l'un des endroits prévus à cet effet pour y effectuer sa mesure. Exemple : le tensiomètre.
- **Capteurs dits «ambulatoires»** : ils sont portés en permanence par le patient. La mesure peut donc intervenir en tout point du logement, l'acquisition est ambulatoire. Exemple : l'actimètre, qui est un capteur à base d'accéléromètres détectant les postures, les mouvements, les chutes.

Le Tableau 1 montre la fréquence d'échantillonnage en fonction du type spatial de capteur.

<i>Type de capteur</i>	<i>Fréquence d'échantillonnage</i>
Fixes	Faible
Nomades	Faible à moyenne
Ambulatoires	Importante (voire continue)

Tableau 1 : fréquence d'échantillonnage en fonction du type de capteur.

Nous pouvons distinguer enfin les capteurs dits « actifs », qui délivrent une information événementielle ou spontanée, et les capteurs dits « passifs », qui délivrent une information à la demande. Lorsque par exemple, la personne monte sur le pèse-personne, la mesure peut être stockée provisoirement, jusqu'à ce qu'elle soit demandée (architecture « client-serveur »), ou bien être envoyée immédiatement (architecture de type « producteur-consommateur »).

1.2.2.2 Les actionneurs

A partir des informations que l'on obtient sur le patient dans son environnement, il semble naturel de se donner la possibilité de « reboucler » le contrôle du patient à son domicile avec des moyens d'action depuis le poste distant. Voici quelques exemples d'actions qui peuvent ou doivent être possibles depuis le poste distant grâce à des actionneurs :

- déverrouiller la porte d'entrée de l'appartement pour donner l'accès aux secours ;
- condamner une fenêtre ;
- augmenter automatiquement le chauffage en cas de refroidissement excessif ;
- éclairer une zone mal éclairée située sur le chemin de déplacement, afin de prévenir une chute en cas de déambulation nocturne.

On peut distinguer deux classes d'actionneurs suivant les actions de sécurité (garantie de prise en compte de l'action dans un temps imparti, ainsi qu'acquiescement de l'action) et suivant les actions de service et aides de confort.

1.2.2.3 Les machines

Les machines thérapeutiques permettent de délivrer des traitements au patient, sans aide extérieure. Il s'agit de systèmes complexes à objectifs thérapeutiques, eux-mêmes constitués de capteurs, d'actionneurs et d'intelligence locale. Exemples : pousse-seringue, perfusion, distributeur de médicaments, machine de dialyse péritonéale automatisée, respirateur artificiel, etc. On identifie trois types de machines, selon les acteurs pouvant agir au domicile et les pathologies en cause :

- les machines autonomes, qui sont réglées une fois pour toutes lors de la mise en service ;
- les machines semi-autonomes, qui sont réglées selon la prescription médicale (transmise par carte à puce ou d'autres moyens) ;
- les machines surveillées et pilotées de l'extérieur en temps-réel (en télé-robotique médicale).

1.2.3 Les données

Il existe sept types de données hétérogènes (quantitatives ou qualitatives) échangées dans le système domotique pour la santé : (1) les signes vitaux du patient, (2) le protocole d'acquisition des signes vitaux, (3) l'ordonnance, (4) le dossier médical, (5) les messages, (6) les identifiants et (7) les commandes.

1) Les **signes vitaux** du patient sont les signaux et les informations acquis à l'aide des capteurs disposés au domicile :

- mesures physiologiques du patient ;
- mesures d'activité de la vie quotidienne du patient (AVQ ou ADL - Activity of Daily Living) et mesures d'activité instrumentale de la vie quotidienne (AIVQ ou IADL – Instrumental Activity of Daily Living) [61][62].

Les ADL et IADL sont des échelles d'activité qui permettent d'évaluer la capacité du patient dans l'accomplissement des tâches de la vie quotidienne, pour déterminer son état de santé et son degré d'autonomie. Les ADL représentent des activités classiques telles que prendre son bain, s'habiller, etc. Les IADL représentent des activités plus complexes telles que conduire soi-même une voiture, faire les courses, etc.

2) **L'acquisition de ces signes vitaux** peut s'effectuer automatiquement ou manuellement par un opérateur entraîné (e-médecin, infirmière) ou par le patient lui-même, s'il en manifeste le désir et s'il en a la capacité (« empowerment »). Comme il s'agit de données de première importance pour le suivi de l'état de santé du patient, il convient de s'assurer de la qualité de ces données lors de leur acquisition, il faut les horodater le plus précisément possible et il faut aussi, dans le cas d'une prise manuelle, mémoriser l'identité de l'opérateur responsable de son acquisition. Le protocole d'acquisition des signes vitaux décrit les capteurs utilisés pour l'acquisition ainsi que la périodicité de l'acquisition. Dans le cas d'une acquisition automatique, une version électronique de ce protocole peut être interprétée directement par les dispositifs placés au domicile.

3) **L'ordonnance** (protocole thérapeutique) est rédigée par le e-médecin en charge de l'HIS. Elle est utilisée par le patient lui-même ou par les intervenants à domicile, pour les guider dans la mise

en œuvre du protocole thérapeutique. Elle peut permettre la mise en place d'un contrôle de l'observance. Elle contient également un moyen de gestion des actes de soins des intervenants à domicile. Elle décrit :

- la liste des médicaments, ainsi que leur posologie ;
- les actes de soins avec leur périodicité.

4) Le **dossier médical** regroupe plusieurs sortes d'informations concernant le patient :

- les informations administratives (identité, adresse) ;
- les centres de spécialités dont il dépend ;
- l'historique des ordonnances successives ;
- l'historique des protocoles d'acquisition ;
- l'historique complet des signes vitaux ;
- les résultats d'analyses biologiques ;
- les clichés d'imagerie.

Le dossier médical contient des informations confidentielles, il est donc obligatoire de mettre en œuvre des procédures de contrôle d'accès et de droits de modification. Comme son contenu est « indispensable au fonctionnement du système de soins », il est également nécessaire de veiller à sa conservation et à son intégrité. Enfin, il doit être accessible en divers points géographiquement éloignés, d'où la nécessité de mettre en place son accès par un système d'information au travers d'un réseau de télécommunications.

5) **La messagerie** : ce type de données regroupe tous les messages textuels libres que peuvent s'échanger les différents acteurs entre eux.

6) **Les identifiants** : chaque acteur ou dispositif se voit affecter un code d'identification personnel (PIN⁸), qui permet de régler ses droits d'accès aux informations et aux fonctionnalités. Ce PIN permet également de réaliser un traçage de l'utilisation du système, acteur par acteur.

7) **Les commandes** sont destinées aux actionneurs et aux machines qui sont disposés au domicile, pour aider le patient ou pour faciliter la charge des aidants.

Remarque : on appelle « données en entrée » les données qui sont élaborées au domicile, puis centralisées dans le système d'information, pour être ensuite acheminées vers les intervenants distants (centrifuges). Les « données en sortie » sont élaborées à distance par le système d'information ou entrées dans celui-ci, puis elles sont acheminées vers le domicile pour y être utilisées (centripètes).

La validation des données doit être effectuée dès leur acquisition, pour garantir la cohérence des valeurs et leur cohérence temporelle. Si la donnée appartient à un segment de valeurs, il suffit de vérifier que la mesure appartient bien à ce segment : si $f(x)$ est la fonction de mesure de la variable x appartenant à l'intervalle $[a,b]$, alors $\text{Valid}(f(x))$, fonction de validité de la mesure, vaut 1 si $f(x)$ est dans l'intervalle $[a,b]$ et 0 sinon. Dans le cas de données textuelles, soit elles appartiennent à un espace discret et il suffit de vérifier que la mesure appartient bien à ce domaine ($\text{Valid}(f(x))=1$) si la réponse appartient à la liste énumérée des réponses possibles), soit il s'agit des données textuelles libres et il faut alors faire appel aux technologies de reconnaissance de textes (intelligence artificielle).

1.2.4 Les communications

1.2.4.1 Le serveur

Le serveur est constitué d'une base de données, d'un serveur de communication (serveur WEB) et d'un module d'aide à la décision :

- La base de données mémorise toutes les informations pertinentes pour le télémonitorage du patient : le dossier médical, les données saisies au domicile par le patient et les capteurs

⁸ Personal Identification Number.

qui l'entourent, les alertes générées, les notes des e-médecins, les remarques médicales, les notes des infirmières, les messages du patient et des intervenants.

- Le serveur WEB gère un accès sécurisé à la base de données, au travers du réseau Internet.
- Le module d'aide à la décision analyse « en temps-réel » le trafic des données entre les intervenants.

Les composants du serveur peuvent être répartis entre plusieurs ordinateurs, tels que le poste client et le poste patient (cf. Figure 10). Le serveur peut fonctionner de manière autonome ou bien en relation avec un système d'information médical.

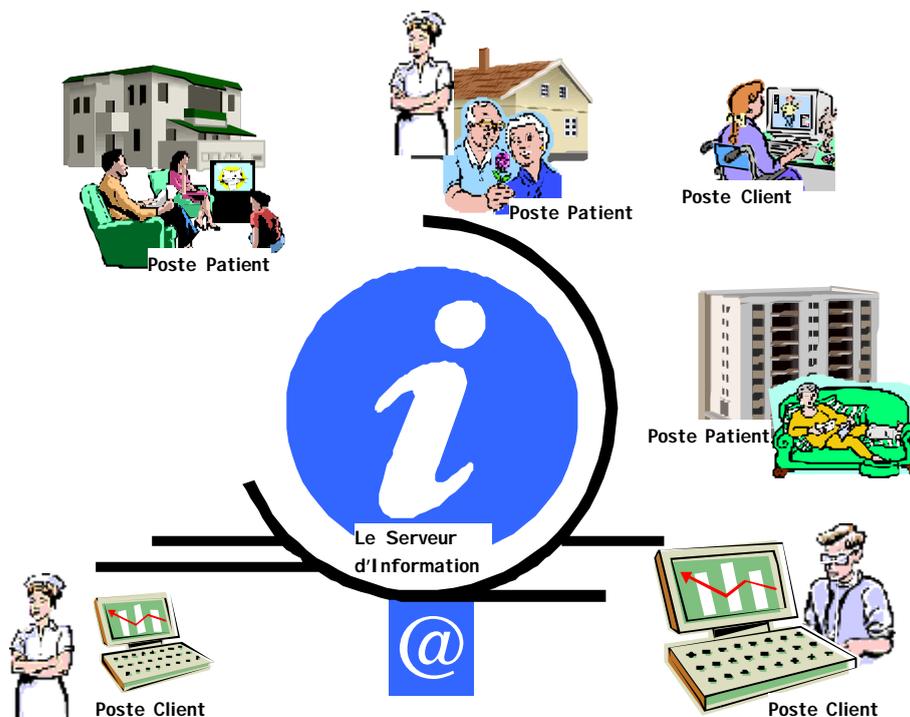


Figure 10 : architecture des communications d'un système d'information.

1.2.4.2 Le poste patient (ou terminal domotique santé - TDS)

Le poste patient est situé au domicile ; il comporte les modules suivants :

- un module de communication avec le serveur, qui repose sur divers types de liaison (modem téléphonique, ADSL, ISDN⁹), et divers protocoles suivant les disponibilités locales (TCP/IP, etc.) ;
- des modules spécifiques pour l'acquisition des données ;
- un module de calcul pour l'analyse des données, l'évaluation du patient, la prise de décision en autonome (indépendamment de la connexion distante) et la génération d'alertes de 1^{er} niveau. Cela suppose l'existence d'une base de données locale ;
- un module de présentation des données, interface patient conviviale pour la présentation et la saisie éventuelle des données. Il peut reposer sur une large variété de matériels : écrans LCD, PC, Palm Top, TV.

Le TDS peut être une unité autonome ou bien une combinaison de dispositifs interconnectés. Les communications entre le TDS et le monde extérieur peuvent recouvrir des fonctionnalités très différentes, qui dépendent de celles du TDS et des besoins liés à la pathologie de la personne au domicile. Par exemple :

- le TDS peut être connecté en permanence à un serveur extérieur ;
- le TDS peut décider de sa propre initiative, en cas de besoin, d'ouvrir une connexion avec un serveur distant ;
- le TDS peut être serveur lui-même et réagir à des demandes de clients distants ;
- le TDS peut contenir ou non une base de données locale, qui servira à mettre à jour une base de données centrale, etc.

Dans de nombreux cas, il est important que le TDS puisse se connecter à différents serveurs, ce qui impose une normalisation des protocoles, de la syntaxe et de la sémantique des données échangées.

Nous allons à présent passer en revue les types de données que peut échanger un TDS avec l'extérieur.

⁹ ISDN : Integrated Services Digital Network (RNIS en français).

- **messagerie** : les données de la messagerie sont des données essentiellement textuelles, donc de taille moyenne. Leur acheminement est rarement en temps critique ;
- **sécurités** : il s'agit de données souvent courtes, donc ne nécessitant que très peu de bande passante. Par contre, leur acheminement est temps critique, voire « temps-réel » dans le cas d'alertes ;
- **identification** : chaque message échangé doit comporter l'identification de son « auteur » et éventuellement de son destinataire (lorsque ce dernier est identifié), afin de pouvoir l'acheminer à bon port ;
- **cryptage** : dès lors que l'on transporte une information médicale personnelle, on doit s'entourer de certaines précautions par respect des lois « informatique et libertés » de la « CNIL¹⁰ ». Au minimum, l'identité du patient doit être cryptée. Mais, comme la corrélation entre le lieu de production de l'information et l'identité du patient peut être relativement facilement établie, il est préférable de crypter toute l'information ;
- **mur pare-feu** : les effets des « attaques » informatiques provenant de l'extérieur peuvent être notablement affaiblis par la mise en œuvre d'un dispositif de protection de la « porte d'entrée ». Ces dispositifs informatiques, appelés « Murs pare-feu » ou « Firewalls », sont chargés, par-exemple, de filtrer les adresses de communication autorisées ;
- rôle de la **passerelle** : le TDS assure un rôle de passerelle entre les équipements de l'habitation et ses acteurs d'une part, et divers serveurs d'autre part. Tous ces équipements et logiciels sont a priori hétérogènes, en provenance de différents fournisseurs. Mais, évidemment, ils doivent être compatibles, ce qui passe par une certaine normalisation des protocoles, de la syntaxe et de la sémantique des données.

1.2.4.3 Le poste client

Le poste client est utilisé par les professionnels de santé pour accéder aux données des patients, pour ajuster la thérapie, pour visualiser les alertes et pour échanger des messages avec les autres participants. Le poste client est constitué d'un module de communication et de modules de présentation :

- Le module de communication permet de communiquer avec le serveur WEB, c'est typiquement un navigateur (Mozilla, Netscape, etc.).

¹⁰ CNIL : Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés.

- Le module de présentation dépend du type de client, de sa profession, de sa fonction dans le système et de sa spécialité.

Le poste client peut être implémenté sous diverses formes : ordinateur personnel, téléphone portable, etc.

1.2.4.4 Le module d'aide à la décision

L'objectif du module d'aide à la décision est de lever les incertitudes ou les doutes sur des situations qui peuvent entraîner ou non une alerte. Faut-il générer cette alerte, comment, quel est le degré de confiance que l'on y accorde sont des questions fondamentales afin d'assister le médecin dans ses raisonnements et d'analyser l'impact de la thérapie sur le patient. Par exemple, grâce à un échantillonnage plus fréquent que le suivi habituel (visites mensuelles chez le médecin ou courts séjours en hospitalisation), ce module peut permettre une analyse plus fine, même si les données sont éventuellement moins fiables en valeur absolue (dans ce cas, c'est la « tendance » des données qui nous intéresse). Il permet également une analyse de l'évolution globale et conjointe des divers paramètres patient (fusion de données). Les situations ambiguës pour lesquelles ce module se doit d'agir peuvent être par exemple : si un chat ou l'entrée d'une personne perturbe les mesures dans l'appartement et les alertes se déclenchent intempestivement, si la personne s'absente du logement ou si elle désire avoir accès à ses propres mesures au quotidien, faut-il dans ce cas suspendre l'exécution des modules ? manuellement, automatiquement ? Toutes ces contraintes doivent être prévues, prises en compte et analysées par le module. La validation clinique du système doit faire émerger tous ces problèmes afin de pouvoir les résoudre en explorant chaque partie du système susceptible de causer le dysfonctionnement : déterminer la provenance des faux positifs (une alerte s'est déclenchée et il n'y en avait pas), les faux négatifs (il y avait une alerte et le système n'a pas déclenché), calculer le taux de fausses alertes, la sensibilité et la spécificité du système (tous ces aspects sortent du cadre de la présente étude et seront traités dans un prochain travail).

Ce module d'aide à la décision est souvent distribué entre le serveur et le poste patient, afin de bénéficier d'un support même en l'absence de connexion. Le poste patient effectue une validation des données et offre une interface pour l'information du patient. Le serveur effectue des traitements plus complexes sur les données. Chaque fois qu'il reçoit de nouvelles données, il les analyse à la lumière des données précédentes (adaptation au patient).

La mise en œuvre de ce module de décision dans un système intelligent pouvant être relativement complexe selon les fonctionnalités recherchées, il peut parfois être nécessaire d'employer deux

structures pour dé-complexifier l'architecture du module. La première centralisée (étatique, verticale), la seconde distribuée (coopérative, horizontale). L'idéal est de fusionner les deux afin de décomposer au mieux les tâches en problèmes élémentaires simples à résoudre (à l'image des sous-programmes en informatique). Le système d'information peut être ainsi découplé en plusieurs niveaux réalisant chacun un sous-système du système d'information global. Ceci permet d'échelonner le système suivant un ordre de difficulté croissant en terme d'analyse de l'état de santé du patient, de l'alerte immédiate à court terme générée par un capteur unique à une alerte à long terme résultante de l'analyse conjointe de plusieurs capteurs.

Prenons le cas par exemple d'un système d'information qui intègre l'évaluation des ADL et IADL tel que le Système d'Alerte Miniature et Intelligent à domicile (Midas) vu précédemment (cf. §1.1.6.4). La détection de l'événement « prendre son bain » peut mener à une alerte si le niveau d'eau dans la baignoire est jugé trop haut. Cette décision résulte d'une analyse multicapteurs et n'est pas aussi triviale qu'il y paraît, car chaque capteur peut se destiner en parallèle à plusieurs classes d'activité (nombre d'occurrences, temps d'utilisation, etc.).

Dans ce cas, l'approche multi-niveaux intègre des agents intelligents ou méthodes de décision adaptées selon le niveau et interopérables. Ces agents (artificiels) intelligents sont, en fait, des entités actives qui possèdent des facultés de perception, de raisonnement et d'action sur leur environnement. A partir des informations collectées, ils peuvent prendre des décisions au niveau de l'aide au diagnostic de la thérapeutique et du social, des décisions correctives (interventions d'urgences), ou encore de décisions au niveau du système lui-même (contrôle de la cohérence des informations, filtrage et validation des données, autotests du dispositif (« Built in tests »), etc.).

Ces décisions peuvent alors engendrer des alertes constituées de deux catégories différentes :

- l'alerte immédiate, qui traduit la sortie d'un paramètre, ou d'un groupe de paramètres, de son intervalle de confiance, déterminé par exemple à partir de la moyenne $\pm \mu \times \text{écart type}$ (μ étant un paramètre de confiance). Il s'agit d'une situation critique nécessitant une intervention rapide ;
- l'alerte qui souligne la tendance (dérive) anormale d'un paramètre ou d'un groupe de paramètres. Là encore, il peut s'agir de disposer des seuils paramétrables autour d'un espace de normalité (moyenne $\pm \mu \times \text{écart type}$, μ paramètre de confiance) mais défini à partir de calculs statistiques pour suivre l'évolution du paramètre au cours du temps (nombre d'alertes déclenchées par jour par exemple). Cette situation nécessite une prise en charge sérieuse.

Les alertes sont des données particulières, dans la mesure où elles nécessitent une qualité de service augmentée en délais de transmission et en garantie de délivrance à destination. L'usage de l'Internet, par exemple, pour déclencher des alertes en temps-réel, n'est pas garanti. De plus, si le recours à l'alerte semble évident, il l'est moins de savoir vers qui celle-ci sera envoyée. Selon le degré d'importance, on pourra prévenir un voisin ou un membre de la famille, ou, bien le médecin s'il le souhaite, ou en cas de force majeure seulement et sans délai, les pompiers ou le service d'aide médicale urgente (SAMU). Il y a donc lieu de développer une expertise afin de prendre la bonne décision au bon moment pour l'intégrer dans le système d'information.

1.2.4.5 Réseaux locaux

Les réseaux locaux font appel à des réseaux câblés domotiques (bus de terrain) ou bureautiques (Ethernet, USB), cependant les réseaux sans fils (ISM 868MHz, IEEE 802.11 et Bluetooth) semblent évidemment promis à un plus grand avenir, puisque, pour des bandes passantes équivalentes, ils ne nécessitent pas un câblage définitif et sont sans impact sur l'architecture du bâtiment.

1.2.5 Implémentation du système HIS local

L'implémentation de la partie HIS local, objet de cette thèse, sera décrite dans les chapitres suivants.

1.2.6 Implémentation du système HIS externe

Nous présentons ici, très succinctement, comment a été faite l'implémentation de l'HIS externe de Grenoble [63] par rapport aux concepts précédents (cf. §1.1.6.15).

Le langage JAVA a été choisi pour l'application distribuée car c'est le langage de développement d'applications nomades en réseau et car c'est le langage de choix de l'Internet. Il permet de s'affranchir de la plateforme matérielle sur laquelle les applications s'exécutent, de même que du système d'exploitation de la machine. Cependant, JAVA s'exécutant sur une machine virtuelle, il ne gère pas les accès matériels qui doivent être pris en charge par des pilotes de périphériques. Ceux-ci sont alors implémentés en langage C/C++ et appelés depuis JAVA. La liaison vers l'extérieur s'effectue avec une carte réseau «10baseT », reliée au réseau local Ethernet. Le

protocole d'Invocation de Méthode Distante (RMI en anglais), qui est un mécanisme permettant d'utiliser sous Java des objets distribués, est utilisé pour porter le système SIC sur Internet. Les intervenants (patient, médecins, responsables de la télévigilance, etc.) ainsi que leur fonction ont été identifiés. La Figure 11 résume brièvement les spécificités du système HIS externe inscrit dans le SID².

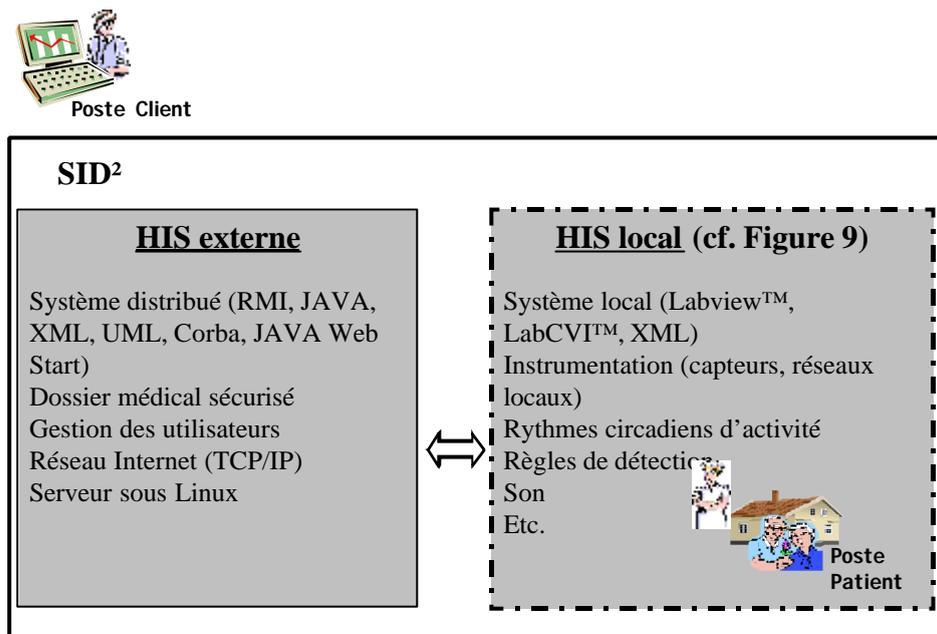


Figure 11 : spécificités du système HIS externe.

1.3 Conclusion du chapitre 1

Le contexte économique et social de nos sociétés avancées rend nécessaire la prise en compte, dès maintenant, des mesures de prévention des complications causées par l'augmentation actuelle de la longévité, attendues ces prochaines décennies (pénurie de fournisseurs de soins, augmentation des coûts de santé, dégradation des facultés cognitives, etc.). La télémédecine, les Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication et les avancées récentes en matière de capteurs, bio-capteurs et robotique apportent des moyens novateurs, alternatifs et plus sophistiqués (les Habitats Intelligents pour la Santé) que les divers systèmes de surveillance actuels issus du marché et peu automatisés (HAD, etc.).

De nombreux projets internationaux fondés sur le concept de l'HIS sont en gestation. Ils sont d'une extrême richesse et complexité. Certains assistent le patient dans la réalisation de ses activités quotidiennes, d'autres mettent l'accent sur la sécurité au sein du domicile, mais peu d'entre eux ont atteint le stade industriel et ont été commercialisés. Ces diverses approches

scientifiques et technologiques sont cependant contraintes de coopérer, en vue d'une évolution conjointe à travers les différents systèmes de communication. Une direction importante concerne la normalisation et la standardisation des solutions technologiques et organisationnelles, avec, pour objectif, de réduire la complexité de la mise en œuvre et les coûts des équipements et de leur fonctionnement.

2 MATÉRIEL : INSTRUMENTATION DU SYSTEME HIS LOCAL (MATHIS)

2.1 Introduction

Ce chapitre traite du système MathIS (cf. Figure 9) qui représente les aspects matériels (équipement, câblage, etc.) de l'HIS local.

2.2 Etat des lieux

Les travaux effectués dans cette thèse ont débuté quelques mois après le lancement de ce système en 2000. Le système en place avant le début du présent travail consistait en sept capteurs de présence reliés à une carte prototype d'interfaçage (cf. Figure 12). Cette dernière effectuait une récupération des signaux bruts envoyés par les capteurs de présence pour les transmettre à un PC équipé d'une carte d'acquisition National Instrument. Un logiciel sur le PC permettait un seul type d'affichage qui consistait d'une part en la position du patient sur un synoptique 2D du SID² avec un code couleur pour chacune des pièces de l'appartement et d'autre part en des chronogrammes en couleurs affichant les temps de présence dans les pièces, mais dont le code des couleurs ne correspondait pas à celui des pièces de l'appartement (cf. Figure 13). Il y avait aussi un compteur permettant de connaître le nombre d'entrées par pièce, le temps total et le temps moyen passés dans chaque pièce (temps total divisé par le compteur d'entrées) chaque jour, ainsi que les probabilités de transition d'une pièce à une autre cf. Tableau 17. Ce tableau se

lit de la façon suivante : de la chambre, on peut aller soit dans le salon, soit dans les WC. Si on est passé 2 fois de la chambre au salon et 1 fois de la chambre au WC au cours de la journée, les probabilités de transition sont respectivement 67% et 33% (1^{ère} ligne du tableau). Il était prévu qu'un tensiomètre serait relié au système, et un driver était en cours d'écriture pour le relier à la carte prototype d'interfaçage. La première version de l'actimètre était réalisée.

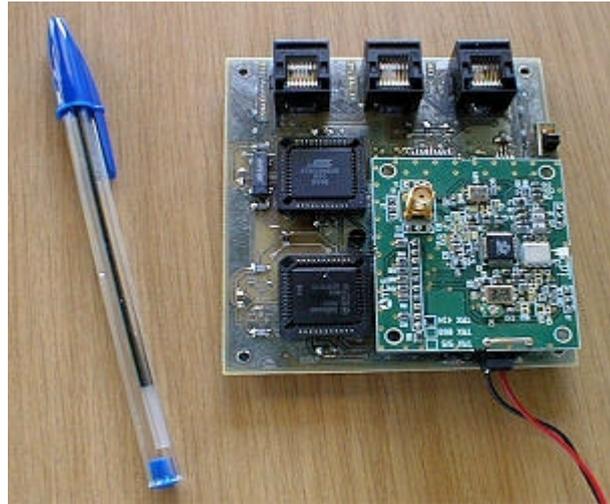


Figure 12 : photo du prototype.

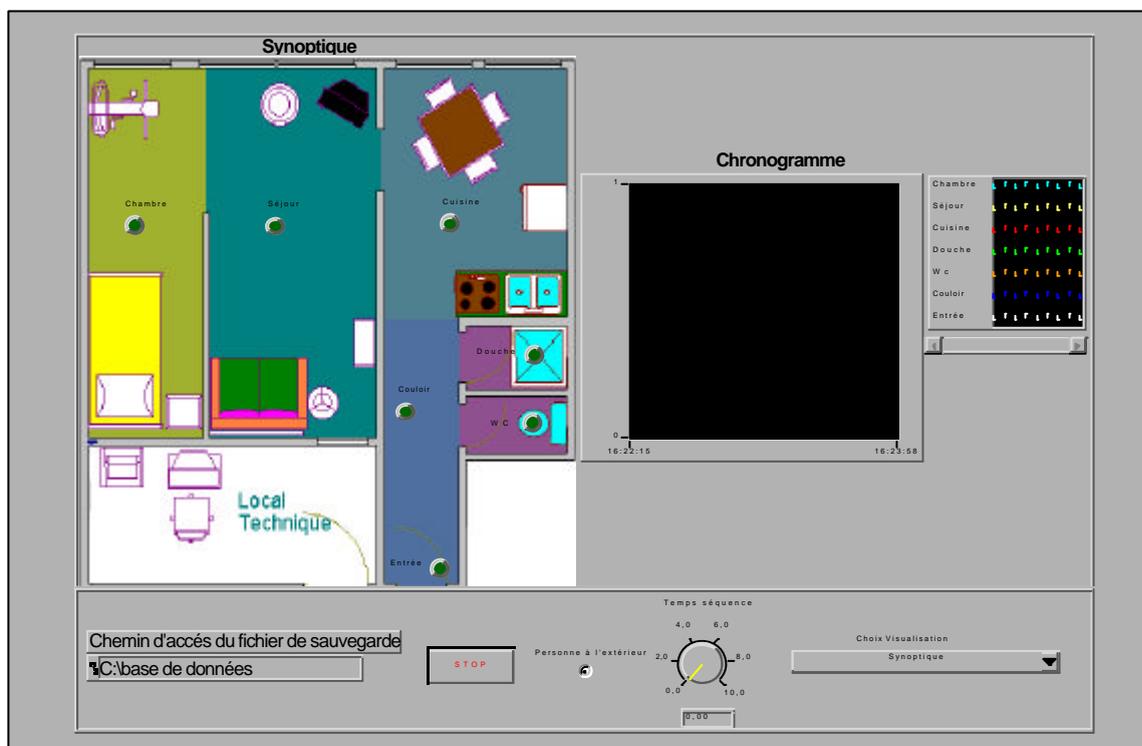


Figure 13 : premier logiciel de supervision.

2.3 Objectifs du système local

L'objectif du système local [64] est de fournir une instrumentation « au plus près du patient », i.e. à son domicile, afin de pouvoir quantifier les paramètres d'activité et d'actimétrie du patient par un monitoring continu, pour détecter des situations à risque et déclencher des alertes. Le but n'est pas de déployer la technologie la nec plus ultra, mais une technologie suffisamment robuste, fiable, peu onéreuse, non invasive et discrète pour le patient, afin que le système puisse évaluer à tout moment son niveau d'activité globale et ceci selon une approche multi-paramétrique. Par exemple, pour déterminer où se situe la personne, si elle est en mouvement ou au contraire si elle est restée immobile depuis longtemps, si elle a fait une chute, ses signes vitaux, si elle est perturbée, la pathologie éventuelle qu'elle développe, etc.

2.4 Spécificités du système

L'architecture du système se définit suivant les composants qui le composent et suivant la façon dont ils sont assemblés. Nous souhaitons réaliser un dispositif, à moindre frais, basé sur un assemblage de standards afin qu'il soit générique, évolutif (« plug&play » par exemple), modulaire et qu'il reste ouvert aux technologies futures.

Le système nécessite un ensemble de capteurs pour l'acquisition de données situés au chevet du patient, un système de communication (réseau local) pour véhiculer les données et un système informatique centralisé (le poste patient) en charge de leur traitement.

Les capteurs sont de différents types : d'activité (pour repérer la position et les déplacements du patient, etc.), d'actimétrie (pour mesurer la position orthostatique, des chutes, etc.), physiologique (mesure des signes vitaux) et d'environnement (pour avoir accès aux conditions météorologiques). Nous privilégions la technologie des exocapteurs qui est celle qui gêne le moins le patient car il ne les porte pas. Ils proviennent du marché s'ils y sont disponibles. Ceci évite de les re-développer inutilement, donc de gagner du temps. Ils doivent cependant disposer d'une sortie numérique pour que l'on puisse s'adapter à leur protocole de communication et les inclure dans le système (à titre d'exemple, nous pouvons citer les capteurs de présence, issus de la surveillance des biens et des personnes prêtés par la société ATRAL). S'ils ne remplissent pas ces conditions, ils sont alors développés au sein du laboratoire. Ce fut le cas par exemple pour le dispositif de mesure du rythme cardiaque fœtal ou encore des différentes versions de l'actimètre, dont l'un a fait l'objet d'un brevet [37].

Le poste patient se situe au bout de la chaîne de traitement et contient le système logiciel (cf. Figure 9) constitué de plusieurs modules pour analyser (LogHIS), simuler en temps réel (SimuHIS) les informations en termes médicaux (diagnostic, évaluation fonctionnelle de la personne, monitoring) et en termes décisionnels (fusion de données, détection d'alertes).

Le réseau local inclut une liaison filaire pour relier les capteurs fixes et nomades au poste patient, et aussi une liaison sans fil pour l'interfaçage avec les capteurs ambulatoires. Un pèse-personne par exemple n'a pas besoin d'une liaison sans fil par exemple, mais un capteur embarqué comme un gilet intelligent ou un capteur de chute, c'est essentiel. Les prises de mesure s'effectuent de manière automatique ou manuelle selon le type du capteur.

D'autre part, un tel système comme tout appareillage n'est pas censé être infaillible, il peut rencontrer des défaillances techniques telle que des coupures de courant, des pannes de réseau ou de capteurs qui ne doivent pas être considérées comme improbable. Le système possède donc des contraintes de robustesse, (tolérance «zéro pannes»), de sensibilité (détection de toutes les situations critiques, i.e. pas de « faux négatifs ») et de spécificité (détection des situations critiques uniquement, i.e. pas de fausses alertes). Le système doit donc s'assurer d'un nombre maîtrisé de pannes et prévoir des auto-tests réguliers. Mais toutes ces contraintes élémentaires de robustesse ne suffisent pas toujours à régler les problèmes d'ordre pratique. En effet, un problème majeur est de s'adresser à la bonne personne à l'intérieur du logement. Que faire si le logement est habité par plusieurs personnes ? s'il y a la présence d'un chat à l'intérieur ? s'il y a des visites ? Ce problème d'aide à la décision peut être réglé par la présence d'une signature biométrique portée en permanence par le patient ou à défaut par un système de règles permettant de s'affranchir de ces problèmes.

Notons enfin que le système doit être doté d'une base de données afin de structurer et sauvegarder les données qui seront ensuite utilisées par des agents intelligents de décision (alerte) et de visualisation (IHM) à des fins de visualisation (courbes, etc.), de prédiction d'évolutions à partir de tendances et de déclenchements d'alertes.

2.5 Aspects technologiques et choix d'implémentation

Il existe un grand nombre de technologies permettant de réaliser un tel système. Du simple kit pour résoudre un problème spécifique jusqu'à des systèmes beaucoup plus évolués pour résoudre des tâches complexes. Malgré la surabondance de ces technologies, de standards et de protocoles, nous proposons ici notre propre solution.

2.5.1 Le réseau CAN

2.5.1.1 Le choix du réseau CAN (Controler Area Network)

De nombreux réseaux locaux étaient disponibles (Ethernet, I2C, etc.). Nous avons choisi le réseau local CAN pour les raisons suivantes :

- sa simplicité de mise en œuvre. Il accepte tout type de média pour la transmission de données (une simple paire de fils téléphonique suffit, fibre optique, liaison sans fil, etc.) ;
- il est de faible coût ;
- il est très résistant au bruit et aux environnements difficiles ;
- il a de hautes performances temps réels ;
- il est clos et totalement fermé sur l'extérieur car il se limite à la plateforme expérimentale et à ses capteurs (ce qui n'est pas le cas pour le réseau Ethernet par exemple). Ceci permet d'augmenter la fiabilité et la sécurité de transmission des données sur le réseau, et d'optimiser les délais de transmission, car le réseau n'est pas partagé avec d'autres applications ;
- le patient décide du moment où il effectue ses prises de mesure dans l'habitat. L'intervalle de temps entre deux mesures consécutives pouvant devenir très long (par exemple, une mesure du poids le matin et une autre le soir), chaque capteur doit délivrer son information à son propre rythme (transmission asynchrone). Ceci nécessite un modèle de type « producteur-consomateur » inclus dans le CAN (cf. les propriétés dans l'annexe F). Un modèle Client-Serveur (que le CAN peut supporter aussi) aurait impliqué l'utilisation de techniques de « Polling » qui ne sont pas adaptées pour de l'acquisition asynchrone.
- le réseau doit inclure la notion de priorité sur le bus, en cas d'alerte temps réel de différentes gravités et simultanées. Ceci est rendu possible par le CAN qui fournit une réponse déterministe en cas de collision sur le bus. Il n'y a pas de perte de temps ni de données. Chaque message transitant sur le bus est pourvu d'un identificateur (ID) correspondant au capteur d'où il provient et fixant aussi sa priorité sur le bus. Le message qui possède l'ID de plus faible valeur continue à transmettre (modèle d'« information-diffusion » (cf. les propriétés dans l'annexe F).

- il doit être possible d'ajouter ou de soustraire des capteurs du réseau d'une façon « Plug&Play » et de les faire aussi communiquer entre eux (notion d'intelligence distribuée, utilisation du modèle d'« information-diffusion » (cf. les propriétés dans l'annexe F).

Malgré tous ses intérêts, son principal défaut découle de sa topologie en bus : si le lien physique est rompu en deux endroits, alors, la portion située entre les deux devient inaccessible. Ce ne serait pas le cas avec une topologie en étoile, moins flexible et bien plus coûteuse ou bien avec une topologie de type Internet, d'une complexité inenvisageable.

2.5.1.2 La carte de communication PCI-CAN/2

Nous avons choisi d'utiliser la carte d'acquisition PCI-CAN/2 de National Instrument pour interfacer le poste patient avec le bus CAN, car elle a été conçue spécialement pour la communication à haute vitesse avec des appareils de type CAN. Cette carte se connecte dans un port PCI du poste patient (PC) et met à disposition deux ports d'interfaces (nous utilisons le port 1).

2.5.2 La liaison sans fil

Le marché offre un nombre croissant de « transceivers » Semi Duplex, qui permettent d'établir une communication bidirectionnelle avec le capteur ambulatoire. Le débit binaire disponible est souvent supérieur à 50Kbits/s. Notre choix s'est naturellement porté vers les radiofréquences, car ce mode de transmission n'impose pas que les émetteurs et récepteurs soient « en visuel » comme c'est le cas des liaisons infrarouges (IR). Nous utilisons le module de communication radio TRX01 (ATMEL) dont le bus de communication sans fil utilise une gamme d'ondes radiofréquences centimétriques. Il s'agit des bandes ISM à 434MHz et 868MHz, limitées en puissance à 10mW. Ces bandes de fréquences ont une portée suffisante pour couvrir le territoire d'un logement. Leur utilisation n'est subordonnée à aucune autorisation d'émission. En contrepartie, le fort développement d'applications dans ces bandes génère un trafic important, qui nécessite la mise en œuvre d'un protocole de détection d'erreurs. Dans les bandes ISM, nous avons le choix entre deux types de modulation : la modulation d'amplitude et la modulation de fréquence. Cette dernière a été retenue, car plus fiable et convenant mieux à une utilisation nomade à l'intérieur d'un logement.

Il existe deux limitations physiques à l'utilisation des ondes radiofréquences pour des applications ambulatoires à l'intérieur d'un bâtiment [38]. La première, évaluée à environ 3 Hertz, se traduit par un léger déplacement des fréquences lors des déplacements relatifs de l'émetteur et du récepteur (effet Doppler). La seconde, l'évanescence des ondes radio par recombinaison destructive dans certains secteurs du logement (le «Fading de Rayleigh»), est beaucoup plus importante et peut se traduire par une extinction complète des ondes dans une ou plusieurs parties du logement. On peut s'en affranchir soit en utilisant plusieurs antennes de réception disséminées dans le logement (« diversité spatiale »), soit en déplaçant la longueur de l'onde de modulation (« diversité en fréquence »), afin de redispenser la cartographie des interférences de la porteuse avec ses échos.

La communication est établie de manière bi-directionnelle (mode Half-Duplex). Cela permet la mise en œuvre d'un algorithme de recherche de la réception optimale par « sauts de fréquence » (diversité en fréquence). Ce choix permet, en outre, d'opérer des réglages sur les paramètres internes des capteurs (gain, bande passante, etc.) et d'effectuer périodiquement des opérations de maintenance par interrogation circulaire (« Polling »).

2.6 Réalisations matérielles pour l'instrumentation du système

2.6.1 La carte électronique polyvalente « SmartCAN »

Le premier résultat matériel s'est concrétisé par la réalisation d'une carte polyvalente (cf. Figure 15), basée sur un premier prototype (cf. Figure 12) qui a servi à optimiser et déboguer la carte. Cette nouvelle carte, industrialisée par la suite et que nous dénommons « SmartCAN », a pour but d'interfacer les capteurs et les actionneurs de l'habitat avec le réseau CAN. L'interfaçage peut s'effectuer soit par liaison filaire, soit par liaison hertzienne (technologie sans fil). Dans ce dernier cas, un emplacement est prévu pour enficher le module de communication radio TRX01 (ATMEL) qui travaille dans la bande ISM à 434MHz. Cette carte, d'une surface de 8cm², est alimentée par une tension continue de 6 volts ou plus (fournie par une batterie ou par le réseau) et consomme 30mA. L'implémentation a été réalisée avec le logiciel Protel (cf. le schématique et le PCB en annexe B) et comprend les composants principaux suivants :

- un micro-contrôleur AT90S8535 (ATMEL) 8 bits, de type RISC chargé d'acquérir, traiter (filtrage des données, etc.) et transmettre les signaux ;

- un contrôleur de bus CAN (le SAE81C91 produit par Siemens) qui met en forme les trames au format de ce protocole (il réalise l'encapsulation protocolaire des informations) ;
- un contrôleur de ligne CAN (le PCA82C250N4 de chez Philips) chargé d'adapter les informations délivrées par le contrôleur de protocole CAN sur le réseau filaire ;
- des connecteurs de type RJ45 afin de faciliter le branchement, par le patient, des applications nomades ;
- un régulateur permettant une alimentation continue entre 6 et 12V.

avec les éléments de communication suivants :

- un port série asynchrone (liaison RS232) ;
- un bus série synchrone (liaison SPI) ;
- 8 entrées analogiques avec une résolution de 10 bits (1024 points) ;
- 8 entrées/sorties logiques pour les actions et les états booléens ;
- un accès au bus CAN ;
- un emplacement pour recevoir le module de communication radio TRX01.

Pour plus de détails concernant ces communications, consulter l'annexe D. Le bloc diagramme de la Figure 14 représente les interactions.

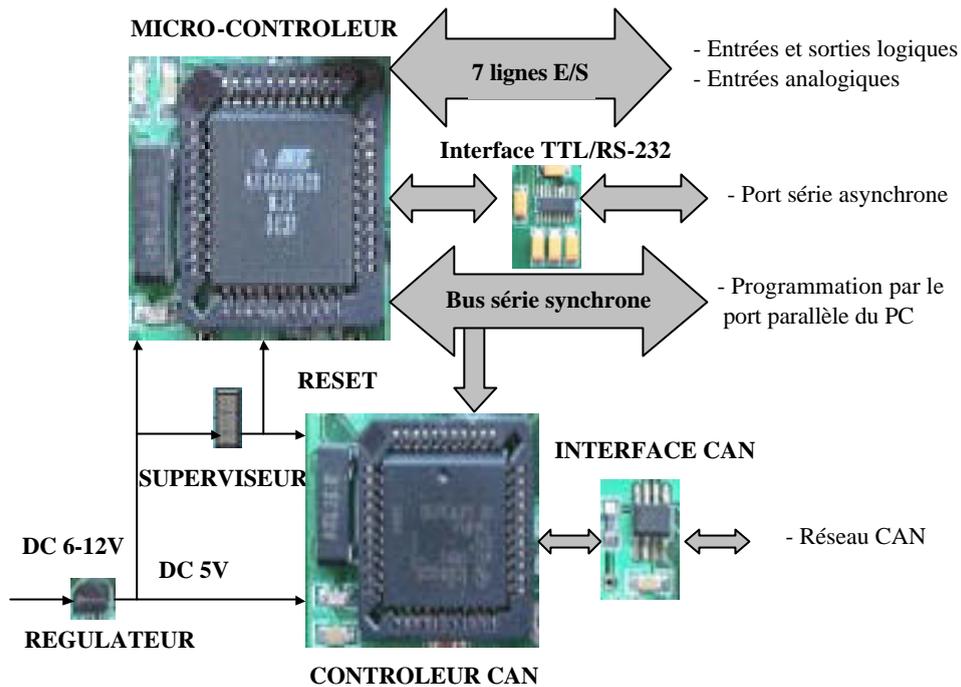


Figure 14 : bloc diagramme de la carte SmartCAN.

Le programme embarqué dans le microcontrôleur permet non seulement de s'adapter au protocole du capteur ou de l'actionneur pour dialoguer avec lui (c'est le driver) mais aussi de délocaliser une partie du traitement de l'information et de l'intelligence (capteur intelligent).

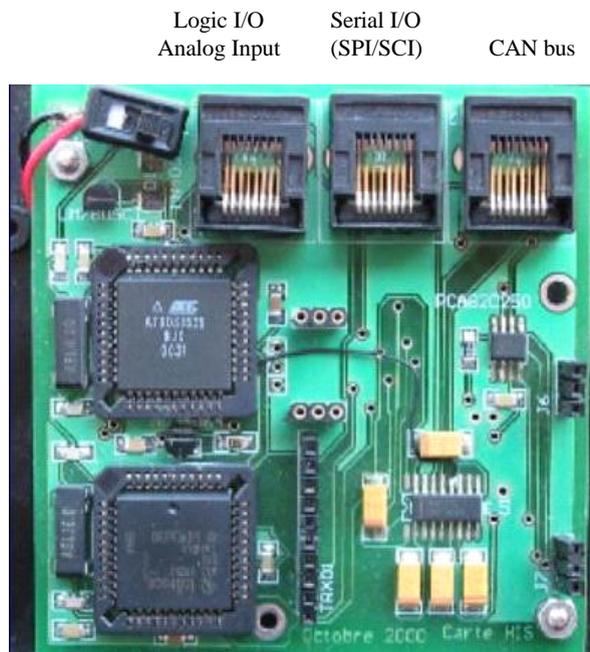


Figure 15 : photo de la carte SmartCAN industrialisée.

Suivant le type de capteurs à relier au réseau (physiologique, d'activité, d'environnement ou microphones), le microcontrôleur utilise l'élément de communication adéquat pour communiquer avec le capteur (cf. Tableau 2).

<i>Capteurs</i>	<i>Communications</i>
Capteurs volumétriques, actionneurs (relais)	E/S logiques
Pèse-personne, tensiomètre, oxymètre	Liaison série RS232
Thermomètre, Luxmètre, hygromètre	Port analogique
Actimètre	Module radio
Microphones	Accès bus CAN (et TCP/IP)

Tableau 2 : interfaçage capteurs/communications.

Pour plus de détails techniques concernant l'implémentation et la compilation des programmes, leur chargement dans le microcontrôleur et la programmation du contrôleur CAN, consulter l'annexe D.

2.6.2 Conception du réseau CAN

Nous avons conçu le bus de terrain avec une simple paire de fils téléphonique (frais peu élevés et facilité d'installation) circulant dans tout le logement et installé des prises dans chaque pièce afin de pouvoir brancher tous les capteurs et actionneurs au réseau CAN. Nous avons aussi ajouté une seconde paire de fils téléphonique pour distribuer une tension d'alimentation basse tension vers les capteurs non pourvus d'autonomie et vers ceux nécessitant un courant de recharge de leurs accumulateurs internes. Chaque capteur a été relié à une SmartCAN chargé avec le pilote adéquat, et branché au réseau CAN. Les priorités des capteurs sur le réseau CAN ont été définis suivant le Tableau 3).

<i>Capteurs</i>	<i>Identifiants Priorités</i>	
Actimètre	1	1
Oxymètre	4	2
Tensiomètre	5	3
Information audio	6	4
Pèse-personne	7	5
Capteurs volumétriques	8	6
Thermomètre	10	7
Luxmètre	10	7
Hygromètre	10	7
Effecteurs	11	8
Fichier son	512	9

Tableau 3 : ID et priorités des capteurs.

Chaque contrôleur de bus CAN disposant d'une mémoire de 16 messages, ceci permet d'envoyer jusqu'à seize messages différents de la part d'un même capteur. De plus, chaque message, qui constitue une trame CAN complète peut avoir une longueur totale de douze octets si on utilise l'espace mémoire réservé aux données dans sa totalité (cf. Tableau 4). Le Tableau 5 donne l'utilisation de l'espace mémoire en fonction des capteurs.

<i>Octets de description (ID, DLC, RTR)</i>	<i>Octets de donnée (Mémoire Messages)</i>	<i>Octets d'horodatage</i>
Octet 0, Octet 1 Mémoire associative	Octet 2, (...), Octet 9 RAM	Octet 10, Octet 11 RAM

Tableau 4 : description d'une trame CAN complète (d'un message).

<i>Capteur</i>	<i>Nombre d'octets de données utilisés</i>
Tensiomètre	8
Pèse-personne	1
Capteurs volumétriques	1
Oxymètre	3

Tableau 5 : taille de la mémoire message en fonction du capteur.

2.6.3 Les capteurs d'activité, physiologiques et environnementaux

La figure suivante introduit les différents capteurs du SID² avec leur position dans l'habitat.

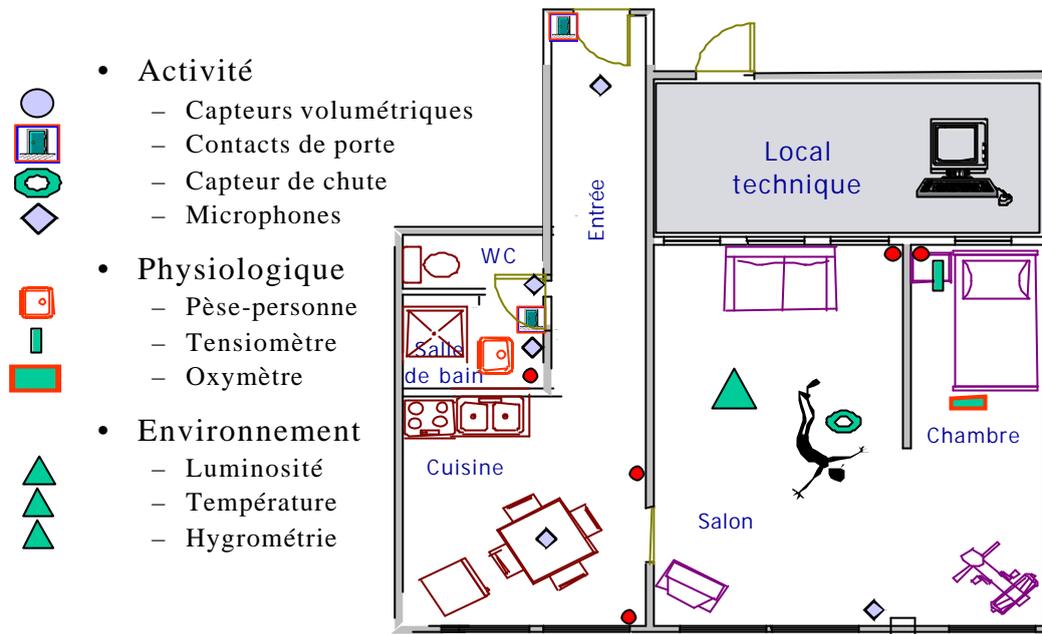


Figure 16 : position des capteurs dans l'habitat.

2.6.3.1 Les capteurs de présence et les centrales de détection

Pour mesurer la position du patient dans l'habitat ou ses déplacements (passages d'une pièce à une autre), il est nécessaire d'utiliser des capteurs de présence. Ceux de l'HIS sont issus des équipements anti-infractions. Ces capteurs délivrent des événements et non pas des états : si la personne s'immobilise devant le capteur, elle n'est plus détectée. Nous supposons donc que la personne se trouve dans la pièce où elle a été détectée le plus récemment.

Nous utilisons sept capteurs de présence (un par pièce). Ce sont :

1) Cinq détecteurs infrarouges pyroélectriques (DP8111 – Atral, France), sensibles aux variations de rayonnement infrarouge engendrées lors de déplacements ou mouvements d'une personne. Trois types de lentilles sont disponibles :

- volumétrique : distance de détection de 12 mètres pour un angle de 90°;
- linéaire : distance de détection de 25 mètres pour un angle de 20°;
- rideau : distance de détection de 10 mètres pour un angle de 10°.

2) Deux émetteurs universels (DP8211 - Atral, France) contact magnétique de porte détectant l'ouverture ou la fermeture de porte.

Les capteurs volumétriques (cf. Figure 17) ont été installés dans les pièces suivantes :

- la chambre (repérage de périodes de repos ou de sommeil) ;
- le salon (divertissements, repos) ;
- la cuisine (repas, vaisselle, etc.) ;
- le volume « douche » du cabinet.

Le hall d'entrée est équipé d'un capteur de type « linéaire ». Les contacts magnétiques de porte ont été installés sur la porte d'entrée et sur la porte du WC (cf. Figure 18).

Chaque capteur, autonome, possède son propre code digital qui est transmis par voie hertzienne vers une centrale réceptrice qui, à son tour, active un « contact sec » correspondant au capteur activé. Les centrales réceptrices de type DP8511 sont au nombre de deux et interfacées au réseau CAN via les huit entrées logiques du port A (configurées en pull-up) du microcontrôleur de la SmartCAN. Le programme teste en permanence l'état du port A. Dès qu'un capteur est activé, la valeur du port A est modifiée, cette valeur est alors envoyée dans un registre du contrôleur CAN et un message est envoyé enfin de faire parvenir l'information jusqu'au PC.

Nous avons défini différents objectifs de détection en fonction des trois types de lentille disponibles (volumétrique, rideau et linéaire) suivant le Tableau 6.

<i>Objectifs de détection</i>	<i>Détecteurs infra-rouges</i>			<i>Contacts de porte</i>
	<i>Volumétrique</i>	<i>Rideau</i>	<i>Linéaire</i>	
Présence dans une pièce	✓		✓	
Présence dans une pièce munie d'une porte				✓
Déplacement d'une pièce vers une pièce munie d'une porte				✓
Déplacement d'une pièce vers une pièce ouverte		✓		
Présence dans une pièce d'échange (communicant avec plusieurs pièces)			✓	

Tableau 6 : sélection du type de capteur en fonction du but de la détection.

Si l'on veut suivre un déplacement à travers deux pièces connexes ouvertes, il est plus judicieux de sélectionner un détecteur de type « rideau ». Mais si ce passage est équipé d'une porte, alors, il devient plus efficace d'utiliser un contact de porte. Le capteur de type « volumétrique » est plus adapté pour des stations de « longue durée » dans une pièce. A l'inverse, si la pièce en question ne possède qu'une ouverture, alors le contact de porte est le plus approprié. Dans le cas de pièces d'échanges ou de passage tel que le « couloir », il est préférable d'utiliser un détecteur de type « linéaire ».

Notons aussi qu'il convient d'éviter de placer dans le champ de détection de ces détecteurs infrarouges tout équipement domestique susceptible de dégager de la chaleur (radiateurs, pompes à chaleur, air conditionné) ainsi que des objets échauffés par le rayonnement solaire.



Figure 17 : photo d'un capteur volumétrique situé dans la cuisine.



Figure 18 : photo d'un contact de porte.

La section 2.7 traitera de règles de détection basées sur ces capteurs de présence qui permettront de limiter le taux de fausses détections.

2.6.3.2 Le pèse-personne

Ce capteur nomade donne le poids du patient. Il a été fabriqué par la société Moulinex sous la marque Krupps. Moulinex l'a spécialement modifié afin de permettre le dialogue et l'envoi d'information sur une carte SmartCAN (en utilisant une liaison RS232). Il se branche sur l'une des prises réseaux installés dans le logement. La mesure s'effectue sous le mode événementiel : lorsque la personne monte sur le pèse-personne (cf. Figure 19), celui-ci se réveille et commence à analyser le signal provenant d'une jauge de contrainte. La donnée n'est émise vers le bus CAN que si l'utilisateur active un bouton (« poire ») pendant la durée de la mesure. Ceci est sensé filtrer la prise en compte de mesures provenant de personnes non autorisées à se peser et donc non informées sur cette procédure (cf. annexe G).

Si le patient souffre de certaines formes de handicaps mentaux ou physiques, on peut envisager l'automatisation de la prise de cette information, par exemple en pesant la personne dans son lit [65], ou dans les toilettes [66].



Figure 19 : photo du pèse-personne.

2.6.3.3 L'oxymètre (« OxyCAN »)

L'OxyCAN est un module électronique associant un capteur (OEM 2367 - NONIN) avec une SmartCAN pour mesurer le taux de saturation en oxygène dans le sang et la fréquence cardiaque pendant les périodes de sommeil (cf. Figure 20). La communication s'effectue par l'intermédiaire d'une liaison RS232. Le procédé optique de la mesure évalue l'opacité du sang aux extrémités des doigts, des orteils ou du lobe de l'oreille. Si cette valeur en instantané ne présente pas réellement de sens médical, son monitoring en continu, en particulier pendant le sommeil, peut permettre de détecter et de quantifier des anomalies telles que les variations excessives de fréquence, ou les apnées obstructives du sommeil, qui engendrent une fatigue de l'appareil respiratoire et cardiaque. L'oxymètre délivre, trois fois par seconde, le pourcentage de saturation en oxygène dans le sang (SaO_2) et la fréquence cardiaque. Il informe également de la qualité de la mesure (senseur déconnecté). Dès lors que le module est relié au bus CAN par l'intermédiaire de la carte SmartCAN, cette dernière délivre l'information avec une cadence de 1Hz. Etant donné que le monitoring est continu, la priorité sur le bus CAN a été choisie assez élevée pour ne pas saturer le réseau (cf. annexe H pour les détails techniques).

2.6.3.4 Le tensiomètre (« TensoCAN »)

Ce capteur fournit la pression artérielle du patient (pression systolique, pression diastolique, pression moyenne et fréquence cardiaque). Son fonctionnement est basé sur le gonflage automatique d'un brassard (sphygmomanomètre). Il nécessite de respecter certaines conditions

lors de la mesure (position de repos, compensation de la différence de hauteur entre le cœur et le site de mesure). Son utilisation est donc événementielle (au gré du patient). Le modèle retenu (EW 285 – NAIS, Matsushita) se place au poignet, à l'emplacement de la montre. Il dispose d'une sortie RS232 connectée à la carte SmartCAN.

La mesure et l'émission de la donnée n'interviennent pas obligatoirement simultanément. Pour émettre la dernière mesure, il faut connecter le tensiomètre à la carte SmartCAN, puis simplement activer durant quelques secondes le bouton situé sur la carte SmartCAN. L'annexe I présente plus de détails, mais le protocole de communication (chronogrammes de communication, etc.) n'est pas dévoilé pour cause de confidentialité.

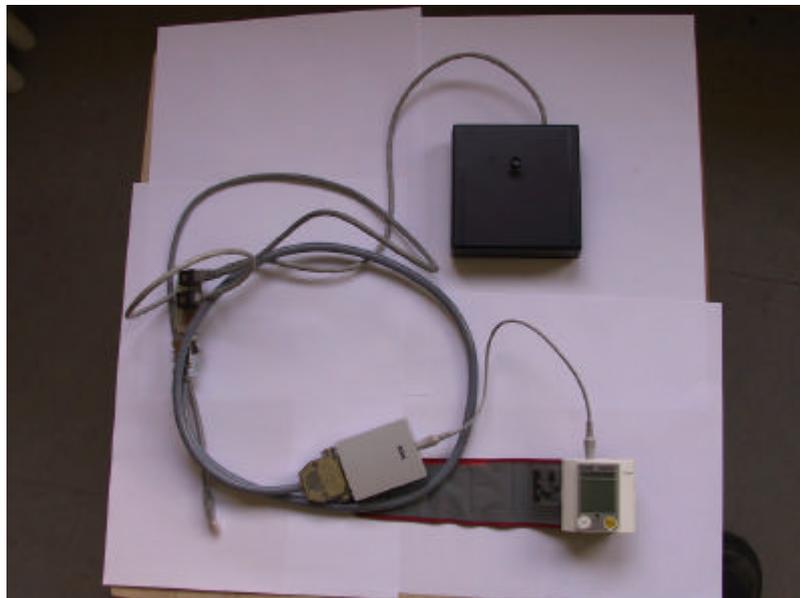


Figure 20 : photo du tensiomètre.

2.6.3.5 La station environnementale

Une carte électronique a été spécialement implémentée (cf. Figure 21), pour mesurer les quatre paramètres métrologiques suivants :

- la température ambiante est particulièrement utile pour évaluer les conditions de vie du patient, en particuliers détecter les situations extrêmes, hyperthermie ou hypothermie, et ainsi déclencher des actions préventives pour éviter des conséquences sur la santé de la personne (déshydratation, rhume, etc.). Le capteur de température retenu, le LM35D délivre une tension proportionnelle à la température ;

- l'humidité relative est un paramètre de confort, associé à la température. Le capteur retenu est le HS15W, qui délivre une tension entre 1.5V et 3,1V (proportionnelle au taux d'humidité) ;
- la luminosité. Etant un facteur de chute, il est donc souhaitable d'adapter la luminosité de la pièce occupée par action automatique sur l'éclairage. Les capteurs retenus sont les photodiodes « SFH206K » et la photo résistance « NORP-11 » dont les informations sont fusionnées afin d'obtenir une information du niveau de luminosité, donc de confort d'éclairage ;
- la pression atmosphérique est prise à titre indicatif. Elle n'agit pas directement sur la personne. Par contre, c'est un élément de correction des mesures des autres capteurs.

Les capteurs sont reliés au port A du microcontrôleur de la carte SmartCAN, afin de pouvoir convertir les signaux analogiques en mots numériques. Les capteurs délivrent des tensions proportionnelles aux valeurs. Pour plus de détails sur l'implémentation, consulter l'annexe J.



Figure 21 : commandes électriques commandées par des télé-rupteurs.

2.6.3.6 Les actionneurs

Toutes les commandes électriques du logement sont relayées par des télé-rupteurs centralisés sur le tableau de distribution électrique du logement (cf. Figure 22). Une carte électronique

comportant sept relais miniatures communique avec une SmartCAN par l'intermédiaire de ses sorties logiques (cf. Figure 23).

Actuellement, ceci permet de piloter les équipements électriques au travers du bus CAN, en lançant des ordres depuis le clavier du PC. Cette fonction peut se révéler nécessaire en cas d'urgence (déverrouillage de la porte d'entrée) ou si l'on veut assurer des aides automatiques à la personne. Par exemple, lors d'un lever nocturne, le dispositif peut éclairer le chemin qui mène de la chambre aux toilettes. Notons que l'automatisme de ces aides doit être utilisé avec attention (en accord avec le patient et le médecin traitant) de façon à préserver la liberté et l'autonomie du patient.

Nous utilisons le module SuivHIS – version 2 (cf. §4.4.4) pour sélectionner un ou plusieurs relais à actionner. Dans ce dernier cas, des messages sont envoyés par le biais du bus CAN du module jusqu'aux télé-rupteurs qui actionnent les relais.



Figure 22 : tableau de distribution électrique du logement.

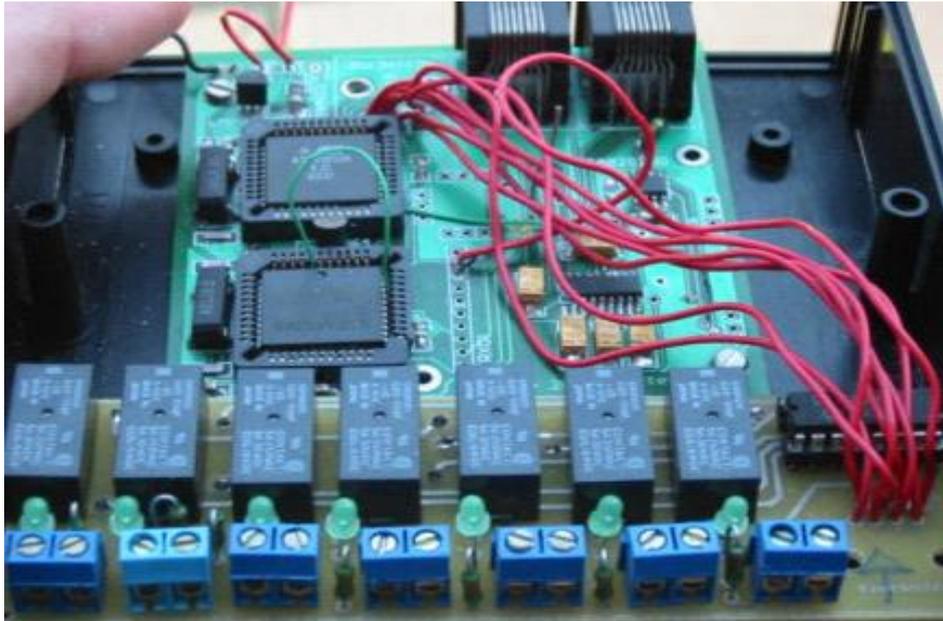


Figure 23 : carte effecteurs.

Pour plus de détails sur la programmation pour commander les relais à distance, se référer à l'annexe K.

2.6.4 Les capteurs embarqués d'actimétrie ou capteurs de chute

2.6.4.1 Introduction

Un capteur a été spécialement conçu pour la détection de la chute, afin de pouvoir porter secours dans les plus brefs délais aux personnes âgées victimes d'une chute à leur domicile. En effet, la chute est un problème majeur chez les plus de 65 ans pour les raisons suivantes :

- plus d'une personne sur trois fait une chute chaque année [67], soit de trois à cinq millions de personnes concernées ;
- deux chutes sur trois ont lieu à domicile (lieu de vie de 95% des personnes âgées) ;
- lorsque les conséquences de la chute ne sont pas traitées en temps voulu, c'est un des mécanismes majeurs de décès accidentels (9000 décès en 1996) [68] ;
- elle est un processus invalidant par ses conséquences physiques en terme de fractures pour 6% des cas et de traumatismes sévères pour 10% des cas, ce qui touche près de 500 000 personnes.

Les conséquences de la chute sont également psychologiques :

- la peur de tomber est un facteur aussi invalidant que la chute elle-même, car elle reste à l'esprit de la personne âgée comme de ses proches, causant souvent le placement en institution ;
- la peur de retomber, pour 35 à 50% des personnes (1 à 1,5 millions de personnes), engage un déclin fonctionnel chez 47% des chuteurs (1,4 millions de personnes) ;
- la peur de ne pas pouvoir se relever seul : on constate une réelle incapacité à se relever seul pour 43% des sujets âgés de plus de 65 ans ; évidemment, la peur est amplifiée lorsque la personne vit seule, ce qui est le cas pour une personne âgée sur trois.

Les conséquences économiques de la chute sont considérables. Elles sont estimées à deux milliards d'euros, dont la moitié pour les soins, hospitalisations et prescriptions, et l'autre moitié pour les frais de séjour en maison de repos, et séances de rééducation. Une intervention plus rapide des secours réduit le niveau de coût des soins, le besoin en rééducation et favorise un retour plus précoce à domicile.

Ce capteur a subi trois évolutions (trois versions) que nous allons commenter.

2.6.4.2 Le capteur de chute - version 1

Initialement, le premier capteur de chute ou actimètre (cf. Figure 24) s'embarquait sous l'aisselle gauche de la personne pour mesurer la posture grâce à un capteur d'inclinaison « tout ou rien », l'accélération verticale du corps grâce à un accéléromètre piézoélectrique et les artefacts des mouvements grâce à un capteur de vibrations [69][38][70]. Ce dispositif intégrait tous ces éléments sur un même support et communiquait par voie HF (cf. Figure 25).

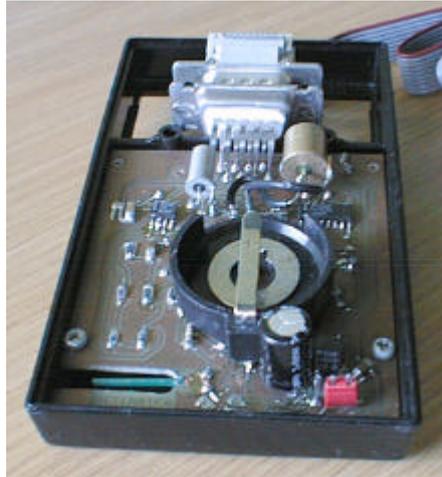


Figure 24 : premier actimètre prototype.

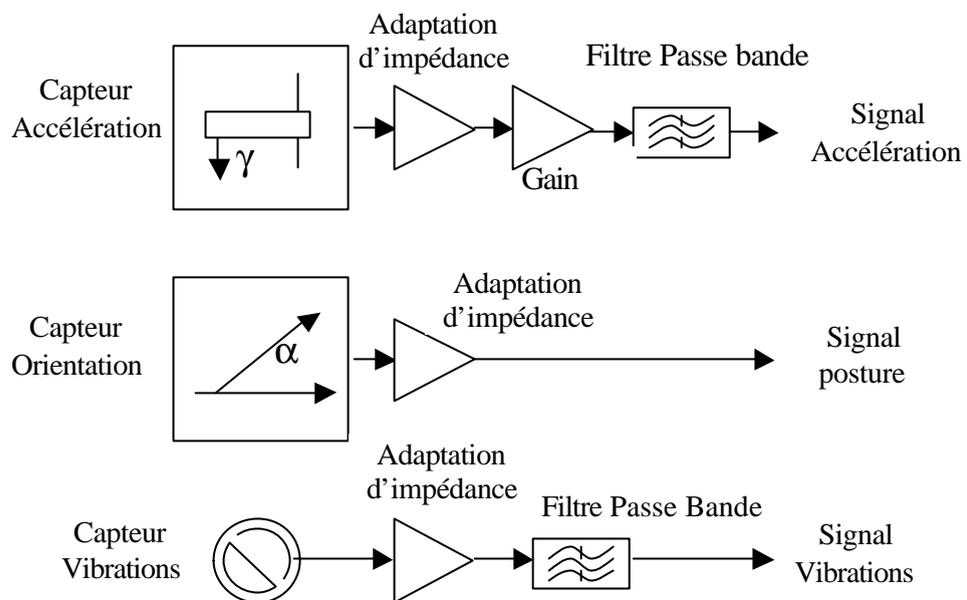


Figure 25 : synoptique de l'actimètre : conditionnement des capteurs.

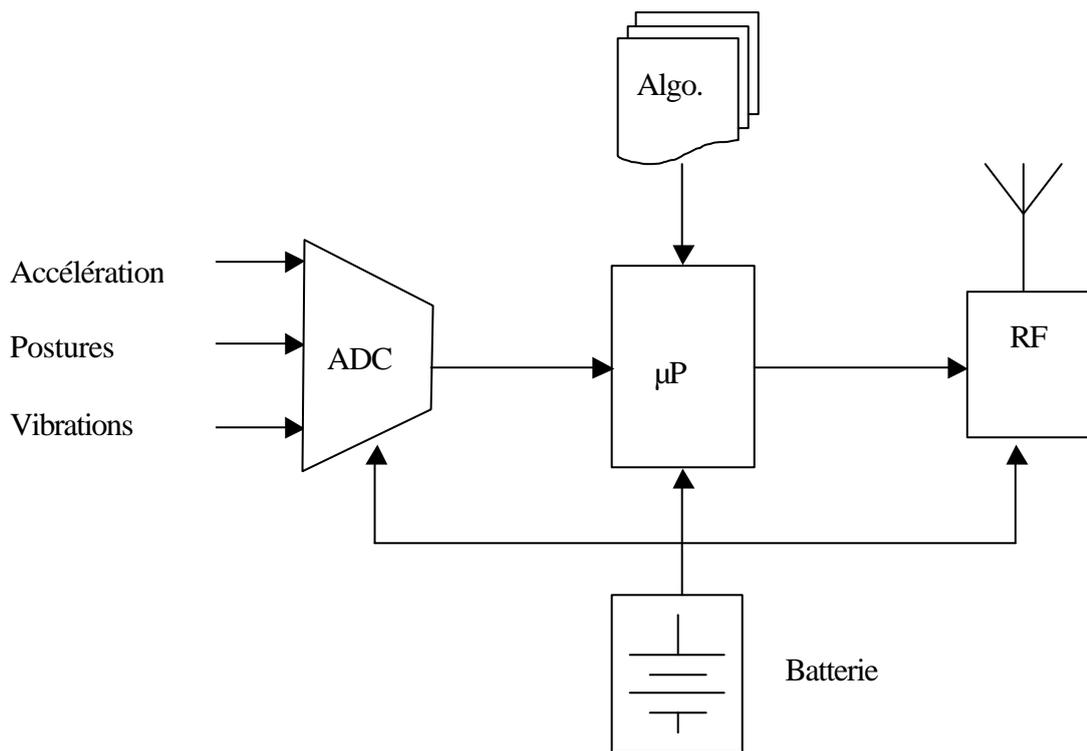


Figure 26 : synoptique de l'actimètre : partie traitement des information.

Après filtrage, puis seuillage, des signaux analogiques par un microcontrôleur embarqué (cf. Figure 25 et Figure 26, des indicateurs booléens de « posture », d'« accélérations » et de « vibrations » sont déclenchés selon leur état. Le microcontrôleur se charge alors de transmettre ces informations par liaison HF sur le poste patient. Chaque fois qu'une valeur booléenne change, un paquet d'informations codées en ascii est transmis (cf. Figure 27) :

<i>ESC</i>	<i>P</i>	<i>n</i>	<i>a</i>	<i>n</i>	<i>m</i>	<i>n</i>	<i>RC</i>
<i>0x1B</i>	<i>0x70</i>		<i>0x61</i>		<i>0x6d</i>		<i>0x0d</i>

Figure 27 : paquet d'information échangé ; « n » prend les valeurs ascii « 0 » (0x30) ou « 1 » (0x31).

Une fusion d'information entre ces indicateurs permettait alors de déterminer dans quelle situation se trouvait la personne (cf. Tableau 7).

<i>Message</i>	<i>Position</i>	<i>Accélération</i>	<i>Mouvement</i>	<i>Interprétation</i>
p0a0m0	Allongée	Non	Non	Actimètre non porté ou personne inconsciente
p0a0m1	Allongée	Non	Oui	Repos
p0a1m0	Allongée	Oui	Non	Dysfonctionnement de l'actimètre
p0a1m1	Allongée	Oui	Oui	Dysfonctionnement de l'actimètre
p1a0m0	Debout	Non	Non	Actimètre non porté
p1a0m1	Debout	Non	Oui	Marche
p1a1m0	Debout	Oui	Non	La personne a chuté ou est inconsciente
p1a1m1	Debout	Oui	Oui	Chute

Tableau 7 : surveillance du temps d'occupation de chaque pièce.

Nous avons ensuite intégré cet actimètre au niveau du module SuivHIS - version 1 (cf. §4.4.1).

Cet actimètre utilise une liaison radio de type «Half-duplex». Contrairement aux liaisons infrarouges, la communication ne nécessite pas d'être en vision directe avec le patient, ce qui offre une mobilité accrue dans le logement. Les bandes de fréquences utilisées sont les bandes ISM standards des pays européens (434/868MHz). Le transmetteur utilisé est l'AT86RF401 (Atmel, France), en technologie BiCMOS. Pour éviter des interférences dues au «Fading de Rayleigh» (réflexions murales et recombinaisons destructives des ondes), nous utilisons une technique de saut de fréquences [69], dans laquelle on recherche la porteuse la moins atténuée pour établir la transmission. Une autre technique, la « diversité spatiale », consisterait à répartir plusieurs récepteurs dans le logement.

2.6.4.3 Le capteur de chute - version 2

La deuxième version actuelle du capteur de chute utilise un accéléromètre bi-axe (ADXL202AQC), intégré avec le microcontrôleur sur un circuit « souple-rigide » en capton. Le microcontrôleur détecte l'inclinaison et la rotation du buste dans le plan para-sagittal, la présence de vibrations et en déduit l'information de chute par rapport à un seuil de vitesse angulaire (cf. Figure 28) [71]. En cas de chute, un signal sonore est émis. Si le porteur ne désactive pas l'alerte dans un délai imparti, une alerte est alors envoyée au télé-expert.

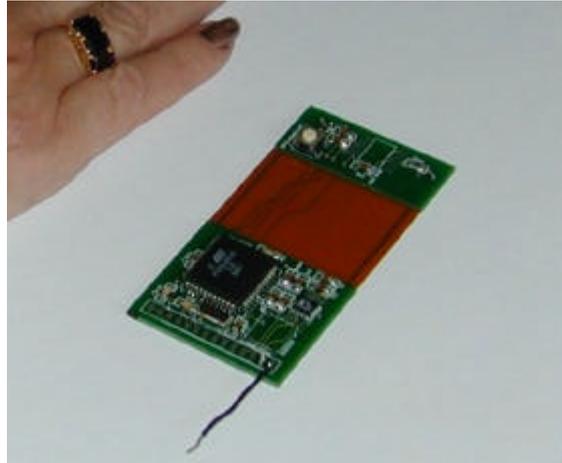


Figure 28 : deuxième version de l'accéléromètre.

2.6.4.4 Le capteur de chute - version 3

Le capteur de chute actuel, miniaturisé, regroupe trois accéléromètres montés perpendiculairement deux à deux. Ce dispositif 3D permet de détecter des chutes rotationnelles de type facial, postérieur ou latéral. Pour plus de précision à propos de ce capteur, qui n'a pas été l'objet prioritaire de ce travail de thèse, se référer à la publication [72].

2.6.5 Instrumentation pour la mesure du rythme cardiaque fœtal corrélé à l'actimétrie

2.6.5.1 Introduction

L'application présentée dans cette section relate de la conception et de la mise au point d'un appareil ambulateur et actimétrique de mesure du rythme cardiaque fœtal (RCF) au moyen d'électrodes de surface avec une méthode pseudo-différentielle. Nous présentons ce travail à titre prospectif car il s'agit actuellement d'intégrer cet appareil dans le système afin de profiter de toute sa technologie d'avant garde. Bien que cet appareil prenne déjà en compte la posture de la parturiente, il était destiné, dans sa version originale, à être couplé à la version 1 du capteur de chute actuel (cf. §2.6.4.3) [75], pour tenir compte des artefacts des mouvements de la parturiente.

2.6.5.2 Problématique

Le suivi médical des mécanismes physiopathologiques des altérations du rythme cardiaque fœtal (RCF) permet de déterminer l'état de bien-être du fœtus. C'est un moyen de prévention et de diagnostic pour des pathologies comme les bradycardies, tachycardies ou dysrythmies (anomalies

du rythme). Pendant les grossesses à haut risque, par exemple, le suivi médical du fœtus permet la prévention de syndromes comme l'hypoxie fœtale.

De nombreux appareils existent déjà sur le marché. De nombreuses fonctions sont disponibles, en plus du RCF, telles que la prise en charge de la cardio-respiration, des contractions utérines, de la mesure de la vitesse des globules rouges et du PH du sang ou encore de l'évaluation de l'activité β -adrénergique pendant l'hypoxie du fœtus [73]. Les technologies utilisées pour ce type de développement sont différentes : mise en œuvre de micro-contrôleurs, de DSP¹¹, etc. Les méthodes logicielles d'extraction du RCF possèdent aussi leurs propres caractéristiques : FFT zero-padding, FFT-pruning [74], etc. Cependant, les nombreux appareils développés dans ce domaine sont isolés de tout système d'information et suivent tous ce même principe : acquisition de données RCF au domicile de la parturiente, traitement sur une base locale comprenant une carte mémoire reliée à un modem, transmission au centre médical via le réseau téléphonique ou Internet, où les pathologies peuvent être diagnostiquées. Les investigateurs principaux de ces appareils sont des équipes de recherche comme l'équipe du professeur John Crowe du Département « Ingénierie et Electronique » de l'Université de Nottingham (Angleterre) ou certaines grandes entreprises comme Hewlett Packard, qui est actuellement le numéro un dans le domaine de l'instrumentation médicale.

2.6.5.3 Matériels et méthodes

Actuellement, la mesure du RCF repose sur deux méthodes. La première utilise une onde ultrasonore et le principe de l'effet Doppler continu ou pulsé [76], associé à la technique de l'auto-corrélation. Cette méthode, d'une précision équivalente au monitoring direct de l'électrocardiogramme, requiert un transducteur [77] ultrasonore, qui est le composant essentiel et le plus important du dispositif. L'intégration récente des équations de la piézo-électricité et leur nouvelle géométrie de construction a permis d'atteindre une haute résolution. Les transducteurs ultrasonores émettent et reçoivent des ondes ultrasonores à travers l'abdomen de la mère. Bien que ce procédé soit répertorié jusqu'à présent comme non invasif, le risque d'obtenir des effets secondaires n'est pas nul et dépend de la condition d'exposition (durée, etc.) et de la sensibilité de la cible. En effet, une partie de l'énergie développée par le transducteur s'évacue sous forme de chaleur dans un faisceau conique suivant la condition d'absorption des tissus mous. Par exemple, le système nerveux central de l'embryon est une cible très sensible, car, pendant la période

¹¹ Digital Signal Processing.

embryonnaire, les tissus mous ont une absorption très faible et sont sujets à des risques de mécanismes thermaux [78]. De plus, les transducteurs ultrasonores présentent certains inconvénients : difficulté de positionnement du transducteur face au myocarde du fœtus lui-même en mouvement et sélectivité directionnelle inhérente au procédé [79].

La seconde méthode consiste à prélever les signaux électriques au niveau de l'abdomen de la parturiente au moyen d'électrodes de surface plaquées sur la peau. En effet, il est établi que l'on peut extraire le RCF à partir d'électrodes de surface disposées sur l'abdomen de la mère et mesurer des variabilités telles que l'augmentation, les décélérations précoces, tardives ou prolongées, le rythme sinusal ou encore la variété ondulatoire à grandes sinusoïdes du RCF. Cette méthode, bien que moins précise que la précédente, mais suffisante, permet de s'affranchir des problèmes de directivité, donc de positionnement [80].

Afin d'évaluer la technologie ultrasonore et d'appréhender les problèmes liés à son utilisation en ambulatoire, nous avons effectué des tests dans le service de gynécologie de la maternité de La Tronche, dirigé par le professeur Pons. Nous avons utilisé l'appareil Doppler obstétrical « SEGAD641A », doté d'un transducteur délivrant des ondes ultrasonores de puissance $30\text{mW}/\text{cm}^2$ et de fréquence proche de 2Mhz . Le haut-parleur intégré nous a permis d'écouter le RCF et de constater que les mouvements de la parturiente avaient une conséquence désastreuse sur le signal. Cet appareil, qui exige une immobilité totale, rend évidemment inutile la prise en compte de l'actimétrie. Or, nous pensons que le couplage du signal RCF avec l'actimétrie de la mère devrait permettre dans un premier temps de masquer le signal RCF perturbé, voire à plus long terme de le corriger. De ce fait, nous nous sommes orientés vers une solution classique par capture des signaux électriques par électrodes de surface (électrodes standards de type AgCl).

Le dispositif final envisagé dans l'intégration du SID² (cf. Figure 29) inclura dans un premier temps, une mise en forme de ces signaux (amplification et filtrage), suivie d'une conversion analogique/numérique. Nous avons opté pour une technique de conversion de type Sigma Delta, qui offre une très haute résolution, ainsi qu'une très forte réjection du bruit. Le convertisseur retenu est un composant programmable (le MAX1440 d'Analog Device), qui dispose de six entrées analogiques : quatre voies seront utilisées pour le recueil du RCF sur quatre électrodes de surface, une pour la position de la parturiente, et une autre servant de référence. Le MAX1440 sera utilisé en mode pseudo-différentiel. Cette technique à masse commune permettra de récupérer le signal électrique absolu de chaque électrode. Une mesure différentielle entre deux paires d'électrodes aurait limité le nombre d'algorithmes utilisables pour de futurs traitements. Les signaux recueillis sont actuellement traités dans une application logicielle développée sous

Labview™. A terme, l'intégration de cet appareil dans le SID² se fera par l'intermédiaire d'une SmartCAN (par la liaison série du micro-contrôleur ATMEL). Le SID² pourra alors fusionner les données en provenance de cet appareil et des autres capteurs d'activité (l'actimètre en particulier).

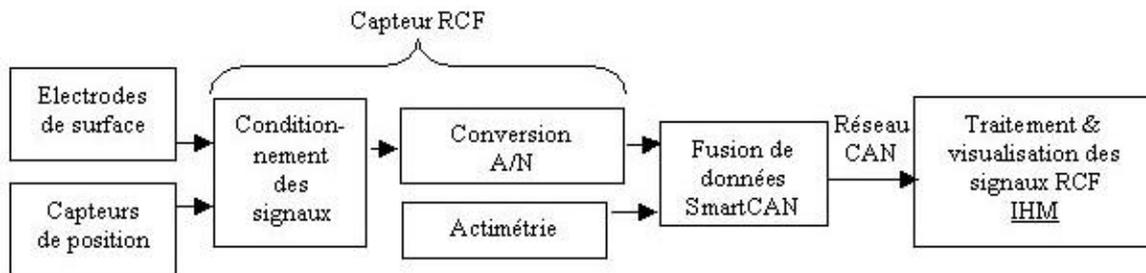


Figure 29 : schéma du projet final.

2.6.5.3.1 La carte d'acquisition du RCF et les modules de conditionnement

Le capteur du RCF s'architecture autour d'une carte d'acquisition principale, dotée de six voies et de six modules pour conditionner le signal, rendant ainsi la carte universelle et évolutive. Chaque module se connectera sur la carte principale où la numérisation sera effectuée. La carte d'acquisition du RCF regroupe la partie horlogerie, la régulation d'alimentation, le convertisseur analogique/numérique sur 18 bits et six emplacements où viendront s'enficher les modules. Quatre modules seront consacrés au recueil du RCF, un module servira pour l'électrode de référence et un module permettra de déterminer la position de la parturiente.

Les signaux RCF ont une amplitude de l'ordre de quelques microvolts et une fréquence de 120 à 180 battements par minute, avec des variations de plus ou moins 10bpm. La carte a été conçue suivant la Figure 30.

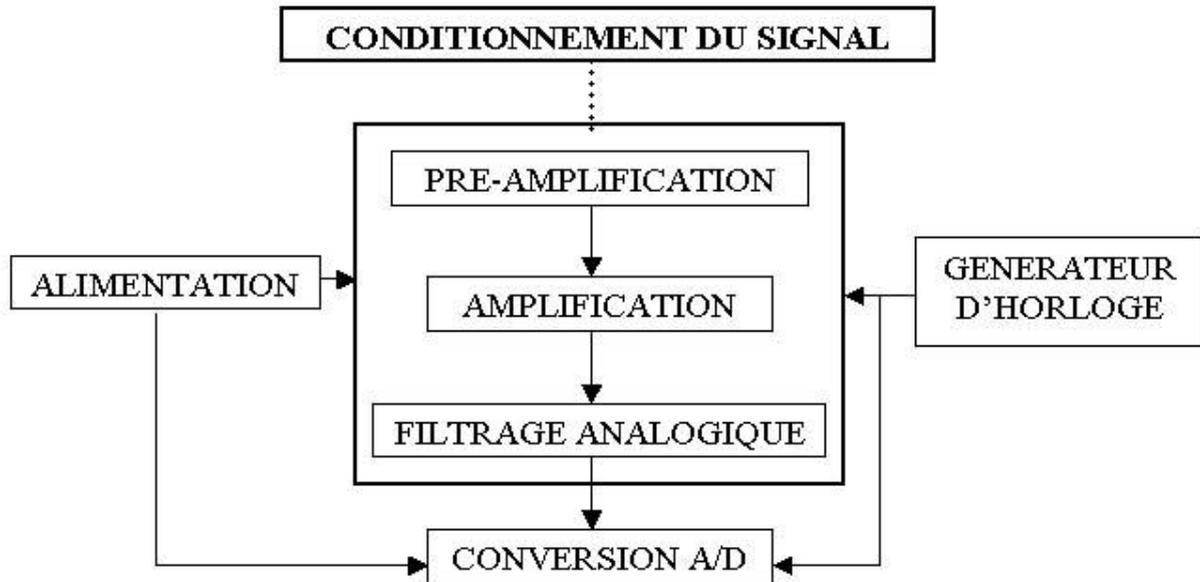


Figure 30 : schéma descriptif de mise en forme du signal RCF.

La carte se décompose de cette façon :

1) Etage pré-amplificateur

- adaptation d'impédance ;
- gain 10.

2) Etage amplificateur

- gain sélectionnable dans la gamme 10, 100 et 1000 ;
- adaptation de la tension analogique à la dynamique d'entrée du convertisseur.

3) Filtre réjecteur

- filtre en peigne réjecteur du 50Hz et de ses harmoniques.

4) Filtre passe-bas

- du deuxième ordre ;
- fréquence de coupure de 125Hz ;

- élimination des fréquences de commutation du réjecteur 50Hz, ainsi que des artefacts dus aux mouvements de la parturiente.

5) Conversion analogique numérique

La fonction du convertisseur analogique/numérique est de transformer le signal analogique en un signal numérique, de manière à ce qu'il puisse être traité par ordinateur.

Nous voulons effectuer des mesures pseudo-différentielles sur quatre voies RCF, car cette méthode, bien que figurant dans la littérature, sera utilisée pour ce type d'application, pour la première fois. La méthode consiste à recueillir le signal électrique absolu de chaque électrode par rapport à une électrode de référence, et non pas la mesure différentielle d'une paire d'électrodes qui, bien qu'efficace, diminue la quantité d'information des deux signaux (mesure de la différence uniquement). Les conséquences sont la diminution du nombre d'algorithmes utilisables par la suite pour extraire le RCF. Par exemple, il serait difficile de mesurer le « poids » d'une électrode par rapport à une autre. Le choix du placement des électrodes sur la parturiente n'a pas encore été arrêté. Jusqu'à présent, une ceinture obstétricale est utilisée, car elle permet une bonne tenue des électrodes sur la peau, ce qui entraîne une disposition rectiligne. Nous pouvons imaginer une ceinture différente, optimisée pour couvrir une surface maximale sur l'abdomen de la mère.

Le second paramètre important dans le choix du convertisseur est sa résolution. Le RCF possédant une amplitude variant entre 10 et 60 μ volts et le bruit (blanc) possédant une amplitude de l'ordre de la dizaine de microvolts, le rapport signal/bruit est donc proche de un. Par conséquent, un traitement numérique dans la carte SmartCAN ou au niveau du serveur distant devra être implanté pour faire émerger le signal utile du bruit. Un convertisseur programmable très précis, le Max1440 de Maxim, est utilisé pour notre application. Ce composant offre une très forte réjection du bruit et possède six voies analogiques en entrée et une conversion sur 18 bits. La pleine échelle étant de cinq volts, la précision sera de 19 μ V, ce qui est convenable pour notre application, après amplification du signal d'entrée. En effet, la fréquence du RCF oscille entre 120 et 180bpm avec des variations de l'ordre de ± 10 bpm¹². Si nous nous basons sur le théorème d'échantillonnage de Shannon pour déterminer la fréquence d'échantillonnage du signal en retenant 10 points significatifs à l'intérieur du pic de durée moyenne 29 ms, la fréquence d'échantillonnage obtenue est de 330Hz. Le calcul effectué précédemment est valable pour un seul canal, il faut aussi tenir compte des 18 bits de conversion et des cinq canaux utilisés. La

¹² BPM : battements par minute.

fréquence de transmission minimum à utiliser sera donc de : $330 \times 18 \times 5 = 29,7 \text{KHz}$ et sera supportée par le convertisseur, puisque la fréquence interne de fonctionnement du Max1440 est d'1Mhz. La carte fonctionne actuellement suivant cette configuration :

- transmission des données sur une liaison série synchrone ;
- fréquence d'échantillonnage de 1KHz/voie ;
- fréquence de transmission de 80Kbits/s/5voies.

2.6.5.3.2 Le module de détermination de la posture de la parturiente

Le rythme cardiaque du fœtus varie, quand la mère se lève ou se couche. Il peut être intéressant de prendre en compte, comme indication supplémentaire la position de la parturiente simultanément au RCF. C'est le rôle d'un des modules enfichables sur la carte principale d'acquisition. Ce module permet, au moyen de deux capteurs d'inclinaison « tout ou rien », de déterminer les quatre positions suivantes : debout, assise, allongée et penchée. Ces deux capteurs seront disposés sur la jambe et l'abdomen de la parturiente.

Les deux capteurs « tout ou rien » peuvent être considérés comme deux interrupteurs qui s'ouvrent ou se ferment suivant leur inclinaison. Suivant leur état, ouvert ou fermé, ils valident alors un ou deux ponts diviseurs, qui modifient la tension de sortie du montage, en fonction de quatre seuils distincts (cf. Tableau 8).

<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>POSITIONS</i>
0	0	Allongée
0	1	Penchée
1	0	Assise
1	1	Debout

Tableau 8 : table de vérité des deux capteurs « tout ou rien ».

2.6.5.4 Résultats, discussion

La carte d'acquisition et six modules de conditionnement du signal ont été développés et sont opérationnels (cf. Figure 31 et Figure 32). La technologie des composants montés en surface (CMS) a été utilisée, de manière à réduire l'encombrement de la carte. Les schémas d'implantation et les routages de toutes les cartes ont été réalisés en utilisant les logiciels Orcad et Protel.

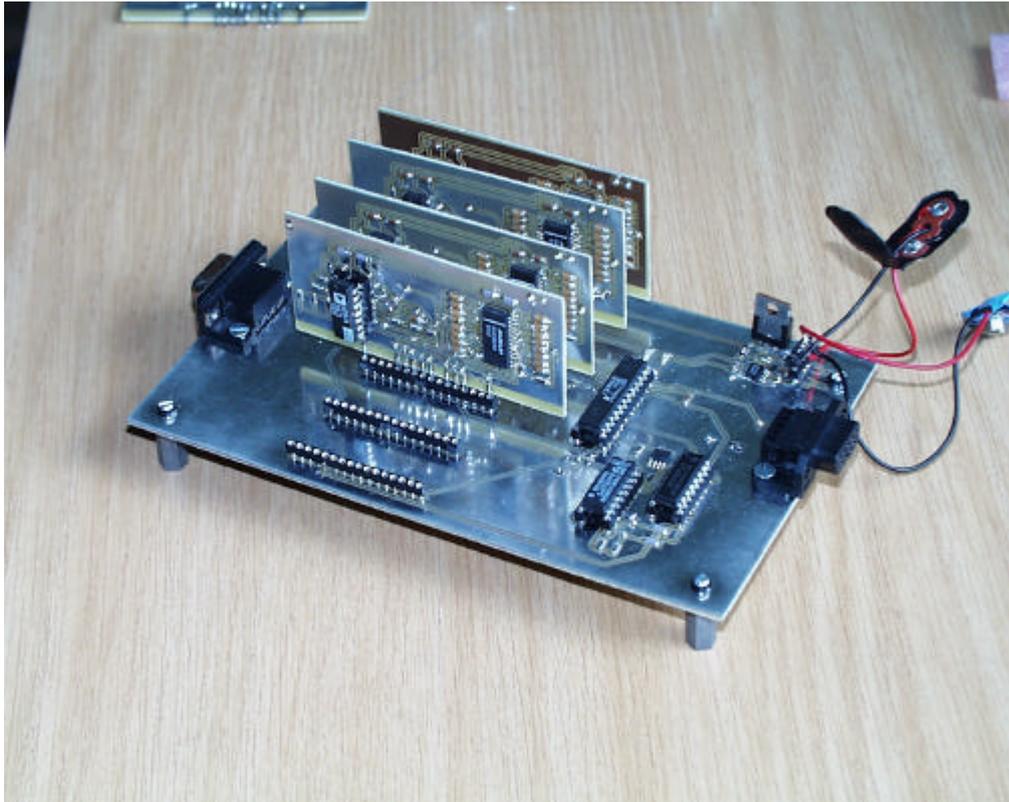


Figure 31 : carte d'acquisition principale avec quatre modules de conditionnement.

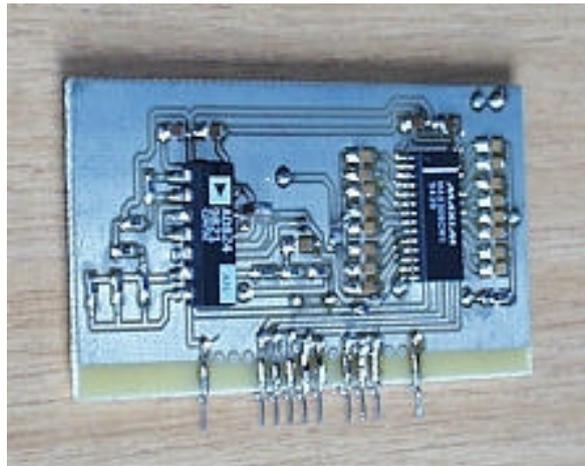


Figure 32 : module de conditionnement RCF.

En attendant des expérimentations en conditions réelles, des signaux RCF simplifiés ont été simulés avec un GBF¹³, pour tester la carte d'acquisition et les modules de conditionnement. A chaque étape de traitement, les réponses temporelles ont été vérifiées à l'oscilloscope, puis sur un logiciel spécialement développé sous LabviewTM communiquant avec la carte par la liaison série. Par exemple, les gains d'amplification ont permis de ramener les tensions en entrée de l'ordre du millivolt à des tensions de l'ordre du volt, ce qui valide les étages d'amplification. Le filtre en peigne mis en œuvre pour couper les bruits extérieurs, ainsi que ceux générés par la carte elle-même a permis d'atténuer le 50Hz et ses harmoniques.

Au niveau de la posture de la parturiente, les capteurs tout ou rien ont été inclinés selon les quatre possibilités. Les quatre tensions de seuils ont été atteintes comme prévu (cf. Figure 33). Cependant, ces tensions ont été légèrement parasitées du fait des rebonds de la bille dans le guide orienté du capteur. Une amélioration peut être apportée au système en ajoutant un filtre passe-bas analogique à la carte ou un filtre numérique au niveau du logiciel.

¹³ GBF : Générateur Basses Fréquences.

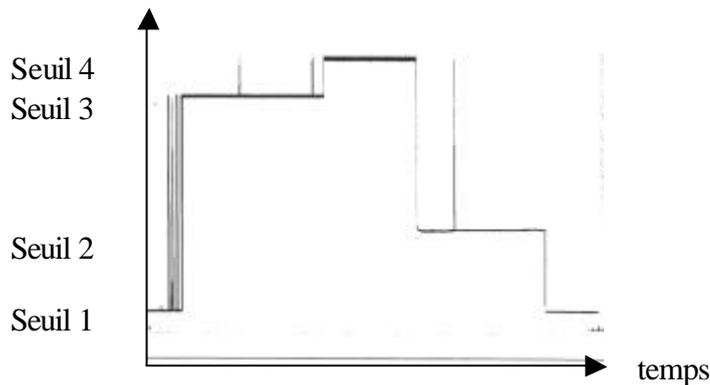


Figure 33 : signal de sortie de la carte d'identification de la position de la parturiente.

2.6.5.5 Conclusion, perspective

Un prototype fiable, que l'on appelle aussi Actifoetus, a été implémenté. C'est un actimètre mesurant le RCF en tenant compte de la posture de la parturiente en temps-réel, avec traitement du signal avant transmission, préfigurant l'arrivée des capteurs intelligents. De faible consommation, non invasif et d'utilisation conviviale, ses dimensions sont de 170x105x50mm³. L'intégration de cet appareil dans le SID² en routine permettra de corrélérer le RCF avec l'actimétrie de la parturiente (utilisation du capteur de chute). Nous espérons ainsi, par l'implémentation d'algorithmes de fusion de données (par exemple avec le capteur de chute) au niveau du poste patient, atteindre des signaux fœtaux de haute qualité, malgré les artefacts dus à l'actimétrie de la parturiente. Les travaux effectués par J. A. Crowe et al [81] démontrent la faisabilité de l'extraction du RCF par électrodes de surface dans un système portable.

2.7 « Intelligence » embarquée dans la SmartCAN

Pour limiter le taux de fausses détections des capteurs de présence, et en l'absence de signature biométrique pour identifier le patient, nous avons dû imaginer un algorithme de décision à base de règles de détection, embarqué dans la SmartCAN relatif aux capteurs volumétriques et aux contacts de porte [82]. En effet, la relation entre le déclenchement d'un capteur de présence et la déduction de la présence réelle d'un patient dans une pièce n'est pas triviale. Les règles ont été définies à partir de l'expérience acquise lors des nombreux tests d'expérimentation du SID² et ne sont applicables que dans le cas d'occupation du logement par une seule personne (pour s'assurer qu'il y en a bien qu'une). Une pièce peut regrouper plusieurs types de volume (une salle de bains peut par exemple posséder un volume pour la partie WC et un volume pour la partie toilette ; un salon peut posséder un volume « nuit », un volume « travail », et un volume « divertissements »), nous préférons donc parler en terme de volume plutôt que de pièce. Nous exposerons une

grammaire identifiant les différents types de volume, appliquée au SID², avant de présenter les règles de détection.

2.7.1 Définition de la grammaire

Nous distinguons trois types de volumes :

- les volumes de **destination** sont contigus à un seul autre volume, ils possèdent un seul accès, par conséquent, pour y pénétrer et, pour en sortir, l'occupant doit passer par l'issue unique ;
- les volumes de **communication** sont contigus à deux volumes, ils possèdent deux accès et donc on peut y pénétrer ou en sortir par l'une ou l'autre des issues ;
- les volumes **d'échanges** sont contigus à trois volumes ou plus.

Le SID² est constitué de six volumes (cf. Figure 34) :

- le couloir d'entrée est un volume d'échange entre le séjour, la cuisine, les WC et l'extérieur ;
- la cuisine est un volume de destination ;
- le séjour est un volume de communication entre la chambre et les autres pièces ;
- la chambre est un volume de destination ;
- la salle de bains est un volume de destination ;
- le WC est un volume de communication entre la salle de bains et les autres pièces.

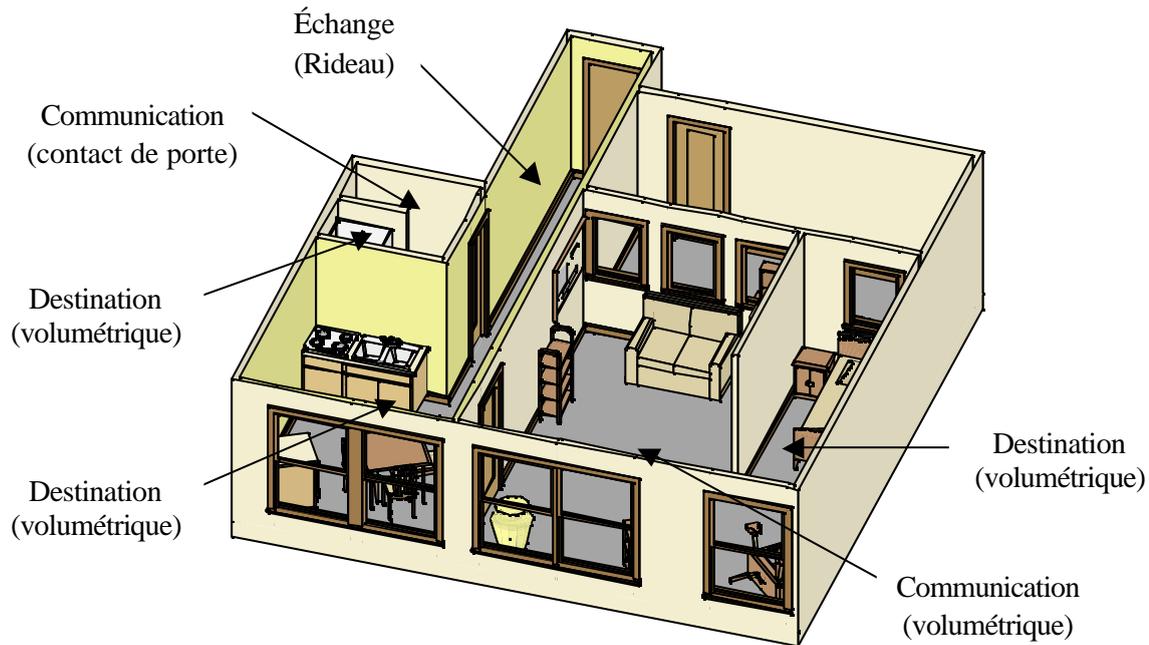


Figure 34 : volumes de l'Habitat Intelligent pour la Santé de Grenoble reproduits en 3D.

Il est préférable d'implanter un moyen de détection d'occupation (capteur) pour chaque volume, toutefois les volumes de communication peuvent ne pas être équipés, puisqu'on peut détecter leur occupation par différence. La porte d'entrée est équipée d'un détecteur d'actionnement, qui permet de savoir lorsqu'une personne entre dans le logement. Le Tableau 9 énumère le volume en fonction de son type, du capteur qui lui est associé et d'un numéro d'identification.

<i>Volume</i>	<i>Type Volume</i>	<i>Type Capteur</i>	<i>Numéro d'identification</i>
Couloir d'entrée	Échange	Rideau	2
Cuisine	Destination	Volumétrique	3
Séjour	Communication	Volumétrique	4
Chambre	Destination	Volumétrique	5
Salle de bains	Destination	Volumétrique	6
WC	Communication	Contact de porte	7

Tableau 9 : types de pièces avec les capteurs associés.

Un capteur de détection de la porte d'entrée de type « contact de porte » a été ajouté, il porte le numéro 1.

Le temps d'inactivité est de 40 secondes, pour être considéré comme « sortie du logement ». Le diagramme de détection est représenté sur la figure 34 :

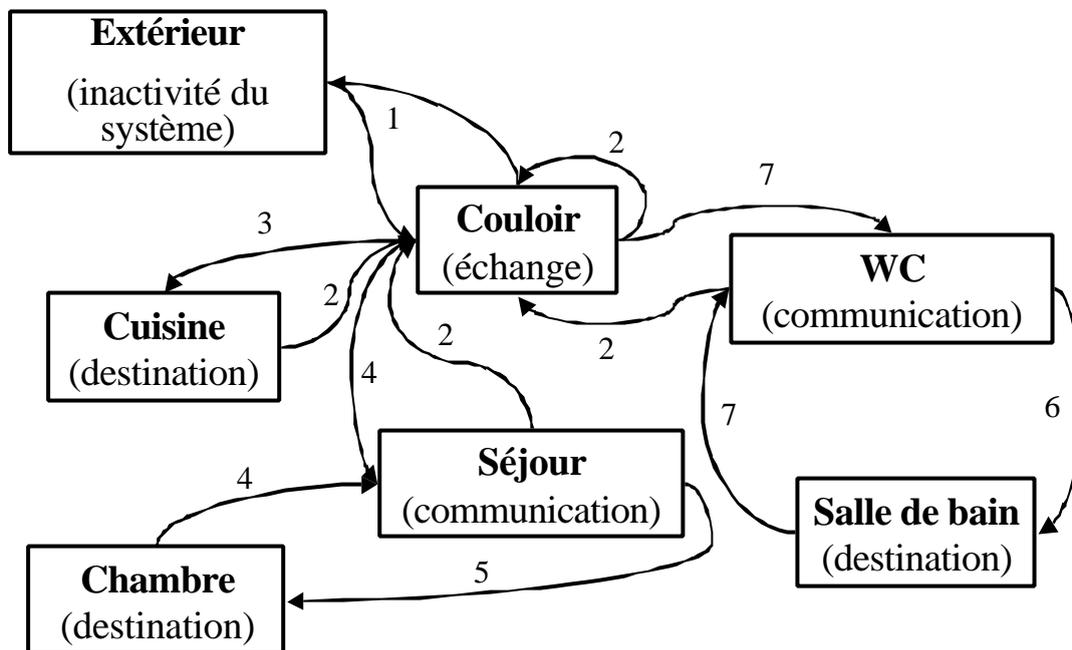


Figure 35 : diagramme de détection.

2.7.2 Propriétés des règles de détection

Ces règles de détection ont été généralisées au maximum. Ce sont les suivantes :

- règle 1 : la personne est supposée être présente dans le volume où a lieu la dernière détection (les détections successives sont filtrées) ;
- règle 2 : lors d'une détection simultanée dans deux volumes contigus, la règle 1 reste applicable ;
- règle 3 : lors de détections dans des volumes non contigus ou bien lors de détections dans plus de deux volumes, une erreur est reportée et la dernière position correcte est maintenue ;
- règle 4 : elle a été supprimée (pour mémoire - règle 4 : une détection trop « brève » dans un volume de communication n'est pas reportée, afin d'assurer un filtrage en ligne de type « passe-bas ») ;
- règle 5 : si la dernière détection est la porte d'entrée de l'appartement et que la variable « occupation » est vraie et que plus aucune détection n'est reportée pendant un temps

d'inactivité, alors on considère que la personne s'est absentée du logement. La variable « occupation » est alors positionnée à la valeur « fausse » ;

- règle 5 bis : si la variable occupation est « fausse » et qu'une détection a lieu à la porte d'entrée, alors la variable occupation passe à la valeur « vraie » ;
- règle 6 : si le détecteur de la porte d'entrée est actionné alors que la personne n'est pas dans la zone d'entrée, le système se met en attente, jusqu'à la prochaine détection de l'action sur la porte d'entrée ;
- règle 7 : chaque détection de présence, sauf la porte d'entrée, positionne la variable « occupation » à la valeur « vraie ».

2.7.3 Algorithme et implémentation des règles de détection dans une SmartCAN

Les règles précédentes étant théoriques, une adaptation pratique a dû être entreprise pour concevoir l'algorithme de traitement. La principale adaptation repose sur la création d'une variable « d'occupation » du logement, générée à partir des règles de détection précédentes. Cette variable détermine si la personne se trouve dans son logement.

L'algorithme a alors été implémenté en langage C et chargé dans une carte SmartCAN qui communique les conclusions du traitement jusqu'au module SuivHIS - version 2 (cf. 4.4.4) qui intègre la gestion de ces règles (intelligence distribuée).

Nous utilisons des codes de dysfonctionnement, pour préciser le niveau de « confiance » des informations générées. L'octet de données de la trame envoyée sur le CAN se décompose en deux parties : la partie gauche fournit le code de dysfonctionnement et la partie droite donne le numéro de la pièce courante (cf. Figure 36).

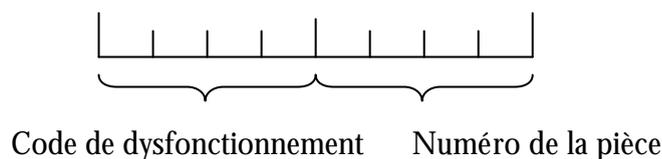


Figure 36 : format de l'octet.

Plus le code de dysfonctionnement sera grand, plus l'incertitude sera importante. Le système doit fonctionner en continu et donner un maximum d'informations fiables. La difficulté est de retrouver le plus rapidement possible un code de dysfonctionnement nul. Les codes de dysfonctionnement, au nombre de quatre, sont les suivants :

1. Code 0 ou « Normal » : il n'y a qu'une seule personne dans l'appartement et elle vient d'être repérée dans une pièce contiguë à la précédente. Le niveau de fiabilité de l'information transmise est maximum.
2. Code 1 ou « Non-contiguë » : la personne est repérée dans une pièce qui n'est pas contiguë à celle où elle avait été précédemment repérée. Les raisons de ce dysfonctionnement peuvent être, soit un déclenchement intempestif d'un capteur (rayon de soleil par exemple pour les capteurs volumétriques), soit un passage rapide non détecté dans une pièce de transition. En conséquence, la fiabilité de cette mesure est moins importante, tout en la considérant comme bonne.
3. Code 2 ou « Extérieur » : la personne est supposée être en dehors de l'appartement et pourtant on a des détections à l'intérieur. Dans le cas d'un fonctionnement systématique dans ce mode, on peut diagnostiquer un problème de capteurs : capteurs volumétriques trop sensibles ou contacteur de la porte d'entrée défectueux. Nous ne tiendrons pas compte dans le traitement statistique des mesures effectuées sous ce mode.
4. Code 3 ou « Standby » : dès que la personne n'est plus seule dans l'appartement ou dès que nous avons un doute quant à la qualité des mesures effectuées, nous passons en mode « Standby ». Par exemple, dans le cas où une ou plusieurs personnes entre dans l'appartement.

Pour plus de précisions sur le programme implémenté, consulter l'annexe L.

2.7.4 Conclusion

Les règles de détection sont un très bon point de départ pour limiter le taux de fausses détections et améliorer le taux de fiabilité du système en terme de repérage du patient dans l'appartement et

de cohérences des données. Ceci est indispensable pour que les applications qui utilisent cette information puissent s'appuyer sur des mesures fiables. Ces règles ont été intégrés dans le module SuivHIS - version 2 (cf. §4.4.7).

2.8 Conclusion du chapitre 2

Une base instrumentale pour la mesure de l'activité et de lactimétrie pour l'évaluation de situations à risque dans l'habitat a été identifiée et développée. Elle a mis en œuvre un ensemble de capteurs hétérogènes (capteurs d'activité, physiologiques et d'environnement) reliés en réseau avec leurs signaux acheminés sur un poste de vigilance (le poste patient).

Les choix technologiques pour la création de ce système se sont portés sur l'assemblage de standards, tels que le réseau local CAN, qui a montré des capacités très convenables en terme de délais de transmission ou de facilité d'installation. Ce système a notamment permis une implémentation de type filaire et non filaire du bus de terrain, en fonction du type de capteur (fixe, nomade ou ambulatoire), pour que la personne suivie à son domicile ne soit pas embarrassée par des fils la reliant aux capteurs.

L'intégration de ces capteurs sur le réseau CAN a nécessité la création d'une carte d'interfaçage (la SmartCAN) qui a été industrialisée et qui revient à moins de 150€. Cette carte contient le pilote du capteur et permet d'effectuer des traitements d'intelligence délocalisés (capteur intelligent). Par exemple, la SmartCAN dédiée à la détection de présence pour déterminer la position et les déplacements du patient, résout aussi un certain nombre de fausses détections (déclenchements intempestifs des capteurs dus aux rayons de soleil, etc.) mais ne résout pas, par absence de signature biométrique, le problème de la simultanéité de personnes ou d'animaux domestiques présents dans l'appartement. Le système se positionne alors automatiquement en veille. Cette SmartCAN met aussi les informations au format du réseau CAN pour les transmettre jusqu'au poste patient qui les analyse et les soumet à des procédures de visualisation et de déclenchement d'alertes.

Toute cette instrumentation a donc permis de poser une architecture fiable et a établi les principes de collecte des données. Grâce à ce déploiement de technologie, plusieurs modules de surveillance ont pu être élaborés. Ils seront présentés dans le chapitre 4.

3 MODELISATION ET SIMULATION DU SYSTEME (SIMUHIS)

3.1 Introduction

Comme un grand nombre de projets internationaux de télémédecine dans le monde, le SID² de Grenoble n'a pas encore entamé sa phase de validation clinique [55][56]. La production de données cliniques est très longue à obtenir. Elle peut durer plusieurs mois ou années. Ceci explique en partie que les différents systèmes internationaux n'aient pas été validés cliniquement. Cependant, cette validation est nécessaire pour une utilisation en clinique, afin de vérifier que le système fait bien ce qu'on attend de lui. Nous avons donc décidé de combler ce manque de données en entreprenant un travail original basé sur la modélisation de la partie matérielle du système HIS local (MatHIS) et des traitements de SuivHIS. Ce travail a abouti à un module de simulation (à l'image de ceux utilisés dans l'industrie pharmaceutique et aérospatiale, précédant les vrais tests sur les volontaires ou les animaux) : SimuHIS [90][91] (cf. Figure 9). Ce simulateur a été implémenté en partie à l'Université du Québec A Montréal (UQAM) pendant un stage de septembre à novembre 2001 et s'est inscrit dans le projet franco-québécois HIT¹⁴. Ce simulateur peut faire fonctionner l'HIS sans les contraintes et limitations d'une véritable personne humaine. Ainsi, la répétition d'une situation, sa complexification progressive, peuvent être effectuées jusqu'à obtention du résultat souhaité. Ce simulateur génère des bases de données dans le format de celle de l'HIS local, dont les objectifs sont les suivants :

¹⁴ HIT : Habitat Intelligent en Télésanté (système UQAM).

- produire des bases de données simulées, disponibles en un laps de temps minimal, sans avoir à attendre la fin d'expérimentations cliniques qui peuvent durer plusieurs mois ou plusieurs années ;
- tester et évaluer nos algorithmes de fusion de données (cf. chapitre 4) [92][93][94] et nos procédures de déclenchement d'alertes [35] ;
- guider l'acquisition par le modèle (« Model Driven Acquisition »).

Ce simulateur est fondé sur deux approches mathématiques distinctes. La première a pour but de modéliser les Activités de la Vie Quotidienne (AVQ) d'un véritable patient dans son habitat, basées sur ses déplacements. La seconde modélise les fonctions physiologiques du patient ainsi que les conditions météorologiques de l'appartement. Nous verrons, en quatrième chapitre, que ces activités quotidiennes suivent des rythmes circadiens d'activité, qui résultent de l'analyse de ses déplacements, et qui permettent de quantifier le comportement du patient.

Il est quasiment impossible de prévoir et de modéliser toutes les situations critiques possibles de quelle nature que ce soit pouvant se présenter à domicile. Cependant, le simulateur prend en charge les pathologies ou les accidents (chutes, etc.) les plus simples à retranscrire de la façon la plus réaliste. Leur modélisation ne peut être évidemment fondée sur des faits réels, car il est difficile de savoir quel type d'accident va se produire et de quelle manière. Leur représentation est alors noyée chronologiquement dans une base de données sous forme d'événements discrets correspondant aux signes les plus révélateurs de la situation critique. Ce procédé permet de tester les systèmes de fusion de données en charge d'extraire, de détecter et d'interpréter ces anomalies.

Etant donné que le concept de la modélisation à domicile est relativement nouveau, la littérature dans ce domaine est assez pauvre. Le résultat de la recherche bibliographique a amené uniquement des publications sur des scénarii cliniques spécifiques ou sur des simulations virtuelles. En d'autres termes, nous n'avons pas pu les appliquer à nos recherches. Soulignons aussi que les nombreuses publications dans le domaine du comportement sont, pour la plupart, orientées sur la psychologie et non sur les modèles mathématiques ; elles sont de ce fait, difficilement exploitables [95][96][97][98][99].

Les activités quotidiennes (AVQ) du patient, basées sur ses déplacements à son domicile (premier modèle), ont été modélisées par des chaînes de Markov homogènes par période [101], puis implémentées par des réseaux de Pétri [102]. L'activité physiologique du patient, ainsi que les

anomalies plausibles et les conditions environnementales de l'appartement (deuxième modèle), ont été réalisées à l'aide d'un générateur de fonctions à intervalles de variations monotones. Par exemple, le poids peut être simulé par une fonction affine et la pression artérielle, qui demande de petites variations périodiques, par une fonction sinusoïdale. La Figure 37 résume l'architecture du module SimuHIS.

Vu la difficulté à prendre en compte toutes les situations médicales et comportementales, et toutes les corrélations possibles entre ces deux modèles, l'objectif n'était pas de concevoir un modèle reproduisant exactement la réalité, mais suffisamment simple pour être utilisable, tout en restant cohérent et juste pour tester des algorithmes de fusion de données.

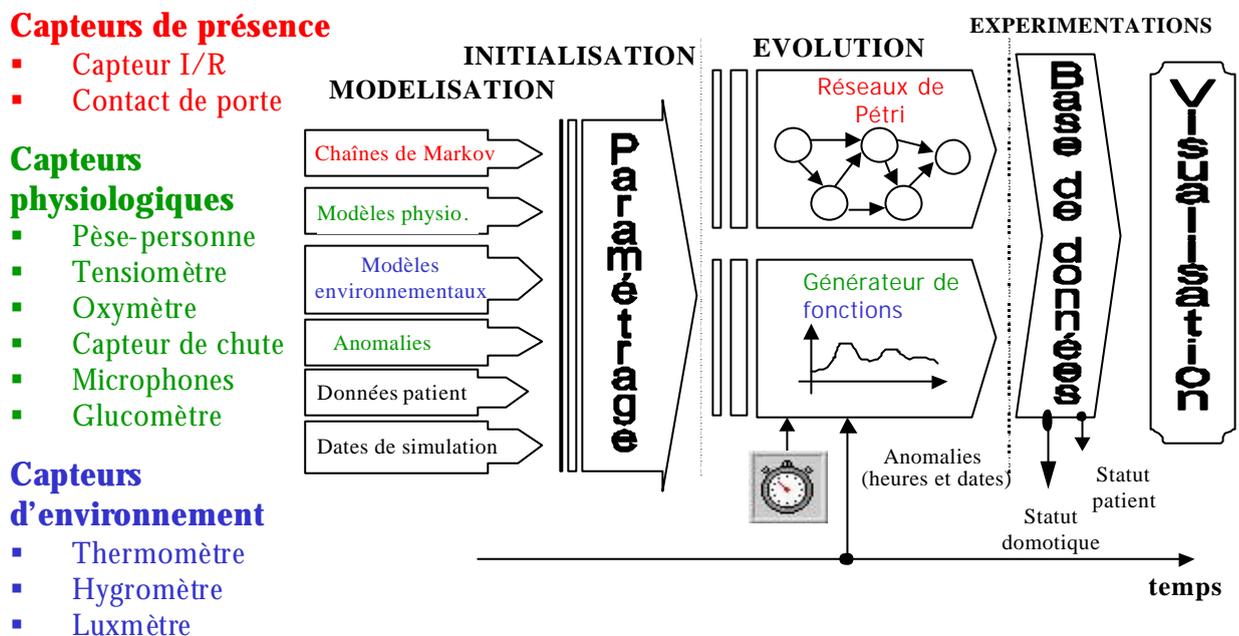


Figure 37 : architecture conceptuelle du module SimuHIS.

3.2 Méthodes

3.2.1 Modélisation des activités de la vie quotidienne (AVQ) par les déplacements

3.2.1.1 Introduction

Nous avons postulé que les activités quotidiennes d'une personne dans son lieu de vie commun tendaient à suivre des scénarii réguliers et standards. Nous les avons intitulés « **rythmes circadiens d'activité** » (RCA). Ils sont fortement influencés par les nécessités de base propres à l'être humain (i.e. se nourrir, dormir, manger, se laver, etc.), les hobbies et surtout par le style de vie. Nous avons tous ces mêmes besoins existentiels et accomplissons tous ces mêmes tâches répétitives. Deux niveaux de modélisation ont été envisagés : sujets sains et sujets « malades ». Pour la modélisation des sujets « malades », on modélisera en fait, pour des raisons de complexité, des déplacements liés à une pathologie particulière (pollakiurie nocturne, etc.) ou à un état physiologique donné (personne âgée à son domicile, etc.).

La modélisation des déplacements d'un sujet sain a reposé sur une étude statistique prospective basée sur l'interrogatoire d'une douzaine de personnes de notre entourage. Le résultat a démontré que nos RCA et habitudes journalières fluctuaient peu. En fait, tous les scénarii répertoriés présentent de fortes similarités ; par exemple, presque tout le monde suit le même rituel, après s'être levé le matin en prenant le petit déjeuner, en faisant sa toilette ou en allant au WC. Nous avons donc répertorié les modes et les habitudes de vie issues de la vie réelle, les plus fréquents et plausibles, et les avons intégrés dans notre module de simulation sous forme de scénarii, en laissant la possibilité d'en rajouter ou d'en extraire. Bien que cette approche ne puisse être validée qu'intuitivement, elle permet néanmoins de disposer d'une première génération de bases de données. Notons aussi que les bases de données n'ont pas besoin d'être d'une précision exceptionnelle pour être générées, car les RCA sont à variation lente et sont inutiles en instantané.

La modélisation d'un patient, qu'il soit suivi pour une pathologie (pollakiurie nocturne) ou une condition physiologique particulière (personne âgée au domicile), repose sur la description de ces conditions par des experts en l'absence de données cliniques sur lesquelles construire un modèle.

Nous allons maintenant détailler davantage ces deux modélisations après avoir décrit la méthodologie qui leur est commune.

3.2.1.2 Modélisation commune aux sujets sains et aux patients

La modélisation est commune aux sujets sains et aux patients.

Trois aspects principaux ont été modélisés :

- les activités quotidiennes basées sur les déplacements (RCA) ;
- les paramètres physiologiques (poids, pouls, pression artérielle, température, etc.) ;
- les conditions environnementales (température du logement, hygrométrie, luminosité).

La différence entre sujets sains et patients se situe au niveau des réglages des paramètres de déplacement et des paramètres physiologiques.

Modélisation des activités quotidiennes

Tout d'abord, la journée a été découpée en plusieurs périodes (le réveil, le matin, le déjeuner, etc.), de façon à pouvoir classifier les diverses activités qui apparaissent dans chacune d'entre elles (cf. Tableau 10).

<i>Périodes de la journée</i>	<i>Heure de départ</i>	<i>Heure de fin</i>	<i>ACTIVITES PRINCIPALES</i>					
			<i>Dormir</i>	<i>Repas</i>	<i>Hygiène</i>	<i>Toilettes</i>	<i>Loisirs</i>	<i>(Extérieur)</i>
Réveil (T ₁)	07:30:00	08:30:00		✓	✓	✓		-
Matin (T ₂)	08:31:00	12:00:00				✓	✓	-
Déjeuner (T ₃)	12:01:00	13:30:00		✓	✓	✓		-
Après-midi (T ₄)	13:31:00	19:00:00	✓	✓		✓	✓	-
Soir (T ₅)	19:01:00	21:00:00		✓		✓	✓	-
Coucher (T ₆)	21:01:00	23:59:00	✓		✓	✓		-
Nuit (T ₇)	00:00:00	07:29:00	✓	✓	✓	✓	✓	-

Tableau 10 : découpage de la journée en périodes et activités.

Nous considérons une relation directe entre les activités et les pièces. A chaque type d'activité peut correspondre une ou plusieurs pièces (cf. Tableau 11).

Activités	Pièces					
	Chambre	Cuisine	Salon	Salle de bain	WC	(Entrée)
Dormir	✓					
Repas		✓	✓			
Hygiène				✓		
Toilettes					✓	
Loisir	✓	✓	✓			
(Extérieur)						✓

Tableau 11 : correspondance entre les activités et les pièces.

Nous avons présumé que nous pouvons décrire la succession des activités, en observant les occupations successives de chaque pièce par le patient. Ces occupations successives de différentes pièces ont été modélisées par une méthode adaptée à une description séquentielle : les chaînes de Markov. Les chaînes de Markov sont homogènes pour chacune des périodes (probabilité constante par période) précédemment définie (cf. Tableau 10). La journée étant divisée en sept périodes, il y a donc sept chaînes de Markov dans lesquelles les états correspondent aux pièces, et les transitions aux passages d'une pièce à une autre. Elles contiennent chacune plusieurs scénarii de déplacements. Le pas de temps choisi pour la discrétisation temporelle est la minute, car cet échantillonnage est largement suffisant pour reproduire les scénarii (gestion de 1440 événements par jour). De plus, il permet de filtrer les déplacements inférieurs à la minute, non significatifs d'une activité.

Nous désignons, dans les chaînes de Markov, par $P_{ij}^{(k)}(T_x)$, la probabilité de passer de l'état x_i à l'état x_j à l'instant k pendant la période T_x (cf. Figure 38).

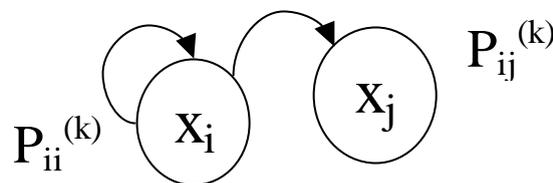


Figure 38 : exemple de transition dans une chaîne de Markov pour la période T_x .

$P_{ii}^{(k)}$ est la probabilité de rester dans le même état après une unité de temps (i.e. après une minute) à l'instant k . Cette probabilité est fonction de la période en cours (cf. Figure 39).

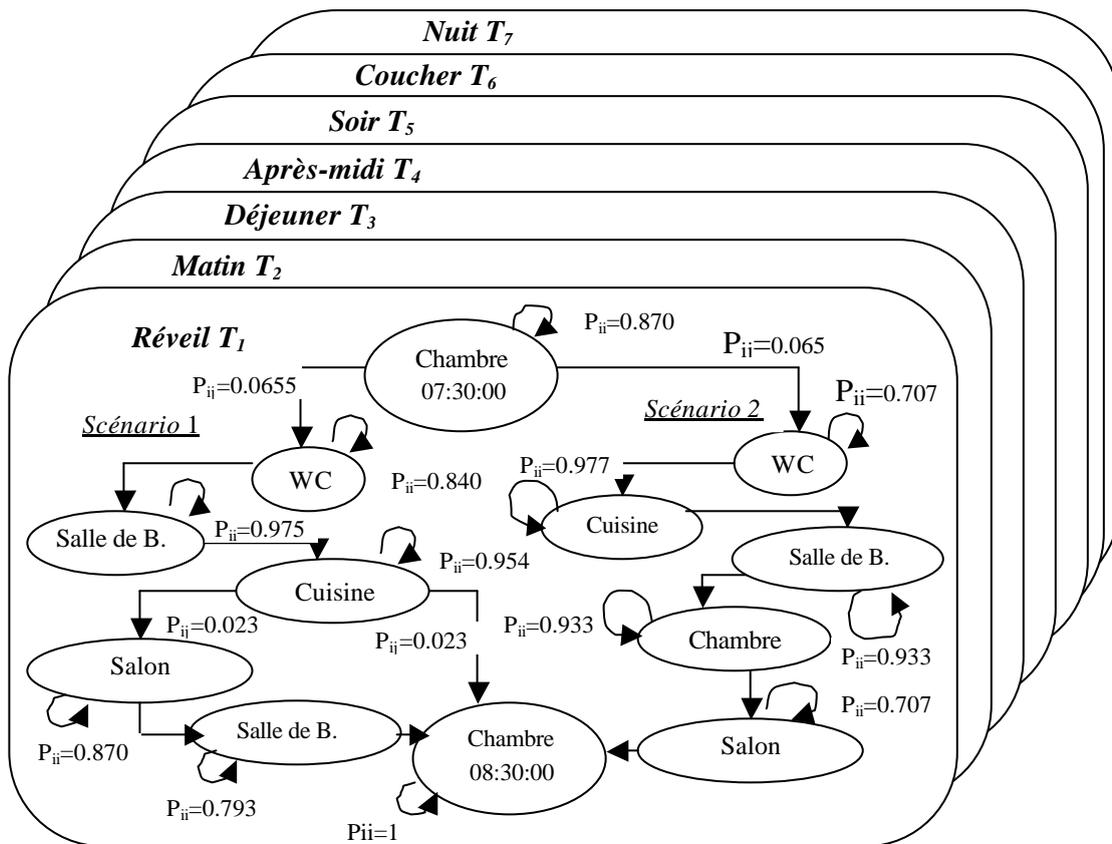


Figure 39 : description des chaînes de Markov.

Par conséquent, la probabilité de rester dans le même état x_i , après n minutes (n essais de sortir de la pièce) est donné par $(P_{ii}^{(k)})^n$. Si nous recherchons une probabilité $1/2$ de rester ou quitter la pièce après n minutes, l'équation doit être :

$$(P_{ii}^{(k)})^n = 1/2 \quad \text{(Équation 1)}$$

La valeur 0.5 a été retenue car elle représente une approximation du temps pour réaliser une activité. Par conséquent, avoir 50% de chance de quitter la pièce après n minutes est donnée par l'équation suivante :

$$P_{ii}^{(k)} = (1/2)^{1/n} \quad \text{(Équation 2)}$$

Le résultat du calcul de l'espérance de la loi géométrique de paramètre $P_{ii}^{(k)}$ (équation 3) donne avec exactitude le temps moyen de présence dans la pièce auquel correspond cette valeur de $P_{ii}^{(k)}$.

$$E(P_{ii}^{(k)}) = 1 / (1 - P_{ii}^{(k)}) \quad \text{(Équation 3)}$$

Pour p proche de 1 (n grand), nous avons alors :

$$\frac{1}{1 - P_{ii}^{(k)}} = \frac{1}{1 - e^{\left(\frac{-\ln 2}{n}\right)}} \approx \frac{n}{\ln 2} \quad \text{(Équation 4)}$$

Le Tableau 12 définit $P_{ii}^{(k)}$ à paramétrer en fonction de n, pour avoir 50% de chance de quitter la pièce après n minutes. L'intérêt de ce tableau est de pouvoir régler différentes durées d'occupation d'une pièce, ce qui correspond à choisir le temps moyen pour accomplir une activité à un instant donné.

<i>Temps où on a quitté la pièce i avec une probabilité 1/2 (n min)</i>	<i>Probabilité $P_{ii}^{(k)}$ à paramétrer pour rester dans la pièce i au prochain pas de temps</i>	$1 - P_{ii}^{(k)}$	<i>Temps moyen ou espérance (min)</i>
1	0.5	0.5	2
2	0.707107	0.292893	3.414
3	0.793700	0.2063	4.85
4	0.840896	0.159104	6.28
5	0.870550	0.12945	7.72
10	0.933033	0.066967	14.42
15	0.954842	0.045158	21.64
30	0.977160	0.02284	43.28
60	0.988514	0.011486	86.56
120	0.994240	0.00576	173.12
240	0.997116	0.002884	346.25
480	0.998557	0.001443	692.49

Tableau 12 : correspondance entre les probabilités et les temps de présence.

Prenons l'exemple d'un patient qui reste aux toilettes généralement entre 2 et 5 minutes. Le réglage de $(1 - P_{ii}^{(k)})$ correspondant varie alors entre 1/2 et 0.2063. Pour l'occupation de la chambre pendant la nuit, on peut très bien régler une période d'occupation d'environ 6 heures ($P_{ii}^{(k)} = 0.997116$) ou très courte pour simuler une insomnie ($P_{ii}^{(k)} = 0.933033$). Par ailleurs, il est aussi possible de paramétrer $P_{ii}^{(k)}$ pour simuler différents types d'activités, tels que des durées prolongées au WC ($P_{ii}^{(k)} = 0.933$).

L'implémentation des chaînes de Markov a été faite sous la forme de réseaux de Pétri permettant la mise en œuvre sous forme de transferts d'état conditionnels des probabilités de passage d'un état à un autre décrites dans les chaînes de Markov. Nous avons donc réalisé sept réseaux (un réseau par chaîne de Markov) dans lesquels les états stables correspondent aux pièces occupées par le patient, et les transitions de pièce en pièce provoquées par la comparaison d'une variable aléatoire uniforme, générée par un processus aléatoire, à différents seuils de probabilité prédéterminés par l'utilisateur. Ce procédé permet donc de décider si le patient doit sortir ou non de son état actuel (i.e. quitter la pièce).

Le choix du scénario, au démarrage de chaque période, est équiprobable et le dernier état de chaque période est absorbant ($P_{ii}^{(k)}=1$), de façon à attendre la fin de la période. La transition entre chaque période (respectivement entre chaque réseau de Pétri) s'effectue automatiquement suivant l'heure de démarrage de la période, de façon à s'adapter à différents types de patient. L'heure de démarrage est réglable, de façon à pouvoir s'adapter à différents types de patients. Par exemple, il est possible de programmer le début de la période « réveil » à sept ou huit heures du matin, selon le cycle « veille-sommeil » du patient.

Modélisation de l'acquisition des données capteurs

L'état de santé général du patient peut être donné par ses signes vitaux. Nous avons pris en compte les suivants :

- la pression artérielle (pression systolique, diastolique et moyenne) ;
- la fréquence cardiaque ;
- la température corporelle ;
- le taux de saturation en oxygène dans le sang (SaO_2) ;
- le taux de glycémie.

Les conditions environnementales dans lesquelles vit le patient, doivent aussi être surveillées avec attention, car elles peuvent influencer son état psychologique et sa qualité de vie. En effet, il peut par exemple être intéressant de détecter si une personne vit constamment dans la pénombre. Le simulateur prend en compte les conditions environnementales suivantes :

- température intérieure du logement (thermomètre) ;
- humidité relative (hygromètre) ;

- luminosité (luxmètre).

Le choix du générateur de fonction

Notons tout d'abord, par respect du protocole de surveillance, que chaque paramètre doit être mesuré un certain nombre de fois par jour, et ceci pendant toute la durée du séjour simulé, selon les diagnostics établis. La fréquence des mesures par jour constituera donc le premier paramètre pertinent. L'instant d'occurrence de chaque mesure pendant la journée sera tiré aléatoirement en respectant un certain degré de réalisme.

Notre objectif étant de modéliser les différents paramètres du patient et de l'environnement, nous avons voulu tenter de modéliser tout type de variation (ponctuelle, lente, rapide, etc.). Dans ce simulateur, l'opérateur peut assigner, à chaque paramètre physiologique ou environnemental, une loi de variation respective configurable selon les paramètres dont cette loi relève. Le simulateur se charge alors de vérifier automatiquement la cohérence des paramètres, suivant leur domaine de définition. Par exemple, il est impossible de paramétrer un poids de trois kilos. Les cinq types de fonction utilisés dans ce simulateur sont :

- une fonction affine (constante, croissante ou décroissante) (par exemple pour une augmentation de poids) :

$$m + at_k \quad \text{(Équation 5)}$$

- une fonction sinusoïdale :

$$m + b \sin(2\pi t_k / T - f) \quad \text{(Équation 6)}$$

- une fonction exponentielle :

$$\exp(dt_k / 86400) \quad \text{(Équation 7)}$$

- une fonction modulation (affine+sinusoïdale) :

$$m + at_k + c \sin(2\pi t_k / T - f) \quad \text{(Équation 8)}$$

- un échelon (fonction linéaire f où « $a=0$ ») :

$$f_{[-8,0]} = 0, f_{[0,+8]} = 1 \quad \text{(Équation 9)}$$

avec $t_k = k \Delta t$ ($\Delta t = 1$ minute, pas de temps).

Les constantes suivantes sont paramétrables suivant le type de capteurs :

- f : fréquence journalière des mesures générées aléatoirement ;
- m : valeur moyenne ;
- a : coefficient de la fonction affine ;
- b : amplitude de la fonction sinusoïdale ;
- T : période de la fonction sinusoïdale (sec), $T \in [0,86400]$;
- φ : phase de la fonction sinusoïdale (rad), $\varphi \in [0,2\pi]$;
- d : coefficient de la fonction exponentielle ;
- c : coefficient de la fonction de modulation.

Voici quelques exemples de configurations possibles :

- modélisation de l'augmentation de poids suivant les repas : loi sinusoïdale avec une période de six heures centrée sur les trois repas de la journée ;
- modélisation de l'éclairage dans le logement : loi sinusoïdale appliquée à une période de 24 heures ou loi de modulation, si l'éclairage est perturbé (ennuagement) ;
- modélisation d'incidents : utilisation de l'échelon.

Gestion de l'actimétrie

Le simulateur n'intègre pas de modèle pour l'actimétrie. Il est fondé uniquement, pour l'instant, sur des paramètres que nous estimons. Cette approche désire représenter les différentes postures du patient au cours de la journée (i.e. debout, allongé, assis, etc.), son activité physique (marcher, etc.) et générer quelques événements critiques (chuter dans le domicile, etc.). Cette actimétrie est générée par un processus de sélection aléatoire, suivant la probabilité d'occurrence de chaque événement. Par exemple, la simulation d'une chute entraîne un signal de détresse, dont la probabilité d'occurrence sera moins forte que celle pour passer de l'état assis à debout. L'actimétrie a été classifiée suivant le Tableau 13.

<i>Actions</i>	<i>Probabilité d'occurrence</i>
Marcher	Très souvent (32,9999996%)
Dormir	Souvent (33%)
Se lève ou s'assoie	Parfois (24%)
Se lève, puis marche	Rare (10%)
Chute suivie d'aucune activité (entraîne un message d'alerte)	Très rare (4.10-6%)

Tableau 13 : probabilité d'occurrence des événements d'activité.

3.2.1.3 Spécificités de la modélisation du sujet sain

La détermination des paramètres de déplacement à été effectuée à partir de l'interrogatoire d'une douzaine de personnes. L'enquête a permis d'établir les scénarii les plus communs effectués par les personnes interrogées. Les paramètres physiologiques ont été déterminés à partir de données extraites de la littérature [100].

3.2.1.4 Spécificités de la modélisation du patient

Ces spécificités concernent la détermination des paramètres de modélisation des anomalies physiologiques et pathologique/comportementales. L'intérêt d'un tel simulateur est de pouvoir simuler des situations de crise, au moyen de la génération d'anomalies à des instants donnés. Les anomalies décrites dans les paragraphes suivants, sont introduites au cours du temps pseudo-aléatoirement, à partir des capteurs virtuels sous forme d'événements discrets. Il est possible d'intervenir sur les dates et heures d'apparition, ainsi que sur la durée de l'anomalie, qui doit être suffisante dans certains cas. Cependant, certaines situations simulées sont irréalisables. Par exemple, nous pouvons détecter une crise hypertensive aiguë grâce à la mesure de la pression artérielle, alors que, justement, il n'est pas sûr de pouvoir disposer de cette valeur à ce moment là dans la réalité. Mais nous pouvons imaginer que le patient a éprouvé un sentiment de malaise juste avant la crise et qu'il a décidé d'effectuer quelques mesures de pression artérielle grâce à son tensiomètre.

Accidents cardiovasculaires

- réussite de l'instauration d'un nouveau traitement médicamenteux ;
- crise hypertensive aiguë ;
- hypotension artérielle ;

- hypertension artérielle ;
- arrêt cardiaque.

Monitoring à long terme du poids du patient

- prise de poids (par exemple sur trois mois) ;
- stabilité pondérale (oscillations de 2%) ;
- amaigrissement (par exemple entre 5 et 10% sur trois mois) ;
- Altération de l'état général (chute de poids de 10% sur trois mois).

Anomalies du taux de saturation en oxygène dans le sang

- désaturation brusque en oxygène ;
- crise d'asthme ;
- syndrome d'apnée du sommeil.

Anomalies pathologiques/comportementales (déviations mineures et majeures)

Elles se paramètrent au niveau des probabilités de transition des scénarii (cf. Tableau 12).

- levées tardives ;
- temps de présence prolongé dans certaines pièces (par exemple les WC) ;
- nycturie ;
- pollakiurie.

Paramétrage annexe

Pour la simulation, il est nécessaire aussi de saisir l'identification du patient, ainsi que les dates et heures de démarrage et de fin du séjour simulé dans l'habitat, à savoir :

- nom ;
- prénom ;
- sexe ;

- age ;
- commentaire ;
- date/heure de lancement de la simulation ;
- date/heure d'arrêt de la simulation.

Notons que le simulateur vérifie les paramètres entrés par l'utilisateur entre la durée du séjour et celle des anomalies. Des messages sont automatiquement affichés si des incohérences sont détectées.

Corrélation des paramètres

Dans la réalité, la plupart des paramètres évoluent conjointement ou sont corrélés temporellement. Par exemple, une prise de poids est étroitement liée à une hypertension artérielle. Un autre exemple serait de mesurer son poids sur le pèse-personne situé dans la salle de bains. Toutes ces corrélations sont quasiment impossibles à prendre en compte. Nous avons cependant tenté de réduire les cas d'incohérence les plus flagrants, afin d'être le plus fidèle à la réalité. Par exemple, SimuHIS ne permet pas de générer des mesures de poids pendant la nuit, car ceci a été considéré comme improbable. Mais SimuHIS produit des mesures de conditions environnementales à tout moment, deux ou trois fois par jour, telles qu'elles seraient enregistrées *in situ* par le système local.

3.2.2 Description du module de simulation SimuHIS

Les outils logiciels utilisés pour l'implémentation sont :

- L'environnement de développement logiciel LabCVI™ sous Windows 2000 ;
- Le compilateur C « GCC » fourni avec Cygwin qui est un ensemble de logiciels de développement GNU pour écrire des applications pouvant être portées sous Unix.

SimuHIS aboutit à la génération d'un fichier au format XML servant de base de données.

Au démarrage de SimuHIS, disponible en langue anglaise ou française, l'utilisateur doit saisir l'ensemble des paramètres présentés dans les sous-sections précédentes au moyen de deux écrans graphiques (cf. Figure 40 et Figure 41). Puis un bouton de démarrage permet de lancer la simulation. SimuHIS crée alors un fichier dans lequel il inscrit, au format XML et dans l'ordre

chronologique, tous les événements horodatés produit par SimuHIS. Ce fichier est utilisé en tant que base de données XML. Un sablier visuel permet de suivre l'évolution de la création de la base de données. A la fin de la simulation, l'utilisateur a la possibilité de visualiser les courbes d'évolution des capteurs, afin de vérifier ce qui a été généré. Lorsque les paramètres subsidiaires (a, T, etc.) ne sont pas définis par l'opérateur, ils sont automatiquement définis par défaut par le module SimuHIS.

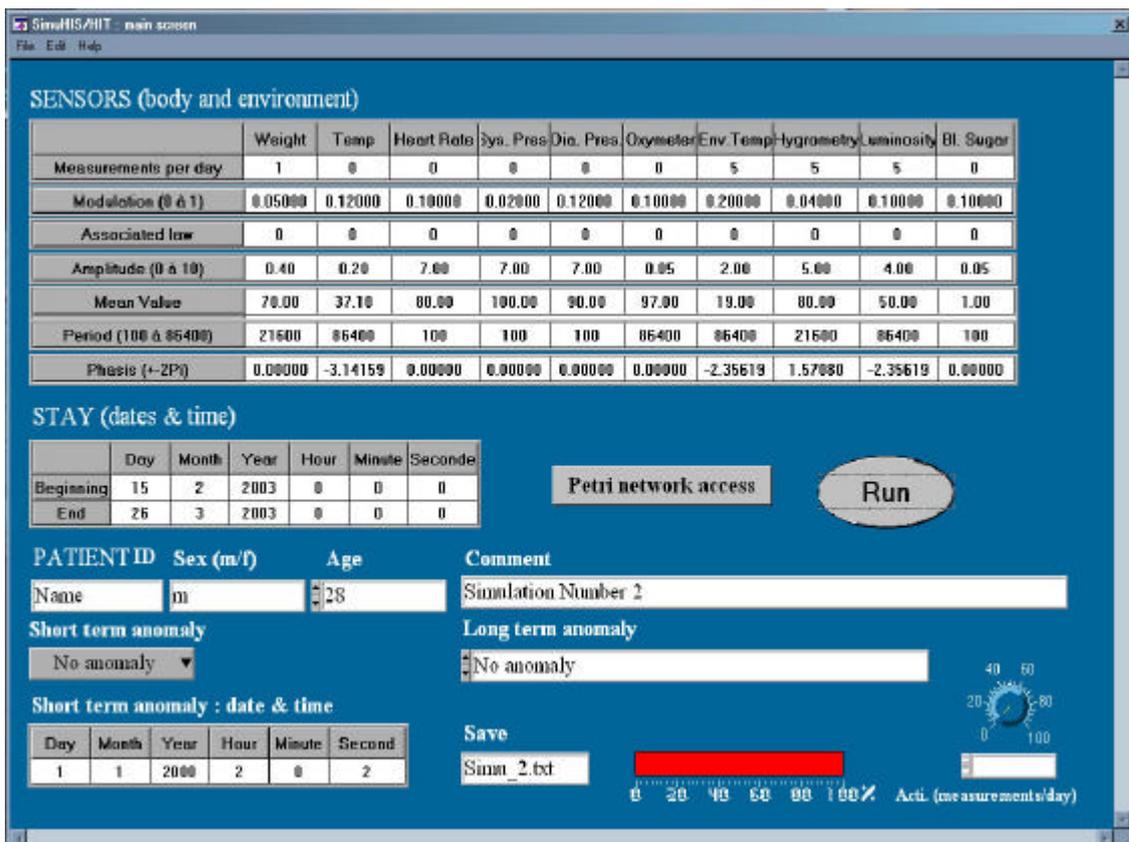


Figure 40 : écran de saisie principal de SimuHIS.

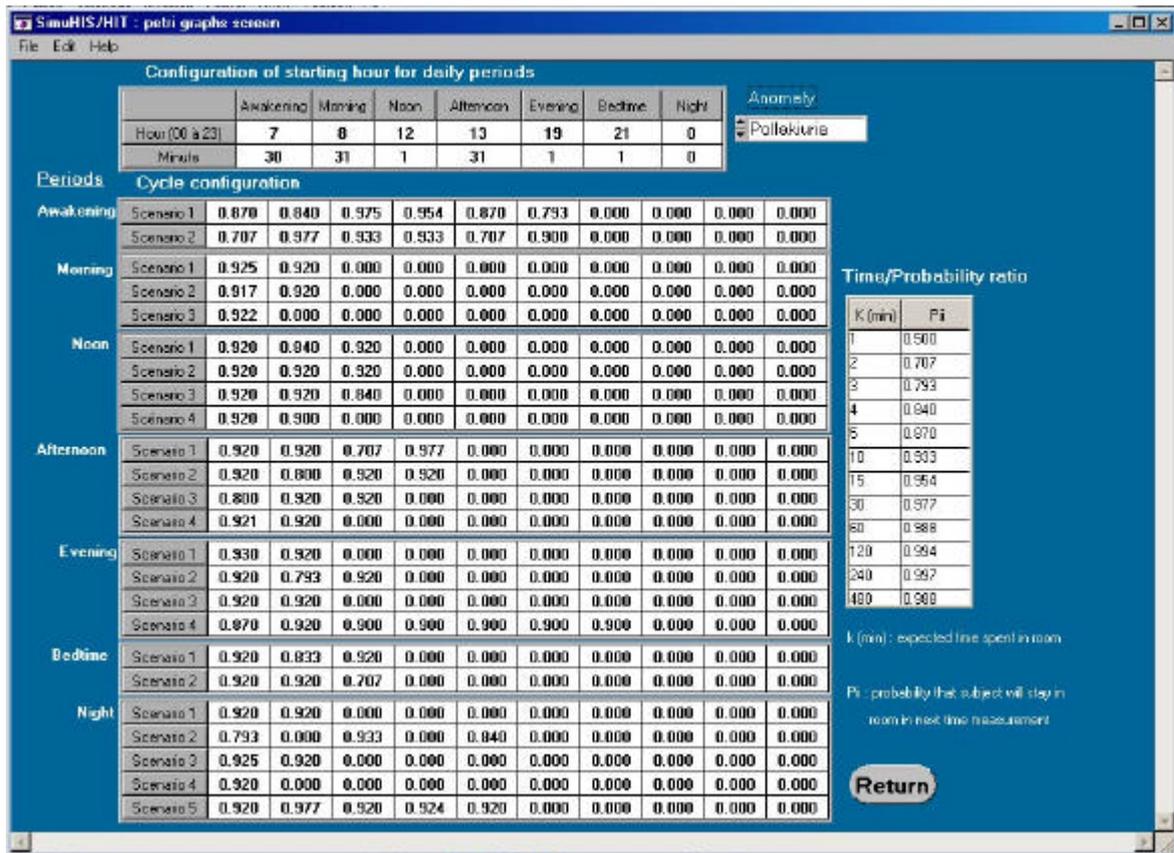


Figure 41 : écran de saisie secondaire de SimuHIS.

3.3 Résultats

3.3.1 Analyse des temps de traitement, taille des bases de données

Un banc de tests a été réalisé au moyen d'un PC avec un processeur AMD Duron 1,2GHz et 256Mo de RAM, afin de tester les tailles des bases de données générées, ainsi que les temps de traitement. Les paramètres saisis ont été une mesure par jour pour tous les capteurs sans anomalies. Le Tableau 14 résume ces résultats.

<i>Nombre de jours de simulation</i>	<i>Temps de traitement requis (min:sec)</i>	<i>Taille des bases de données générées (en Ko)</i>
5	00:06	9
20	00:17	39
60	00:59	124
180	02:58	379
365 (1 an)	05:38	753

Tableau 14 : banc de tests sur les bases de données.

Nous en déduisons que les temps requis pour générer des bases de données représentant de longues périodes d'enregistrement simulées sont satisfaisants. Il faut attendre moins de 6 minutes pour générer une base de données d'une durée d'un an.

3.3.2 Analyse du modèle des déplacements

Une simulation de 90 jours se limitant à l'activité et sans anomalie a été lancée pour tester comment les réseaux de Pétri émulent l'activité physique, i.e. s'ils retranscrivent bien les scénarii modélisés avec les temps de présence réglés dans le simulateur. Le paramétrage des temps de présence s'est effectué à l'aide du Tableau 12 page 110. Nous avons décidé tout d'abord d'avoir une chance sur deux de sortir des WC au bout de trois minutes ($P_{ii}^{(k)}(T_x) \sim 0.793700$), pour toutes les périodes. Pour les autres pièces, nous avons défini les temps de présence en fonction de la période de la journée. Par exemple, un temps de base moyen a été défini à une vingtaine de minutes ($1-P_{ii}^{(k)}(T_1)=0.045158$) pour prendre son petit déjeuner dans la cuisine le matin, dans le scénario deux de la période «Réveil ». Nous avons également réglé environ trois heures de télévision ($1-P_{ii}^{(k)}(T_4)=0.00576$) l'après midi (période « réveil », après-midi, scénarii douze et treize non décrits dans la thèse). Une base de données de 136Ko a été générée en 50 secondes.

«	(...)	
	<capteur><date>01/01/2000</date><heure>07:39:00</heure><entrée>WC</entrée></capteur>	S c é n a r i o 1
	<capteur><date>01/01/2000</date><heure>07:40:00</heure><entrée>douche</entrée></capteur>	
	<capteur><date>01/01/2000</date><heure>07:41:00</heure><entrée>cuisine</entrée></capteur>	
	<capteur><date>01/01/2000</date><heure>07:51:00</heure><entrée>csejour</entrée></capteur>	
	<capteur><date>01/01/2000</date><heure>08:18:00</heure><entrée>douche</entrée></capteur>	
	<capteur><date>01/01/2000</date><heure>08:32:00</heure><entrée>sejour</entrée></capteur>	
	<capteur><date>27/01/2000</date><heure>08:35:00</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>	
	(...)	
	<capteur><date>27/01/2000</date><heure>07:32:00</heure><entrée>WC</entrée></capteur>	S c 2
	<capteur><date>27/01/2000</date><heure>07:34:00</heure><entrée>cuisine</entrée></capteur>	
	<capteur><date>27/01/2000</date><heure>08:32:00</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>	
	(...)	
	<capteur><date>05/02/2000</date><heure>07:35:00</heure><entrée>WC</entrée></capteur>	S c 2
	<capteur><date>05/02/2000</date><heure>07:39:00</heure><entrée>cuisine</entrée></capteur>	
	<capteur><date>05/02/2000</date><heure>08:17:00</heure><entrée>douche</entrée></capteur>	
	<capteur><date>05/02/2000</date><heure>08:32:00</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>	
	<capteur><date>05/02/2000</date><heure>08:33:00</heure><entrée>sejour</entrée></capteur>	
	(...)	
	<capteur><date>06/02/2000</date><heure>07:35:00</heure><entrée>WC</entrée></capteur>	S c 2
	<capteur><date>06/02/2000</date><heure>07:39:00</heure><entrée>cuisine</entrée></capteur>	
	<capteur><date>06/02/2000</date><heure>08:09:00</heure><entrée>douche</entrée></capteur>	
	<capteur><date>06/02/2000</date><heure>08:32:00</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>	
	(...)	
	<capteur><date>14/03/2000</date><heure>07:46:00</heure><entrée>WC</entrée></capteur>	S c 2
	<capteur><date>14/03/2000</date><heure>07:49:00</heure><entrée>cuisine</entrée></capteur>	
	<capteur><date>14/03/2000</date><heure>08:01:00</heure><entrée>douche</entrée></capteur>	
	<capteur><date>14/03/2000</date><heure>08:32:00</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>	
	(...)	»

Figure 42 : extraction, de la base de données générée, de 5 périodes « Réveil » prélevées au hasard.

La Figure 42 présente le résultat de cette simulation, au travers de cinq périodes «Réveil » extraites au hasard de cette base de données. Le même travail de validation a été effectué pour les six autres périodes (matin, déjeuner, etc.) pour vérifier l'ensemble des simulations. Nous pouvons apprécier, sur ces cinq périodes « réveil » (Figure 42), que la première correspond au scénario 1 et que les 4 suivantes correspondent au scénario 2 des chaînes de Markov qui ont été modélisées (cf. Figure 39). Les temps de présence passés dans chaque pièce, sont normaux pour chacun des

scénarii, car les probabilités de transition sont générées aléatoirement. Nous pouvons remarquer, par exemple, que le réglage de $(1-P_{ii}^{(k)}(T_x))$ à 0.2063 pour paramétrer la durée moyenne de séjour dans le WC, a généré un temps moyen de présence oscillant autour de 5 minutes et que ceci ne bloque pas la possibilité de sortir de la pièce au bout d'une minute le jour i . Cet événement rare reste plausible dans le tirage aléatoire. Nous remarquons aussi que le patient peut rester dans un état du scénario sans jamais en sortir jusqu'à la période suivante.

3.3.3 Simulation d'anomalies physiologiques

Comme il est difficile de présenter l'ensemble des résultats associés aux anomalies, nous proposons ici trois exemples graphiques d'anomalies générées par SimuHIS : une prise et une oscillation de poids, puis un syndrome d'apnée du sommeil.

Une seconde simulation a été générée du premier novembre 2001 jusqu'au quinze décembre 2001, soit d'une durée de 45 jours. Pour la première anomalie, une prise de poids de 10% a été requise par l'opérateur sur un an. On effectue deux mesures par jour aléatoirement. L'opérateur a choisi une loi linéaire, modulée par une sinusoïde (cf. Figure 43).

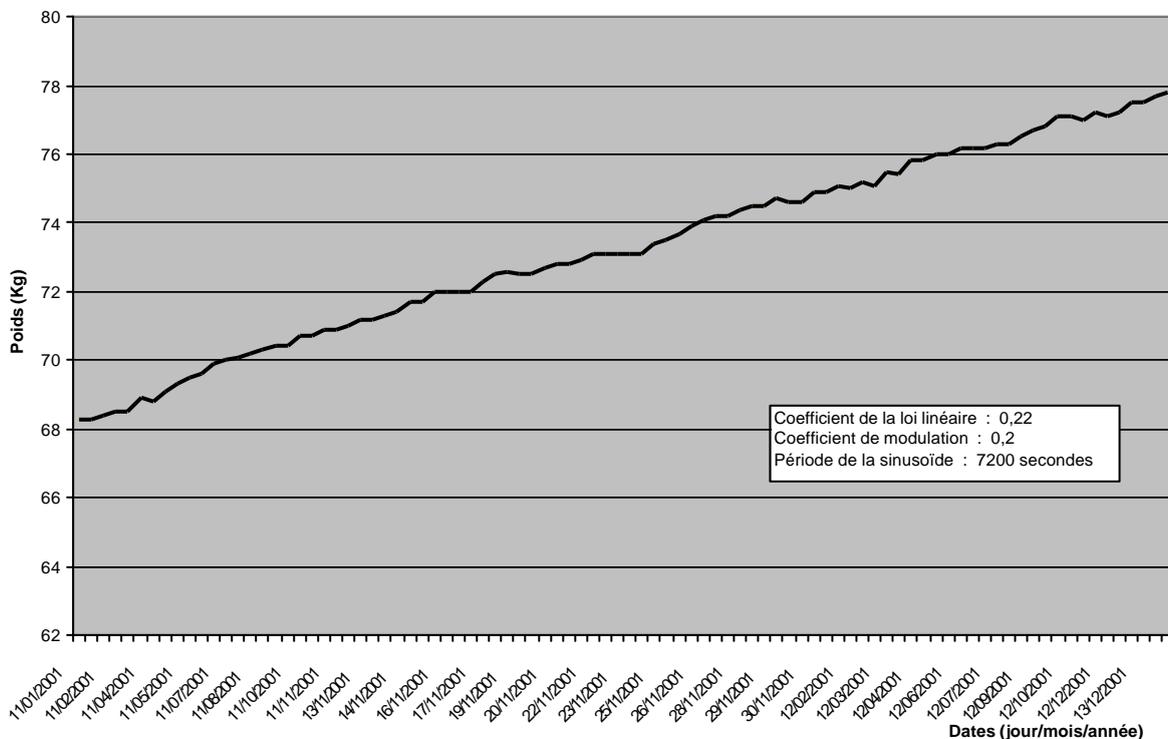


Figure 43: mesures simulées du poids entre le 01/11/2001 et le 15/12/2001.

A titre d'information, une perte de poids sur trois mois de 10% peut mener à un diagnostic précoce du cancer.

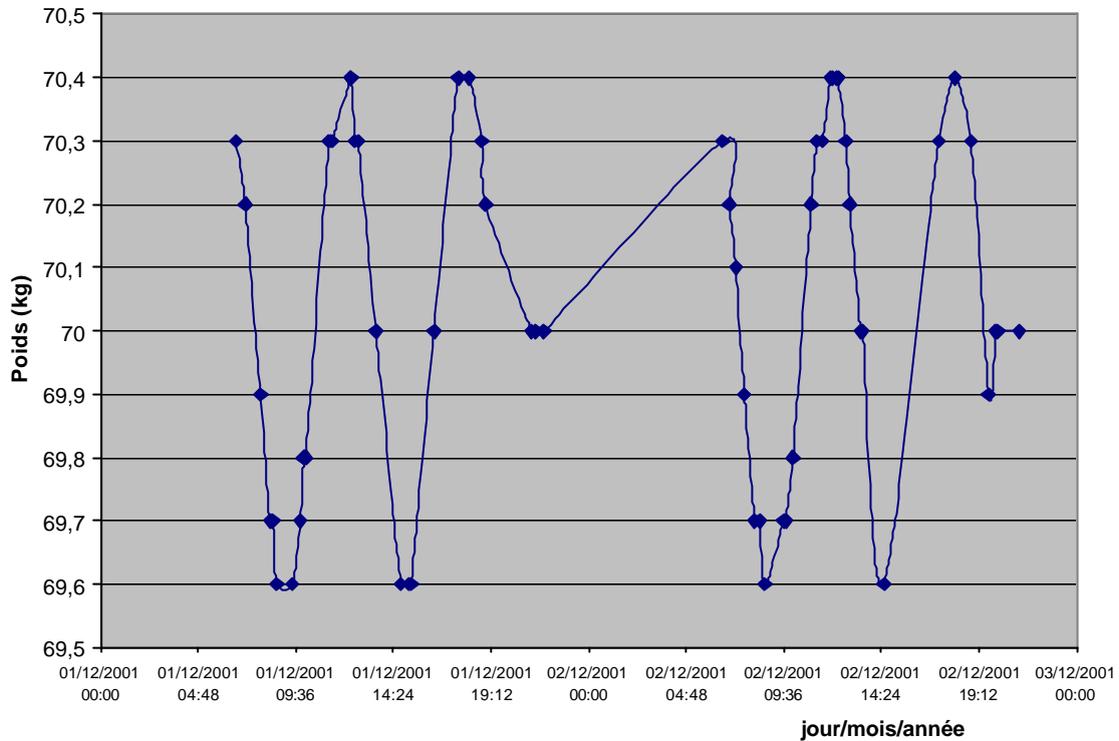


Figure 44: oscillations du poids sur deux jours.

Dans cet exemple, le poids a été calé sur les périodes des repas et aucune mesure n'a été entreprise la nuit. Le signal a été volontairement sur-échantillonné de façon à pouvoir examiner la courbe sur la journée. Une fréquence journalière de deux mesures n'aurait pas permis d'apprécier la courbe.

En parallèle, l'opérateur a décidé de déclencher un syndrome d'apnée du sommeil le 23 novembre à 00:20:00. Trois mesures aléatoires à trois heures d'intervalle ont alors été produites par SimuHIS sur cette période (cf. Figure 45).

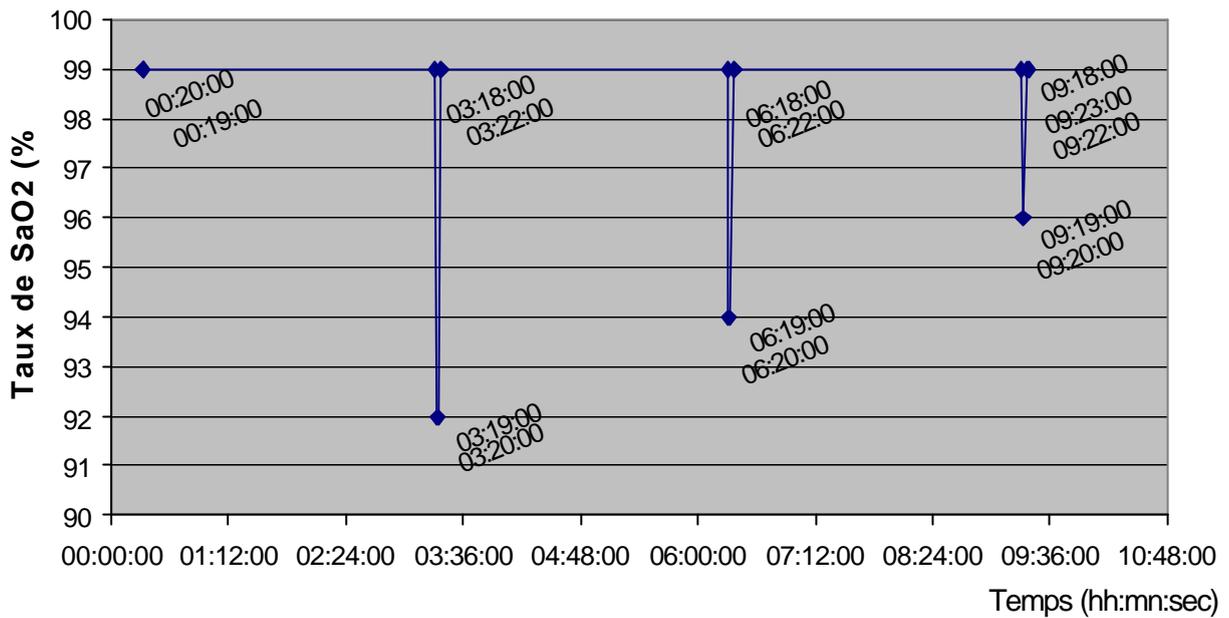


Figure 45 : simulation d'un syndrome d'apnée du sommeil.

3.3.4 Exemples d'une simulation générale (base de données BDHIS)

Nous proposons ici un extrait d'une base de données BdHIS générée par SimuHIS englobant le résultat de la simulation pour les trois modèles (de déplacements, physiologique et environnemental). Les données relatives aux modèles physiologiques et environnementaux (anomalies comprises), générées pseudo-aléatoirement, ont été insérées sous forme d'événements discrets et mélangés aux événements de déplacements telle que le montre la Figure 46.

```
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:04:00</heure><PS>126</PS><PD>082</PD></capteur>
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:04:00</heure><FC>072</FC></capteur>
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:19:00</heure><SaO2>95</SaO2></capteur>
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:20:00</heure><entrée>salon</entrée></capteur>
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:21:00</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:21:00</heure><hygro>62%</hygro></capteur>
```

Figure 46 : exemple d'une simulation générale.

3.4 Discussion

3.4.1 Considérations techniques

3.4.1.1 Le problème de la synchronisation

Actuellement, la transition d'une période à une autre est automatique, lorsque la variable k atteint le moment qui correspond au début de la période suivante. Cependant, pour que la transition se produise, il faut être positionné dans le dernier état de la période précédente. Ceci est réalisé en forçant la probabilité de l'état de la dernière période à la valeur 1. Cette synchronisation permet de maintenir le timing et l'ordre entre les périodes.

3.4.1.2 Chaînes de Markov homogènes et non homogènes

Dans cette version initiale de SimuHIS, nous avons implémenté des chaînes de Markov homogènes. En d'autres termes, les $P_{ii}^{(k)}$ sont constants sur chaque période ; i.e., nous ne prenons pas en compte le temps n passé dans chaque pièce. Pour assurer une durée n dans une pièce i , il est nécessaire de paramétrer une probabilité $P_{ii}^{(k)}$, telle que $P_{ii}^{(k)} = (0.5)^{1/n}$ (équation 1) ou utiliser l'équation 3 du temps moyen, qui est plus précise. Par conséquent, si n est grand, $P_{ii}^{(k)} \approx 1$. Ceci explique pourquoi les probabilités du Tableau 12 page 110 sont proches de un.

Si nous voulons introduire la notion de « persistance » dans une pièce, nous pouvons utiliser des chaînes de Markov non homogènes, comme celles utilisées dans les modèles météorologiques [103]. Dans ces modèles, les $P_{ii}^{(k)}$ dépendent du temps déjà passé dans la pièce i . Le processus aléatoire, correspondant au moment de quitter la même pièce i , est un « processus de renouvellement ». Ceci peut être simulé par une chaîne de Markov non homogène dans laquelle les $P_{ii}^{(k)}$ peuvent être calculés en utilisant une urne de Polya, contenant des balles, dont le contenu dépend du passé.

3.4.2 Affinement des modèles

3.4.2.1 Assimiler un changement d'habitude progressif

Pour affiner le modèle des déplacements en laissant la possibilité aux activités d'évoluer dans le cas de personnes ne possédant pas de pathologies, nous pourrions créer une boucle de retour. Par exemple, après une semaine d'étude, nous pourrions calculer les valeurs moyennes et les écarts-types des activités du patient, afin de réajuster les définitions des $P_{ii}^{(k)}$ et n .

3.4.2.2 Le critère social

Le nombre, l'heure et la durée de tous les repas quotidiens sont fortement influencés par le critère social et culturel. Par exemple, le petit déjeuner britannique est généralement un véritable repas, alors qu'en France ou en Espagne il est plutôt de courte durée. La simulation peut être complexifiée en ce sens, en modifiant les périodes de la Figure 39.

3.4.2.3 Corrélation entre l'activité et les paramètres physiologiques

A ce stade de la simulation, nous n'avons pas encore synchronisé le modèle des déplacements avec le modèle physiologique. Nous avons cependant planifié d'améliorer la modélisation de l'activité physique (mouvements corporels, etc.), en la corrélant avec les paramètres physiologiques. Par exemple, la pression artérielle augmente généralement le matin au lever. D'autres corrélations pourraient être aussi définies, comme faire correspondre la position du capteur dans l'appartement en fonction de son type (le pèse-personne dans la salle de bain, etc.).

3.4.2.4 Corrélation entre l'activité et les pics de niveau du cortisol

Bien que les gènes régulent les cycles circadiens [104][105], le corps suit aussi des cycles internes endocriniens tels que ceux de la mélatonine [106]. Ceci entraîne un effet direct sur les rythmes circadiens sociaux. Par exemple, les expériences scientifiques récentes où des sujets sont restés dans un isolement complet vis-à-vis du monde extérieur (grottes, etc.), ont prouvé que leurs horloges biologiques internes persistaient, mais ne suivaient plus un cycle horaire classique de 24 heures. Vice-versa, l'activité physique peut aussi agir sur l'organisme. Le sport, par exemple, agit sur l'hormone de l'appétit. Une façon de synchroniser ces deux modèles (des déplacements et physiologique) serait de créer un programme social pour chaque type de patient (une personne âgée à son domicile par exemple) et une pathologie individuelle ou profil physiologique (par exemple le rythme circadien du cortisol (pic à 15 heures et chute à 3 heures) [107]). La synthèse entre le programme social et le rythme individuel pourrait être effectuée à travers la définition des $P_{ii}^{(k)}$, leur valeur dépendant de l'activité au temps k , dans le programme social (i.e. à midi au moment du déjeuner) et de l'état physiologique au temps k pris en compte au niveau du rythme biologique individuel (i.e. à midi, lorsque la valeur de l'amplitude de l'hormone du cortisol est 10% moins élevée que l'amplitude maximale (acrophase) pour le patient considéré). Ce couplage naturel entre le programme social et le rythme individuel, plus l'effet de persistance (dépendant

lui-même éventuellement du rythme individuel) devrait apporter plus de réalisme et d'efficacité dans SimuHIS.

3.5 Intégration de SimuHIS dans le système HIS externe

Le système HIS externe (cf. §1.2.5) intègre une animation 3D de l'habitat et du patient. Ce système fonctionne soit en mode réel (reproduction conforme du patient réellement surveillé dans l'habitat), soit en mode simulé. Dans ce dernier mode, le système HIS externe fait alors appel à SimuHIS/HIT, qui est le moteur de l'émulation 3D. L'animation s'exécute alors en temps accéléré, car une simulation en temps-réel n'est évidemment pas envisageable sauf pour de très courtes durées.

Le code source de SimuHIS a été implémenté avec LabCVI™ sous l'environnement Windows 2000. Pour l'intégrer à l'environnement Linux du système HIS externe, nous avons supprimé du code source de SimuHIS toutes les fonctions utilisant l'API¹⁵ LabCVI™. Nous avons par exemple remplacé l'interface graphique du module développé avec LabCVI™ par une console texte pour configurer tous les paramètres du module. Cette configuration, écrite avec les fonctions de la librairie standard ANSI C, peut être manuelle ou automatique (au gré de l'utilisateur) par lecture dans un fichier. Dans un deuxième temps, nous avons créé un « tube » de communication, pour établir une liaison entre SimuHIS et le système HIS externe, en redirigeant la sortie actuelle de SimuHIS (la base de données) vers l'écran (l'entrée du système HIS externe). Nous avons utilisé le compilateur C gratuit GCC fourni avec Cygwin¹⁶ installé sur Windows 2000.

3.6 Validation

3.6.1 Validation de SimuHIS

Nous pouvons distinguer deux niveaux de validation :

- avec des sujets sains pour vérifier la pertinence de SimuHIS avant de simuler un patient, ne serait-ce que pour des raisons éthiques ;
- avec des données cliniques issues d'un patient en situation « réelle » : patient hospitalisé pour maladie, personne âgée suivie à son domicile, etc.

¹⁵ Application Programming Interface.

¹⁶ Cygwin est un ensemble de logiciels de développement GNU permettant de porter des applications de Windows sur Unix.

3.6.1.1 Validation sur sujets sains

La validation sur sujets sains a permis de vérifier les données générées par SimuHIS. Les activités du patient retranscrit par ses déplacements sous forme d'événements dans les bases de données, suit les scénarii décrits par les personnes interrogées de l'enquête (cf. 3.2.1.3). Au niveau des signes vitaux et des conditions environnementales de l'appartement, les résultats peuvent être vérifiés directement au sein de SimuHIS qui permet de tracer les courbes.

3.6.1.2 Validation clinique

Des données cliniques n'étant toujours pas disponibles lors de la remise de ce document, nous n'avons pu effectuer de validation prospective « en situation ». Pour compenser l'absence de données cliniques « en situation », nous avons utilisé des données cliniques issues de description données par des experts pour effectuer une sorte de « pré-validation » clinique. Nous avons récupéré la description clinique de quelques pathologies (pollakiurie nocturne, accidents cardiovasculaires, cf. 3.2.1.4) et de conditions physiologiques particulières (monitorage à long terme du poids, analyse du taux de saturation en oxygène dans le sang, anomalies pathologiques/comportementales (pollakiurie), cf. 3.2.1.4) et nous avons adapté ces descriptions pour pouvoir leur ajuster les paramètres de SimuHIS. Nous avons ensuite effectué des simulations avec ces paramètres, et nous les avons soumises au contrôle d'experts médicaux pour avoir leur avis sur leur validité. Toutes les simulations générées se sont révélées être en accord avec ce que les experts pouvaient en attendre par rapport à des cas réels tirés de leur expérience.

Notons cependant, que la validation clinique « en situation » de SimuHIS (comparaison de bases simulées avec des bases issues du monde réel) permettra de déterminer si ce simulateur modélise de façon acceptable l'activité d'un patient à son domicile. Dans le cas contraire, des améliorations devront être envisagées pour mieux refléter la réalité. Ces améliorations ne constituent pas l'objet de cette thèse qui n'est pas la réalisation d'un simulateur, mais la mise en place d'un système SID² servant à surveiller des patients. SimuHIS n'occupe que deux fonctions dans ce système, la génération de données pour valider le SID² avant d'y mettre un patient, et accélérer les développements de modélisation en générant très rapidement de gros volumes de données qui demanderaient sinon des années d'acquisition.

3.6.2 Validation des algorithmes de détection

Jusqu'à présent, l'accès à des bases de données générées sur de longues périodes nous étaient impossibles, car le système SID² n'a pas encore été installé dans un service clinique et car aucune démarche scientifique n'en a fait l'objet. Il nous était donc impossible de tester divers algorithmes de détection tel que le système de mesure automatique des rythmes circadiens de l'activité (SAMCAD) présenté dans le chapitre 4. Dorénavant, SimuHIS a permis de résoudre ce problème et a été utilisé pour valider les algorithmes de détection d'alerte de SAMCAD. Cette validation est traitée dans la section 5.3.

3.7 Conclusion du chapitre 3

Les activités du patient, synthétisé à travers des scénarii plausibles de déplacements, les signes vitaux, ainsi que des anomalies de type physiologique/pathologique, ont été modélisés en utilisant deux approches pragmatiques fondées sur des méthodes standards (chaînes de Markov et réseaux de Pétri). Cette modélisation a été implémentée dans un module de simulation (SimuHIS), qui génère automatiquement des bases de données au format de celles générées par le système HIS local. Ces bases BdHIS peuvent simuler plusieurs années de fonctionnement en un temps d'exécution minimum. Elles sont constituées des données de déplacements, physiologique et environnementales du patient, écrits dans l'ordre chronologique, sous forme d'événements discrets lors de leur génération pseudo-aléatoire. Les anomalies sont aussi noyées de cette façon dans la masse de données et sont non identifiables sans techniques d'extraction d'anomalies par des applications de fusion de données. C'est aussi un des objectifs recherchés par SimuHIS : tester les applications de fusion de données. En conclusion, nous espérons que SimuHIS, à terme, i.e. une fois la validation clinique effectuée et qui ne fait pas l'objet de ce présent travail, permettra, sans être un parfait miroir de la réalité, d'étudier l'activité du patient à son domicile et en particulier son comportement au niveau de la logique de ses rythmes circadiens d'activité. Notons que les comportements n'existent qu'à travers le traitement des données de déplacements, par un nouveau module qui s'appelle SAMCAD, et que nous allons présenter dans le prochain chapitre.

4 MÉTHODES DU SYSTÈME HIS LOCAL

4.1 Introduction

Ce chapitre expose les concepts, les méthodes et leur mise en œuvre dans le système de détection automatique des habitudes de vie d'un sujet qu'est l'HIS local. Il correspond à la couche logique reposant sur la couche matérielle de l'équipement de l'HIS local vue au chapitre 2. Cette couche logique va récupérer les informations issues de la couche matérielle et, après traitement, va générer des données qui seront affichées et enregistrées au format XML à travers un premier module SuivHIS. Un deuxième module, SAMCAD, utilisera cette base de données XML (BdHIS) pour calculer les RCA et déclencher des alertes, s'il y a lieu, lors de la modification d'un comportement.

Dans ce chapitre, nous traiterons donc successivement des rythmes biologiques et sociaux et montrerons en quoi ces rythmes sont importants pour modéliser le comportement des sujets par des « rythmes circadiens d'activité » (RCA), hypothèse de départ sur laquelle nous nous appuyons pour effectuer toute la modélisation de notre système. Nous verrons ensuite comment est mise en œuvre la modélisation, ainsi que la base de données qu'elle génère (BdHIS) au sein de deux modules (SuivHIS et SAMCAD).

4.2 Théorie – paradigme

De nos jours, la vie quotidienne est soumise à des rythmes de plus en plus rapides et discordants, qui viennent bousculer nos propres rythmes intérieurs. Cette confrontation entre les rythmes imposés par le social et les rythmes biologiques internes non seulement existe, mais est même fondamentale, car elle contribue à la formation des états de stress ou d'angoisse et influe sur la qualité de notre énergie vitale. La connaissance de ces rythmes d'activité en éternelle interdépendance avec les rythmes internes, est donc indispensable, car ils influent sur notre corps et notre état mental.

4.2.1 Rythmes biologiques

L'organisme humain, comme celui de tous les êtres vivants, est soumis à des rythmes, succession d'événements et de variations qui se reproduisent à intervalles à peu près régulier. Ainsi, les neurones suivent des rythmes de fonctionnement de 0,01s à 10s, le rythme cardiaque se maintient autour de 1s, le rythme de production du calcium s'étend de 1s à 30 minutes, les hormones sont produites suivant des périodes de 10 minutes à 3 heures, le rythme circadien oscille entre 20 et 28 heures, le cycle ovarien est de 28 jours. En somme, on peut conclure que, partout où il y a de la vie, il y a des cycles. Chez l'être humain, ces rythmes sont principalement synchronisés par l'alternance jour-nuit : la stimulation photonique du nerf optique est transmise aux noyaux supra-chiasmatiques qui régulent la production des hormones d'activité (cortisol) et de repos (mélatonine). Un rythme biologique est donc une variation régulière et involontaire (donc prévisible) d'une fonction physiologique, d'un métabolisme, d'une activité cellulaire ou tissulaire, d'une tendance instinctive ou d'une fonction neuro-psychique. La chronobiologie, qui étudie cette structure temporelle, démontre l'existence d'une fluctuation périodique suivant une période d'environ 24 heures [108]. C'est le rythme circadien le plus évident. Il est qualifié de nyctéméral lorsqu'il mesure une période égale exactement à 24 heures. Notre température corporelle, poids, force musculaire, toutes les fonctions de l'organisme [108] suivent ces rythmes biologiques (cf. Figure 47). Pendant une phase nyctémérale, ils sont séparés en plusieurs groupes de faibles ou fortes amplitudes [109] et sont définis par :

- la période : intervalle de temps séparant la survenue de deux phénomènes identiques ;
- l'acrophase : l'instant du maximum de la valeur de l'amplitude ;
- la bathyphase : l'instant du minimum de la valeur de l'amplitude ;

- la phase : le décalage par rapport à un instant de référence.

Leur période permet de classer ces rythmes en diverses catégories :

- ultradiens (d'une période inférieure à 24 heures). Exemple : le sommeil paradoxal survient toutes les 90 minutes chez l'homme ;
- circasemiadiens (d'environ 12 heures) ;
- circadiens (d'une période d'environ 24 heures). Exemple : alternance veille-sommeil, température centrale ;
- infradiens (d'une période supérieure à 24 heures). Exemple : grossesses, etc. ;
- circannuels (d'une période voisine d'un an). Exemple : défenses de l'immunité, aptitudes psychomotrices réduites à la fin de l'hiver.

Nous pouvons également distinguer les rythmes à hautes fréquences (EEG, fréquence cardiaque, fréquence respiratoire), les rythmes à moyennes fréquences (vigilance, température centrale) et les rythmes à basse fréquence (menstruation).

Ces caractéristiques dynamiques, connues de l'organisme, lui permettent de prévoir les variations éventuelles de l'environnement et d'assurer une relative constance de son milieu intérieur (homéostasie prédictive). Les informations essentielles contenues dans ces rythmes biologiques ne peuvent, par conséquent, être ignorées dans le cas de diagnostics. Une analyse chronobiologique, par exemple, basée sur l'amplitude circadienne, l'acrophase et la valeur moyenne sur 24 heures de la pression systolique, a permis de séparer les patients vivants des patients décédés cinq ans après un infarctus du myocarde [110].

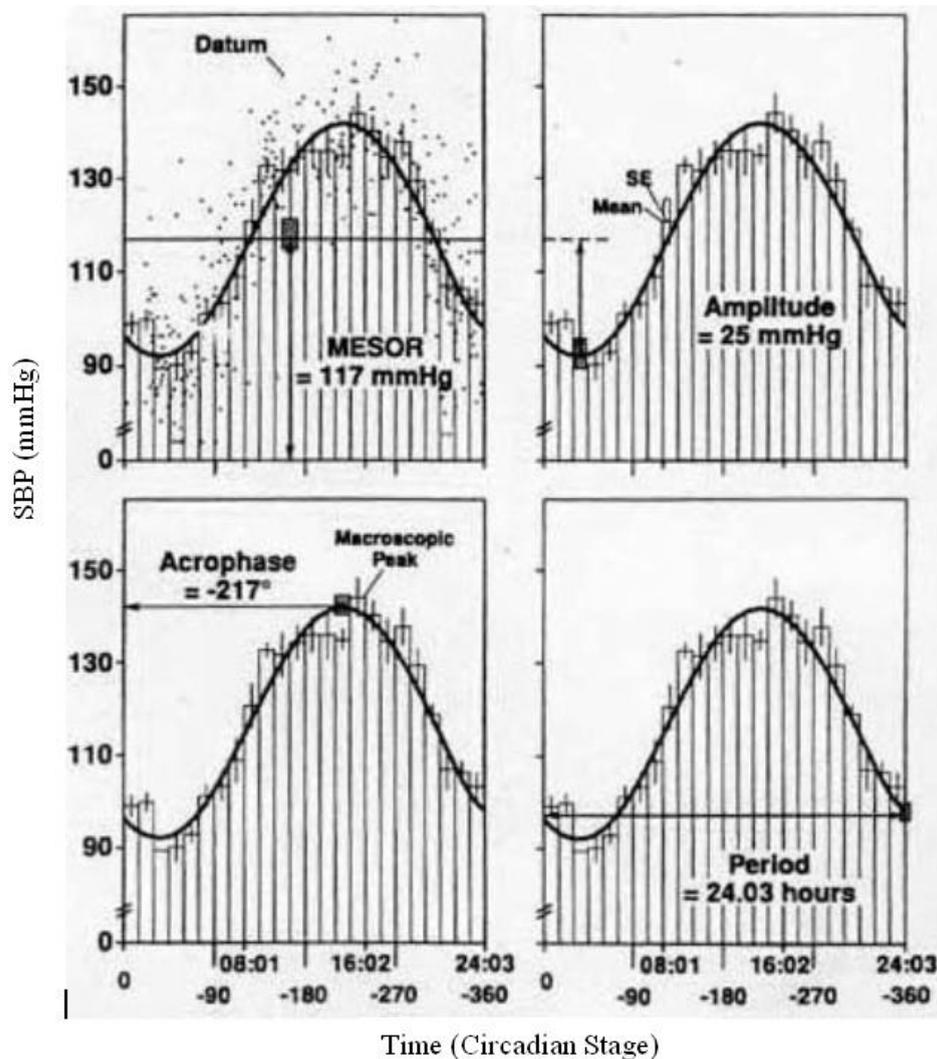


Figure 47 : exemple de rythme circadien pour la pression systolique (SBP) d'une femme en bonne santé.

4.2.2 Rythmes sociaux

Nous qualifions de rythmes sociaux ou modes de vie, les rythmes circadiens de l'activité. Ils correspondent aux impératifs de la vie quotidienne (sommeil, repas, loisirs, etc.) et sont influencés par la société, le travail, l'éducation, la culture, l'environnement. Ces rythmes ne peuvent pas être ignorés dans le cas de suivis médicaux, car ils sont en interaction avec les rythmes internes de l'organisme. La faim, engendrée par l'exercice sportif par exemple, est régulée par l'hormone de l'appétit.

4.2.3 Notre hypothèse

On remarque que les rythmes biologiques et sociaux sont liés à l'activité physique des personnes. Nous allons faire, dans cette étude, l'hypothèse que les rythmes biologiques et sociaux sont liés à l'activité physique, et nous allons mesurer cette activité physique par les déplacements des personnes au sein de l'habitat (cf. Figure 48). Nous verrons s'il se dégage une tendance comportementale qui pourrait caractériser et différencier un comportement normal et un comportement pathologique. On essaiera également de voir s'il existe des stéréotypes de comportements pathologiques pouvant être mis en relation avec des pathologies existantes connues. Nous essaierons ainsi de mettre en place une nouvelle méthodologie comportementale de mesure des rythmes biologiques et sociaux qui n'a pas encore été abordée jusqu'ici dans la littérature. Cette méthodologie permettra la mise en place d'une nouvelle sémantique et une nouvelle sémiologie décrivant des pathologies en rapport avec l'activité comportementale. Nous utiliserons par la suite l'appellation « **rythmes circadiens d'activité** » (RCA) pour faire référence à cette mesure comportementale de l'activité des patients dans l'habitat.

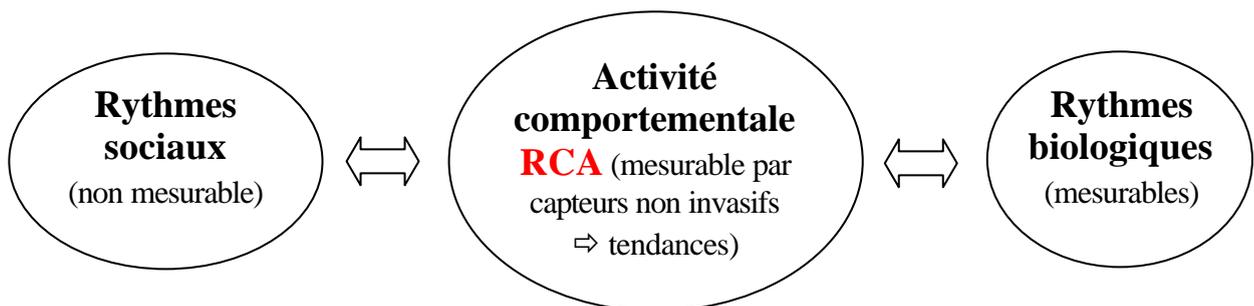


Figure 48 : lien entre les rythmes sociaux/biologiques et l'activité comportementale.

La mesure des déplacements sera reliée à d'autres mesures (paramètres physiologiques, environnementaux et sonores) pour déterminer de façon plus précise différents profils de sujets et ainsi pouvoir effectuer une interprétation sémantique des différents profils mis en jeu.

Nous décrirons donc successivement des méthodes statistiques pour modéliser les déplacements, des descriptions regroupant des paramètres physiologiques et environnementaux pour modéliser des pathologies ou des conditions physiologiques particulières.

Nous avons récemment pris en compte le son dans le système, suite à une coopération entre le laboratoire CLIPS qui étudie le domaine de la surveillance audio (cf. annexe O) et notre équipe (projets RESIDE-HIS et DESDHIS). L'incorporation de données sonores aux données déjà

existantes permet, par des méthodes de fusion de données, de lever le doute de certaines situations ambiguës lors du déclenchement de fausses alertes.

4.3 Modélisation

4.3.1 Modélisation statistique de la variabilité du rythme circadien de l'activité (RCA)

Les méthodes statistiques vont nous permettre de modéliser les déplacements, pour la détermination des RCA permettant de déterminer le profil « normal » d'un sujet.

Le principe est de créer un profil comportemental par auto-apprentissage dans la base de données XML BdHIS (cf. Figure 9) de tous les événements de déplacements. Le calcul de la moyenne avec ses limites de confiance de part et d'autres ($\text{moyenne} \pm \mu \times \text{écart type}$), permet de définir une zone dans laquelle l'évolution du patient est qualifié de « prévisible » et « régulière ». Il détecte ensuite tout écart par rapport à cette zone ou modèle afin de détecter toute déviation du comportement sur le long terme.

4.3.1.1 Détermination du profil d'activité : taux d'occupation statistique

Nous totalisons le nombre total de minutes passées chaque heure dans chaque pièce pendant une journée, en scrutant la base de données dynamique XML produite par le module SuivHIS. Au niveau de l'algorithme, ces données sont mémorisées dans des tableaux bi-dimensionnels, dont les dimensions sont le nombre de jours (variable) et le nombre d'heures (cf. Tableau 15). Après plusieurs jours, nous obtenons des séries de valeurs pour chaque pièce et pour chaque heure (cf. Figure 49).

<i>Heure</i>	<i>Jour 1</i>	<i>Jour 2</i>	<i>Jour 3</i>	<i>Jour 4</i>	<i>Jour 5</i>	<i>Jour (n-1)</i>
01 :00	0	0	0	0	0	0
...
06 :00	0	0	0	0	0	0
07 :00	0	22	0	0	0	5
08 :00	30	10	33	26	27	19
...
24 :00	0	0	0	0	0	0

Tableau 15 : exemple de tableau bi-dimensionnel pour la cuisine.

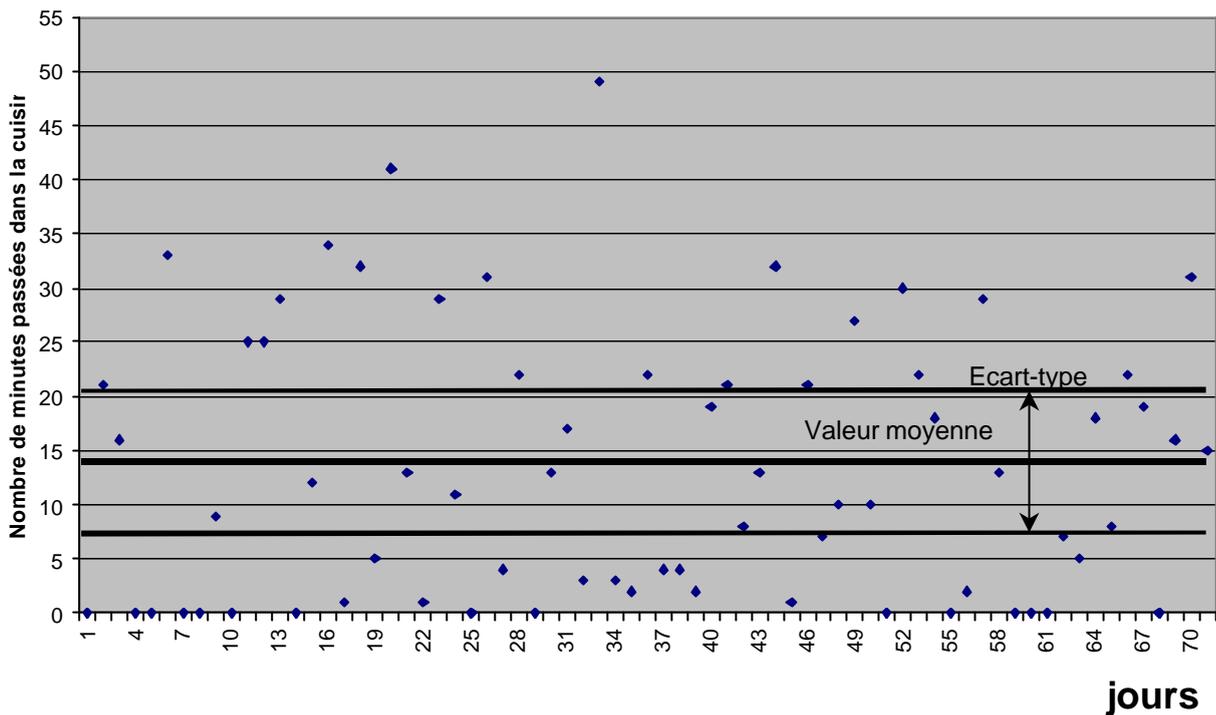


Figure 49 : périodes de temps pour la cuisine entre 8 et 9 heures pour une simulation de 70 jours.

Pour chaque série, nous calculons sa valeur moyenne et son écart type par rapport au nombre de jours passés dans le SID². Ceci donne un rythme d'activité horaire pour chaque pièce. Ces dernières valeurs appartiennent à l'intervalle [0,60] minutes. Nous les normalisons en les divisant par 60, pour obtenir un nombre « assimilable » à une probabilité de présence que nous appelons le **taux d'occupation statistique**. Une probabilité de présence de 100% équivaudrait alors à repérer une personne dans une même pièce tous les jours à la même heure pendant 60 minutes. Nous aurions donc 100% de chance pour que la personne se retrouve au même endroit, à cette même heure, le jour suivant. Une valeur de « 1 », en termes de probabilité de présence, équivaut alors à une pièce qui a toujours été occupée, alors qu'une valeur de « 0 » correspond à une pièce qui n'a jamais été visitée. En général, on considère que le nombre d'observations suffisantes pour accepter une statistique gaussienne est de 30 échantillons. Par conséquent, une période minimale d'apprentissage d'un mois est nécessaire pour obtenir une bonne approximation d'habitudes de vie. Il est évident que, plus la durée du séjour du sujet dans le SID² sera longue, plus les rythmes d'activité horaires seront précis. La juxtaposition des 24 rythmes d'activité horaires constituant la journée pour chaque pièce, permettent de reproduire le rythme circadien de l'activité à 24 heures (cf. Figure 50).

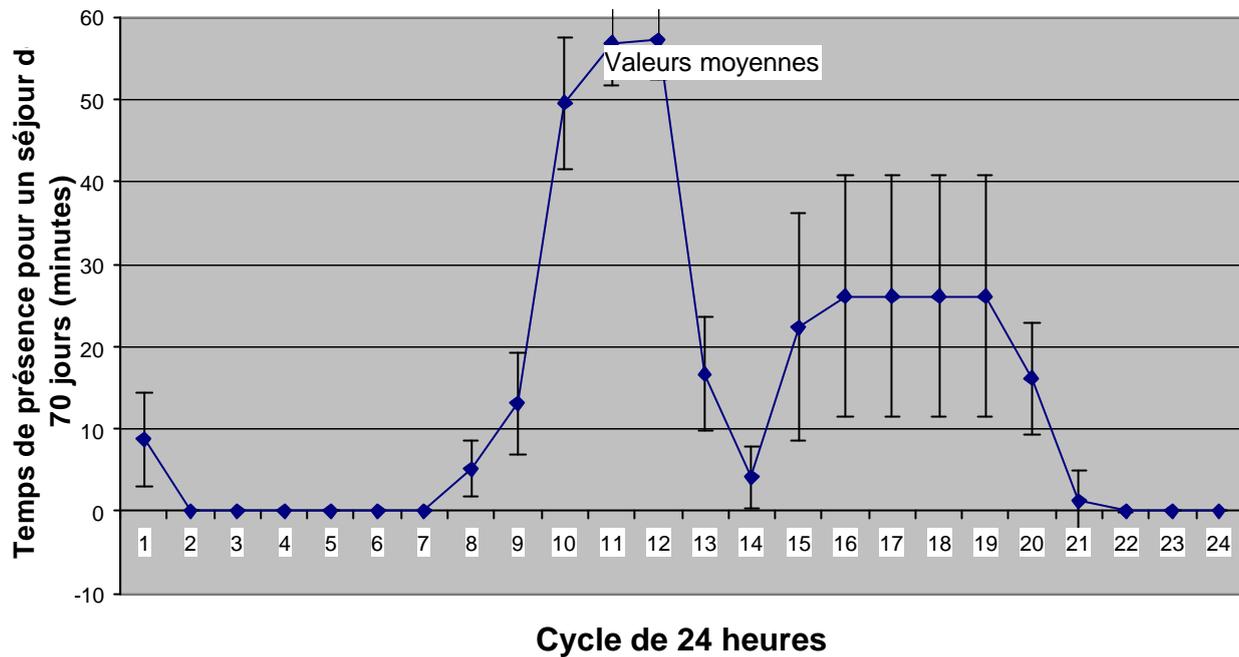


Figure 50 : rythmes circadiens d'activité pour la cuisine pour un séjour de 70 jours : moyennes et écart type.

Nous déciderons plus tard de déclencher des alertes sur les événements qui sont porteurs d'un fort taux d'information, c'est-à-dire les événements rares et vice versa. Par exemple, l'événement occasionnel « rester 1 heure dans les WC à quatre heures du matin » doit pouvoir générer une alerte, à condition que ce comportement ne soit pas habituel chez le patient. La définition mathématique de l'information se traduit par :

$$I = -\log_2(\text{Probabilité}) \quad (\text{Équation 10})$$

4.3.1.2 Détermination des limites du comportement

Les calculs de la moyenne « m » et de l'écart type « s » permettent de définir quatre seuils symétriques S_1, S_1^* et S_2, S_2^* , paramétrables selon μ_1 et μ_2 :

$$[S_1^*, S_1] = [m - \mu_1 \cdot s, m + \mu_1 \cdot s], \text{ avec } \mu_1 \text{ paramètre « bénin »} \quad (\text{Équation 11})$$

$$[S_2^*, S_2] = [m - \mu_2 \cdot s, m + \mu_2 \cdot s], \text{ avec } \mu_2 \text{ paramètre « critique »} \quad (\text{Équation 12})$$

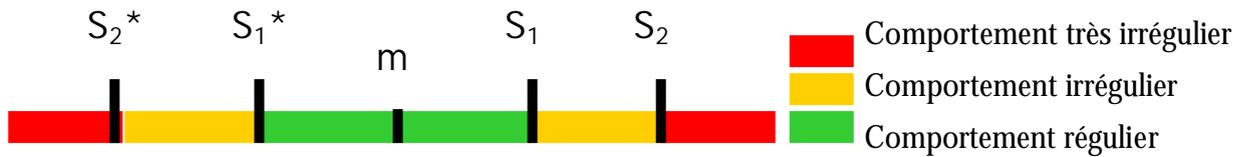


Figure 51 : limites du comportement.

Le comportement à l'extérieur de l'intervalle $[S_1^*, S_1]$ est considéré comme inhabituel (alertes bénignes). En dehors de l'intervalle $[S_2^*, S_2]$, le comportement est considéré comme étant encore plus inhabituel (alertes critiques). Les alertes au-dessus de S_1 et au-dessous de S_1^* correspondent respectivement à des sur-présences et des sous-présences (alertes inférieures/supérieures). L'introduction du paramètre μ permet de fixer une marge de sécurité pour déclencher les alertes. Si la distribution des temps de présence de la Figure 49 suit une loi gaussienne (cf. équation 15, Figure 52), choisir μ_1 tel que « $\mu_1=1.5$ » donne un intervalle de confiance petit $[m-1.5s, m+1.5s]$, où 87% des informations sont incluses. Une alerte bénigne se déclenche si ce seuil est dépassé. La valeur « $\mu_2=2$ » déclenche des alertes critiques. L'intervalle limite est $[m-2s, m+2s]$ et correspond à une probabilité de 95% d'être dans cet intervalle. Par conséquent, en dehors de ces intervalles, la probabilité « P_{ext} » (cf. équation 16) de déclencher des alertes est proche respectivement de 13% et 5% comme le montre la Figure 53, qui représente « P_{ext} » en fonction du « paramètre μ ». La distribution gaussienne (cf. Figure 52) étant normalisée, $P_{ext}(x)=P_{ext}(\mu)$ car $x=m+\mu s=\mu$ avec $m=0$ et $s=1$. Dans le cas d'une gaussienne non normalisée de moyenne 30 et d'écart type 10, ces intervalles de confiance vaudraient :

$$P_{ext}[S_1^*, S_1]=P_{ext}[15,45] \sim 5\% \quad \text{(Équation 13)}$$

$$P_{ext}[S_2^*, S_2]=P_{ext}[10,50] \sim 13\% \quad \text{(Équation 14)}$$

La courbe de la Figure 53 permet de choisir μ pour définir le degré de tolérance des alertes. Par exemple, quand la base de données est encore peu enrichie ou lorsque le patient possède un comportement connu pour être irrégulier, le médecin opérateur du système pourra régler μ assez haut, de façon à limiter le taux de fausses alertes et cela, le temps que la période d'apprentissage s'accomplisse (par exemple, $\mu=2.32$ pour un seuil d'alerte fixé à 98%, cf. Figure 53).

$$f(x)=\frac{1}{s\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-m)^2}{2s^2}}, \text{ avec } m=0 \text{ et } s=1 \quad \text{(Équation 15)}$$

$$P_{ext}(\mu) = \int_{\mu}^{\infty} 2f(x)dx \quad \text{(Équation 16)}$$

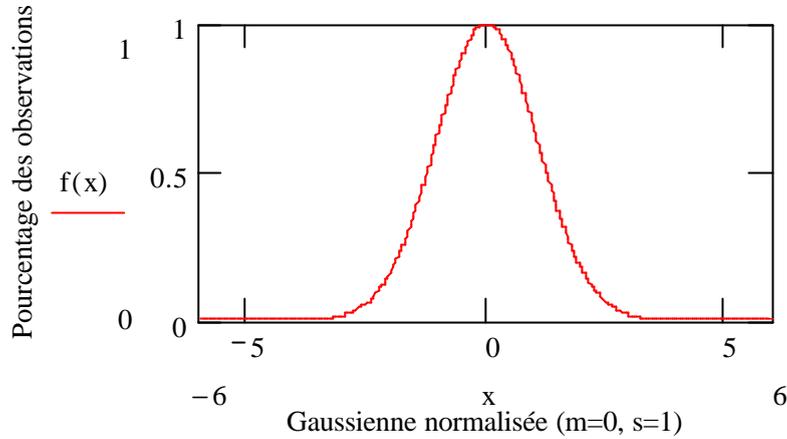


Figure 52 : profil du taux d'occupation statistique.

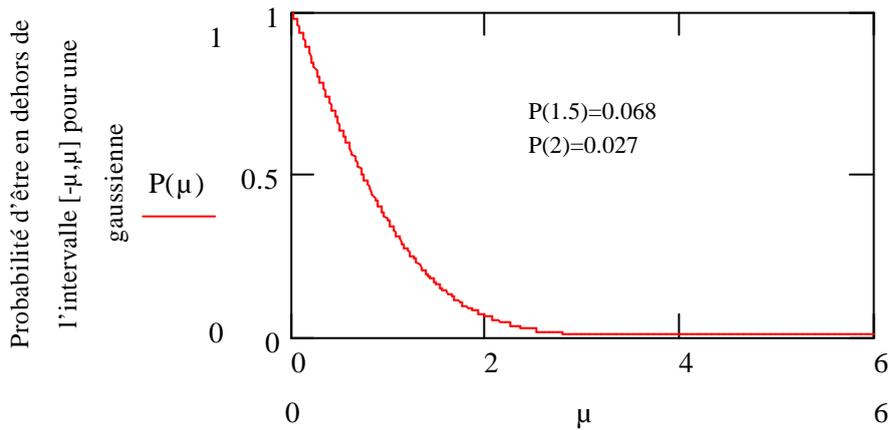


Figure 53 : détermination du paramètre μ .

Sur l'axe de l'information, les quatre seuils représentant les limites du comportement sont calculés comme suit :

Seuils de déclenchement des alertes supérieures/critiques :

$$\Sigma_2 = -\log_2 \frac{m+m_2s}{60} \quad \text{(Équation 17)}$$

Seuils de déclenchement des alertes supérieures/bénignes :

$$\Sigma_1 = -\log_2 \frac{m+ms}{60} \quad \text{(Équation 18)}$$

Seuils de déclenchement des alertes inférieures/critiques :

$$\Sigma_2^* = -\log_2 \frac{m-ms}{60} \quad \text{(Équation 19)}$$

Seuils de déclenchement des alertes inférieures/ bénignes :

$$\Sigma_1^* = -\log_2 \frac{m-ms}{60} \quad \text{(Équation 20)}$$

La probabilité a été discrétisée suivant un pas d'1/60. Dans le domaine de l'information, ceci correspond à la valeur « $-\log_2(1/60)$ ». Dans le cas d'une pièce jamais visitée, la valeur de la probabilité de présence vaut 0 ($0/60=0$). Cette valeur tend vers une limite indéterminée en terme d'information « $-\log_2(1/60)$ ». L'informatique ne pouvant pas prendre en compte cette valeur, nous avons fixé le seuil d'information inférieur à la valeur 10, qui est supérieure à la valeur « $-\log_2(1/60)$ ». Les seuils en niveau d'information sont représentés sur la caractéristique de la probabilité de présence (cf. Figure 54).

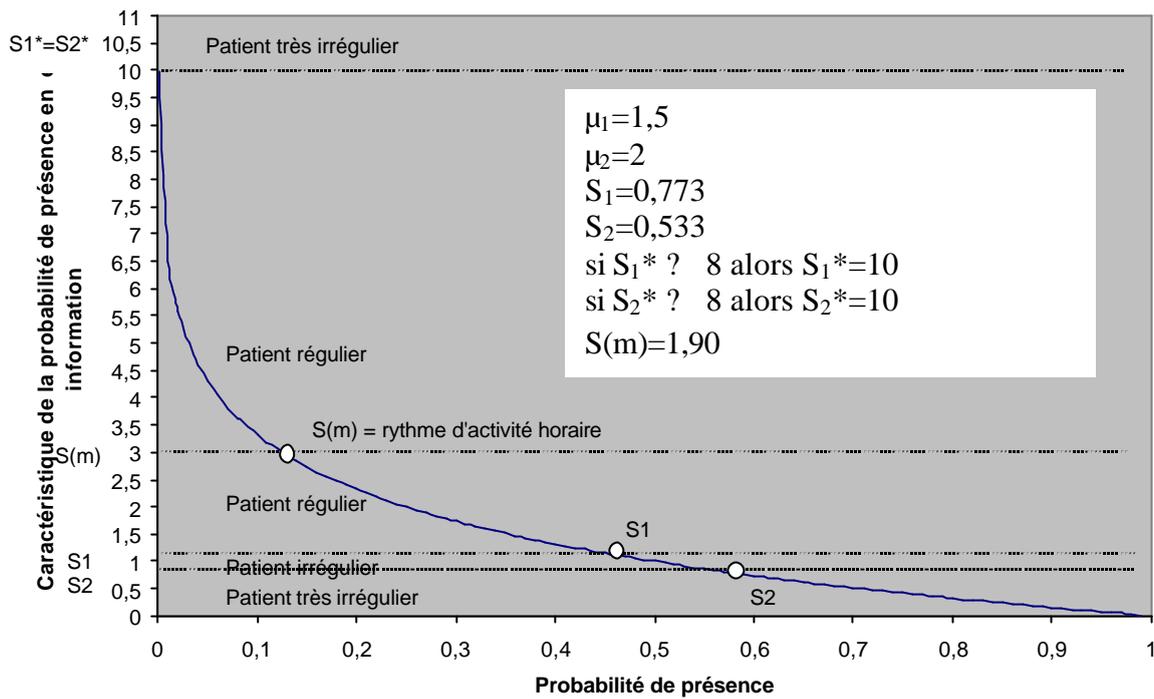


Figure 54 : positions des seuils en information sur la caractéristique de la probabilité de présence entre huit et neuf heures pour la cuisine pour un séjour de 70 jours.

4.3.1.3 Utilisation de la fonction de répartition

La méthode précédente, qui s'apparente à un système de détection, est suffisante pour nos expérimentations. Si nous désirons approfondir cette méthode, la connaissance de la loi de probabilité donne une meilleure précision. La méthode de déclenchement des alertes reste encore valide, si nous considérons le calcul de la fonction de répartition $F(x)$ définie de la façon suivante :

$$F(x)=P(X \leq x) , \text{ avec } X \text{ le temps de présence} \quad (\text{Équation 21})$$

En considérant l'équation (15), nous obtenons alors la Figure 55.

$$F(\mu)=\int_{-\infty}^{\mu} f(x)dx \quad (\text{Équation 22})$$

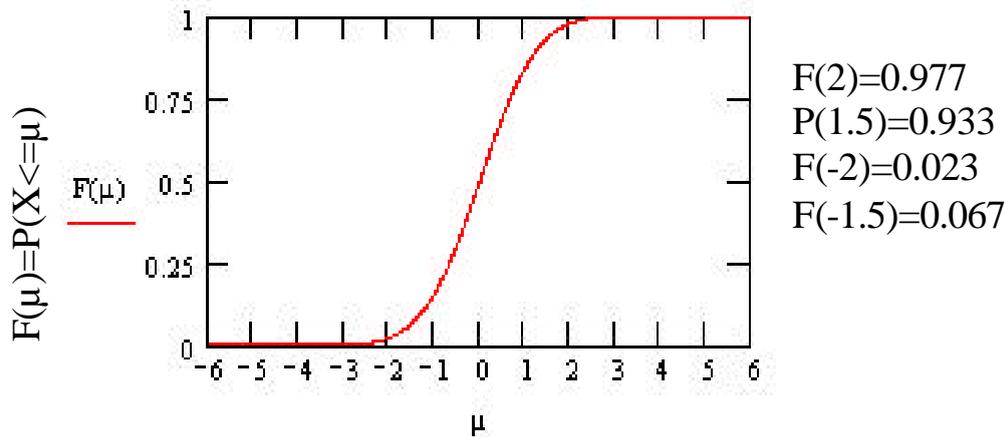


Figure 55 : la fonction de répartition.

Nous pouvons alors redéfinir les seuils de cette façon :

$$S_1 = F^{-1}(0.933) \quad \text{(Équation 23)}$$

$$S_1^* = F^{-1}(0.067) \quad \text{(Équation 24)}$$

$$S_2 = F^{-1}(0.977) \quad \text{(Équation 25)}$$

$$S_2^* = F^{-1}(0.023) \quad \text{(Équation 26)}$$

Cette méthode peut être utilisée pour n'importe quel type de répartition statistique et pour n'importe quelle tranche horaire, à condition qu'elle comporte suffisamment de données. En effet, certains créneaux horaires peuvent donner lieu à une occupation de certaines pièces inexistantes comme celles des WC pendant la nuit.

4.3.1.4 Analyse du comportement horaire : taux d'occupation courant

Pour le jour en cours et à la fin de l'heure venant de s'écouler, nous calculons encore le temps total passé dans chaque pièce. Ce nombre, normalisé par une division par 60 minutes, donne le **taux d'occupation courant** par heure et par pièce. Comme précédemment, nous en déduisons un taux d'information courant.

4.3.1.5 Déclenchements d'alertes significatives d'une déviation du comportement

La comparaison du taux d'occupation courant (respectivement du taux d'information courant) avec le taux d'occupation statistique (respectivement le profil d'information statistique), peut

mener au déclenchement d'une alerte pour chaque pièce et pour chaque heure, si la déviation est suffisante. Dès que le taux franchit l'un des seuils limites, des indicateurs lumineux, synonymes de sur-présence ou sous-présence, s'éclairent automatiquement sur l'IHM suivant le type d'alerte déclenchée (supérieure/inférieure, bénigne/critique, et diurne/nocturne) (cf. Figure 66). La période «diurne» correspond à une alerte déclenchée entre six heures du matin et minuit, la période «nocturne» correspond au reste de la journée. Le suivi de ces alertes à long terme permet de suivre l'évolution et les déviations comportementales éventuelles.

4.3.2 Modélisation des pathologies ou des conditions physiologiques particulières

Le système diagnostique les pathologies listées ci-dessous. Des agents intelligents sont utilisés pour reconnaître leur scénarii dans la base de données. Voici quelques exemples :

- **la nycturie** : symptôme qui consiste en une émission d'urine au cours de la nuit ;
- **la pollakiurie nocturne** : plus de trois nycturies ;
- **l'anurie** : absence d'émission d'urine pendant 24 heures ;
- **crise hypertensive aiguë** : sensation de malaise => prise de pression artérielle systolique > 190 mmHg ;
- **altération de l'état général** : chute de poids > 10% sur 3 mois ;
- **etc.**

Par exemple, si le scénario surligné dans la Figure 56, apparaît plus de trois fois dans la base de données pendant le même jour, alors l'agent intelligent reconnaît une pollakiurie et une alerte se déclenche et s'affiche sur l'IHM.

<capteur><date>13/01/2003</date><heure>23:27:56</heure><poids>68.2kg</poids></capteur>

(...)

<capteur><date>13/01/2003</date><heure>01:30:10</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>

<capteur><date>13/01/2003</date><heure>01:30:20</heure><entrée>salon</entrée></capteur>

<capteur><date>13/01/2003</date><heure>01:30:30</heure><entrée>WC</entrée></capteur>

<capteur><date>13/01/2003</date><heure>01:32:20</heure><entrée>salon</entrée></capteur>

<capteur><date>13/01/2003</date><heure>01:32:45</heure><entrée>salon</entrée></capteur>

(...)

Figure 56 : scénario de la nycturie.

4.4 Mise en œuvre de la modélisation

La modélisation va être mise en œuvre au travers de la génération d'une base de données et de l'implémentation de deux modules (SuivHIS et SAMCAD).

Les données vont être enregistrées dans une base de données au format XML à partir d'informations :

- soit réelles provenant de la partie instrumentation (cf. chapitre 2) via le module SuivHIS ;
- soit simulées à partir de SimuHIS (cf. chapitre 3).

Ces données sont ensuite utilisées :

- soit par le module SAMCAD pour effectuer le calcul des RCA, de ses déviations et des alertes correspondantes s'il y a lieu ;
- soit par le module SuivHIS pour son module sémantique où des agents intelligents vont essayer de reconnaître des scénarii types correspondants à des pathologies ou à des conditions physiologiques particulières.

4.4.1 Les outils de développement

4.4.1.1 Le poste patient

Le maquettage du poste patient repose sur une unité centrale de type PC. Ce choix permet de bénéficier de tous les outils logiciels disponibles sur ce type de plateforme et de construire une architecture matérielle à partir de standards du marché. Ceci permet d'accélérer le processus de développement du SID².

4.4.1.2 Le système d'exploitation

Le choix matériel précédent implique le choix d'un système d'exploitation appartenant à l'univers PC, soit Windows et/ou Linux. Nous avons choisi Windows 2000 pour développer et évaluer relativement rapidement des algorithmes mais nous envisageons de passer bientôt sous Linux qui offre des coûts beaucoup moins élevés (système d'exploitation gratuit, logiciels libres, etc.).

4.4.1.3 Les langages de développement

L'HIS local utilise des logiciels spécialisés. C'est le cas par exemple de la partie instrumentation qui fait appel aux logiciels LabviewTM (un environnement de développement en langage G, graphique) et LabWindows/CVITM (un environnement de développement en langage C) de National Instruments, ou de la partie traitement de données qui peut être réalisée sous MathLabTM, Scilab, Octave, GIAC ou encore R.

4.4.1.4 L'interface homme-machine (IHM)

L'utilisateur peut revendiquer deux types d'interfaces avec un dispositif d'information : un moyen pour être informé et un moyen pour agir (cela s'apparente à une combinaison capteur-actionneur). Nous avons choisi une IHM pour le poste patient répondant principalement à des critères de convivialité, de sécurité, et d'adaptation aux acteurs. L'IHM s'appuiera sur :

1. un moniteur d'ordinateur, relié au poste patient, pour la visualisation des informations et le déclenchement des alertes ;
2. un poste de télévision, relié à la sortie composite S-vidéo de la carte vidéo du poste patient, pour recevoir un retour vidéo (le patient a ainsi le loisir d'étudier ses propres paramètres ou de lire les conditions environnementales de l'appartement) ;
3. un clavier 102 touches pour la saisie et la modification des informations.

4.4.2 La base de données (BdHIS)

Nous utilisons le langage XML dans un enregistrement (fichier au format XML), en tant que base de données dynamique du système local. Ce format est très employé en informatique médicale, car il permet de structurer les données de telle sorte qu'elles puissent être facilement retrouvées, au prix d'un temps de traitement qui dépend directement de la quantité d'information à explorer. Les informations en provenance des capteurs seront archivées dans l'ordre chronologique dans la base.

L'horodatage est un élément indispensable, afin de connaître la cohérence temporelle d'une donnée et pouvoir aussi la situer par rapport aux autres données. Ceci soulève alors le problème du maintien de cette horodatage : il faut disposer d'une commande de remise à l'heure et l'employer périodiquement. Nous utiliserons le logiciel « Precision Time », qui permet de synchroniser automatiquement l'horloge du PC sur l'horloge atomique des Etats-Unis (<http://www.precision-time.com>).

4.4.3 Le module SuivHIS - version 1

4.4.3.1 Objectif

Le principe de ce module, développé sous Labview™, est d'acquérir, traiter et fusionner en temps-réel les données en provenance des capteurs afin de détecter, alerter et afficher sur une IHM toute situation à risque telle qu'une chute ou un dépassement de seuil critique pour un paramètre physiologique par exemple et aussi d'assister le raisonnement du médecin.

4.4.3.2 Spécifications fonctionnelles

Les principales fonctions recherchées sont les suivantes :

- collecter les données envoyées sur le réseau envoyées par les capteurs ;
- traiter et afficher des informations (activité, actimétrie, scoring, statistiques, signe vitaux, conditions expérimentales, etc.) ;
- stocker les informations dans une base de données ;
- générer des alertes locales en cas de situations de détresse.

4.4.3.3 Spécifications logicielles

L'installation du driver NI-CAN™ pour piloter la carte CAN sous Windows 2000 et des bibliothèques du réseau CAN prêtes à l'emploi dans l'environnement Labview™ sont tout d'abord indispensables.

L'algorithme a été réalisé suivant les étapes générales décrites dans la Figure 58.

Deux modes de fonctionnement sont disponibles : le « CAN Network Interface Object » et le « CAN Object ». Le premier mode permet d'encapsuler le port CAN de l'interface PCI (interface physique) sur le réseau CAN. Ce mode permet la lecture et l'écriture de trames CAN complètes, quel que soit leur ID. Le second mode possède les mêmes caractéristiques que le premier, à la différence qu'il encapsule en plus l'ID et les données de la trame. Etant donné que les trames en provenance du système sont arbitraires, nous avons choisi le premier mode.

La programmation en langage G (graphique) sous Labview™ requiert l'utilisation de « virtual instruments » (VI) qui sont des modules graphiques représentant des sous-programmes (cf. Figure 57). Etant donné que le code source du module était trop volumineux pour être inséré dans ce rapport, nous présentons en annexe M une capture d'écran du programme qui utilise un exemple de VI (« cRead »).

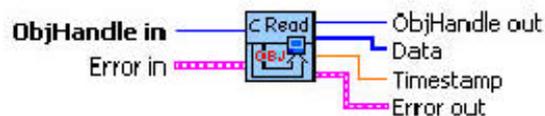


Figure 57 : exemple de VI : le « cRead ».

Les VI d'accès aux bibliothèques CAN utilisés dans le module sont les suivants :

- « ncConfigCANNet.vi » pour configurer le réseau (vitesse, choix de l'interface, etc.) ;
- « ncOpen.vi » pour ouvrir le réseau ;
- « ncReadNet.vi » pour lire les données d'un objet ;
- « ncClose.vi » pour fermer le réseau.

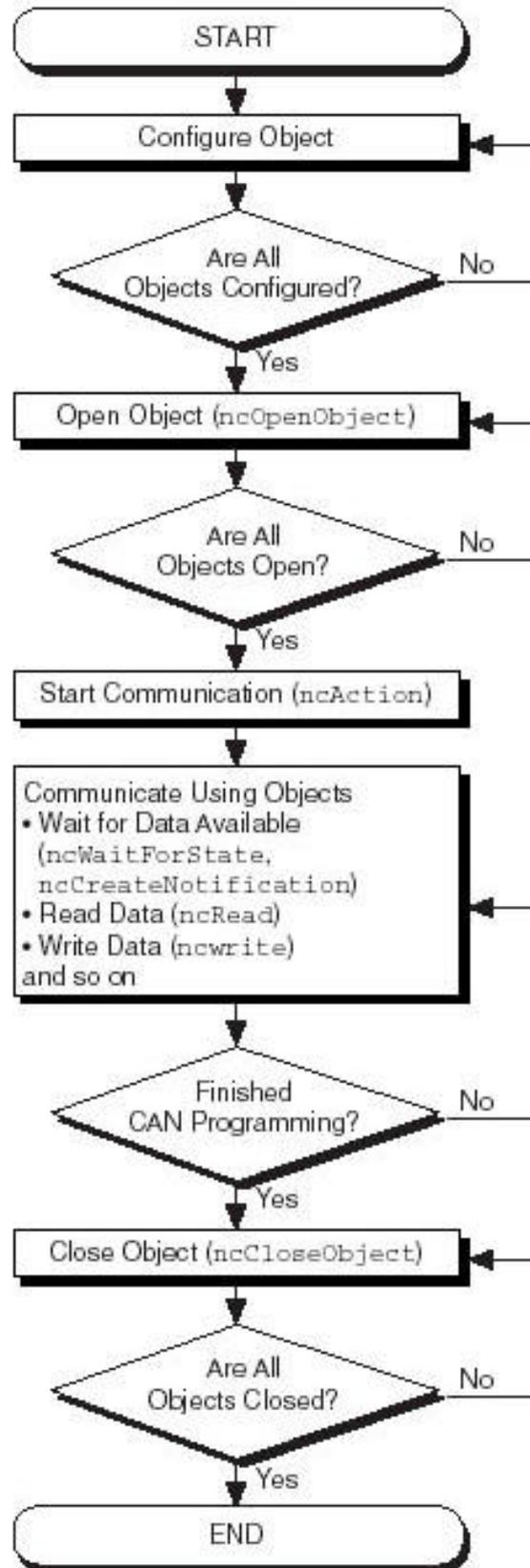


Figure 58 : étapes générales du programme en utilisant les fonctions de la bibliothèques NI-CAN.

4.4.3.4 Fonctionnalités de l'interface

Le résultat de l'implémentation s'est concrétisé par la réalisation d'un module de suivi temps-réel (SuivHIS), développé sous LabCVI™ (cf. §4.4.1) et situé sur le poste patient.

Ce module permet d'afficher la position et les déplacements du patient en continu grâce aux détections effectuées par les capteurs de présence (capteurs volumétriques infrarouges et contacts magnétiques de porte). Un synoptique de l'Habitat aux dimensions réelles a spécialement été conçu en deux dimensions avec un logiciel d'architecture. Des couleurs spécifiques ont été associées à chaque pièce et reprises respectivement au niveau de chronogrammes, de façon à être facilement identifiables. Ces chronogrammes donnent en temps-réel l'historique des temps de présence passés dans chaque pièce, ainsi que la position actuelle du patient dans l'habitat. Des indicateurs lumineux permettent également de visualiser rapidement sur le synoptique la localisation actuelle du patient (cf. Figure 59).

Les événements délivrés par les capteurs de présence étant ponctuels dans le temps, nous pouvons donc connaître ou calculer à tout moment :

- la position à l'instant t (cf. Figure 59) ;
- la succession horodatée des positions (dans la base de données) ;
- le temps total passé dans chaque pièce (cf. Tableau 16) ;
- le temps moyen passé dans chaque pièce (cf. Tableau 16) ;
- le nombre d'entrées (compteur) dans chaque pièce (cf. Tableau 16) ;
- les probabilités de transition d'une pièce à une autre (cf. Tableau 17).

<i>Pièces</i>	<i>Temps total</i>	<i>Temps moyen</i>	<i>Compteur</i>
Chambre	09:44:34	03:14:51	3
Salon	04:32:48	00:34:06	8
Cuisine	02:03:47	00:24:45	5
Douche	00:17:19	00:04:20	4
WC	00:19:14	00:04:48	4
Hall	00:04:33	00:00:19	14

Tableau 16 : compte-rendu du cumul des temps passés dans chaque pièce.

<i>Pièces @ Pièces</i>	<i>Chambre</i>	<i>Salon</i>	<i>Cuisine</i>	<i>Douche</i>	<i>WC</i>	<i>Hall</i>
Chambre	-	67%	0%	0%	33%	0%
Salon	25%	-	50%	0%	25%	38%
Cuisine	0%	40%	-		40%	60%
Douche	0%	50%	50%	-	0	100%
WC	0%	25%	0%	75%	-	100%
Hall	0%	21%	21%	29%	29	-

Tableau 17 : probabilités de transition d'une pièce à une autre.

Les signes vitaux également affichés par SuivHIS sont (cf. Figure 59) :

- le poids ;
- la pression artérielle systolique ;
- la pression artérielle diastolique ;
- la pression artérielle moyenne ;
- la fréquence cardiaque ;
- le taux d'oxygène dans le sang ;
- L'indice de masse corporelle (=poids/taille² ; IMC<17 : maigre ; 17-19 : mince ; 19-23 : normal ; 23-25 : surpoids modéré ; 25-30 : pré-obèse ; > 30 : obèse).

Les conditions d'environnement mesurées et affichées sont :

- la luminosité ;
- le taux d'humidité ;
- la température du logement.

La détection de la chute est également prise en compte par SuivHIS. L'implémentation a été réalisée pour le capteur de chute (version 1) qui mesure :

- l'accélération verticale du patient ;

- sa posture (debout ou allongé) ;
- les vibrations corporelles (cf. §2.6.4.2).

La mesure conjointe de tous ces paramètres peut mener à la détection de la chute. Par exemple, un corps allongé ayant subi une accélération verticale et suivie d'aucun signe de vie (vibration) peut être considéré comme étant dans une situation critique. Un message d'alerte textuel apparaît alors dans une boîte de dialogue avec un signal d'avertissement sonore.

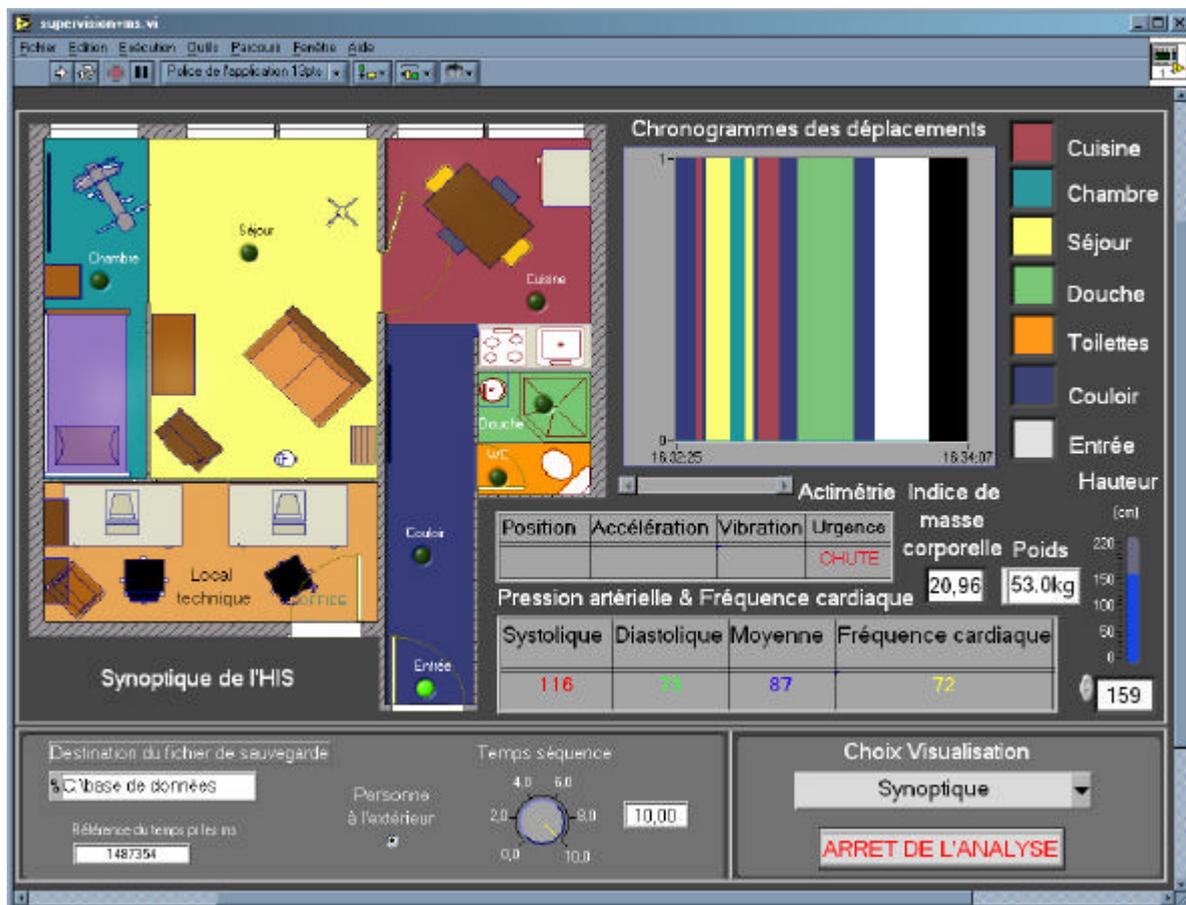


Figure 59 : capture d'écran de SuivHIS - version 1.

Nous donnons, à titre d'exemple, quelques enregistrements extraits de la base de données XML :

```
« <capteur><date>05/09/2002</date><heure>16:47:01</heure><entrée>chambre</entrée></capteur>  
<capteur><date>05/09/2002</date><heure>16:47:04</heure><entrée>salon</entrée></capteur>  
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:04:53</heure><PS>126</PS><PD>082</PD></capteur>  
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:04:53</heure><FC>072</FC></capteur>  
<capteur><date>09/09/2002</date><heure>11:19:07</heure><SaO2>95</SaO2></capteur>  
<capteur><date>12/09/2002</date><heure>10:07:16</heure><poids>60.6kg</poids></capteur> »
```

4.4.4 Le module SuivHIS - version 2

4.4.4.1 Objectif

La version 1 du module, si elle remplissait le cahier des charges initial, avait cependant l'inconvénient d'être écrite avec le langage graphique G propre à Labview™. Ce langage, en plus d'être propriétaire, est d'un apprentissage long et difficile, et sa maintenabilité est loin d'être évidente, rendant ainsi le module difficilement compréhensible pour la poursuite de développement par d'autres personnes. Le remplacement de G permet de réaliser un développement avec une API en C de LabCVI™, compatible avec les standards industriels et universitaires actuels pour l'intégration des nouvelles fonctionnalités (gestion des règles de détection, du son, etc.).

4.4.4.2 Spécifications fonctionnelles

De nouvelles fonctionnalités ont été ajoutées à la version 1 (cf. §4.4.3) de ce module. Il gère en plus :

- les règles de détection ;
- synoptique 3D ;
- réglage des durées minimales ;
- le son ;
- possède un accès d'affichage aux rythmes circadiens (cf. Figure 61).

4.4.4.3 Spécifications logicielles

La version 2 de ce module a été implémentée en LabCVI™ (cf. §4.4.1). Nous utilisons les bibliothèques ANSI C d'accès au réseau CAN, accessibles au sein de l'environnement LabCVI™ grâce à l'installation du driver NI-CAN™ pour Windows 2000 de la carte CAN. Le mode d'accès

au réseau (CAN Network Interface Objects) et l'algorithme de la Figure 58 restent les mêmes (cf. §4.4.3). Les objets en provenance du réseau sont placés dans la queue de lecture en attendant d'être traités par le module. Nous utilisons la fonction de polling « ncCreateNotification », qui notifie l'arrivée d'un nouvel objet placé dans la queue, en lançant une fonction ou « callback » prévue à cet effet. Les messages sont alors lus, puis traités à l'intérieur de cette fonction, suivant leur identifiant (cf. Figure 60).

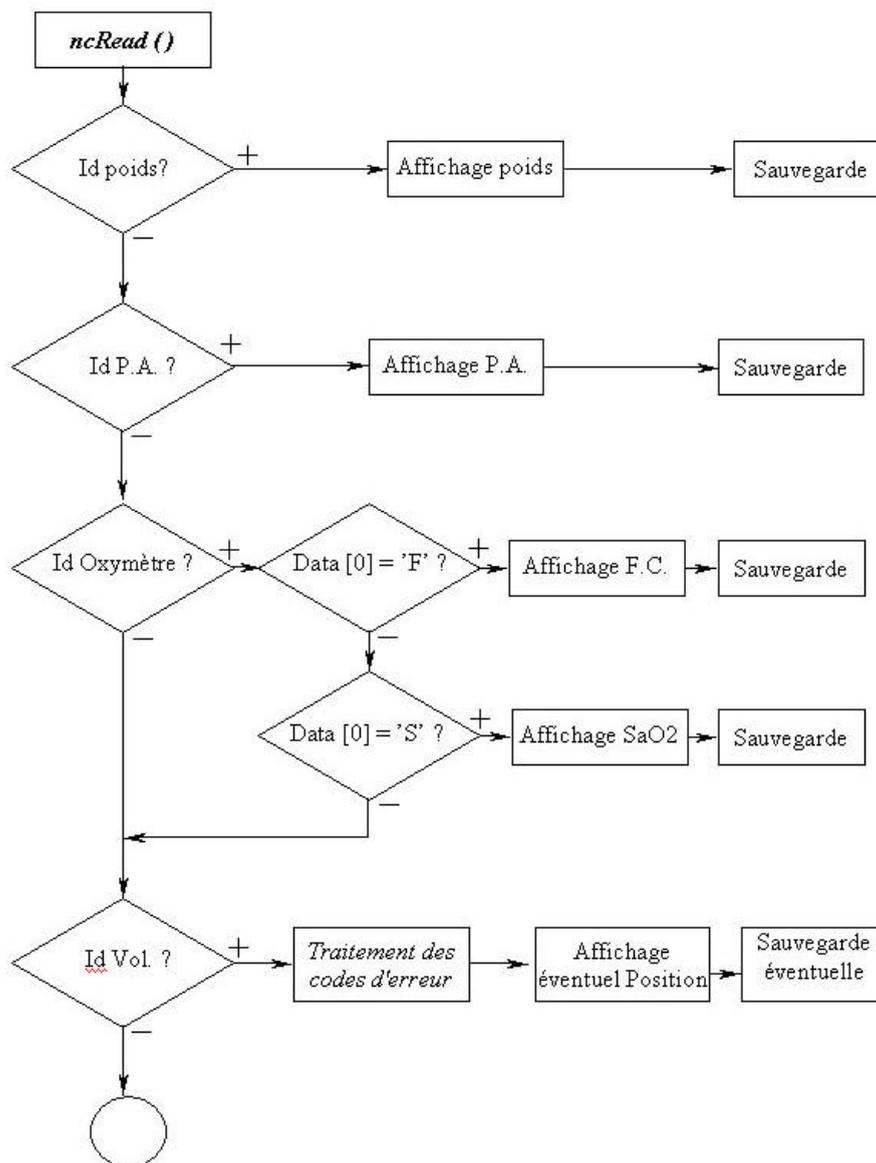


Figure 60 : algorithme de la fonction de notification.

4.4.4.4 Fonctionnalités de l'interface

La Figure 61 représente l'interface graphique du module SuivHIS implémenté sous LabCVI™.

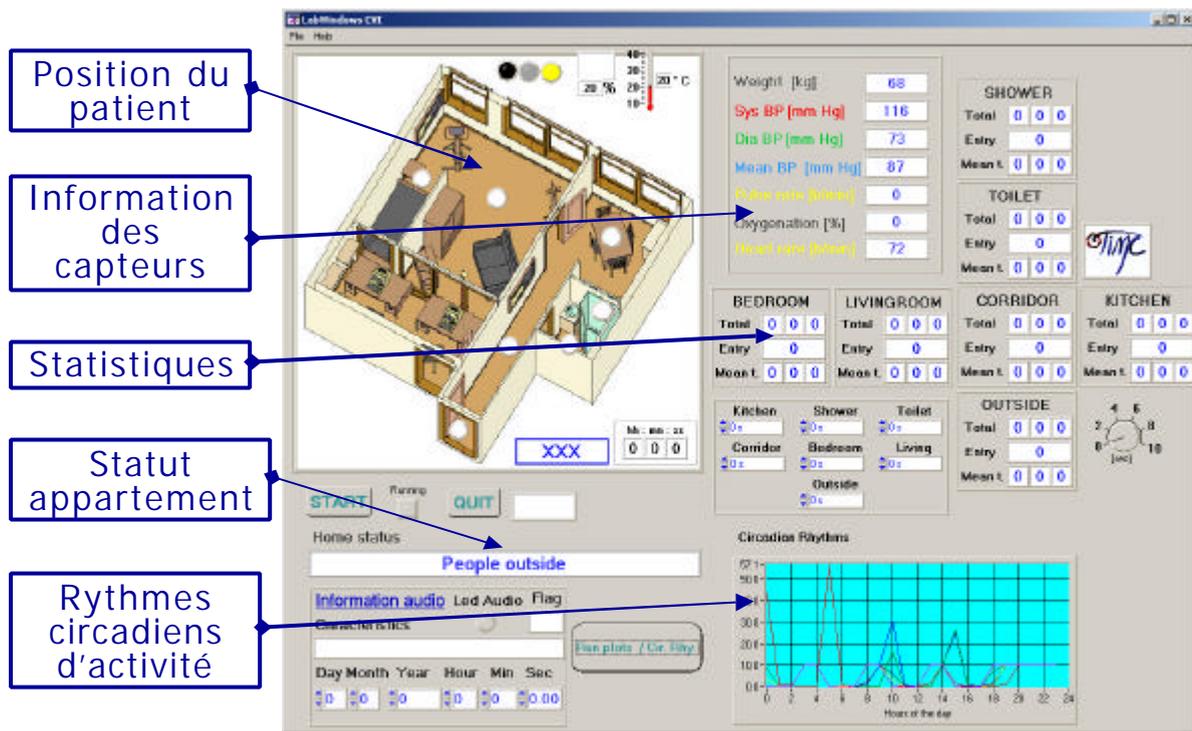


Figure 61 : capture d'écran de SuivHIS - version 2.

Le réglage des durées minimales concerne chaque pièce. Nous pouvons affecter un temps de présence minimale pour rester dans chaque pièce, afin de filtrer tout déplacement non significatif tel que des passages de courte durée à travers le couloir (cf. Figure 62).

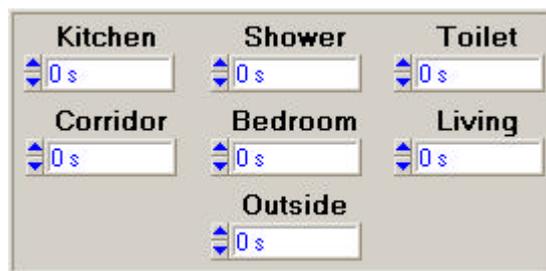


Figure 62 : sélection du temps minimal de filtrage pour chaque pièce.

Le module gère les règles de détection (cf. §2.7) suivant le Tableau 18. Le statut de l'appartement est donc connu à tout moment. Si, par exemple, les rayons du soleil, échauffant un cadre métallique, ont fait déclencher certains capteurs volumétriques en l'absence du patient ou encore si ce dernier a reçu une ou plusieurs visites, le module se met en « veille » (Standby) et un message de statut s'affiche à l'écran. La base de données prend aussi en compte toutes ces modifications.

<i>Code de dysfonctionnement</i>	<i>Message textuel affiché à l'écran</i>	<i>Visualisation sur synoptique</i>	<i>Enregistrement dans la base XML</i>
0 (Normal)	« MODE NORMAL »	Un indicateur lumineux s'éclaire dans la pièce où se situe le patient.	OUI
1 (Non contiguë)	« NON CONTIGUE »	Un « ? » s'affiche dans la pièce mise en défaut	OUI
2 (Extérieur)	« ABSENCE »	-	NON
3 (Standby)	« APPARTEMENT VISITE »	Affichage dans chaque pièce d'un « ? »	NON

Tableau 18 : gestion des codes de dysfonctionnement suivant les règles de détection.

4.4.5 Principe du module SAMCAD

Pour essayer de connaître le rythme social imposé par les habitudes de vie, il nous faut connaître ce que sont ces habitudes de vie. Cette partie expose un nouveau système de détection automatique des habitudes de vie d'un patient dénommé « SAMCAD » (cf. Figure 9).

Les objectifs de ce système sont multiples. Il peut être utilisé en tant qu'avertisseur de changement de comportement normal en comportement suspect voire pathologique tel qu'un ralentissement de l'activité générale chez les personnes âgées ou encore une modification des modes de vie. Il peut être aussi utilisé pour connaître simplement l'état du patient lors d'une mesure physiologique. Par exemple pour savoir si la parturiente était dans un état perturbé au moment de la prise de mesure du rythme cardiaque fœtal.

Deux versions du module SAMCAD, dédiées aux traitements des données ont été développées. Une première version en langage G avec l'environnement intégré LabCVI™, puis une seconde version en langage C avec l'environnement intégré LabCVI™ pour les mêmes raisons que celles présentées dans la section 4.4.4. Cette seconde version apporte de plus de nouvelles fonctionnalités. Ce paragraphe expose le principe de fonctionnement commun à ces deux modules.

Les deux versions utilisent la base de données dynamique de l'HIS local au format standardisé XML. Un passage, par exemple, dans la chambre le 27/03/03 à 14:44:31, suivi d'un deuxième passage dans le séjour à 15:27:12 sera enregistré dans la base de données de la façon suivante :

« <date>27/03/03</date><heure>14:44:51</heure><entrée>Chambre</entrée><ms>32776</ms>
<date>27/03/03</date><heure>15:27:12</heure><entrée>Séjour</entrée><ms>43712</ms> »

Le système de mesure automatique des déviations du rythme circadien d'activité (System for Automatic Measurement of Circadian Activity Deviations – SAMCAD en anglais, qui est le nom donné au module) scrute alors la base de données chaque heure, de façon à observer des variations rythmiques d'activité basées sur la dernière heure écoulée. La largeur de la fenêtre d'observation (de type rectangulaire) a été fixée à une heure, car cette durée laisse une flexibilité suffisante pour repérer une activité. Si nous prenons par exemple la prise d'un petit déjeuner tous les matins à 7h30 pendant une vingtaine de minutes, cette activité pourra être reconnue par le système. L'activité quotidienne est reconstituée par concaténation des 24 tranches horaires constituant une journée.

L'algorithme de la Figure 63 présente la procédure générale du système pour surveiller l'évolution comportementale d'un patient, depuis son emménagement jusqu'à son départ du SID². Notons que pour chaque emménagement d'un nouveau patient, une nouvelle période d'apprentissage devra être redémarrée.

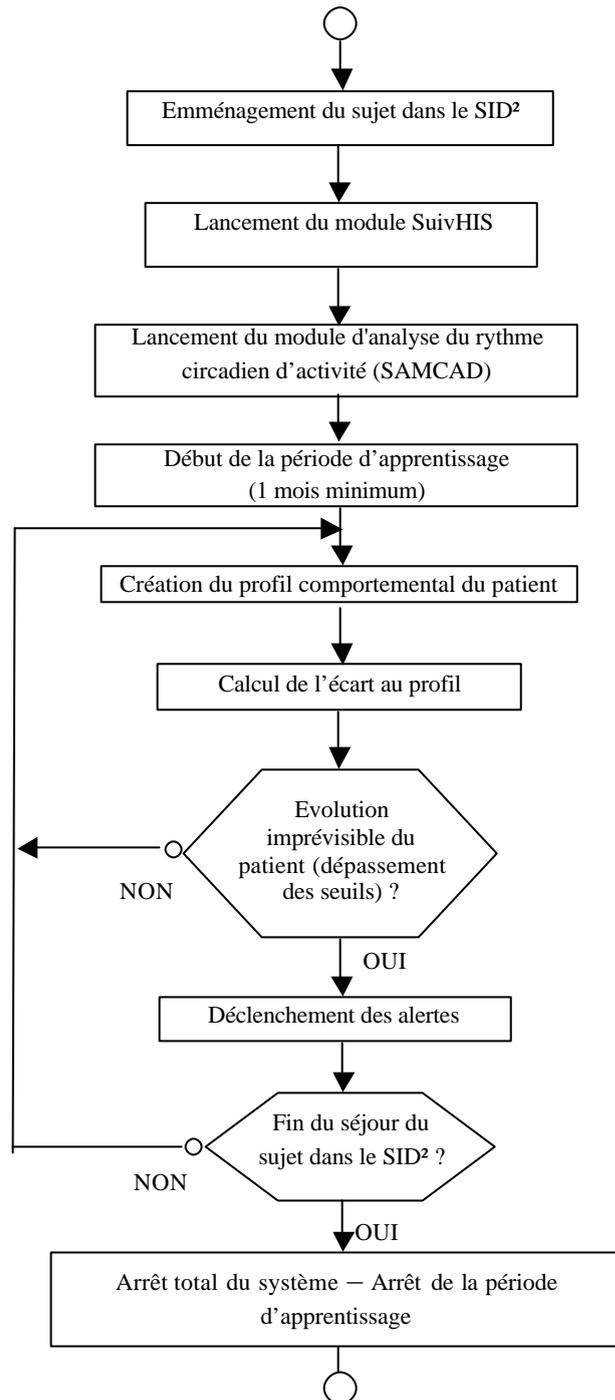


Figure 63 : algorithme du système de mesure automatique des rythmes circadiens d'activité.

4.4.6 Le module SAMCAD - version 1

Cette première version du module d'analyse du rythme circadien de l'activité a été développée avec le logiciel Labview™. Afin d'optimiser la vitesse d'exécution des traitements statistiques lancés chaque heure, nous avons implémenté une routine en langage C. Cette dernière est

implémentée sous la forme d'une librairie liée dynamiquement (dll¹⁷) dans le module SAMCAD, au moyen d'une structure d'échange de données particulière : le Code Interface Node (CIN), exécuté à la fin de chaque heure (cf. annexe N). Au niveau de l'IHM (cf. Figure 64 et Figure 65), le module affiche en temps-réel le bilan comportemental du patient, qui est mis à jour chaque heure. Le module affiche les fonctionnalités suivantes :

- le résultat de tous les calculs statistiques ;
- les décisions du système en terme de déclenchement d'alertes (indicateurs lumineux mis à jour chaque heure) ;
- le nombre d'alertes déclenchées depuis le début de la journée, diurnes/nocturnes et mineures/majeures ;
- un défilement visuel des alertes sur 24 heures ;
- un paramétrage du niveau de gravité des seuils d'alertes, laissé au choix du médecin traitant ;
- le nombre de jours de placement dans le SID² du patient.

¹⁷ DLL : Dynamic Link Library en anglais.

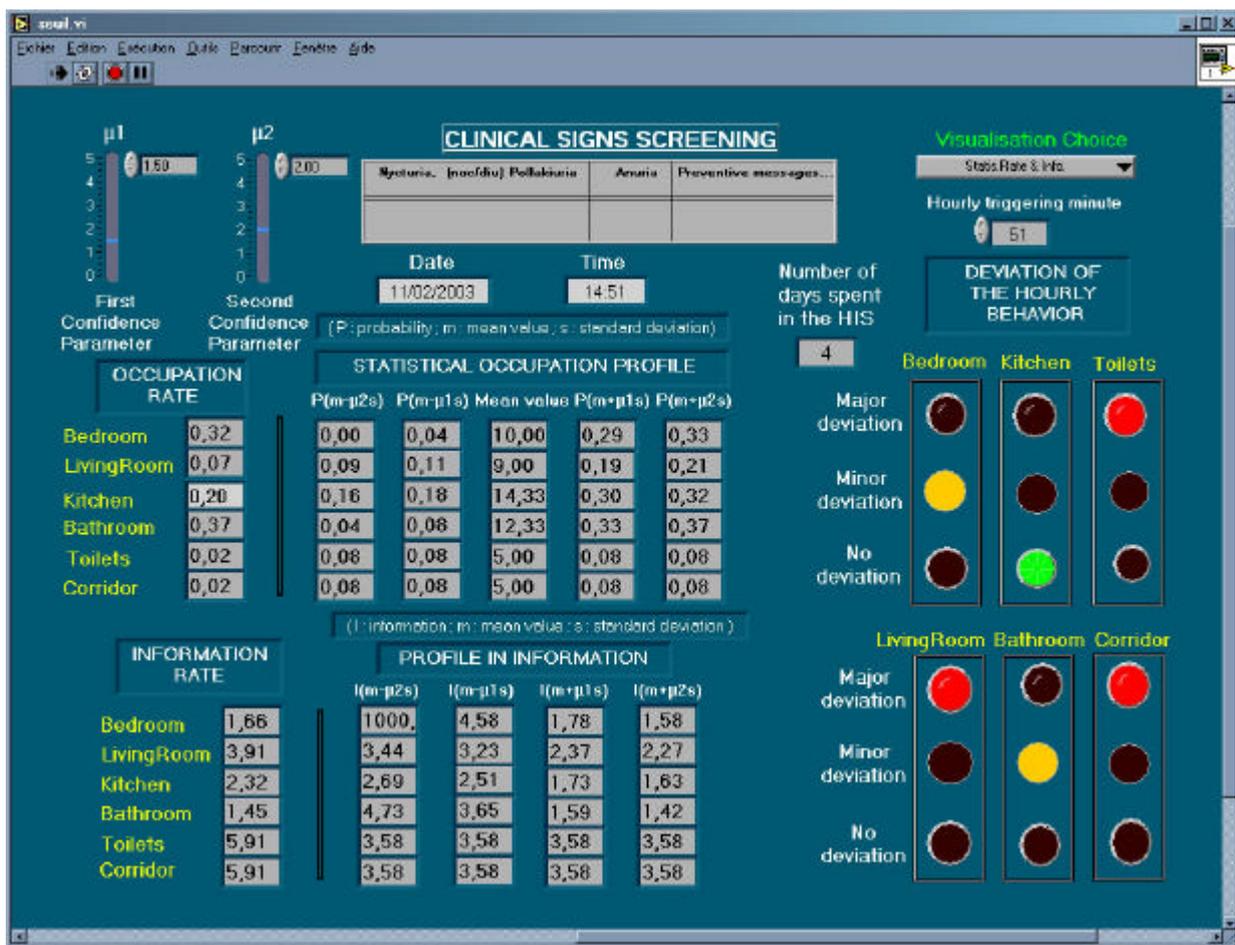


Figure 64 : interface 1 du module SAMCAD – Ver. 1

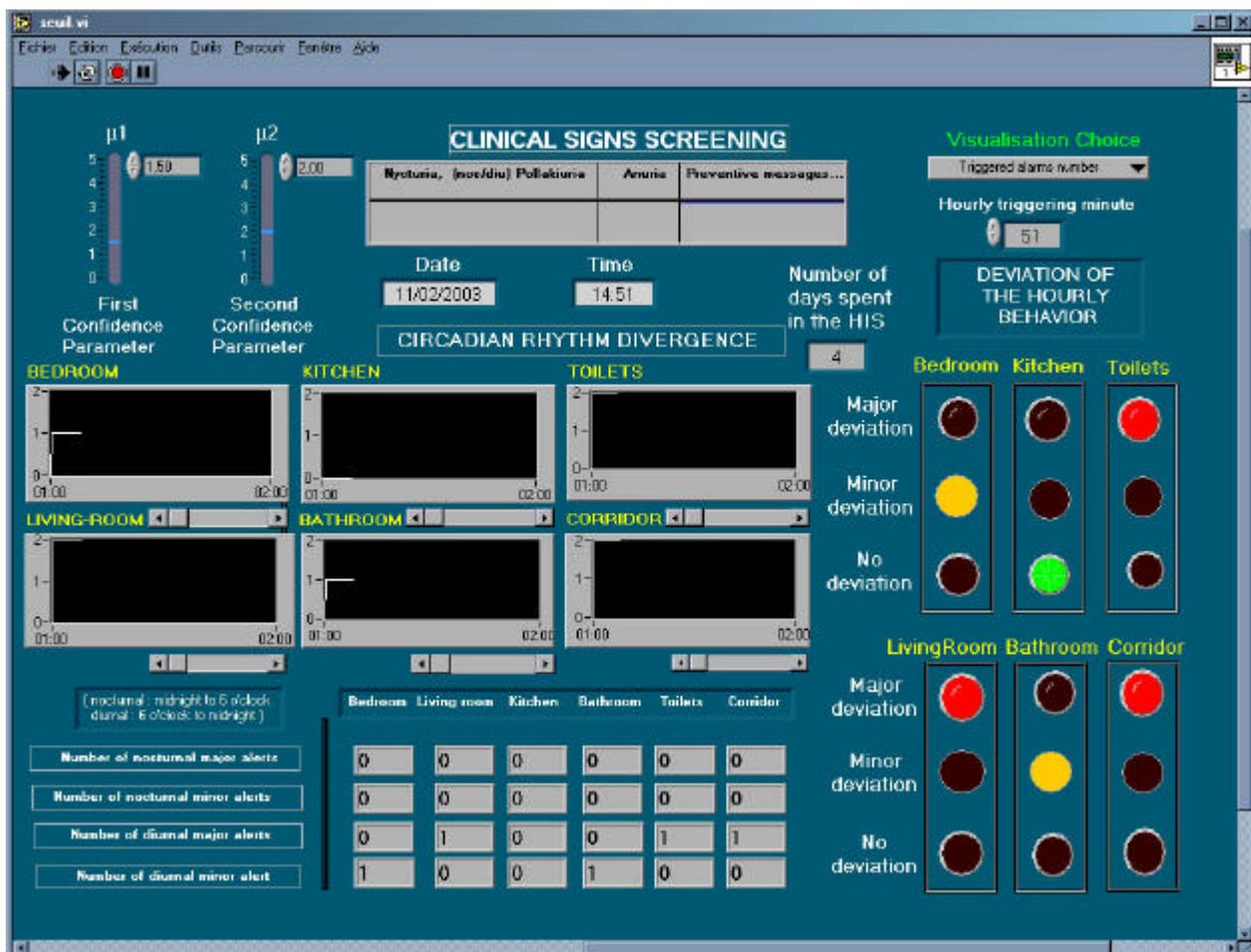


Figure 65 : interface 2 du module SAMCAD - Ver. 1

4.4.7 Le module SAMCAD - version 2

La seconde version du module d'analyse du RCA a été développée avec LabCVI™ (cf. Figure 66). Elle est fondée sur le même principe que la précédente, mais ajoute les fonctionnalités suivantes :

- l'affichage du nombre d'alertes journalières, suivant le type sous ou sur-présence ;
- la courbe d'évolution du nombre total d'alertes déclenchées par jour, depuis le début du séjour du patient dans le SID², pour évaluer des évolutions de comportement sur le long terme (de plusieurs mois à plusieurs années) ;
- deux modes : l'un en temps différé, permettant de traiter une base de données préexistante ; l'autre en temps réel, permettant d'évaluer une base de données dynamique générée en temps réel par SuivHIS.

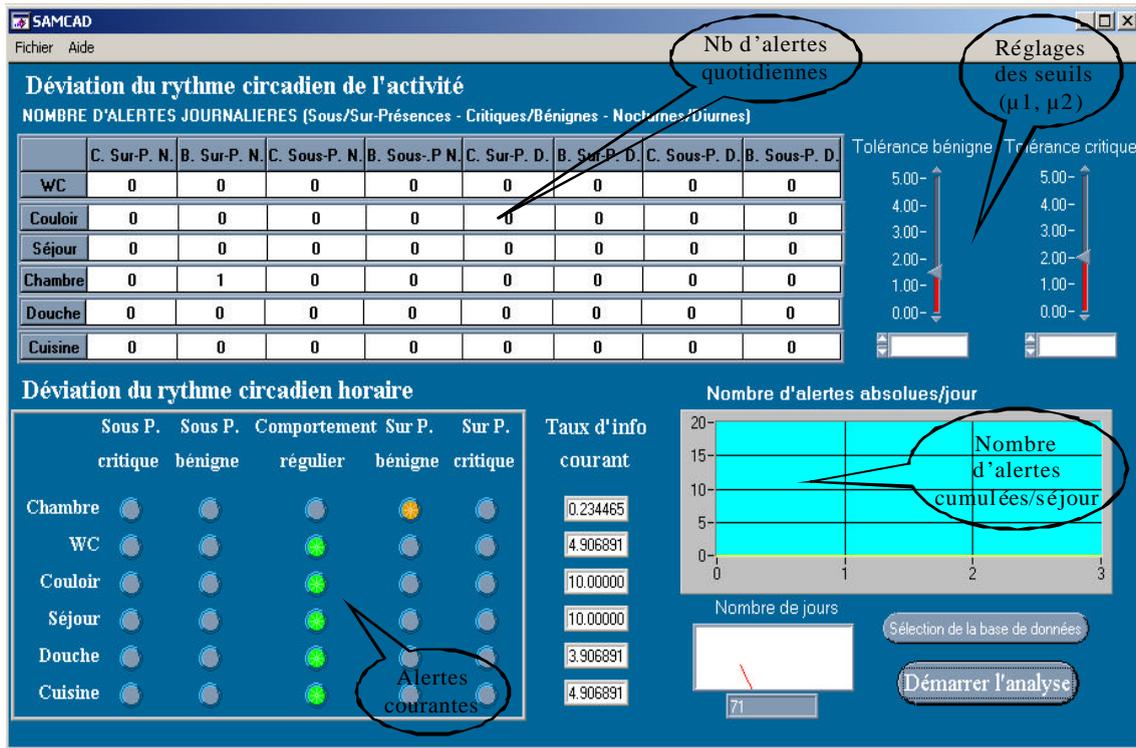


Figure 66 : monitoring des RCA du module SAMCAD – Ver. 2

Les différentes phases d'activité de la personne au cours de la journée ont été décomposées en une succession de 24 rythmes horaires d'activité, déterminés à partir d'une approche statistique classique. Après une période d'apprentissage de trente jours, nous avons considéré que la juxtaposition des 24 tranches horaires reproduisait la phase nyctémérale d'activité. Nous comparons alors le cycle horaire habituel avec le cycle horaire courant, suivant diverses zones de confiance paramétrables, de façon à détecter toute évolution imprévisible du comportement du patient (ralentissement général de son activité, perte de vitesse, etc.). Ce procédé a abouti à la conception de deux modules de mesure automatique des déviations du rythme circadien de l'activité, fonctionnant par auto-apprentissage sur le long terme. Ces systèmes ne demandent aucune participation de la part du patient et sont totalement non invasifs.

5 Validation

5.1 Introduction

Nous allons exposer la méthodologie et les résultats servant à évaluer le système HIS local. Nous commencerons cette évaluation par les aspects matériels (MatHIS), puis nous verrons comment le système est capable de détecter les changements de comportement d'un patient de façon à mettre en évidence un éventuel problème (alerte) nécessitant une intervention d'un acteur de santé. Nous ferons donc une évaluation avec un sujet sain pour vérifier que les concepts mis en œuvre sont effectivement opérationnels, puis une évaluation avec un patient «en situation» éthiquement acceptable une fois que l'on a déterminé que le système est fonctionnel. Nous concluons alors sur les capacités du système.

5.2 Evaluation des aspects matériels (MatHIS)

Nous avons exploré le système, ses fonctionnalités ainsi que ses éventuelles failles et défaillances à travers une évaluation expérimentale avec un sujet sain.

Les différents capteurs ont été activés avec des valeurs calibrées et les signaux correspondants ont été mesurés à la sortie de ces capteurs. On a pu observer que les mesures effectuées avec chacun des capteurs installés dans l'habitat et lues sur les capteurs eux-mêmes correspondaient bien avec celles lues sur l'écran de contrôle. Dans un deuxième temps, plusieurs mesures ont été effectuées simultanément avec les capteurs. Ceci a permis de tester la priorité des messages circulant sur le

réseau. Les trames ont été collectées successivement en fonction de leur identifiant. Nous n'avons observé aucun problème de communication de type encombrement de ligne.

Au niveau de la fréquence de réception du réseau, elle a progressivement été augmentée de 200kbauds (faible au début, de façon à tester les installations) jusqu'à son maximum, soit 1Mbits/s. Ceci permet actuellement de choisir une fréquence de transmission comprise entre 200kbauds et 1Mbits/s pour les capteurs. Cette fréquence de transmission est effective sur une portée réaliste de 60 mètres.

Les délais de transmission dépendent du volume des données à transmettre. Actuellement, les capteurs utilisent un seul message pour encoder leur information (cf. Tableau 5). Puisqu'il y a au maximum 12 octets au total à transmettre (Tableau 4), les transmissions sur le réseau jusqu'à l'affichage de contrôle local sont rapides. En ce qui concerne le fichier audio (cf. annexe O) correspondant à la situation de détresse enregistrée et non pas à son traitement établi au niveau des trames audio, les délais sont beaucoup plus longs, car le fichier à transmettre est de grande taille. Il faut une dizaine de secondes avant de recevoir complètement un fichier son de 300KO (cf. Tableau 19). En conclusion, les délais de transmission sur le réseau sont acceptables, pour que les alertes soient déclenchées et puissent être traitées en temps si possible réel.

<i>Capteur</i>	<i>Nombre d'octets à transmettre</i>	<i>Délais moyens en secondes</i>
Tensiomètre	8	3
Pèse-personne	1	3
Capteurs volumétriques	1	1
Oxymètre	3	3
Trames audio	400	(en cours)
Fichier audio	300KO	(en cours)

Tableau 19 : délais moyens de transmission en fonction du capteur

5.3 Evaluation avec un sujet sain

5.3.1 Introduction

Maintenant que la partie matérielle (MatHIS) est fonctionnelle, il faut voir si la partie logicielle, qui implémente les concepts méthodologiques, l'est aussi. Nous allons donc tester les trois modules applicatifs (SuivHIS et SAMCAD de LogHIS, et SimuHIS) ainsi que les données générées par les modules SuivHIS et SimuHIS (BdHIS).

Nous allons tester en premier si les informations issues de MatHIS sont bien récupérées puis affichées par le module SuivHIS de LogHIS. Nous générerons ensuite des bases de données de test qui serviront à valider le module SAMCAD. Nous testerons ensuite le calcul des RCA du module SAMCAD, et sur lesquels repose le cœur du système. Nous verrons enfin le déclenchement des alertes du module SAMCAD par le calcul des déviations des RCA.

5.3.2 Interconnexion MatHIS et LogHIS (SuivHIS)

Une personne placée dans l'habitat a effectué des scénarii de déplacement prédéterminés à l'avance. La comparaison de ces scénarii avec les chronogrammes fournis par le module SuivHIS a permis de tester le bon fonctionnement des capteurs de présence. La Figure 67 représente les chronogrammes de déplacement correspondant au scénario suivant :

« couloir=>cuisine=>séjour=>chambre=>séjour=>cuisine=>couloir=>douche=>couloir=>sortie ».

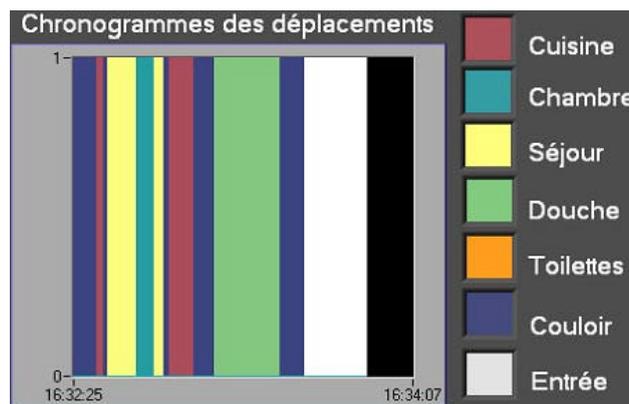


Figure 67 : chronogrammes de déplacement du patient dans l'habitat.

Une couleur différente est affectée à chaque pièce. Chaque barre verticale représente la position de la personne dans l'habitat avec l'horaire des changements de pièces.

5.3.3 Génération de bases de données de test de 1, 2, 4 et 70 jours (SimuHIS et BdHIS)

Nous avons fait la vérification du calcul des RCA sur des bases de données de taille progressivement croissante. L'exactitude des calculs a porté sur trois bases de petites tailles (1, 2 et 4 jours) car cette vérification était manuelle.

Ces trois bases (cf. ci-dessous) présentent toutes les configurations possibles d'enregistrement des données. Deux types de calcul ont été utilisés pour vérifier l'exactitude de l'implémentation de la partie mathématique du logiciel : les calculs produits par le module lui-même sur les trois premières bases, les mêmes calculs effectués en parallèle avec une calculatrice sans l'aide du module SAMCAD.

Les étapes suivantes ont constitué ce processus de validation :

1^{ère} étape : création d'une 1^{ère} base de données XML, composée d'1 jour de test.

- vérification de la répartition des résultats dans les fichiers respectifs de chaque pièce du SID² ; calculs effectués sur une base horaire ;
- vérification du passage du changement d'heure ; calculs effectués sur deux heures consécutives.

2^{ème} étape : création d'une 2^{ème} base de données XML, composée de 2 jours de test.

- vérification du passage journalier ; calculs effectués sur une base horaire (même heure pour les deux jours).
- vérification du passage journalier et du passage du changement d'heure ; calculs effectués sur deux heures consécutives.

3^{ème} étape : création d'une 3^{ème} base de données XML, composée de 4 jours de test.

- test minutieux. Les trois premiers jours simulent une courte période d'apprentissage, alors que le quatrième est utilisé pour le déclenchement des alertes. Ce test a permis de valider rigoureusement le module dans son ensemble ainsi que le déclenchement des alertes.

L'exactitude de ces calculs ayant été démontrée sur des données en petite quantité, ces calculs étaient les mêmes quelque soit la quantité de données. Nous n'avons donc ensuite vérifié que la possibilité de traiter de très grandes quantités de données sans vérifier l'exactitude des calculs sur ces grandes quantités. Ceci a constitué la 4^{ème} étape du processus de validation.

4^{ème} étape : création d'une 3^{ème} base de données XML, composée de 70 jours de test.

Cette base de 70 jours a permis de tester SAMCAD au niveau des manipulations de bases de données de grande taille et de leur interprétation, de sa capacité à détecter des événements et à générer des alertes. Dans un premier temps, des profils de comportement régulier, i.e. avec des rythmes d'activité ne contenant aucune anomalie spécifique, ni de pathologie (par exemple, sans problème de miction nocturne) ont été générés par SimuHIS.

Dans cette simulation initiale de 70 jours, le paramétrage des temps d'occupation pour les pièces a été effectué selon le Tableau 12 de la page 110. Nous avons décidé, pour commencer, que le patient aurait 50% de chance de quitter la pièce au bout de cinq minutes ($P_{ii}^{(k)}(T_x) \sim 0.870550$). Pour les autres pièces, nous avons défini des temps de présence moyens, en rapport avec les activités quotidiennes et suivant la période de la journée. Par exemple, un temps moyen, défini à une vingtaine de minutes ($1-P_{ii}^{(k)}(T_1)=0.045158$), a été paramétré pour le deuxième scénario de la période réveil T_1 , qui consiste à prendre le petit déjeuner. Nous avons aussi réglé un temps moyen correspondant environ à trois heures de télévision ($P_{ii}^{(k)}(T_4)=0.994240$), au niveau du salon, pour la période « après-midi » T_4 (scenarii 12&13 non décrits dans la thèse).

5.3.4 Calculs des RCA (SAMCAD)

L'exactitude des calculs n'a été testée que sur les 3 premières bases du fait de leur petite taille, car tous les calculs devaient être vérifiés à la main. Les résultats mathématiques obtenus selon les deux types de calcul vus dans le § précédent ont été égaux, dans tous les cas de figure. Nous indiquons en exemple les résultats du Tableau 20, réalisés avec les paramètres typiques normalisés $\mu_1=1.5$ et $\mu_2=2$, correspondent à la base de données composée de quatre jours de simulation. Ces calculs sont alors sauvegardés dans un fichier spécifique à chaque pièce, mis à jour chaque heure. Le format de l'enregistrement suit celui du Tableau 20.

<i>Cuisine</i>			<i>Seuils en probabilité</i>				<i>Seuils en information</i>			
<i>Heure</i>	<i>Moyenne</i>	<i>Écart type</i>	S_1	S_1^*	S_2	S_2^*	S_1	S_1^*	S_2	S_2^*
01:00	0	0	0	0	0	0	1000	1000	1000	1000
...
08:00	10	5	0.291667	0.583333	0.041667	0	1.777608	0.777608	4.584963	1000
...
24:00	0	0	0	0	0	0	1000	1000	1000	1000

Tableau 20 : résultats des calculs mathématiques pour la cuisine sur une période d'observation de 4 jours.

Les RCA ne peuvent être validés que sur des bases de données de 30 jours minimum car il doit y avoir suffisamment de données pour avoir le nombre minimum d'échantillons pour rendre applicables les méthodes statistiques utilisées. Le calcul des moyennes horaires pour chaque pièce et pour chaque heure sur la simulation de 70 jours, a abouti aux résultats de la Figure 68, qui révèlent le rythme circadien d'activité. Cette figure expose un patient qui passe à priori des nuits calmes avec des sommeils profonds (i.e., sans interruption pour se rendre aux toilettes). Il passe la plupart de ses après-midi dans la cuisine, où il s'affaire à la préparation des repas, à des tâches ménagères ou sans raison précise, peut-être parce que la cuisine est une pièce plus illuminée ou plus fraîche que les autres.

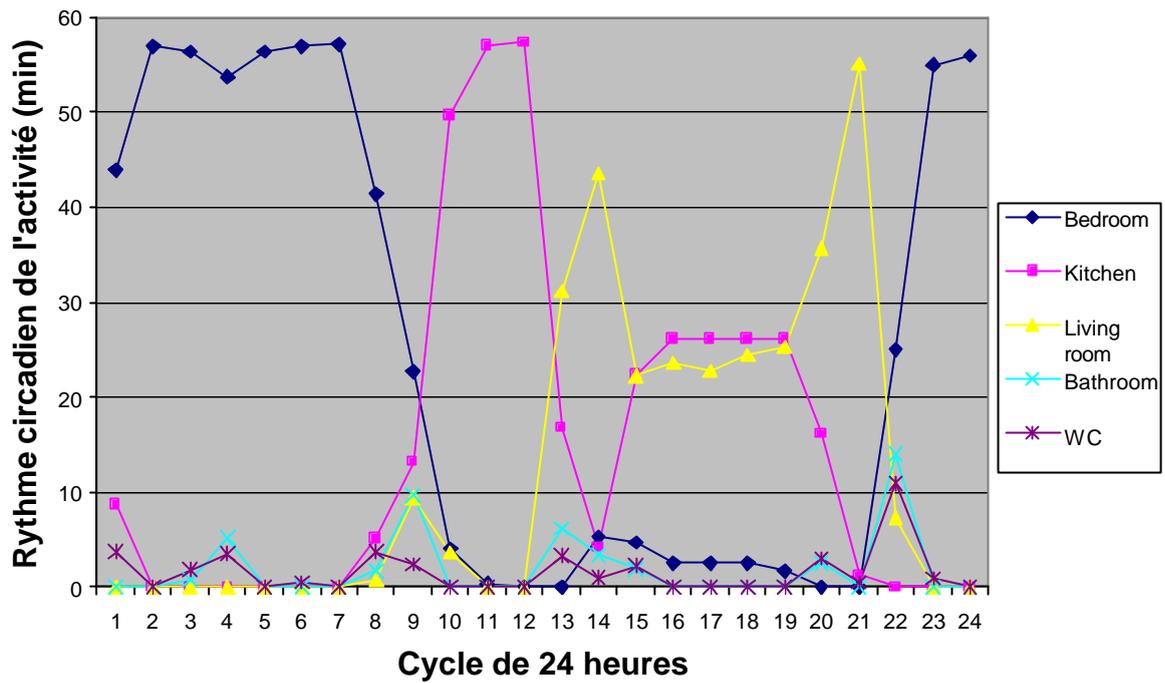


Figure 68 : rythme circadien de l'activité par pièce et heure pour une première simulation de 70 jours.

Une seconde simulation, de paramétrage différent, a montré qu'un autre sujet avait l'habitude de se lever en pleine nuit pour aller aux toilettes et prendre une collation dans la cuisine (cf. Figure 69).

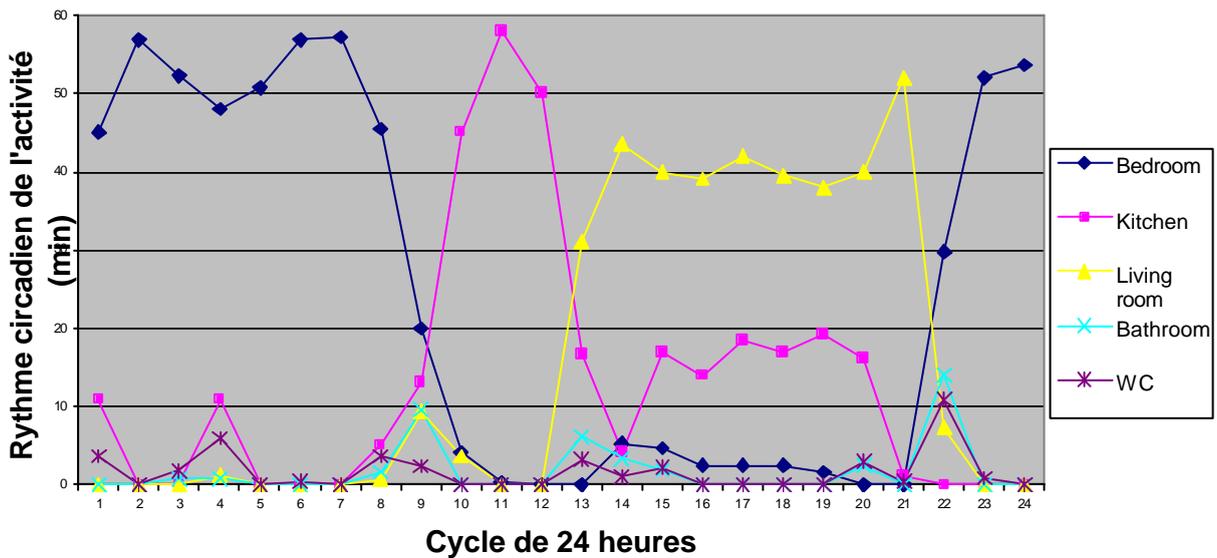


Figure 69 : rythme circadien de l'activité par pièce et heure pour une seconde simulation de 70 jours.

5.3.5 Déviations des RCA (alertes de SAMCAD)

Les résultats des calculs sur la déviation des rythmes circadiens d'activité (RCA) présentés dans cette section ont porté sur la simulation initiale de 70 jours. Les paramètres μ_1 et μ_2 ont été réglés respectivement aux valeurs typiques 1.5 et 2. Le Tableau 21 expose le calcul des quatre seuils en information, fixant les limites du comportement en fonction de chaque heure pour la cuisine. Le Tableau 22 est un cliché en terme d'occupation statistique et profil d'information de la déviation du comportement pour la cuisine à dix heures du matin.

Cycle	Seuils en information			
	$?_2$	$?_1$	$?_1^*$	$?_2^*$
01:00	0.912	1.202	10	10
02:00	10	10	10	10
03:00	10	10	10	10
04:00	10	10	10	10
05:00	10	10	10	10
06:00	10	10	10	10
07:00	10	10	10	10
08:00	1.698	1.985	10	10
09:00	0.662	0.919	10	10
10:00	0	0	1.228	1.768
11:00	0	0	0.535	0.727
12:00	0	0	0.498	0.677
13:00	0.440	0.684	10	10
14:00	1.627	1.942	10	10
15:00	0	0	10	10
16:00	0	0	10	10
17:00	0	0	10	10
18:00	0	0	10	10
19:00	0	0	10	10
20:00	0.463	0.710	10	10
21:00	1.921	2.298	10	10
22:00	6.887	7.275	10	10
23:00	10	10	10	10
24:00	10	10	10	10

Tableau 21 : seuils en information pour la cuisine pour un séjour de 70 jours pour chaque heure.

Pièces	Taux d'occupation courant	Profil d'occupation statistique				
		$P(m-\mu_{2s})$	$P(m-\mu_{1s})$	Moyenne	$P(m+\mu_{1s})$	$P(m+\mu_{2s})$
Chambre	0.85	0	0	25	0.837	0.978
Salon	0.033	0	0	7.314	0.328	0.396
Cuisine	0	0	0	0.028	0.006	0.008
Salle de bain	0.066	0	0	14.028	0.543	0.646
WC	0.033	0	0	10.942	0.439	0.525

Pièces	Taux d'information courant	Profil en information			
		$?_2$	$?_1$	$?_1^*$	$?_2^*$
Chambre	0.234	0.031	0.255	10	10
Salon	4.906	1.333	1.607	10	10
Cuisine	10	6.887	7.275	10	10
Salle de bain	3.906	0.628	0.879	10	10
WC	4.906	0.927	1.184	10	10

Avec : I : information; P : probabilité; m : valeur moyenne; s : écart type; $\mu_1=1.5$: paramètre de confiance bénin; $\mu_2=2$: paramètre de confiance critique.

Tableau 22 : taux et profils d'occupation/information - simulation initiale de 70 jours à 10 h du matin.

Pièce	Sous-présence critique	Sous-présence Bénigne	Comportement régulier	Sur-présence bénigne	Sur-présence critique
Chambre				✓	
WC			✓		
Salon			✓		
Salle de bain			✓		
Cuisine			✓		

Tableau 23 : état des alertes pour chaque pièce à dix heures du matin pour la simulation initiale de 70 jours.

5.4 Evaluation d'un patient « en situation »

Nous évaluons dans cette partie des patients ayant une pathologie déterminée ou bien des patients « non malades » mais ayant une condition physiologique particulière, comme le fait d'être âgé.

Pour des raisons liées à la difficulté d'équiper une chambre dans un service hospitalier, puis de recruter des patients consentants acceptant de participer à des études du type que nous proposons, nous n'avons pas encore pu obtenir de données cliniques issues de « vrais » patients.

En l'absence de données cliniques issues de véritables patients, nous avons simulé des patients « virtuels » à partir de descriptions données par des experts. Ces descriptions concernent soit des pathologies particulières (pollakiurie nocturne, etc.) soit des états physiologiques donnés (personne âgée à son domicile, etc.).

Pour notre patient « virtuel » de test, nous avons simulé comme pathologie, une pollakiurie nocturne. Nous avons utilisé, comme définition de travail pour la modélisation, celle donnée au §4.3.2.

Un sujet sain est allé uriner plus de 3 fois après 19h00 le même jour. Le module sémantique de SuivHIS a détecté ces trois occurrences d'une présence dans les WC entre 19h00 et 08h00 le lendemain matin, et a déclenché un message d'alerte de détection de pollakiurie nocturne.

5.5 Discussion et conclusion du chapitre 5

L'expérimentation a permis de tester le système MathIS (cf. Figure 9) et de voir s'il remplissait son rôle. On a pu observer que les mesures effectuées avec chacun des capteurs installés dans l'habitat et lues sur les capteurs eux-mêmes correspondaient bien avec celles lues sur l'écran de contrôle (SuivHIS).

L'utilisation du module de simulation SimuHIS (présenté dans le chapitre 3) a permis de générer de gros volumes de données sous forme de bases de données. Ces bases de données ont permis de tester le module SAMCAD en termes de temps de traitement, de manipulations et de procédures de déclenchement d'alertes. Ces résultats ont démontré que SAMCAD était un système fiable et opérationnel, prêt pour une validation clinique.

Concernant la base de données BdHIS, elle doit comporter un nombre suffisant de jours de surveillance pour devenir « utilisable » par SAMCAD pour calculer des RCA. Le pas de temps d'un rythme circadien étant par définition de 24 heures, et la taille minimale d'un échantillon pour faire les calculs statistiques étant de 30, il faut donc au moins 30 jours de séjour pour un même patient avant de pouvoir déterminer les RCA lui correspondant. Cela nécessite donc une période d'apprentissage du système d'au moins un mois avant de calculer des variations ayant une

signification dans ces RCA. Les tests menés sur la base de données de 70 jours ont démontré la capacité du système à calculer des RCA et déclencher des alertes lors de la variation de ces RCA.

Les résultats sur le patient « virtuel » ont montré la capacité du système à détecter des pathologies et à déclencher des alertes en rapport. Il reste cependant à effectuer une validation clinique « en situation » avec un « véritable » patient.

En conclusion, on peut dire que le système est opérationnel pour effectuer une validation clinique *in situ*.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES GENERALES

Le vieillissement actuel de la population bouleverse le panorama de nos sociétés avancées, contraintes à tenir compte de plus en plus de la place de la personne âgée dans la société. Le maintien à domicile des personnes dépendantes ou atteintes de pathologies chroniques, par le concept d'Habitat Intelligent pour la Santé issu de la télémédecine est une des priorités que se sont fixées les gouvernements des pays développés. Des raisons économiques (augmentation des coûts de santé, surcharge des hôpitaux, réseaux ville-hôpital, etc.) ou psychologiques (souhait de rester chez soi) sont également à l'origine de cette évolution.

Le projet d'Habitat Intelligent pour la Santé est une solution se situant au carrefour du domaine des sciences et de l'instrumentation, des NTIC et de la médecine. L'objectif de ce projet est de mettre au point un système d'information automatisé, capable d'assurer des conditions de confort, de sécurité et d'efficacité médicales maximales au domicile du patient, de façon à repousser les limites de sa dépendance. Le but recherché n'est pas l'industrialisation d'une maquette technologique avec un produit fini, mais se focalise plutôt sur les aspects recherche associés à cette maquette dans un domaine pluridisciplinaire.

Dans un premier temps, ce travail de thèse a contribué à la mise en place d'une instrumentation (MatHIS) mettant en réseau des capteurs d'activité, physiologiques et environnementaux (cf.

Figure 9) sur un bus CAN. Dans un deuxième temps, une partie logicielle (LogHIS) a été implémentée sous forme de deux modules (SuivHIS et SAMCAD) afin d'exploiter les données issues du système instrumental (cf. Figure 9). LogHIS permet d'effectuer une surveillance médicale continue au domicile du patient et de détecter des situations à risque en temps réel. Ce suivi médical réside en l'affichage des signes vitaux du patient, des conditions environnementales de l'habitat, de la détection de la chute et des déviations des rythmes circadiens de l'activité qui traduisent un changement progressif du rythme de vie (le module SAMCAD). Dans un troisième temps, une modélisation de cette instrumentation a été poursuivie et implémentée sous forme d'un module, SimuHIS, afin de disposer d'un outil de génération de données. Ceci permet de combler le manque actuel de données et d'en produire en grande quantité sans attendre la fin des expérimentations réelles.

Bien que ce système soit destiné au télé-expert pour l'aider dans ses processus de décision (détermination du bilan de l'activité globale de santé, etc.), ces premiers résultats nous ont déjà permis de nous faire une bonne idée de la manière dont ces modules pouvaient générer des AVQ (SimuHIS) basées sur les déplacements au domicile et en faire émerger un comportement (SAMCAD) pour explorer des pathologies (diagnostics de premiers symptômes de démence sénile, détections précoces du trouble du comportement, du rythme du sommeil, de l'équilibre travail-repos ou encore de dépression, interprétations de signes de fatigue, d'agitation ou de stress, etc.). Ceci nous a permis d'effectuer des tests préliminaires sur les différentes AVQ programmées et réutilisées par SAMCAD. Les premières interprétations effectuées (cf. §5.3.4) sur les bases de données générées avec SimuHIS sur de longues périodes d'enregistrement (plus d'un an d'étude), sont plausibles, mais seule la validation clinique permettra de dévoiler de vrais modèles de signatures de comportement. SAMCAD pourrait alors devenir un outil de mesure de la qualité de la vie (personnes atteintes de cancers, etc.) ou un indicateur d'autonomie. Une personne se remettant à sortir de chez elle aura alors atteinte l'objectif fixé, qui est de redonner une autonomie d'existence.

Avantages et inconvénients

Les avantages de ce système sont multiples. Nous pouvons citer sa généricité, sa modularité, son faible coût, etc., ainsi que ses aspects novateurs :

- la surveillance multi-paramétrique (accès à des courbes de tendance, etc.) (cf. module SuivHIS) ;
- la présence d'un simulateur de l'HIS (cf. module SimuHIS) ;
- la prise en compte d'un nouveau concept : les « Rythmes Circadiens d'Activité » (cf. module SAMCAD) ;
- la mise en œuvre de modèles pour valider le système et le tester avec des cas de figures variés.

Son principal défaut réside, actuellement, dans le fait que ce système est prévu pour la présence d'une seule personne à la fois dans l'habitat. L'ajout d'une signature biométrique lèverait sans doute de nombreux problèmes de simultanéité et de confort (possibilité d'avoir un animal domestique, etc.). De nombreux points peuvent aussi être améliorés. L'utilisation d'un PDA ou d'un GPS par exemple pourrait être très utile pour garder le contact et surveiller un patient (voire lui porter secours à tout endroit) en dehors de son habitat.

Les aspects instrumentation (MatHIS) sont loin d'être définitivement achevés car les spécifications du système sont en perpétuelle évolution ainsi que les avancées technologiques. Un certain nombre de points peuvent encore être améliorés par rapport au système existant :

- une solution entièrement sans fil moins encombrante pour le patient (de type Bluetooth ou Wifi) ;
- le Plug & Play et des auto-tests de détection de pannes en utilisant une spécificité du CAN (les « remote frame », qui permettent de demander à un capteur de répondre à une requête automatiquement) ;
- re-développer la carte CAN-PCI/2, trop onéreuse pour être commercialisée (approximativement 800€) ;
- résoudre le problème de l'horodatage. Actuellement, l'horodatage est effectuée par le poste patient au moment où les trames arrivent dans le PC. Ceci ne suffit pas à certifier l'exactitude de l'horodatage. Il est nécessaire d'embarquer un système d'horodatage dans les SmartCAN afin d'horodater les mesures au plus près du capteur avant de les envoyer

sur le réseau qui peut être perturbé et qui possède des contraintes de délais de transmission ;

- faire évoluer la liaison RS232 couramment répandue vers USB ;
- insérer tous les drivers de chaque capteur dans chaque SmartCAN et ajouter des cavaliers permettant de choisir le capteur qu'on interface. Ceci permet de ne pas recharger le driver à chaque fois dans une carte si l'on change de capteur ;
- à long terme, utiliser le modèle d'information/diffusion du CAN afin de laisser établir par les capteurs intelligents eux-mêmes leur priorité sur le réseau en fonction des pathologies qu'ils peuvent détecter si elles résultent d'une fusion de données multi-capteurs ;
- établir un synoptique de l'habitat adaptable automatiquement en fonction de la géographie de l'appartement ;
- microcontrôleurs 32 bits plus puissants ;
- etc.

Le module SAMCAD peut être amélioré et étendu sur plusieurs points :

- différencier les jours du week-end des jours de la semaine, car le comportement y est en principe différent, sauf peut-être en maison de retraite ;
- tenir compte de la sortie du patient hors de l'appartement (en ajoutant une pièce sortie par exemple) ;
- déterminer les lois de probabilités des variables des temps de présence à partir de données cliniques, pour préciser la position des seuils au niveau des procédures de déclenchement d'alertes ;
- corrélérer le paramètre μ en fonction du nombre de jours passés dans le SID² ou en fonction de l'activité du patient (comportement énergétique, etc.).
- étendre cet algorithme à d'autres paramètres physiologiques, tels que le poids ou la pression artérielle, en adaptant la fenêtre d'observation à la variable. Par exemple, pour le poids, une mesure chaque heure ne serait pas significative ; une mesure sur une fenêtre d'une journée serait plus significative ;

- actuellement, les calculs statistiques s'appliquent à une fenêtre d'observation fixée à une heure, car la taille de cette fenêtre permet de détenir une marge de temps acceptable pour détecter une activité. Cependant, cette fenêtre est centrée au milieu de chaque heure, il faut donc attendre la fin de chaque heure pour que les procédures de déclenchement d'alerte s'exécutent. Une amélioration du système serait d'utiliser une fenêtre glissante de même taille, mais centrée sur chaque minute de la journée.

Les questions de validation

Bien que nous ayons installé le système opérationnel au service d'oncologie de l'Hôpital Michallon de Grenoble (projet OncologHIS) le 30 juillet 2003, ce système n'a pas pu produire encore de données cliniques. De ce fait, ce travail n'a pas présenté de validation clinique et nous ne faisons qu'esquisser cet aspect. Ces questions de validation sont cependant primordiales et se situent à plusieurs niveaux.

Le premier niveau concerne l'instrumentation qui est la couche basse du système local. La mise en place d'un sujet dans cet habitat sur une longue période (qui n'a pu être réalisé dans le système expérimental pour cause de manque de sujets volontaires) permettrait de tester la fiabilité du système.

Le deuxième niveau constitue l'intérêt médical du système. Cette première expérience d'installation de l'HIS dans un environnement médical devrait permettre :

1. de faire émerger les incohérences, et les failles du système ;
2. de « déboguer » le système et par la suite limiter le taux de fausses alertes. De nouveaux moyens technologiques peuvent être déployés si nécessaire ;
3. de valider cliniquement le système LogHIS (les modules SuivHIS et SAMCAD) ;
4. de mieux répondre aux exigences des médecins en terme de diagnostics ou de prévention de risques. Ceci devrait par ailleurs permettre de déterminer l'acceptation de ce système par les patients eux-mêmes.

Les questions d'éthique

Les habitats intelligents soulèvent évidemment des questions d'ordre éthique qui doivent être débattues avec attention et prises en compte dans la conception du système. La médiation technologique entre le patient et le médecin n'en est pas seulement la seule cause. Les droits du malade doivent aussi être préservés, mais ne doivent pas le «priver» d'une technologie d'assistance ou d'humanisation. Certaines personnes âgées, par exemple en fin de vie, ne seraient pas contre l'usage de caméras vidéo intrusives qui peuvent avoir des avantages lors de certains types de surveillance. Nous ne faisons ici que citer l'existence des aspects éthiques à prendre en compte. Pour un traitement approfondi de la question, se reporter aux références [41][42][111][112][113].

Les directions futures

Perspectives en recherches médicales :

- exploitation des données cliniques issues du système installé au service d'oncologie au CHU de Grenoble ;
- déploiement à grande échelle de ces plateformes médico-technologiques SID² (projet AILISA) dans des environnements contrôlés (deux services de gériatrie du CHU de l'Hôpital Charles Foix à Paris, un service de gériatrie du CHU de Toulouse et un domicile au CCAS¹⁸ de Grenoble). Les objectifs poursuivis par le laboratoire TIMC et les partenaires impliqués dans ce projet sont l'évaluation clinique, technologique et d'usage de ces plateformes. L'implémentation de ces plateformes sur ces sites réels devrait donc permettre de déterminer son acceptabilité sociale, éthique et individuelle, en termes de respect de la vie privée, de confidentialité des données, d'appareillage non invasif, de sécurité et de confort ;
- le problème des cancers dans le vieillissement de la population est un problème actuel. Le facteur génétique est responsable pour 30% alors que les facteurs environnementaux le sont pour 70% des cancers. L'HIS peut être un moyen d'investigation pour étudier l'environnement du patient dans l'oncogériatrie ;
- recherches épidémiologiques ;

¹⁸ Centre Communal d'Action Sociale

- mettre en œuvre des moyens adaptés pour prévoir les catastrophes causées par les canicules (capteur de déshydratation).

Perspectives technologiques : proposition de nouveaux choix technologiques. Les aspects « instrumentation » sont loin d'être définitivement achevés car les spécifications du système sont en perpétuelle évolution ainsi que les avancés technologiques. Par exemple :

- à court terme : intégration du capteur pertinent (capteur de mesure de la quantité d'urine au cours d'une pollakiurie, etc.) ;
- à long terme : extension du concept d'HIS à des vêtements intelligents, des immeubles intelligents, des quartiers intelligents, etc. ;
- stratégies de construction des HIS (appartements pré-équipés pour le maintien à domicile).

Perspectives scientifiques : ces systèmes de télémédecine n'ont pas donné lieu au développement propre d'une nouvelle discipline scientifique ou d'une technologie spécifique, mais à de nouvelles thématiques de recherche nécessitant la compréhension et la maîtrise d'un grand nombre de domaines scientifiques, technologiques et sociaux. Ce domaine pluri-disciplinaire va peut-être faire émerger de nouvelles solutions en suscitant la création de nouvelles technologies, voire de nouveaux métiers. Par exemple :

- la modélisation de la prise en charge à domicile ;
- la fusion de données multi-capteurs pour une surveillance multi-paramétrique ;
- coupler les RCA avec le système ACTIFOETUS ou/et le capteur d'actimétrie.

Publications

Ce travail de thèse a donné lieu à 4 publications (plus 1 soumise) dans des revues internationales à comité de lecture, à 14 conférences avec actes et comité de lecture et à 2 conférences dont un deuxième prix pour le concours de présentation par affiche aux JFIM 2002 (Québec, Canada) (cf. annexe P - liste des publications - page 251).

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Etat de l'art et apport de la télémédecine en hospitalisation à domicile. Projet DESS 2002 Université de Compiègne.
- [2] L. Bajolle, Emédecine: amélioration, optimisation et humanisation de la médecine de ville par l'usage de l'Internet et des nouvelles technologies, Thèse de doctorat en médecine, Université Joseph Fourier de Grenoble, janvier 2002.
- [3] Luciano Beolchi: European Commission "Telemedicine Glossary, Glossary of standards, concepts, technologies and users," DGXIII-B1: Applications relating to Health, 1999.
- [4] J.F. Noury, « La gestion médicalisée des établissements de Santé – Le PMSI et l'information médicale » Masson, Paris 2000 (eds), livre de 234 pages.
- [5] Groupe Hospitalier Broussais Pompidou <http://www.hbroussais.fr/Broussais/InforMed/Volume8/herve.html>
- [6] Université Cheikh Antadiop de Dakar - <http://www.ucad.sn/medecine/newpage1.htm>.
- [7] D. Goldenberg and BL. Wenig, "Telemedicine in otolaryngology," Am J Otolaryngol. 2002 Jan-Feb; 23(1): 35-43, 2002.
- [8] D.B. Blakeslee, W.J. Grist, M.E. Stachura et al., "Practice of otolaryngology via telemedicine," Laryngoscope, 108 (1 Pt): 1-7, consultations médicales à distance, janvier 1998.
- [9] Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur et télé-chirurgie. Technologie et Santé, special issue « Santé et nouvelles technologies de l'information et de la communication », (36): 59-67, 1999.
- [10] B. Dautzenberg, V. Gautier, J.L. Rizk, J.M. Bedicam, B. Segards, F. Tessonier, F. El Hussenei, A. Horelbecq, C. Manuel, A. Salès and Y. Lyon Cean, « Évaluation clinique dans le cadre du projet du Téléport Paris Ile de France de la télésurveillance appliquée à l'insuffisance respiratoire chronique grave traitée à domicile », Actes du congrès Mondial de Télémédecine, Toulouse, 154-155, 30 nov./déc. 1995.
- [11] J. Finkelstein, G. O'Connor and R.H. Friedman, "Development and implementation of the Home Asthma Telemonitoring [HAT] system to facilitate asthma self-care," Medinfo.10 (Pt1): 810-4, 2001.
- [12] L'HAD de Bagatelle - <http://www.mspb.com/had01.html>.
- [13] Dinh Quang Chi, "La population de la France à l'horizon 2050", Économie et Statistique, INSEE, n°274, pp. 7-32, 1994.
- [14] M. Ogawa, T. Tamura and T. Togawa, "Automated acquisition system for routine, noninvasive monitoring of physiological data," Telemedicine journal, Vol 4, No. 2, 1998.
- [15] M. Ogawa and T. Togawa, "Monitoring Daily Activities and Behaviors at Home by Using Brief Sensor," 1st Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology, Lyon, France, October 12-14, 2000.
- [16] M. Ogawa and T. Togawa, "The concept of the Home Health Monitoring," HealthCom 2003 "5th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Santa Monica, USA, pp. 71-73, June 2003.
- [17] R. A. Felder, S. Kell, D. Mack, S. Wood, M. Alwan, B. Turner and A. Naidu, "Applying Technology to Aging Populations: An Overview of Projected Needs and Emerging Solutions," Third Annual Symposium on Aging, Keynote Address, Knoxville, TN, September 2002.
- [18] G. Williams, K. Doughty and D.A. Bradley, "A systems Approach to achieving CarerNet – An integrated and intelligent telecare system," IEEE Transactions on information technology in biomedicine, vol. 2, No. 1, pp. 1-8, March 1998.
- [19] G. Williams, K. Doughty and D.A. Bradley, "Distributed intelligent nodes as information filters in advanced telecare systems," Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology, Atlanta, GA, USA, Oct. 13-16, 1999.
- [20] G. Williams, K. Doughty and D.A. Bradley, "safety and risk issues in using telecare," Journal of Telemedicine and Telecare, vol. 6, Number 5, pp. 249-262.
- [21] K Doughty, R. Isak, P.J. King, P. Smith and G. Williams, "MIDAS – Miniature intelligent domiciliary alarm system – A practical application of telecare," Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology, Atlanta, GA, USA, Oct. 13-16, 1999.
- [22] M. Chan, H. Bocquet, E. Campo, T. Val and J. Pous, "Alarm communication network to help carers of the elderly for safety purposes: a survey of a project," International Journal of Rehabilitation Research 22. 131-136, 1999.
- [23] Université de Rochester - <http://www.futurehealth.rochester.edu/>
- [24] P.M.D.S. Pallawala and K.C. Lun, "EMR-based TeleGeriatric System," MEDINFO V. Patel et al. (Eds) Amsterdam: IOS Press, pp. 849-853, 2001.

- [25] B.G. Celler, E. Ilsaar and W. Earshaw, "Remote monitoring of the elderly at home: preliminary results of a pilot project at the university of N.S.W.," Biomedical engineering – applications, basis & communications.
- [26] B.G. Celler, T. Hesketh, W. Earnshaw and E. D. Ilsaar, "An instrumentation system for the remote monitoring of changes in functional health status of the elderly at home," Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Baltimore, USA, Nov. 3-6, pp. 908-909, 1994.
- [27] B.G. Celler, W. Earnshaw, E.D. Ilsaar, L. Betbeder-Matibet, M. Harris, R. Clark, T. Hesketh and N.H. Lovell, "Remote Monitoring of Health Status of the Elderly at Home. A multidisciplinary project on aging at the University of N.S.W.," Int. Journal of Biomedical Computing 40, 147-155, 1995.
- [28] S-C Chen, A. Lee, HW Chen, K.H. Chao, Y.C. Huang, and Healthcare, "E-Vanguard for Emergency – A wireless System for Rescue and Healthcare," HealthCom 2003 "5th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Santa Monica, USA, pp. 29-36, June 2003.
- [29] Georgia Institute of technology - <http://www.cc.gatech.edu/fce/ahri/>
- [30] Georgia Institute of technology - <http://www.bitc.gatech.edu/bitcprojects/ehc/indexEHC.html>
- [31] Université de Washington - <http://www.cs.washington.edu/assistcog/>
- [32] Massachusetts Institute of Technology - http://architecture.mit.edu/house_n/web/
- [33] http://www.medcost.fr/html/internet_medical_si/si_200998b.htm#telemed
- [34] http://www.megalis.org/sante-pdl/article.php?id_article=14
- [35] J. Demongeot, G. Virone, F. Duchene, G. Benchetrit, T. Herve, N. Noury and V. Rialle, "Multi-sensors acquisition, data fusion, knowledge mining and triggering in health smart homes for elderly people," C. R. Biologies 325. Académie des sciences / Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS, pp. 673-682, 2002.
- [36] N. Noury, G. Virone, J. Ye, V. Rialle et J. Demongeot, "Nouvelles Directions en Habitats intelligents pour la santé," revue ITBM-RBM, pp. 122-135, 2003.
- [37] N. Noury, « Détecteur de chute d'une personne », Brevet N°01/12046, 18 Sep 2001, Université Joseph Fourier de Grenoble, 2001.
- [38] N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone and E. Mercier, "Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors," in Proc. IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology," Lyon, France, pp. 607-610, Oct. 2000.
- [39] V. Rialle, N. Noury and T. Hervé, "An experimental Health Smart Home and its distributed Internet-based Information and Communication System: first steps of a research project," in Medinfo2001, Londres, Sep. 2001.
- [40] Laboratoire TIMC – <http://www-timc.imag.fr/AFIRM/SiteHIS/>
- [41] V. Rialle, « Trop de technologie ne peut-il nuire à la télémédecine ? » Le courrier de l'éthique médical 2 : 29-30.
- [42] V. Rialle, « La santé par des capteurs au domicile : entre « meilleur des mondes » et opportunités de solidarités nouvelles : réflexion pour une éthique des technologies médicales au domicile du patient. Cahier du groupe Sujet. Théorie et Praxis, Maison des Sciences de l'Homme, Paris (www.lutecium.fr/stp/meilleur.html).
- [43] D. Gann, S. Iwashita, J. Barlow and L. Mandeville, "Housing and home automation for the elderly and disabled," SPRU, Brighton, 1995.
- [44] J. Barlow and D. Gann, "Smart homes, unintelligent suppliers? Remaining barriers to home automation," Proceedings of Intelligent Buildings: Realising the Benefits, EIBG/BRE: BRE, Garston, England, 1998.
- [45] T. Venables, C. Taylor, "Smart homes: A specification guide," JRF, York Publishing, 2001.
- [46] <http://www.bath.ac.uk/bime/projects/smart/>
- [47] <http://www.gloucestersmarthouse.org.uk>
- [48] A. Roth, Z. Carthy, and M. Benedek, "Telemedicine in emergency home care--the 'Shahal' experience," J Telemed Telecare, vol. 3, pp. 58-60, 1997.
- [49] M.C. Mozer, "The neural network house: an environment that adapts to its inhabitants," in AAAI Spring symposium on intelligent Environments, pp 110-114, 1998.
- [50] G. Elger and B. Furugren, « SmartBo » - An ICT and computer-based demonstration home for disabled people » presented at Proc. 3rd TIDE Congress: Technology for Inclusive Design and Equality Improving the Quality of Life for the European Citizen, 23-25 June, Helsinki, Finland, 1998.
- [51] A. Van Berlo, "A "smart" model house as research and demonstration tool for telematics development," presented at Proc. 3rd TIDE Congress: Technology for Inclusive Design and Equality Improving the Quality of Life for the European Citizen, 23-25 June, Helsinki, Finland, 1998.
- [52] A.J. Sixsmith, "An evaluation of an intelligent home monitoring system," Journal of telemedicine and telecare, 6: 63-72, 2000.
- [53] A.P. Glascock and D.M. Kutzik, "Behavioral telemedicine: a new approach to the continuous non intrusive monitoring of activities of daily living," Telemedicine journal, 6 (1): 33-44, 2000.
- [54] N. Maglaveras, V. Koutkias, S. Meletiadis, I. Chouvarda, and E. A. Balas, "The Role of Wireless Technology in Home Care Delivery," presented at MEDINFO 2001, London, 2001.
- [55] J. Leikas, J. Salo and R. Poramo, "Security alarm system support independant living of demented persons," proc. Gerontechnology 2nd international Conference, pp 402-405, 1998.

- [56] S.J. Richardson, D.F. Poulson and C. Nicolle, "Supporting independent living through adaptable smart home (ASH) technologies", in Human welfare and technologies: papers from the human service information technology applications (HUSITA) conference on information technology and the quality of life and services, pp. 87-95, 1993.
- [57] S.J. Richardson, D.F. Poulson and C. Nicolle, "User requirements capture for adaptable smarter home technologies," in rehabilitation technology: proc of the 1st TIDE congress, pp 244-248, 1993.
- [58] N. Noury, J.P. Thomesse and F. Perruchot, THISSAD « Technologies de l'Information Intégrées au Service des Soins à Domicile », Compte-rendu de fin de recherche, chapitre 6, Aide n°99B0616.
- [59] J.P. Thomesse *et al.*, "Integrated Information Technologies for patients remote follow-up and homecare," in Proc. HealthCom 2001 "3rd International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," F. Patricelli and P.K. Ray (eds), SSGRR, L'Aquila, Italy, pp. 3-15, June 29-July 01 2001.
- [60] A. Dittmar and G. Delhomme, "Microtechnologies et Concepts BioInspirés : les Potentiels en Biomécanique Archives," of Physiology and Biochemistry, Vol. 109, pp. 24-34, Sept 2001.
- [61] S. Katz, *et al.*, "Studies of Illness in the Aged. The Index of ADL. A Standardized Measure of Biological and Physiological Function," Journal of American Medical Association, 185: 914, 1963.
- [62] E. Katz, T.D. Downs, H.R. Cash and R.C. Grotz, "Index of independence in activities of daily living," Gerontologist, Part I, 20-30, 1970.
- [63] V. Rialle, N. Noury, L. Bajolle, J.P. Lamy, G. Virone, F. Duchêne, N. Moha, J. Demongeot, "Le concept d'Habitat Intelligent pour la Santé: considérations techno-scientifiques pour un service médico-social", Revue de Gériatrie, vol. 28, pp. 403-416, 2003.
- [64] G. Virone, N. Noury, J.P. Thomesse, V. Rialle and J. Demongeot, "A Home Health Information System based on the CAN fieldbus," in Proc. FET'2003 "5th IFAC International Conference on Fieldbus Systems and their Applications," Aveiro, Portugal, pp. 23-28, July 2003.
- [65] E. Neuman, "Weighing device for bedridden patients," European patent 0 854 357 A1, Jul. 22, 1998.
- [66] E. De Canecaude, "Device for weighing individuals on WC seat," Internat. Patent W085 04472, Oct. 10, 1985.
- [67] M.C. Nevitt, S.R. Cummings, S. Kidd, D. Black, "Risk factors for recurrent non syncopal falls," JAMA, 261: 2663-2668, 1989.
- [68] K. Koski and H. Luukinen, "Physiological factors and medications as predictors of injurious falls by elderly people: a prospective population based study," Age and Aging, vol 25, pp 29-38, 1996.
- [69] N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, C. Cingala, E. Gouze and E. Mercier, "Wireless ambulatory acquisition of high resolution physiological signals," in Proc. ETC 2000 "European Telemetry Conference," German Society of Telemetry (eds), Garmisch Partenkirchen, Germany, pp. 199-204, May 2000.
- [70] G. Virone et N. Noury, « Télésurveillance Automatique de l'activité dans un Habitat Intelligent pour la Santé », Actes des 9^{ème} Journées Francophones d'Informatique Médicale, Springer Verlag (eds), Québec, Canada, pp. 519, mai 2002.
- [71] N. Noury, « Détecteur de chute d'une personne », Brevet N°01/12046 du 18 septembre 2001, Université Joseph Fourier.
- [72] N. Noury, A. Tarmizi, D. Savall, P. Boissy, P. Barralon, G. Virone and P. Rumeau, "A smart sensor for fall detection in daily routine," in Proc. SICICA 2003 "5th IFAC International Symposium on Intelligent Components and Instruments for Control Applications," Aveiro, Portugal, July 2003 (sous presse).
- [73] J.T. Parer, "The influence of b-adrenergic activity on fetal heart rate and the umbilical circulation during hypoxia in fetal sheep," Am.J.obstet.Gynecol. 147: 592-597, 1983.
- [74] K. Kaluzynski, M. Berson, L. Pourcelot and T. Palko, "Detection of fetal and cardiac movements and rhythms in ultrasonic Doppler signal recorded on the surface of the maternal abdomen," Med. Biol. Eng Comput. 31: 405-411, 1993.
- [75] G. Virone, «Système de mesure ambulatoire du rythme cardiaque fœtal pour la télé-médecine», Mémoire de Recherche, DEA Modélisation et Instrumentation en Médecine et Biologie, 1999.
- [76] P.A Payne, "Medical and industrial applications of high resolution ultrasound. Current advances in sensors," 14: 149-156, 1985.
- [77] J.W. Hunt, M. Arditi and F.S. Foster, "Ultrasound transducers for pulse-echo medical imaging," IEEE. Trans.Biomed.Eng. 8: 453-481, 1983.
- [78] B. Barnett, G. Kossof and J. Edwards, "Is diagnostic ultrasound safe?," Current international consensus on the thermal mechanism. Med J Aust. 160:33-37, 1994.
- [79] G.W. Lawson, R. Belcher, G.S. Dawes and C.W. Redman, "A comparison of ultrasound (with autocorrelation) and direct electrocardiogram fetal heart rate detector systems," Am.J.Obstet.gynecol. 147: 721-722, 1983.
- [80] CL. Lin, H.C. Wu, T.Y. Liu, M.H. Lee, T.S. Kuo and S.T. Young, "A portable monitor for fetal heart rate and uterine contraction," IEEE. Eng.Med.Bio. Nov/Dec: 80-84, 1997.
- [81] J.A. Crowe, A. Harrison and B.R. Hayes-Gill, "The feasibility of long-term fetal heart rate monitoring in the home environment using abdominal electrodes," Physiol. Meas. 16: 195-202, 1995.

- [82] N. Noury, G. Virone and T. Creuzet, "The Health Integrated Smart Home Information System (HIS²): Rules Based System for the Localisation of a Human," in Proc. *IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology,"* Madison, USA, pp. 318-321, May 2002.
- [83] D. Istrate and E. Castelli, "Everyday Life Sounds and Speech Analysis for a Medical Telemonitoring System," EUROPEECH Conference, Aalborg, Danemark, 3-7 septembre 2001.
- [84] M. Vacher, D. Istrate, L. Besacier, J.F. Serignat and E. Castelli, "Smart Audio Sensor for Telemedicine," Smart Objects Conferences Oct'2003, Grenoble, France, 15-17 Mai 2003.
- [85] National Instruments Corporation, "LabWindows/CVI User Manual," December 1999.
- [86] M. Vacher, D. Istrate *et al.*, «Smart Audio Sensor for Telemedicine, Smart Objects Conferences,» Grenoble, May 2003.
- [87] D. Istrate, G. Virone, M. Vacher, E. Castelli and J.F. Serignat, "Communication between a Multichannel Audio Acquisition and an Information System in a Health Smart Home for Data Fusion," 7th IASTED International Conference on Internet and Multimedia Systems and Applications, Hawaii, USA, Août 2003 (sous presse).
- [88] G. Virone, D. Istrate, M. Vacher, N. Noury, J.F. Serignat and J. Demongeot, "First Steps in Data Fusion between a Multichannel Audio Acquisition and an Information System for Home Healthcare," *IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology,"* Cancun, Mexique, pp. 1364-1367, Sept. 2003.
- [89] G. Virone, D. Istrate, M. Vacher, N. Noury, E. Castelli, V. Rialle, J.F. Serignat and J. Demongeot "Home Health Care System Using Sound Analysis and Smart Sensors," (soumis).
- [90] G. Virone, B. Lefebvre, N. Noury and J. Demongeot, "Modeling and Computer Simulation of physiological Rhythms and Behaviors at Home for Data Fusion Programs in a Telecare System," in Proc. HealthCom 2003, "5th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Santa Monica, USA, pp. 118-127, June 2003.
- [91] G. Virone, B. Lefebvre, N. Noury and J. Demongeot, "A Mathematical Approach to Model Daily Activities and Physiological Rhythms for Computer Simulation and Data Fusion," soumis à la revue IEEE Transactions on Biomedical Engineering.
- [92] G. Virone, N. Noury and J. Demongeot, "A system for automatic measurement of circadian activity deviation in telemedicine," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 49, No. 12, pp. 1463-1469, Dec. 2002.
- [93] G. Virone, N. Noury and J. Demongeot, "The Health Integrated Smart Home Information System (HIS²): Monitoring the Nycthemeral Circadian Rhythms Divergences," in Proc. HealthCom 2002 "4th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Nancy, France, pp. 57-62, June 2002.
- [94] F. Duchene, C. Garbay and V. Rialle, "An hybrid refinement methodology for multivariate simulation in home health telecare" HealthCom 2003 "5th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Santa Monica, USA, June 2003, pp. 101-110.
- [95] J.A. Gordon, "The human patient simulator: acceptance and efficacy as a teaching tool for students," Acad Med, 75 (5): 522, May 2000.
- [96] J.A. Gordon, "Using simulation to train residents in managing critical events," Acad Med, 73(5): 593, May 1998.
- [97] R.L. Marshall, J.S. Smith, P.J. Gorman and T.M. Krummel, "Use of a human patient simulator in the development of resident trauma management skills," J Trauma, 51(1): 17-21, July 2001.
- [98] L. Chittaro and M. Dojat, "Using a general theory of time and change in patient monitoring: experiment and evaluation," Comput. Biol. Med. 27(5): 435-452, 1997.
- [99] S. Abrahamson, "Sim One-A Patient Simulator Ahead of Its Time," Caduceus, Automn, Vol. 13, No. 2, 1997.
- [100] Philippe Dorosz, Guide pratique des médicaments 2003, Maloigne, 23e édition, 2224027621.
- [101] D. Freedman, "Markov chains," Holden Day, San Francisco, California, 1971.
- [102] T. Murata, "Petri Nets: Properties, Analysis and Applications Proceedings of the IEEE," Vol. 77, No 4, pp. 541-580, April 1989.
- [103] A. Le-Breton, S. Martin *et al.*, "A model for weather cycles based on daily rainfall occurrence," in Rhythms in Biology and Other Fields of Application: Deterministic and Stochastic Approaches, proceedings of the Journée de la Société de France: Springer Verlag, Berlin 303-18 PB, 1983.
- [104] N. Cermakian and P. Sassone-Corsi, "Multilevel regulation of the circadian clock," Nature Rev. Mol. Cell Biol., 1:59-67.
- [105] M.W. Young and S.A. Kay, "Time zones: a comparative genetics of circadian clocks," Nature, 2:702-715, 2001.
- [106] P. Deprés-Brummer, F. Lévi, G. Metzger and Y. Touitou, "Light-induced suppression of the rat circadian system," Am J. Physiol. 268: 1111-1116, 1995.
- [107] S.E. Sephton, R.M. Sapolsky, H.C. Kraemer and D. Spiegel, "Diurnal cortisol rhythm as a predictor of breast cancer survival," J. Natl. Cancer Inst., 92:994-1000, 2000.
- [108] Reinberg, A, « Les rythmes biologiques », Mode d'emploi. Flammarion, Paris (France), 1994.
- [109] O.C. Ikonomov, A.C. Shisheva, A.G. Stonev *et al.*, "Circadian Clocks and Hypertension: Genetics and Interactions," Acta Physiologica & Pharmacologica Bulgaria, p68.
- [110] F. Halberg, K. Tamura and G. Cornelissen, "Chronobioengineering toward a cost-effective quality health care," Medical Biology Engineering, pp. 88, 1994.

- [111] P. Larcher and P. Poloméni, « La santé en réseaux », Paris : Masson, 2001.
- [112] D. Carré and J.G. Lacroix, « La santé et les autoroutes de l'information », Paris : L'Harmattan, 2001.
- [113] Rialle, V., C. Hervé et P. Rumeau (2003). Éléments pour une méthodologie d'analyse éthique des technologies d'aide au maintien à domicile de personnes fragiles. Colloque Éthique Numérique, 12-14 mai, St Cyr sur mer, Centre de Recherche en Information et Communication (www.cric-france.com <<http://www.cric-france.com/>>).

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : projections de la population française âgée par tranche d'âge (1950-2050).....	23
Figure 2 : la chambre hospitalière intelligente du CHU de Toulouse. La surface est divisée en plusieurs zones fonctionnelles à l'aide de capteurs volumétriques fixés au plafond.....	31
Figure 3 : le projet « Center for future Health » de l'Université de Rochester-NY.....	32
Figure 4 : le Système EVE.....	35
Figure 5 : l'« Aware Home ».....	35
Figure 6 : concept du réseau EHC (www.bitc.gatech.edu/bitcprojects/ehc/indexEHC.html).....	36
Figure 7 : the MIT-TIAX PlaceLab: a living laboratory.....	37
Figure 8 : plan 3D de l'appartement intelligent aménagé.....	39
Figure 9 : description fonctionnelle de l'HIS local.....	42
Figure 10 : architecture des communications d'un système d'information.....	55
Figure 11 : spécificités du système HIS externe.....	61
Figure 12 : photo du prototype.....	64
Figure 13 : premier logiciel de supervision.....	64
Figure 14 : bloc diagramme de la carte SmartCAN.....	71
Figure 15 : photo de la carte SmartCAN industrialisée.....	71
Figure 16 : position des capteurs dans l'habitat.....	74
Figure 17 : photo d'un capteur volumétrique situé dans la cuisine.....	76
Figure 18 : photo d'un contact de porte.....	77
Figure 19 : photo du pèse-personne.....	78
Figure 20 : photo du tensiomètre.....	79
Figure 21 : commandes électriques commandées par des télé-rupteurs.....	80
Figure 22 : tableau de distribution électrique du logement.....	81
Figure 23 : carte effecteurs.....	82
Figure 24 : premier actimètre prototype.....	84
Figure 25 : synoptique de l'actimètre : conditionnement des capteurs.....	84
Figure 26 : synoptique de l'actimètre : partie traitement des informations.....	85
Figure 27 : paquet d'information échangé ; « n » prend les valeurs ascii « 0 » (0x30) ou « 1 » (0x31).....	85
Figure 28 : deuxième version de l'accéléromètre.....	87
Figure 29 : schéma du projet final.....	90
Figure 30 : schéma descriptif de mise en forme du signal RCF.....	91
Figure 31 : carte d'acquisition principale avec quatre modules de conditionnement.....	94
Figure 32 : module de conditionnement RCF.....	94
Figure 33 : signal de sortie de la carte d'identification de la position de la parturiente.....	95
Figure 34 : volumes de l'Habitat Intelligent pour la Santé de Grenoble reproduits en 3D.....	98
Figure 35 : diagramme de détection.....	99
Figure 36 : format de l'octet.....	100
Figure 37 : architecture conceptuelle du module SimuHIS.....	105
Figure 38 : exemple de transition dans une chaîne de Markov pour la période Tx.....	108
Figure 39 : description des chaînes de Markov.....	109
Figure 40 : écran de saisie principal de SimuHIS.....	117
Figure 41 : écran de saisie secondaire de SimuHIS.....	118
Figure 42 : extraction, de la base de données générée, de 5 périodes « Réveil » prélevées au hasard.....	120
Figure 43 : mesures simulées du poids entre le 01/11/2001 et le 15/12/2001.....	121
Figure 44 : oscillations du poids sur deux jours.....	122

Figure 45 : simulation d'un syndrome d'apnée du sommeil.....	123
Figure 46 : exemple d'une simulation générale.....	123
Figure 47 : exemple de rythme circadien pour la pression systolique (SBP) d'une femme en bonne santé.....	132
Figure 48 : lien entre les rythmes sociaux/biologiques et l'activité comportementale.....	133
Figure 49 : périodes de temps pour la cuisine entre 8 et 9 heures pour une simulation de 70 jours.....	135
Figure 50 : rythmes circadiens d'activité pour la cuisine pour un séjour de 70 jours : moyennes et écart type.....	136
Figure 51 : limites du comportement.....	137
Figure 52 : profil du taux d'occupation statistique.....	138
Figure 53 : détermination du paramètre μ	138
Figure 54 : positions des seuils en information sur la caractéristique de la probabilité de présence entre huit et neuf heures pour la cuisine pour un séjour de 70 jours.....	140
Figure 55 : la fonction de répartition.....	141
Figure 56 : scénario de la nycturie.....	143
Figure 57 : exemple de VI : le « cRead ».....	146
Figure 58 : étapes générales du programme en utilisant les fonctions de la bibliothèques NI-CAN.....	147
Figure 59 : capture d'écran de SuivHIS - version 1.....	150
Figure 60 : algorithme de la fonction de notification.....	152
Figure 61 : capture d'écran de SuivHIS - version 2.....	153
Figure 62 : sélection du temps minimal de filtrage pour chaque pièce.....	153
Figure 63 : algorithme du système de mesure automatique des rythmes circadiens d'activité.....	156
Figure 64 : interface 1 du module SAMCAD – Ver. 1.....	158
Figure 65 : interface 2 du module SAMCAD – Ver. 1.....	159
Figure 66 : monitoring des RCA du module SAMCAD – Ver. 2.....	160
Figure 67 : chronogrammes de déplacement du patient dans l'habitat.....	163
Figure 68 : rythme circadien de l'activité par pièce et heure pour une première simulation de 70 jours.....	167
Figure 69 : rythme circadien de l'activité par pièce et heure pour une seconde simulation de 70 jours.....	167
Figure 70 : principe de la liaison SPI.....	201
Figure 71 : fonctionnement de la liaison SPI.....	202
Figure 72 : chronogramme de fonctionnement de la liaison SPI.....	202
Figure 73 : le codage NRZI.....	203
Figure 74 : photo d'une partie du réseau CAN.....	209
Figure 75 : couplage physique du réseau CAN.....	209
Figure 76 : allure d'une trame circulant sur le CAN.....	212
Figure 77 : exemple d'arbitrage entre trois trames.....	213
Figure 78 : format des données pour l'OxyCAN.....	222
Figure 79 : algorithme du programme de l'OxyCAN.....	223
Figure 80 : trame n°1 (« Pa » signifie pression artérielle et se mesure en millimètres de mercure).....	225
Figure 81 : trame n°2 (« Fc » signifie fréquence cardiaque et se mesure en battements par minute).....	225
Figure 82 : algorithme simplifié du programme TensoCAN.....	226
Figure 83 : algorithme simplifié de la station environnementale.....	230
Figure 84 : algorithme de la commande des relais.....	232
Figure 85 : algorithme du programme.....	233
Figure 86 : organigramme du programme de l'ActiCAN.....	237
Figure 87 : schéma du système d'extraction des informations sonores.....	244
Figure 88 : communication entre le PC maître et le PC esclave.....	246
Figure 89 : vue 3D de la communication entre le SID ² et le système d'analyse du son.....	246
Figure 90 : séquence de transmission des données pour les informations sonores.....	248
Figure 91 : séquence de transmission des données pour le fichier son.....	249

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : fréquence d'échantillonnage en fonction du type de capteur.....	50
Tableau 2 : interfaçage capteurs/communications.....	72
Tableau 3 : ID et priorités des capteurs.....	73
Tableau 4 : description d'une trame CAN complète (d'un message).....	73
Tableau 5 : taille de la mémoire message en fonction du capteur.....	73
Tableau 6 : sélection du type de capteur en fonction du but de la détection.....	76
Tableau 7 : surveillance du temps d'occupation de chaque pièce.....	86
Tableau 8 : table de vérité des deux capteurs « tout ou rien ».....	93
Tableau 9 : types de pièces avec les capteurs associés.....	98
Tableau 10 : découpage de la journée en périodes et activités.....	107
Tableau 11 : correspondance entre les activités et les pièces.....	108
Tableau 12 : correspondance entre les probabilités et les temps de présence.....	110
Tableau 13 : probabilité d'occurrence des événements d'activité.....	114
Tableau 14 : banc de tests sur les bases de données.....	118
Tableau 15 : exemple de tableau bi-dimensionnel pour la cuisine.....	134
Tableau 16 : compte-rendu du cumul des temps passés dans chaque pièce.....	148
Tableau 17 : probabilités de transition d'une pièce à une autre.....	149
Tableau 18 : gestion des codes de dysfonctionnement suivant les règles de détection.....	154
Tableau 19 : délais moyens de transmission en fonction du capteur.....	162
Tableau 20 : résultats des calculs mathématiques pour la cuisine sur une période d'observation de 4 jours.....	166
Tableau 21 : seuils en information pour la cuisine pour un séjour de 70 jours pour chaque heure.....	168
Tableau 22 : taux et profils d'occupation/information - simulation initiale de 70 jours à 10 h du matin.....	169
Tableau 23 : état des alertes pour chaque pièce à dix heures du matin pour la simulation initiale de 70 jours.....	169
Tableau 24 : combinaison pour la luminosité.....	227
Tableau 25 : combinaison pour la photodiode.....	227
Tableau 26 : combinaison des seuils de luminosité.....	227
Tableau 27 : tableau de conversion de la température.....	228
Tableau 28 : commandes des relais.....	231
Tableau 29 : codage des pièces de l'ActiCAN.....	235
Tableau 30 : différentes classes de sons et de parole pouvant être identifiées par le système audio.....	245
Tableau 31 : codage du champ caractéristiques.....	247
Tableau 32 : codage du champ « drapeau ».....	247

TABLE DES EQUATIONS

$(P_{ii}^{(k)})^n = 1/2$	(Équation 1).....	109
$P_{ii}^{(k)} = (1/2)^{1/n}$	(Équation 2).....	109
$E(P_{ii}^{(k)}) = 1/(1 - P_{ii}^{(k)})$	(Équation 3).....	110
$\frac{1}{1 - P_{ii}^{(k)}} = \frac{1}{1 - e^{(-\ln 2)/n}} \approx \frac{n}{\ln 2}$	(Équation 4).....	110
$m + at_k$	(Équation 5).....	112
$m + b \sin(2pt_k/T - f)$	(Équation 6).....	112
$\exp(dt_k/86400)$	(Équation 7).....	112
$m + at_k + c \sin(2pt_k/T - f)$	(Équation 8).....	112
$f_{j-8,0} = 0, f_{j,0+8} = 1$	(Équation 9).....	112
$I = -\log_2(\text{Probabilité})$	(Équation 10).....	136
$[S_1^*, S_1] = [m - \mu_1, s, m + \mu_1, s]$,	(Équation 11).....	136
$[S_2^*, S_2] = [m - \mu_2, s, m + \mu_2, s]$,	(Équation 12).....	136
$P_{extl}[S_1^*, S_1] = P_{ext}[15, 45] \sim 5\%$	(Équation 13).....	137
$P_{extl}[S_2^*, S_2] = P_{ext}[10, 50] \sim 13\%$	(Équation 14).....	137
$f(x) = \frac{1}{s\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-m)^2}{2s^2}}$,	(Équation 15).....	137
$P_{ext}(\mu) = \int_{\mu}^{\infty} f(x) dx$	(Équation 16).....	138
$\Sigma_2 = -\log_2 \frac{m+m_2s}{60}$	(Équation 17).....	138
$\Sigma_1 = -\log_2 \frac{m+m_1s}{60}$	(Équation 18).....	139
$\Sigma_2^* = -\log_2 \frac{m-m_2s}{60}$	(Équation 19).....	139
$\Sigma_1^* = -\log_2 \frac{m-m_1s}{60}$	(Équation 20).....	139
$F(x) = P(X \leq x)$,	(Équation 21).....	140
$F(\mu) = \int_{-\infty}^{\mu} f(x) dx$	(Équation 22).....	140
$S_i = F^{-1}(0.933)$	(Équation 23).....	141
$S_1^* = F^{-1}(0.067)$	(Équation 24).....	141
$S_2 = F^{-1}(0.977)$	(Équation 25).....	141
$S_2^* = F^{-1}(0.023)$	(Équation 26).....	141

ANNEXE A

CONTRIBUTIONS DE L'AUTEUR REALISEES AU NIVEAU DE L'HIS DE GRENOBLE AU COURS DE CETTE THESE

Chapitre 1 : travaux réalisés intégralement par l'auteur.

Chapitre 2

1) Méthodologies

- choix de certains outils technologiques (Visual C++, cygwin, etc.) ;
- exploitation des propriétés du réseau CAN : gestion des ID des capteurs (liés aux priorités de transmission sur le réseau) en fonction du niveau de gravité des situations d'urgence qu'ils peuvent détecter ;
- mise en œuvre des procédures d'expérimentation du réseau CAN (du câblage jusqu'aux tests en conditions réelles avec la mise en réseau simultanée de tous les capteurs) ;
- écriture des règles de détection d'un patient dans l'habitat ;
- mise en œuvre de la communication et des échanges d'information entre le système audio et le système HIS local.

2) Matériels

- création, avec le logiciel Protel, de la nouvelle carte SmartCAN d'interfaçage industrialisée, s'appuyant sur le premier prototype existant, avec un emplacement prévu pour enficher le module radio (optimisation de la compatibilité électromagnétique, débogage, miniaturisation, réduction de la consommation, suppression ou remplacement de composants par d'autres plus performants, tel que le « Max232 »). Ecriture d'un guide simplifié d'utilisation du logiciel Protel ;

- aide au niveau du routage des différentes versions de l'actimètre (création des fichiers Gerber, etc.) ;
- montages de cartes SmartCAN (création de la connectique, etc.), dé-soudage sur chaque carte des embases RJ45 situées sur la face arrière, pour les souder sur la face avant (modification en conséquence du câblage des centrales de détection de l'activité) ;
- mise au point de l'implémentation du tensiomètre, en utilisant la nouvelle carte SmartCAN ;
- étude et implémentation du pèse-personne ;
- étude et implémentation du capteur du RCF corrélé à l'actimétrie ;
- étude et implémentation du capteur du rythme cardiaque fœtal en corrélation avec l'actimétrie ;
- supervision de l'implémentation de l'oxymètre pour la SmartCAN ; mise à jour du programme de la SmartCAN pour le tensiomètre (traitement plus évolué) ;
- étude, supervision et mise au point de l'intégration des règles de détection dans la SmartCAN ;
- conception du réseau : câblage du bus avec des fils téléphoniques dans l'appartement, installation de prises pré-câblées dans chaque pièce, pour les capteurs fixes ou ambulatoires ;
- tests expérimentaux du réseau : calculs des délais de transmission, vérification de la gestion du réseau ;
- installations/configurations de la carte CAN National Instrument (mises à jour régulières des drivers et incorporation des bibliothèques CAN dans les outils logiciels Labview™ et LabCVI™) ;
- installation du retour vidéo de l'IHM sur la télévision de l'habitat ;
- création d'adaptateurs pour :
 - programmer la mémoire flash de l'ATMEL ;
 - relier la carte développée à la carte CAN intégrée au PC, afin de pouvoir la relier au réseau CAN (lors d'envois ou de réceptions de trames CAN) ;

- relier certains capteurs dotés de sortie analogique et/ou numérique au port A d'entrée/sortie de l'ATMEL ;
- relier la carte au port série du PC afin de pouvoir visualiser, par l'intermédiaire de l'UART, l'exécution d'un programme chargé dans la mémoire Flash du microcontrôleur ;
- aménagement intérieur de l'appartement intelligent ;
- maintenance, démonstrations du système HIS local (CNRS, INSERM, CCAS, Canada, Singapour, Chili, Indes, Allemagne, etc.).

Chapitre 3 : travaux réalisés intégralement par l'auteur.

Chapitre 4

- hypothèses
 - liaison des rythmes biologiques et sociaux au comportement et à l'activité physique ;
 - mesure comportementale de l'activité des patients par leurs déplacements dans leur habitat.
- dénomination des « rythmes circadiens d'activité » (RCA) et travaux sur les RCA intégralement réalisés par l'auteur ;
- réalisation du plan en 3D de l'habitat ;
- modélisation, spécification et mise en œuvre des communications et des procédures d'alerte entre les divers modules ;
- recherches et classification des situations à risque aboutissant à des alertes à court, moyen ou long terme (pathologies chroniques) ;
- étude, mise au point et mise à jour régulière du module SuivHIS - version 1 développé en Labview™ :
 - amélioration de l'interface homme-machine ;

- mise en correspondance des couleurs entre le synoptique de SuivHIS – version 1 et des chronogrammes des temps de présence ;
 - intégration dans ce module des capteurs suivants : pèse-personne, tensiomètre, première version du capteur de chute ;
 - enregistrement des mesures de chacun des capteurs au format XML dans la base de données XML ;
 - ajout des millisecondes dans l'horodatage des événements et d'un signal de synchronisation envoyé au système audio par TCP/IP ;
- étude, supervision et mise au point de l'implémentation du module SuivHIS - version 2 développée en LabCVI™ ;
 - supervision de la mise à jour du module SuivHIS - version 2 au niveau de l'intégration des règles de détection ;
 - intégration des RCA dans le module SuivHIS - version 2, de la communication et de la fusion de données avec le système audio.

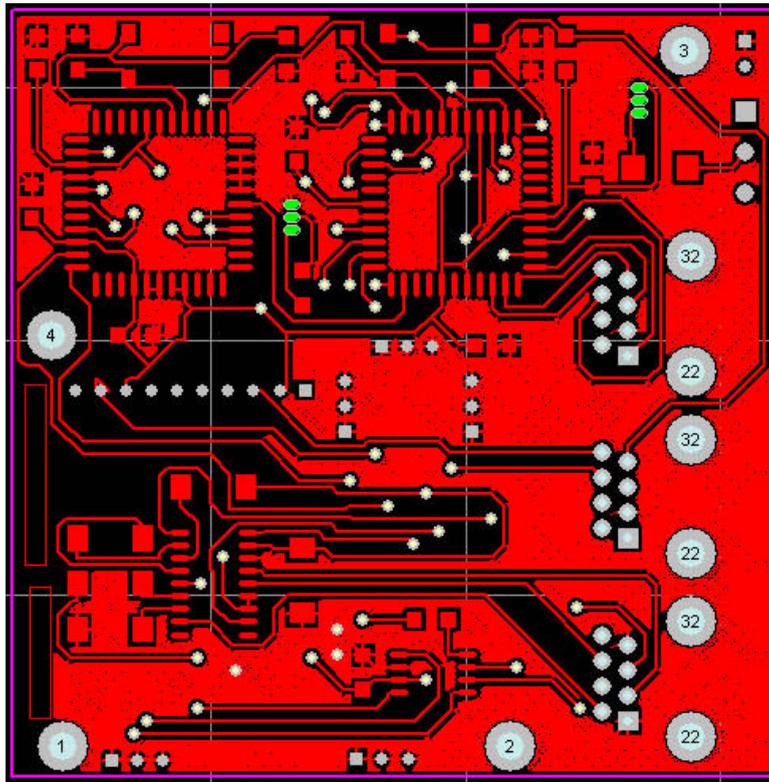
Terminologie (HIS local, MatHIS, LogHIS, SuivHIS, SimuHIS, SAMCAD, BdHIS, RCA, cf. figure 9).

Chapitre 5 : travaux réalisés intégralement par l'auteur.

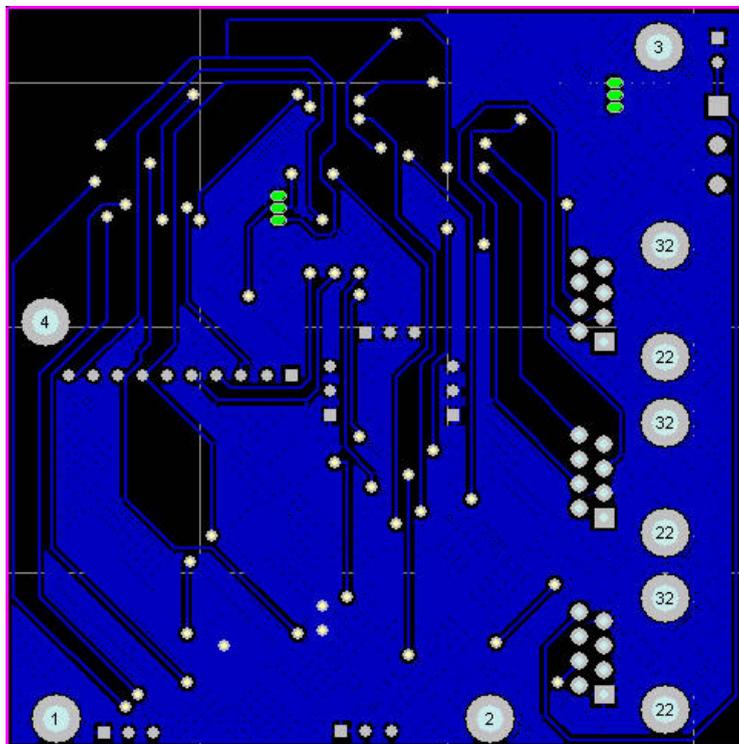
Personnes ayant également travaillé sur le projet SID² par ordre chronologique :

Jacques Demongeot, Vincent Rialle, Thierry Hervé, Norbert Noury, Gilles Virone, Christophe Barnoin, Loic Boissy, Philippe Ravannat, Guillaume Danjoux, Florence Duchene, Lionel Bajolle, Jean-Baptiste Lamy, Daniel Savall, Oualide El Arroussi, Jingchun Ye, Riham Saadany, Azura Tarmisi, Jean-François Roy, Pierre Barralon, Lukas Janickovic, Quentin Pelen, Nicolas Vuillerme, etc.

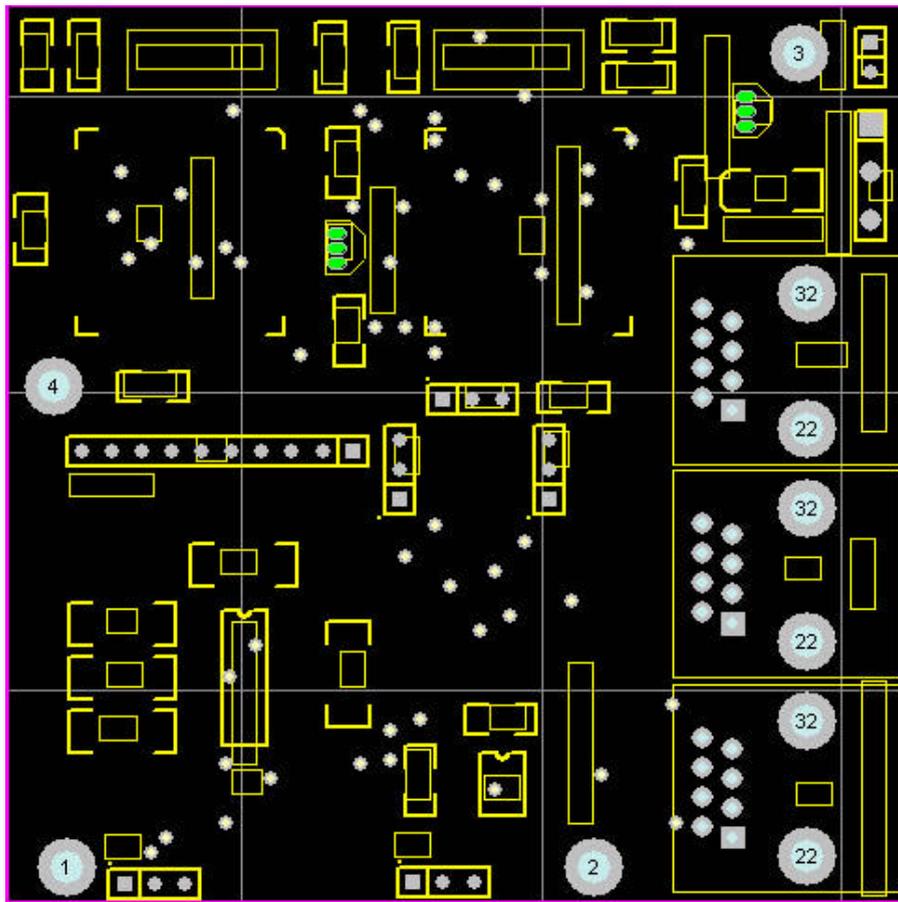
2 Circuits imprimés (PCB)



Face avant (face composants)



Face arrière



Emplacement des composants ou silkscreen

ANNEXE C

LES LIAISONS SPI ET UART

1 La liaison SPI

La liaison SPI (Serial Peripheral Interface) a été développée pour permettre à des processeurs de communiquer entre eux par l'intermédiaire d'une interface série synchrone simple. Dans notre cas, le dispositif est constitué d'un maître (l'AT90S8535) et d'un esclave (le SAE 81C90) et fonctionne en full-duplex. Le maître commande l'activité sur le bus. L'esclave communiquant avec le maître est celui dont le CS (Chip Select) est actionné au niveau bas. Bien que nous ayons juste un maître et un esclave, la Figure 70 montre une configuration où le maître commande plusieurs esclaves. L'interface de base d'une liaison SPI comporte les fonctions suivantes :

- SCK : serial clock (synchronise le transfert des données) ;
- MOSI : master output/Slave input ;
- MISO : master input/Slave output ;
- SS : select slave (équivalent au Chip Select).

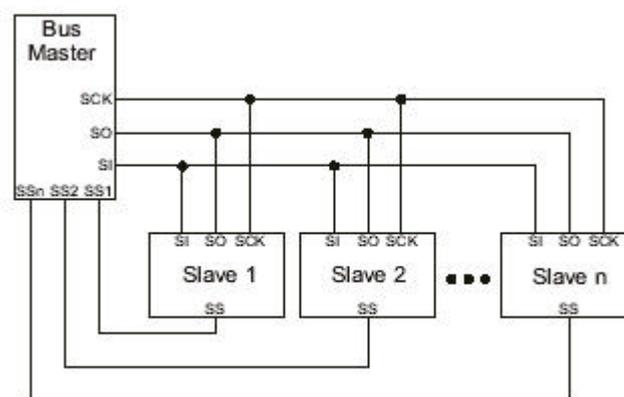


Figure 70 : principe de la liaison SPI.

Le maître et l'esclave possèdent tous deux un registre à décalage pour communiquer. A chaque impulsion de SCK, un bit est transmis, comme le montrent la Figure 71 et la Figure 72.

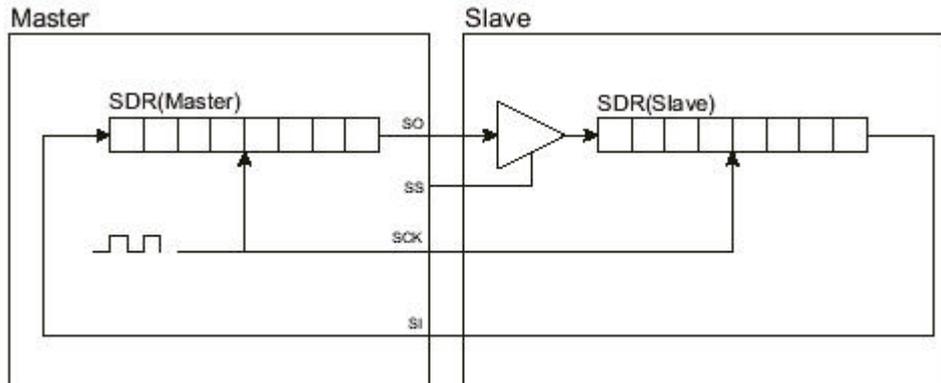


Figure 71 : fonctionnement de la liaison SPI.

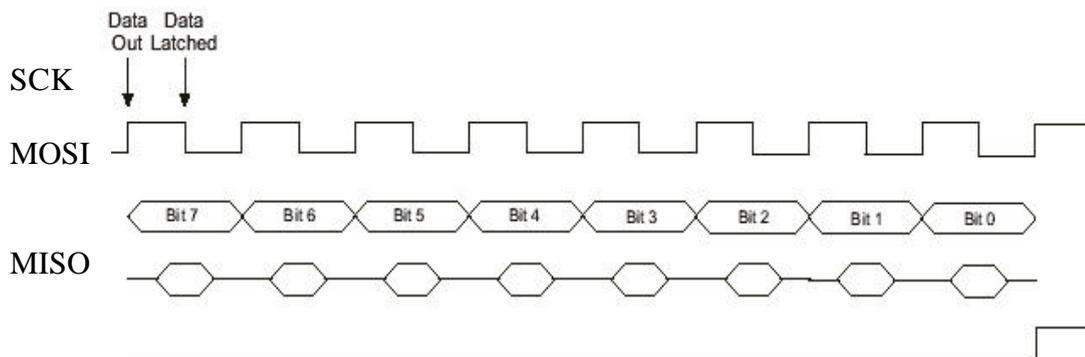


Figure 72 : chronogramme de fonctionnement de la liaison SPI.

2 La liaison UART

UART signifie « Universal Asynchronous Reception and Transmission », c'est une liaison série de type asynchrone. Les bits sont transmis sous la forme d'un signal électrique compris entre 0 et 5V. La réception et la transmission se font par deux câbles distincts et chaque groupe transmis est précédé d'un bit de « start » et se termine par un bit de « stop ». Les autres paramètres inhérents à la transmission sont configurables, mais doivent être cohérents pour que la liaison fonctionne : vitesse de transmission, nombre de bits dans chaque groupe, et présence de bit(s) de parité à la fin du groupe.

La liaison RS232 est celle typiquement utilisée en informatique pour des liaisons séries. Elle fonctionne avec quatre lignes : la ligne de réception, celui de transmission, la référence (masse), et le RTS (ready to send).

Le signal électrique utilisé par le RS 232 est différent de celui qui fait fonctionner l'UART : il est de type NRZI (Non Return to Zero Inverted). En d'autres termes, cela signifie que le signal est inversé et que la transmission se fait sur les changements de tension. De plus, le '0' logique doit être compris entre -25 et -3V et le '1' logique doit être entre 3 et 25V comme le montre la Figure 73.

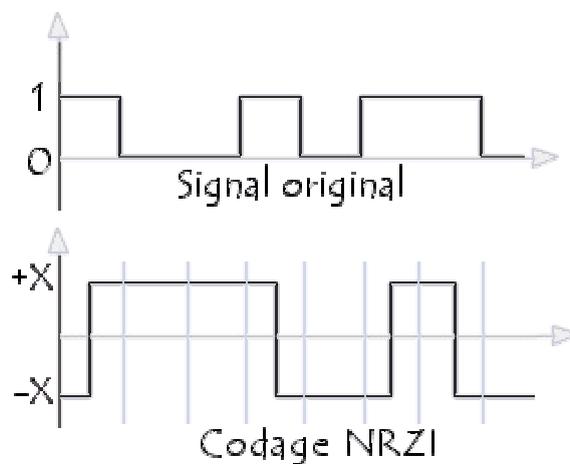


Figure 73 : le codage NRZI.

Le composant MAX232 intégré à la SmartCAN effectue l'interface entre ces deux normes dans les deux sens.

ANNEXE D

DETAILS TECHNIQUES D'IMPLEMENTATION DES « PILOTES SMARTCAN »

1 Implémentation et compilation des programmes

Nous utilisons le logiciel « Image Craft CVR » doté d'une librairie spécifique à l'AT90S8535 pour écrire le code source (en langage C) et le compiler pour l'AT90S8535. Après la compilation, nous obtenons le programme exécutable (d'extension « .hex ») devant être chargé dans le microcontrôleur. L'intérêt particulier de ce logiciel est de pouvoir générer jusqu'à 8K de programme assembleur, ce qui représente la taille de la mémoire flash de l'AT90S8535.

2 Chargement du programme dans le microcontrôleur

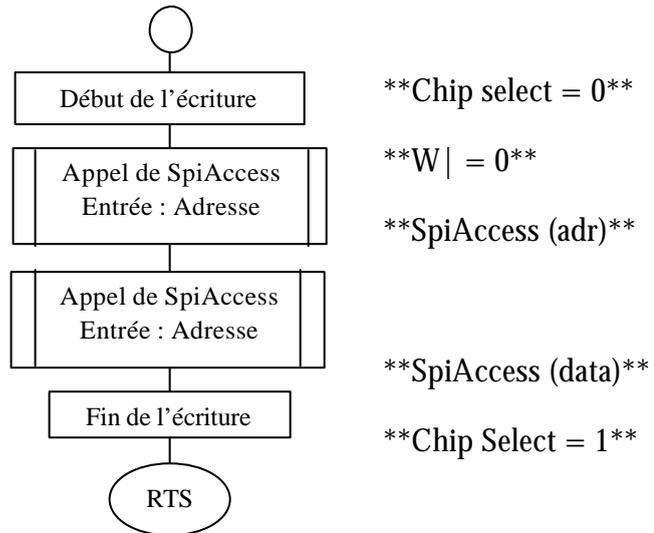
Le chargement du programme, du PC dans la mémoire flash de l'AT90S8535, est très pratique. Elle s'effectue par émulation d'une liaison SPI en utilisant l'application spécifique « FBPRG16 » qui utilise le port parallèle du PC. Cette liaison SPI est renforcée par un fil relié à l'horloge du microcontrôleur donnant le contrôle de la vitesse d'écriture au PC.

3 Programmation du contrôleur CAN

Une fois le programme chargé dans la mémoire Flash et mise sous tension de la carte SmartCAN, le microcontrôleur Atmel AT90S8535 programme le contrôleur CAN par l'intermédiaire de la liaison SPI (communication interne). Cette programmation consiste alors à configurer les registres internes du Siemens SAE81C90. Comme cela est précisé dans la documentation du contrôleur CAN, il est nécessaire, pour écrire dans les registres du SAE81C90, de lui transmettre dans un premier temps l'adresse d'écriture, suivi de la donnée à écrire. Deux routines C, « EcritureCAN » et « SpiAccess » ont été écrites à cet effet.

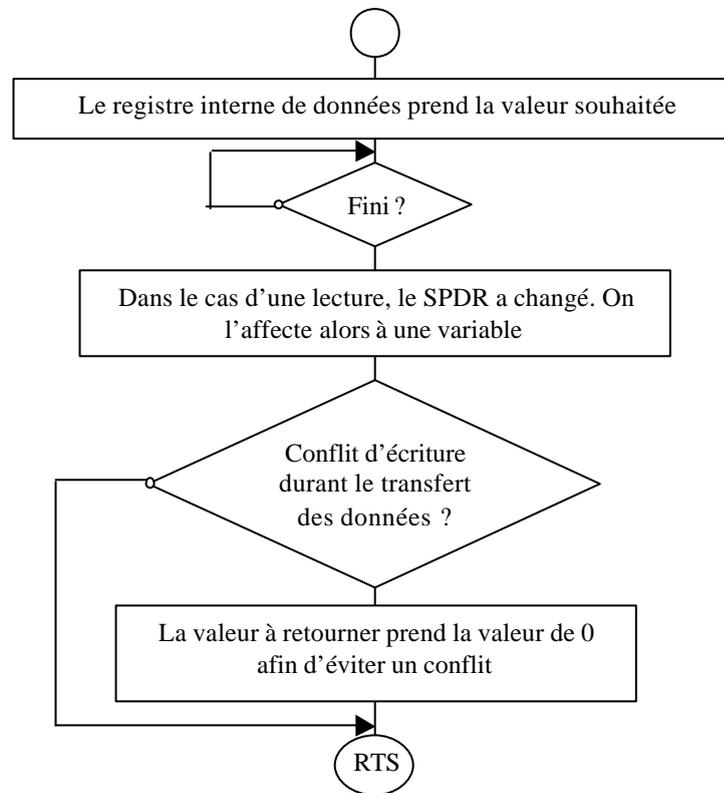
4 Algorithme de la routine « EcritureCAN »

La fonction « EcritureCAN » récupère en entrée l'adresse et la valeur de l'octet à écrire et ne retourne aucune valeur en sortie.



5 Algorithme de la routine « SPIAccess() »

La fonction « SPIAccess() » récupère en entrée la donnée à écrire (un caractère) et retourne l'octet en sortie lu, si nous nous sommes servi de la fonction pour lire (char).



ANNEXE E

CONCEPTION DU RESEAU CAN

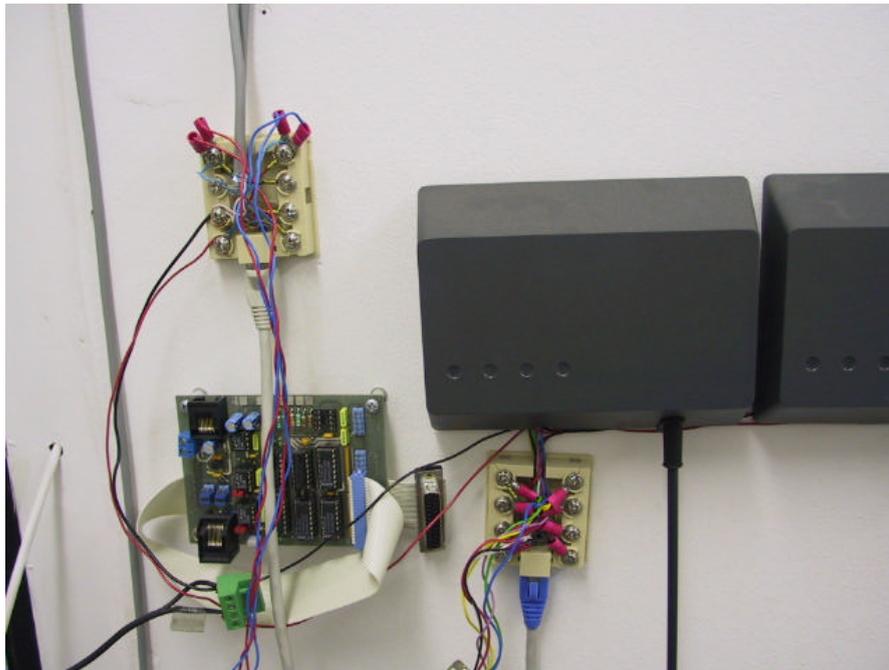


Figure 74 : photo d'une partie du réseau CAN.

Couplage physique du réseau CAN

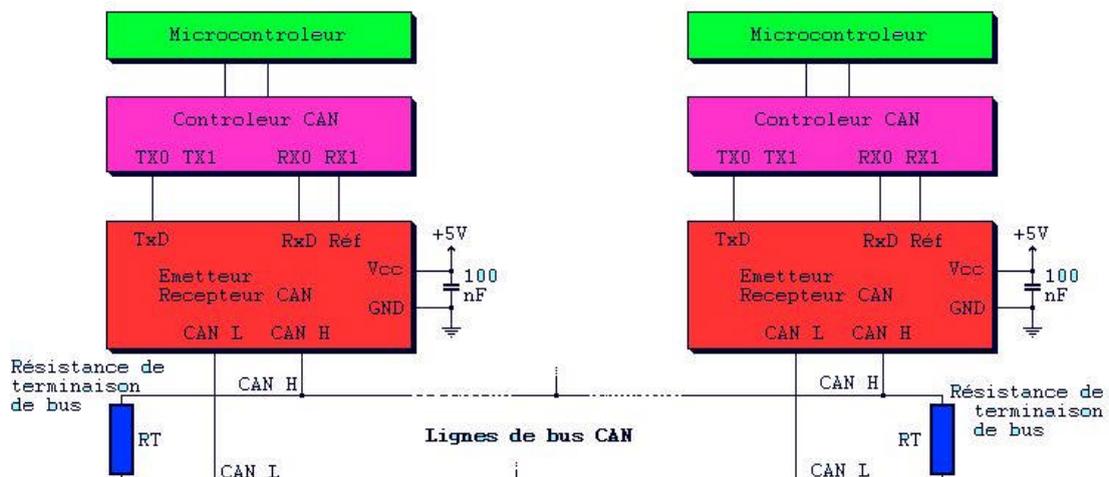


Figure 75 : couplage physique du réseau CAN.

ANNEXE F

LE CAN

1 Introduction

Le CAN (Controller Area Network) est un bus série rapide (standard ISO 11898) inventé par Robert Bosch GmbH. Initialement, il a été créé pour l'industrie automobile pour relier des capteurs et des actionneurs. Le protocole est basé sur le principe de diffusion générale : lors d'une transmission, le message circule sur tout le réseau. Grâce à un système d'identificateur, les stations écoutent en permanence le réseau mais ne traitent que les messages les concernant. L'identificateur indique aussi la priorité du message, et détermine l'assignation du bus lorsque plusieurs stations émettrices sont en concurrence. En version de base, c'est un nombre de 11 bits qui permet de définir jusqu'à 2048 types de messages plus ou moins prioritaires sur le réseau. L'adressage par le contenu assure une grande flexibilité de configuration. Il est possible d'ajouter des stations réceptrices sur un réseau CAN sans modifier la configuration des autres stations. Il utilise l'encodage NRZ (Non Return to Zéro) et un bus différentiel à deux fils et prend en compte la gestion des erreurs. L'annexe F détaille le format de la trame CAN, le fonctionnement de l'arbitrage et de la détection des erreurs sur le réseau CAN.

2 Propriétés

- il est multi-maître et multi-consommateur ;
- il est organisé suivant une architecture de type « producteur-consommateur » ;
- il supporte également les requêtes d'une architecture « Client-Serveur » ;
- il supporte le modèle d'« Information-Diffusion » ;
- les procédures d'accès au médium et de partage du médium sont prévues ;
- les messages sont pourvus d'une priorité, ainsi des données importantes peuvent être affectées d'un plus haut niveau de priorité ;

- il peut être déployé sur des couches physiques très diverses (fils téléphoniques, fibre optique, liaisons sans fils, etc.) ;
- l'ajout/le retrait d'un dispositif sur le bus ne nécessite aucune intervention : les nouvelles données sont transportées et acquittées par le maître du réseau, éventuellement mémorisées pour être ultérieurement exploitées;
- il intègre la gestion des erreurs.

3 Le format de la trame CAN

Le format d'une trame CAN est celui représenté dans la Figure 76 :

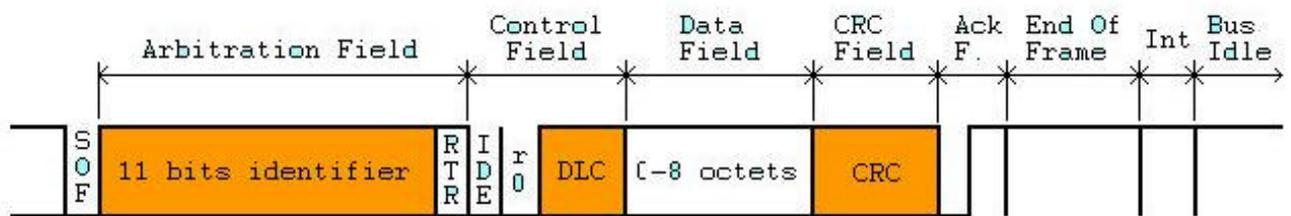


Figure 76 : allure d'une trame circulant sur le CAN.

- SOF (Start Of Trame): début de trame ;
- Identificateur (11 bits) ;
- RTR (Remote Transmission Request) : détermine s'il s'agit d'une trame de données ou d'une trame de demande de message ;
- IDE établit la distinction entre format standard (état dominant) et format étendu (état récessif) ;
- 1 bit réservé pour une utilisation future ;
- DLC (4 bits) : nombre d'octets contenus dans la zone de données ;
- Zone de données de longueur comprise entre 0 et 8 octets ;
- CRC de 15 bits : (Cyclic Redundancy Code) contrôle de l'ensemble de la trame ;
- ACK composé d'un bit à l'état récessif, ainsi que d'un bit séparateur ACK. Le premier bit doit être forcé à l'état dominant par les stations ayant bien reçu cette trame ;

- EOF de 7 bits : (End Of Frame) permet d'identifier la fin de la trame.

Remarque 1 : au cours de la construction d'une trame, si cinq bits consécutifs portent la même valeur 0 ou 1, un bit de valeur opposée est ajouté à la suite des cinq bits consécutifs.

4 Arbitrage sur le CAN

Afin d'être traitées en temps-réel, les données doivent circuler rapidement sur le réseau. Lorsque plusieurs stations (capteurs) souhaitent transmettre simultanément des messages, il s'agit également de leur donner le plus rapidement possible un ordre de priorité. Il a donc été mis au point un système d'arbitrage faisant intervenir des identificateurs. Chaque capteur se voit attribué un identificateur (ID), qui sera intégré à chaque message envoyé sur le bus pour le reconnaître. Le CAN utilise la méthode CSMA/CD (Carrier Sense, Multiple Access with Collision sensors) et la méthode «Non-Destructive Bitwise Arbitration» pour obtenir la meilleure disponibilité sur le bus.

Les nœuds en compétition d'émission comparent bit à bit l'identificateur de leur message avec celui des messages concurrents. Les stations de priorité moins élevée perdent la compétition face à celle qui a la priorité la plus élevée, et abandonnent l'émission. Elles ré-émettront plus tard (cf. Figure 77).

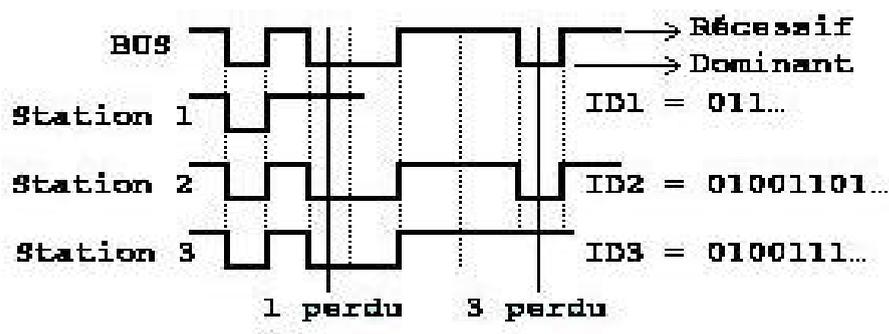


Figure 77 : exemple d'arbitrage entre trois trames.

5 Détections des erreurs sur le CAN

Le contrôleur CAN intègre des mécanismes de détection d'erreur. Tous les nœuds du réseau surveillent simultanément le bus, et détectent des différences entre bits reçus et bits émis. Dès qu'une erreur est détectée, la transmission en cours est interrompue par l'émission d'un indicateur d'erreur (« error flag »). L'émetteur ré-émet alors son message.

Tout ce système de gestion des erreurs est complètement transparent pour le développeur et l'utilisateur. Le contrôleur CAN est capable de gérer automatiquement ses conflits et ses erreurs, en émettant des trames d'erreurs pour renseigner l'émetteur du message sur le type de fautes qu'il a commis. Une station est capable de faire la distinction entre les perturbations temporaires et les défauts permanents. Les stations en défaut permanent sont déconnectées automatiquement du réseau.

Ce système de gestion d'erreur fait toute la puissance du réseau CAN ; certains constructeurs démontrent que la probabilité d'erreur résiduelle reste inférieure à $4,6.10^{-11}$.

ANNEXE G

PROGRAMMATION DU PESE-PERSONNE

Nous présentons ici, à titre d'exemple, le programme d'interfaçage du pèse-personne.

```
/******
```

```
This program was produced by the  
CodeWizardAVR V1.0.0.8v Evaluation  
Automatic Program Generator  
© Copyright 1998-2000  
Pavel Haiduc, HP InfoTech S.R.L.  
http://infotech.ir.ro  
E-mail:dhptechn@ir.ro, hpinfotech@mail.com  
Nom du Fichier : Poids.c  
Projet : pèse-personne  
Version : 1  
Date : 12/02/2001  
Auteur : Gilles Virone  
Companie : Laboratoire TIMC  
E-mail : Gilles.Virone@imag.fr  
Chip type : AT90S8535  
Clock frequency : 4,000000 MHz  
Memory model : Small  
Internal RAM size: 512  
External RAM size: 0  
Data Stack size : 128
```

```
***** /
```

```
#include <90s8535.h>  
#include <delay.h>  
#include "poids.h"  
#include <stdio.h>  
#include <spi.h>
```

```
// Declare your global variables here
void main(void)
{
    char tampon[8];
        char j;
    InitPorts();
        ModeSPI (ON);

// configuration des registres du controleur
    EcritureSAE(0x10,0x81); // MOD initialisation (mode normal)
    EcritureSAE(0x28,0xFF); //port 0 en sortie et lignes a 0
    EcritureSAE(0x03,0x03); // BRP
    EcritureSAE(0x00,0x1C); // BL1
    EcritureSAE(0x12,0x40); // CTRL
    EcritureSAE(0x02,0x18); // OC normal mode
// configuration message '3' : identifiant : 6, longueur : 8 octets
    EcritureSAE(0x46,0x00); // DR3H
    EcritureSAE(0x47,0xC8); // DR3L
// remplissage par default du message '3'
    EcritureSAE(0x9F, '!');
    EcritureSAE(0x9E, '!');
    EcritureSAE(0x9D, 'g');
    EcritureSAE(0x9C, 'k'); // attention, ecrire a l'envers!
    EcritureSAE(0x9B, 'd');
    EcritureSAE(0x9A, 'c');
    EcritureSAE(0x99, 'b');
    EcritureSAE(0x98, 'a');
    while (1)
    {
        for (j=0;j<6;j++)
        {
            tampon[j]=getchar();
        }
        delay_ms(50);

        EcritureSAE(0x9B,tampon[3]);
        EcritureSAE(0x9A,tampon[2]);
        EcritureSAE(0x99,tampon[1]);
    }
}
```

```
    EcritureSAE(0x98,tampon[0]);

    EcritureSAE(0x08,0x08); // envoie du message 3
    delay_ms(100);
    }
}
// LECTURE ECRITURE SPI //
char SpiAccess(char val)
{
    SPDR=val;
    while (!SPSR.7);
    val = SPDR;
    if (SPSR.6) { val = '0';}
    return (val);
}
// ecriture dans le SAE

void EcritureSAE(char adr,char data)
{
    CSELECT=0;
    WSELECT=0;
    SpiAccess(adr);
    SpiAccess(data);
    CSELECT=1;
}

void ModeSPI(char etat)
{
    if(etat==ON)
    {
        // SPI Type: Master
        // SPI Clock Rate: 1000,000 kHz
        // SPI Clock Phase: Cycle Half
        // SPI Clock Polarity: Low
        // SPI Data Order: MSB First
        SPCR=0x53;
    }
    else
```

```
{
  // SPI désactivé
  SPCR=0x00;
  // PORTB.7 => sortie
  // PORTB.6 => entree
  // PORTB.5 => sortie
  DDRB=0xA0;
  PORTB=0x00;
}
}

void InitPorts(void)
{
  // Input/Output Ports initialization
  // Port A en entrée avec Pull Up (basse consommation)
  DDRA=0x00;
  PORTA=0xFF;
  // Port B
  DDRB=0xB0;
  PORTB=0x40;
  // Port C
  DDRC=0x3C;
  PORTC=0xC3; // controleur CAN : /W=H et /CS=H
  // Port D
  DDRD=0x34; // sorties : /EN (PD5), SHDN (PB4), RTS (PD2)
  PORTD=0x37; //entrées : TXD(PD1), RXD(PD0) avec Pull-Up

  // Timer/Counter 0 initialization
  // Clock source: System Clock
  // Clock value: Timer 0 Stopped
  // Mode: Output Compare
  // OC0 output: Disconnected
  TCCR0=0x00;
  TCNT0=0x00;

  // Timer/Counter 1 initialization
  // Clock source: System Clock
  // Clock value: Timer 1 Stopped
```

```
// Mode: Output Compare
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;

// Timer/Counter 2 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer 2 Stopped
// Mode: Output Compare
// OC2 output: Disconnected
TCCR2=0x00;
ASSR=0x00;
TCNT2=0x00;
OCR2=0x00;

// UART initialization
// Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity
// UART Receiver: on
// UART Transmitter: Off (0x10) , ON (0x18)
UCR=0x10;
// UART Baud rate: 1200
UBRR=0xCF;

// Analog Comparator initialization
// Analog Comparator: Off
// Analog Comparator Input Capture by Timer/Counter 1: Off
ACSR=0x80;

// SPI initialization
```

```
// SPI Type: Master
// SPI Clock Rate: 1000,000 kHz
// SPI Clock Phase: Cycle Half
// SPI Clock Polarity: Low
// SPI Data Order: MSB First
SPCR=0x53;
```

Fichier include « poids.h » :

```
////////////////////
// Constantes //
////////////////////
#define ON 1
#define OFF 0

// SPI //
#define MOSI PORTB.5
#define MISO PORTB.6
#define SCK PORTB.7 // Horloge communication serie (SPI)
#define SS PORTB.4
#define CSELECT PORTC.4
#define WSELECT PORTC.5
#define data PINA
#define RTS PORTD.2
#define RXC USR.7

////////////////////
// Prototypes des fonctions //
////////////////////
void InitPorts(void);
char SpiAccess(char adr);
void EcritureSAE(char adr, char data);
void ModeSPI(char);
```

ANNEXE H

DETAILS TECHNIQUES DE L'OXYCAN

En entrée, le capteur fourni par NONIN transmet des données en série à une vitesse de 9600 bauds. Il envoie une trame de trois octets toutes les secondes, où chaque octet est précédé d'un bit de Start et se finit par un bit de Stop. La transmission suit la norme RS 232. Les trois octets qui se succèdent contiennent les informations suivantes :

Octet 1 : octet de statut

- bit 7 : toujours à l'état 1 ;
- bit 6 : à l'état 1, capteur déconnecté ;
- bit 5 : à l'état 1, Out of track ;
- bit 4 : à l'état 1, perfusion lente ;
- bit 3 : à l'état 1, Marginal perfusion ;
- bit 2 : à l'état 1, pulse erroné ;
- bit 1 : bit 0 de la fréquence cardiaque ;
- bit 0 : bit 1 de la fréquence cardiaque.

Octet 2 : la fréquence cardiaque

- Bit 7 : toujours à l'état 0 ;
- Bit 6 : bit 2 de la fréquence cardiaque ;
- Bit 5 : bit 3 de la fréquence cardiaque ;
- Bit 4 : bit 4 de la fréquence cardiaque ;
- Bit 3 : bit 5 de la fréquence cardiaque ;
- Bit 2 : bit 4 de la fréquence cardiaque ;
- Bit 1 : bit 7 de la fréquence cardiaque ;

Bit 0 : bit 8 de la fréquence cardiaque.

Octet 3 : le SaO₂

- bit 7 : toujours à l'état 0 ;
- bits de 0 à 6 : données du SaO₂.

En sortie, le contrôleur CAN de la SmartCAN met en forme les trames au format CAN ; nous lui transmettons seulement le nombre d'octets des données à envoyer, les données elles-mêmes et l'identifiant de trame.

Nous envoyons deux trames distinctes pour donner le taux de saturation en oxygène et la fréquence cardiaque. Elles auront le même identificateur « 4 ». Tous les octets transmis seront sous forme ASCII, même l'octet d'erreur qui sera le caractère « 1 » s'il existe une erreur de mesure, « 0 » sans erreur de mesure. Les données émises auront la forme représentée sur la Figure 78 :

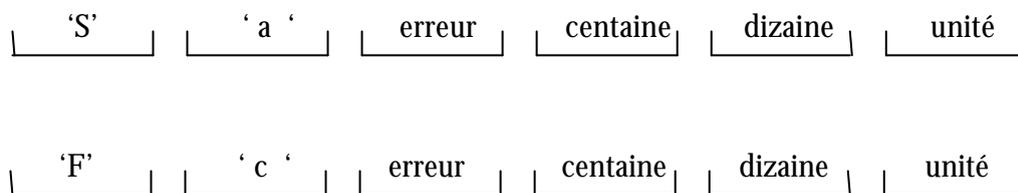


Figure 78 : format des données pour l'OxyCAN.

La taille de la mémoire Flash du microcontrôleur étant de 8Ko et celle de notre programme d'environ 3.2Ko, il peut loger dans le microcontrôleur ATMEL sans problème. D'autre part, étant donné le peu de variables utilisées et une profondeur d'appel de fonction inférieure ou égale à trois, la RAM de 512 octets ne déborde pas sur la pile. L'organigramme décrit à la page suivante suit l'algorithme employé pour traiter les informations provenant du capteur.

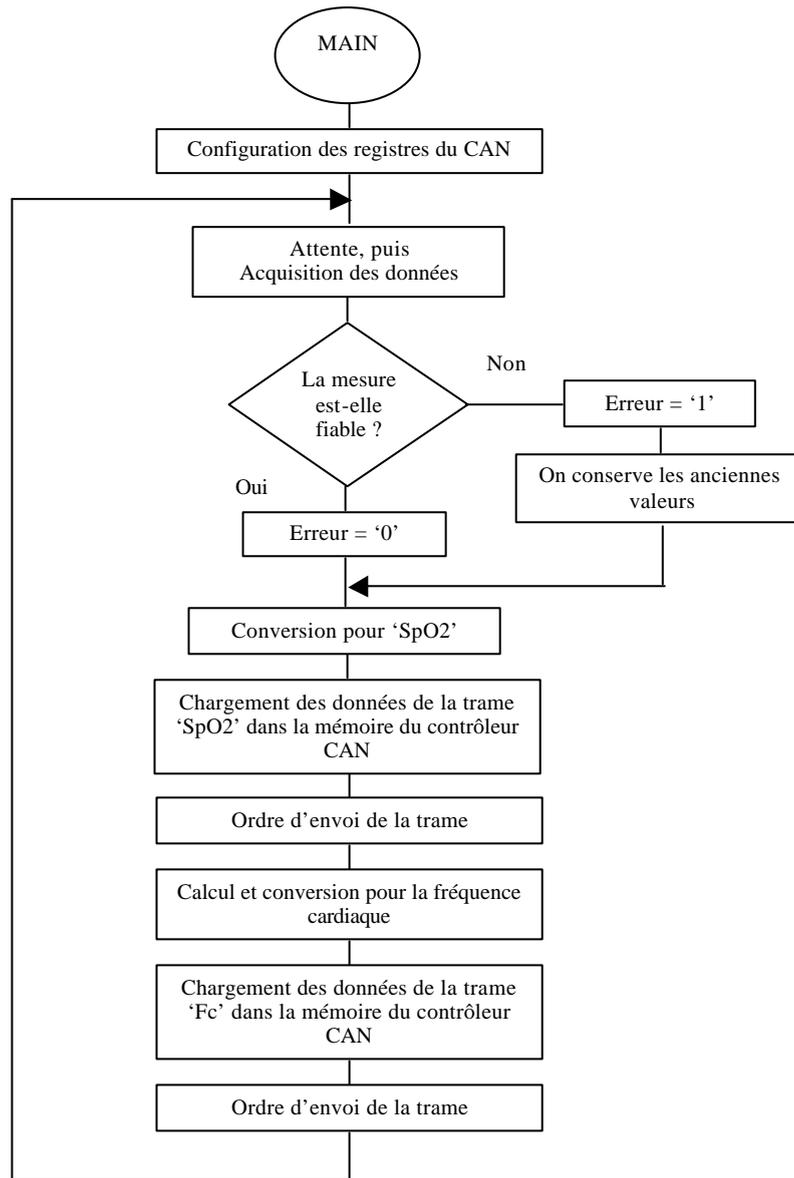


Figure 79 : algorithme du programme de l'OxyCAN.

ANNEXE I

DETAILS TECHNIQUES DU TENSOCAN

Au tout début de la création de l'HIS local, ces traitements de déchiffrement et de conversion étaient effectués au niveau des modules SuivHIS – version 1 et 2 (cf. §4.4.3 et 4.4.4). Nous les avons délocalisés au niveau du capteur. Actuellement, il suffit au module SuivHIS – version 2 (cf. 4.4.4) d'afficher directement les caractères reçus sur l'IHM.

Nous présenterons ici la toute dernière mise à jour du driver : le traitement des données au premier niveau, puis l'envoi des informations sous la forme représentée dans les Figure 80 et Figure 81.

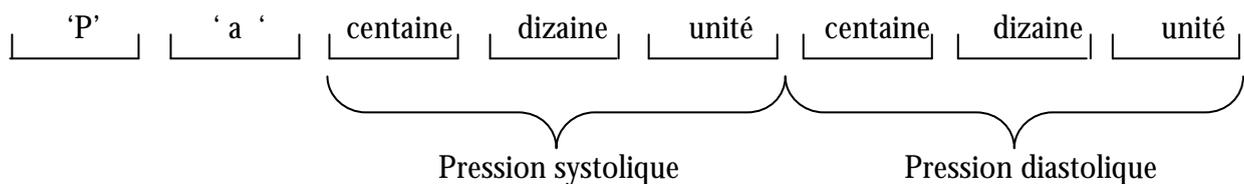


Figure 80 : trame n°1 (« Pa » signifie pression artérielle et se mesure en millimètres de mercure).



Figure 81 : trame n°2 (« Fc » signifie fréquence cardiaque et se mesure en battements par minute).

Au niveau du protocole, le microcontrôleur doit initier la communication en envoyant une séquence spécifique. Le capteur répond alors en envoyant toute la séquence de données qu'il a stockée en mémoire. Tout est transmis sous forme de caractères en code Ascii. Un code d'erreur permet de signaler si l'appareil de mesure est à l'heure « 0 » pour oui, « 1 » pour non.

Au niveau du traitement des données, il a fallu, dans un premier temps, décoder le protocole du capteur qui, bien que fourni par le constructeur, était erroné. Nous avons utilisé un analyseur de protocole pour déchiffrer les trames. Ce protocole est confidentiel. Les octets reçus sont réorganisés pour extraire les valeurs de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque. Une fonction de conversion de données, pour transformer les valeurs binaires en caractères de

'centaine', 'dizaine', 'unité', a dû être implémenté. L'organigramme du programme principal donné à la page suivante montre le déroulement du programme : l'établissement de la communication, l'acquisition des données, le traitement des données et l'envoi des résultats.

Nous pouvons calculer que 217 octets doivent être transmis, se décomposant de la manière suivante : 30 blocs * 7 octets par bloc = 210 octets, plus le bloc des données à l'affichage. Les blocs vides sont remplis de 0. Les fonctions nécessaires pour envoyer les trames sur le CAN sont décrites dans l'annexe D.

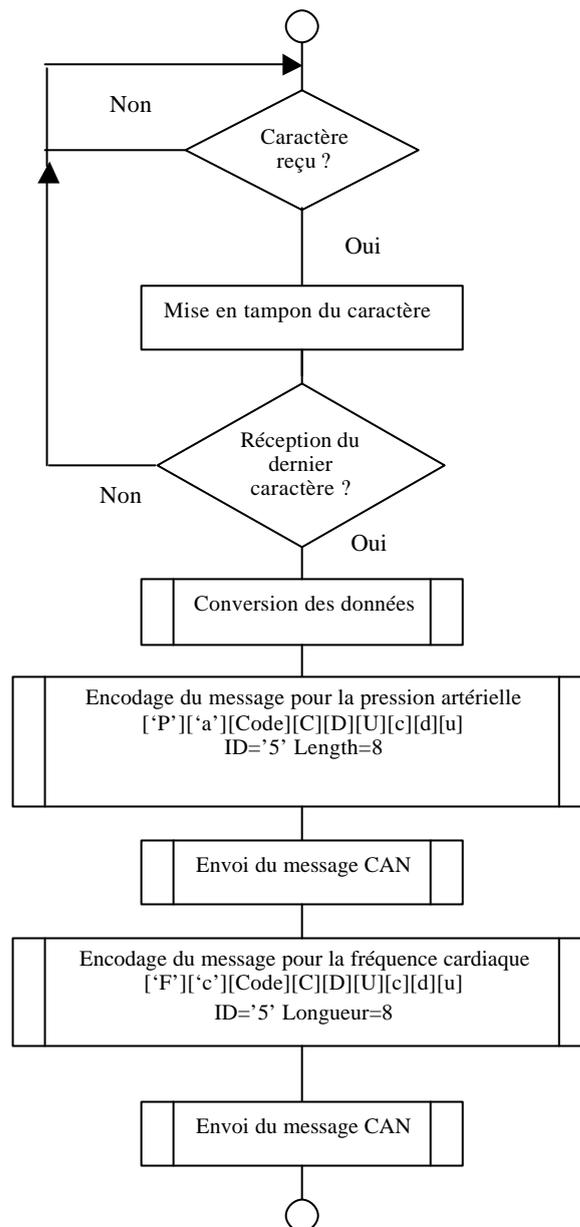


Figure 82 : algorithme simplifié du programme TensoCAN.

ANNEXE J

DETAILS TECHNIQUES DE LA STATION ENVIRONNEMENTALE

Le convertisseur analogique numérique du microcontrôleur permet de transformer la tension en une valeur hexadécimale codée sur dix bits. En fonction des capteurs, nous traitons les informations de différentes façons :

- pour la luminosité, les deux capteurs délivrent une valeur classée suivant les seuils « Vif », « Eclairé » et « Obscur » (cf. Tableau 24 et Tableau 25). Nous utilisons le Tableau 26 de combinaison qui permet d'obtenir un seuil plus sûr à partir des deux seuils de luminosité.

<i>Seuil Photo-résistance</i>	<i>Vif</i>	<i>Éclairé</i>	<i>Obscur</i>
Valeur hexadécimale sortant de ADC	0x00 → 0x10	0x10 → 0x30	0x30 → 0x40

Tableau 24 : combinaison pour la luminosité.

<i>Seuil Photodiode</i>	<i>Vif</i>	<i>Éclairé</i>	<i>Obscur</i>
Valeur hexadécimale sortant de ADC	0x400 → 0x300	0x300 → 0x100	0x100 → 0x000

Tableau 25 : combinaison pour la photodiode.

Remarque : la photodiode délivre une mesure plus précise que la photo-résistance, car elle possède un gain ; elle aura donc la priorité lors de la combinaison des deux seuils.

<i>Photo Résistance</i>	Vif	Vif	Vif	Éclairé	Éclairé	Éclairé	Obscur	Obscur	Obscur
<i>Photo diode</i>	Vif	Éclairé	Obscur	Vif	Éclairé	Obscur	Vif	Éclairé	Obscur
<i>Choix du seuil</i>	Vif n°3	Éclairé n°2	Rien	Vif n°3	Éclairé n°2	Obscur n°1	Rien	Éclairé n°2	Obscur n°1

Tableau 26 : combinaison des seuils de luminosité.

- pour la température, un capteur délivre une tension proportionnelle à la température 10mV/C°. Cette valeur est amplifiée par un AOP non inverseur, avec un gain de vingt. Après la conversion, la valeur de la température est codée sur dix bits. L'affiliation de la température en degrés Celsius, en fonction du résultat de la conversion, est donnée dans le Tableau 27.

<i>Température</i>	10°	11	12	13	14	15	16	17	18
<i>Valeur du convertisseur</i>	0x2DC	0x2DD	0x2DE	0x2DF	0x2E1	0x2E2	0x2E3	0x2E4	0x2E5

19	20	21	22	23	24	25	26	27
0x2E6	0x2E7	0x2E8	0x2E9	0x2EA	0x2EB	0x2EC	0x2ED	0x2EF

Tableau 27 : tableau de conversion de la température.

Les valeurs de température sont proportionnelles aux valeurs du convertisseur : lorsque la température augmente d'un degré, la valeur augmente d'un bit.

- pour l'hygrométrie, nous utilisons un capteur qui nous livre une valeur proportionnelle à l'humidité ambiante. D'après la documentation, sa tension de sortie varie de 1.5V à 3.1V, représentant respectivement 25% à 100%.

Le convertisseur variant de 0 à 5V (de 0x00 à 0x3FF, 1024 points), nous avons dans ce cas :

- 1.5 V → 25% → 0x132 (306) ;
- 3.1V → 100% → 0x278 (632).

On a 326 niveaux pour 75%, ce qui fait 4.34 niveaux pour 1%. Pour plus de précision, nous préférons multiplier par trois toutes les valeurs, afin d'avoir un nombre de niveaux entier pour 1%. Nous avons alors :

- 1.5 V → 25% → 0x396 (918) ;
- 3.1V → 100% → 0x768 (1896).

Nous avons ainsi 978 niveaux pour 75%, ce qui fait 13.04 niveaux (0xD niveaux) pour 1%.

Le nombre de niveaux par pourcentage est beaucoup plus précis. Une fois toutes les mesures et opérations faites, nous écrivons, dans le MES01 (message 1), la trame suivante :

MES01 : L _ T _ _ H _ _

Un message pouvant contenir huit octets de données, le message sera composé comme décrit ci-dessus avec, en premier, la luminosité symbolisée par 'L', suivie de son seuil 'O', 'E', 'V'(représenté par '1', '2' ou '3'), de la température 'T', exprimée en degrés hexadécimaux et, enfin, de l'hygrométrie 'H', exprimée en pourcentage hexadécimal. L'identifiant 10 lui sera assigné.

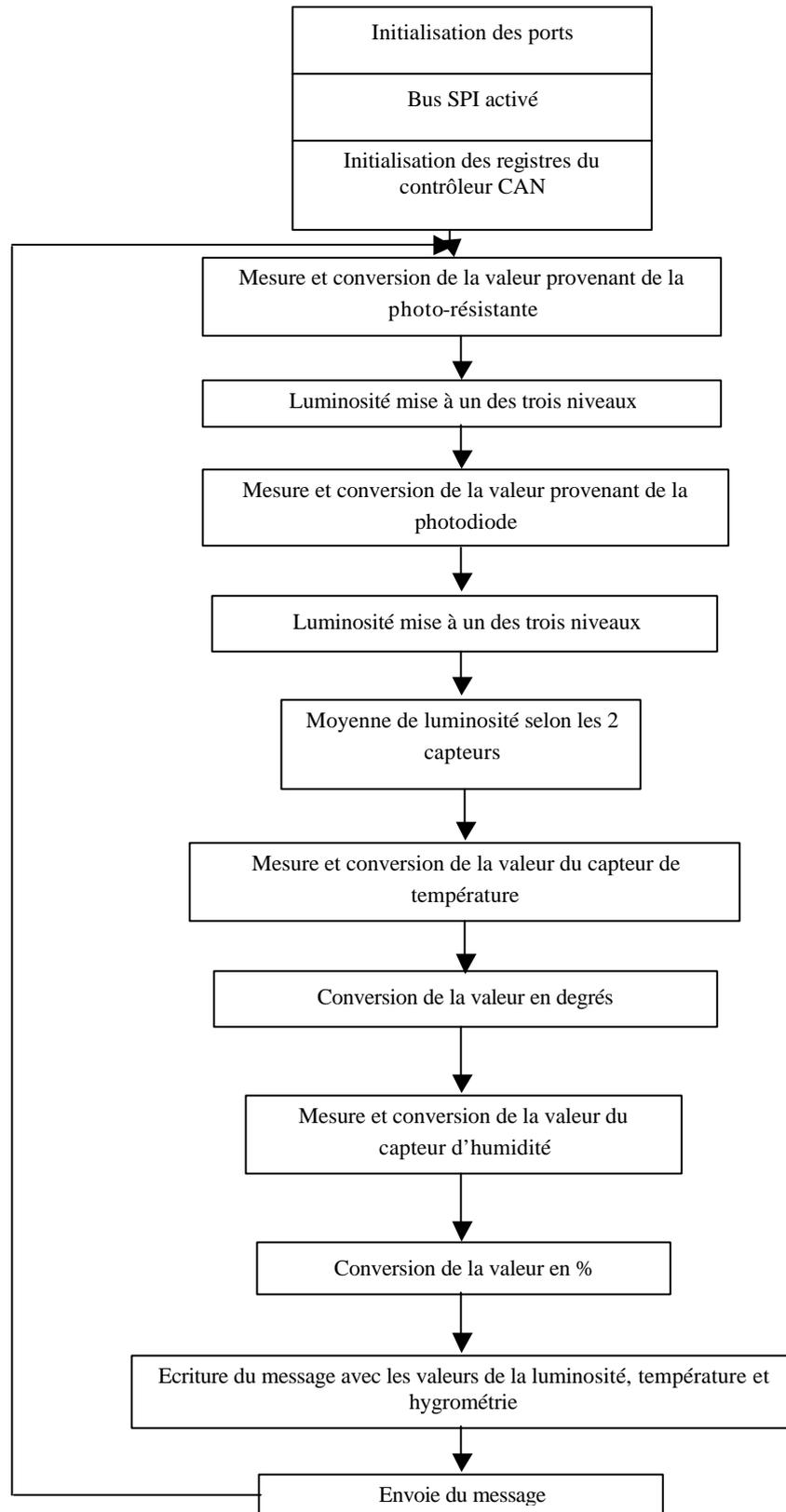


Figure 83 : algorithme simplifié de la station environnementale.

ANNEXE K

DETAILS TECHNIQUES DE LA PROGRAMMATION DES RELAIS

Le but des programmes réalisés est de commander sept relais à distance via le bus CAN (cf. Tableau 28). Cette tâche a été décomposée en deux programmes : l'un pour émettre les commandes destinées aux relais sur le bus CAN depuis un terminal (par l'envoi de message CAN), l'autre pour recevoir ces commandes afin de les interpréter et agir sur les relais.

1 Programme n°1 : envoi du message de commandes pour les relais par le bus CAN

Nous utilisons le module SuivHIS (cf. §4.4.4), pour sélectionner un ou plusieurs relais à actionner. Dans ce cas, des messages sont envoyés jusqu'aux télé-rupteurs qui actionnent les relais par le biais du bus CAN.

<i>Touche du clavier</i>	'1'	'2'	'3'	'4'	'5'	'6'	'7'	'0'
<i>Relais sélectionné</i>	Relais n°1	Relais n°2	Relais n°3	Relais n°4	Relais n°5	Relais n°6	Relais n°7	Aucun Relais

Tableau 28 : commandes des relais.

Nous ne détaillerons pas la configuration des ports de l'AT90S8535 et du SAE81C90 du fait du nombre élevé des registres à configurer, mais exposons l'algorithme :

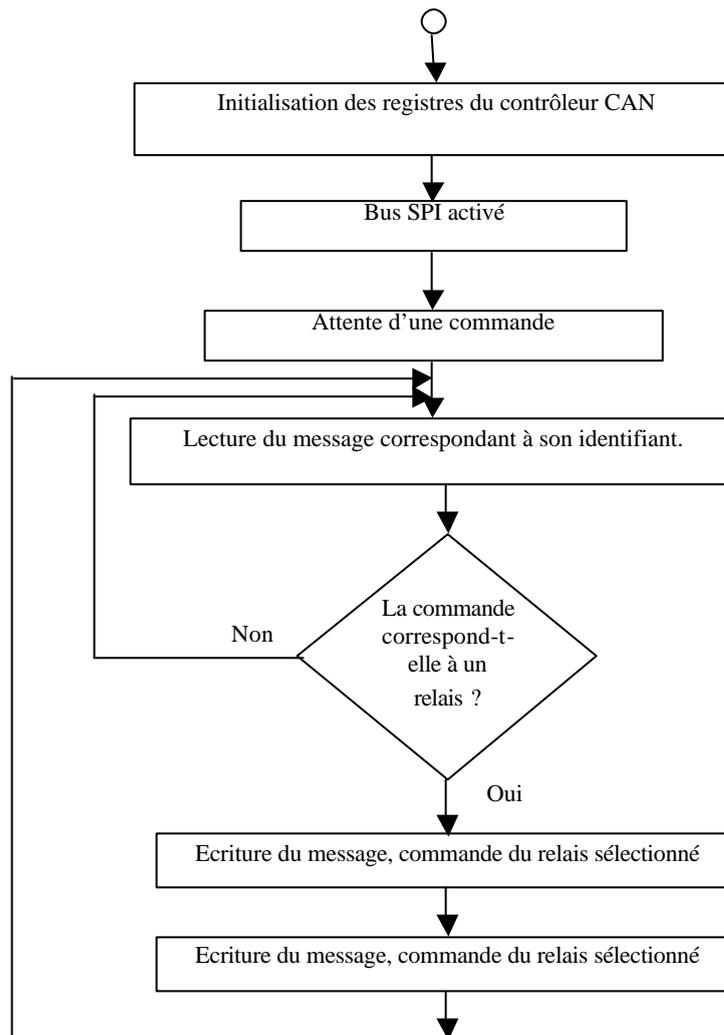


Figure 84 : algorithme de la commande des relais.

2 Programme n°2 : réception du message de commande des relais

Le message de commande des relais est stocké dans la mémoire du contrôleur CAN. Le contrôleur vérifie si l'identifiant du message est semblable au sien. Si c'est le cas, le microcontrôleur lit le message via la liaison SPI, l'interprète et actionne le relais sélectionné.

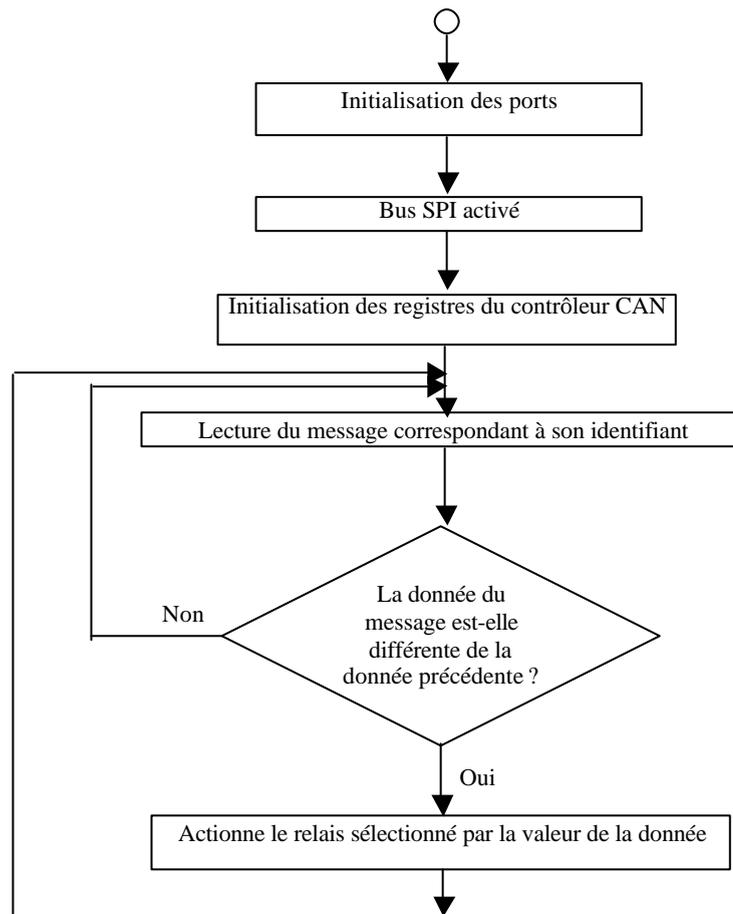


Figure 85 : algorithme du programme.

3 Rappel sur le principe de déclenchement des relais

La carte « effecteurs » dispose d'un réseau de transistors « Darlington » (circuit intégré ULN2003A) pour la commande des relais. Il se compose d'une porte inverseuse pour chaque sortie. Il faut donc +5 volts en entrée pour qu'en sortie, nous disposions d'une masse. Ils sont connectés au Vcc de +5 volts d'un côté et montés en «Pull Up» sur les collecteurs des transistors Darlington : lorsque la base des transistors est commandée, la liaison « Collecteur-Emetteur » se trouve alors saturée, ce qui vient porter la borne du relais au potentiel « 0 volts », et ainsi commander le passage d'un courant dans la bobine du relais. Le traitement numérique de ces conditions analogiques se fait par la mise à 1 ou à 0 de bits adéquats, dans le registre spécifique qui est le port A.

ANNEXE L

DETAILS TECHNIQUES DES REGLES DE DETECTION

Les signaux bruts proviennent des capteurs de présence et aboutissent au port A du microcontrôleur de la SmartCAN. Les numéros des pattes d'arrivée sont différents des numéros des pièces envoyés. Le Tableau 29 : codage des pièces de l'ActiCAN. expose la correspondance entre les numéros des pièces et les broches du port A.

<i>Localisation/Capteur</i>	<i>Numéro de patte</i>	<i>Numéro d'identification</i>
Hors de l'appartement	-	0
Porte d'entrée	6	1
Couloir	5	2
WC	4	7
Salon	3	4
Chambre	2	5
Douche	1	6
Cuisine	0	3

Tableau 29 : codage des pièces de l'ActiCAN.

L'organigramme ci-après détaille le fonctionnement du programme activité_1.1. Il se déroule en trois phases : analyse des données acquises, interprétation et envoi du message sur le CAN le cas échéant. Malgré la multitude des cas, cet algorithme reste simple. Nous précisons simplement le rôle des deux temporisations.

Dans les deux cas, nous faisons appel à la même fonction « temps_test() » qui, par une boucle « for », teste l'activation des capteurs intérieurs pendant une durée ajustée. Dans le premier cas (engagement à False : habitant hors de l'appartement), on cherche à savoir si, une fois la porte d'entrée actionnée, la personne est réellement entrée dans l'appartement. Si aucun capteur intérieur n'est activé pendant les vingt secondes suivant l'action sur la porte, nous en déduisons que personne n'est entré dans l'appartement. L'autre cas est utilisé lors de la sortie : une fois la porte fermée, la SmartCAN vérifie pendant vingt secondes que la personne a bien quitté les lieux. Cette deuxième temporisation est la base de la réinitialisation du système, puisqu'elle permet de

sortir du mode « Standby » et de réinitialiser le système. De manière générale, dès que la personne sort de l'appartement et que la donnée de la trame envoyée est '0x00' (vingt secondes après), le système est réinitialisé.

La fonction « identification » transforme le port d'entrée en un numéro de pièce.

Les informations redondantes sont filtrées au début du programme, pourtant, lorsque la personne sort puis revient, elle actionne deux fois de suite la porte d'entrée et il ne faut pas filtrer cette information. C'est pourquoi nous masquons l'action sur la porte d'entrée, lorsque l'on valide la sortie (fait dans la fonction « temps_test() »).

La principale imperfection du programme est le déclenchement intempestif du mode « Standby », la priorité étant donnée à la qualité des mesures. Exemple de situation : la personne sort, s'aperçoit qu'elle a oublié quelque chose, et ré-rentre avant la fin des vingt secondes. Dans ce cas, le mode « Standby » se déclenche inopinément. Cependant, ceci n'est pas forcément un inconvénient, car, dans la situation décrite, la personne ne fait qu'un court passage dans le logement, et le système se réinitialise juste après sa sortie « réelle ».

Autre exemple : si le locataire ouvre la porte (au facteur par exemple) puis la referme tout en restant à l'intérieur, alors le mode « Standby » se déclenche.

L'évolution possible du système qui pallierait ces anomalies passe par une meilleure détection des cas où des invités entrent. On peut imaginer qu'un microphone placé à l'entrée de l'appartement, sensible à la hausse du « bruit » généré par la visite, empêche des déclenchements intempestifs. La

Figure 86 présente l'organigramme du programme de l'ActiCAN.

détection de situations à risque et l'aide à la décision

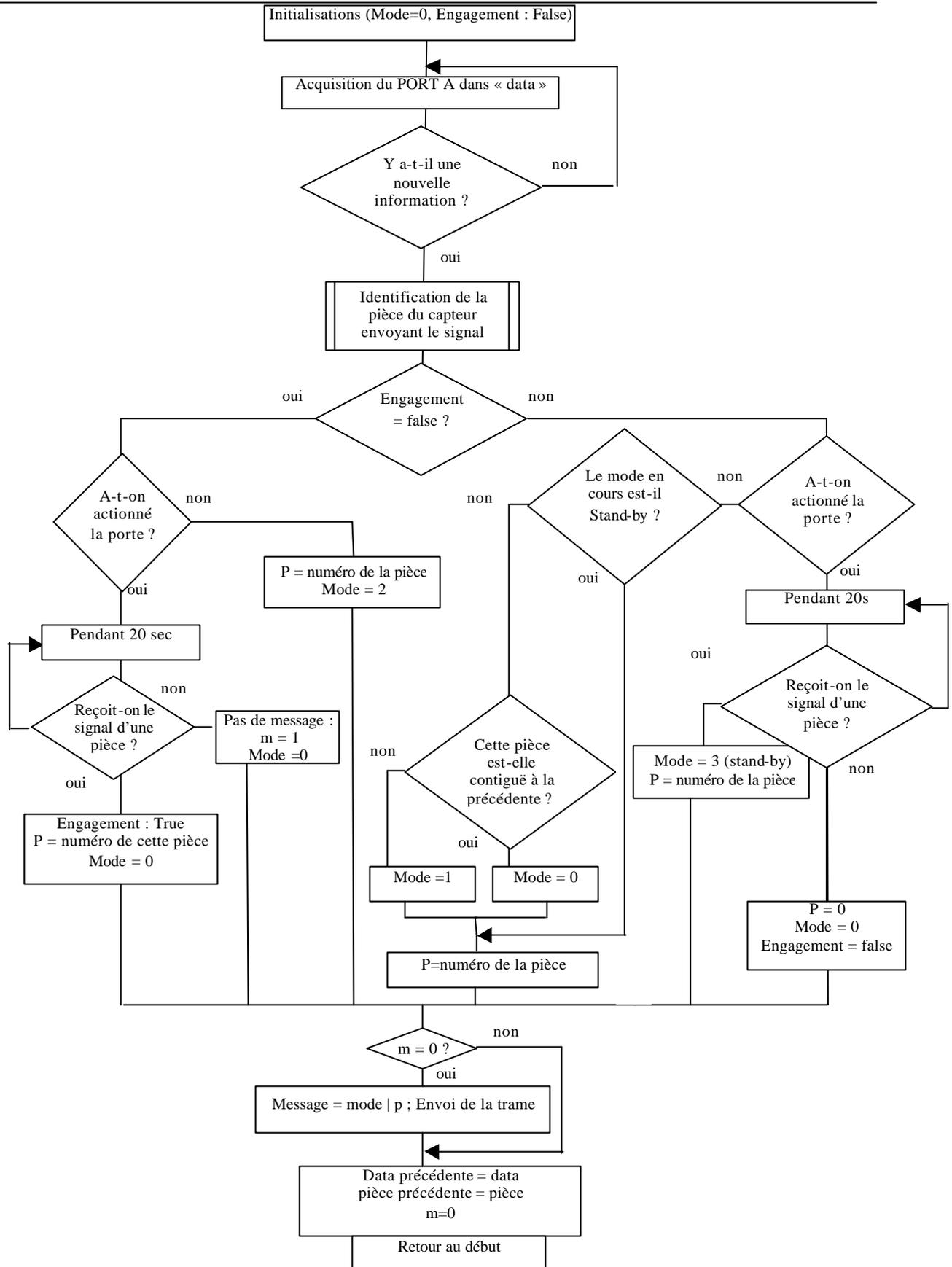
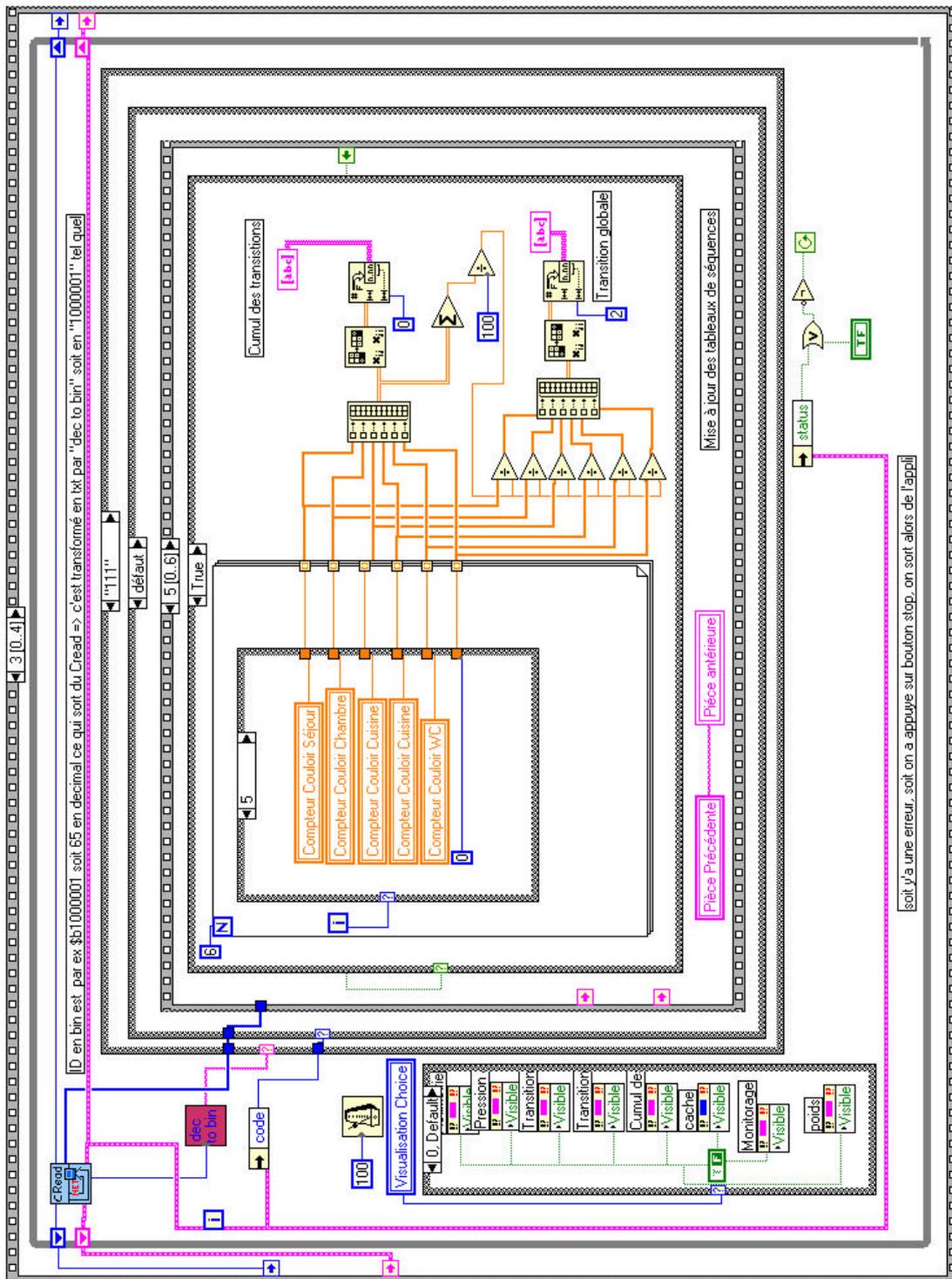


Figure 86 : organigramme du programme de l'ActiCAN

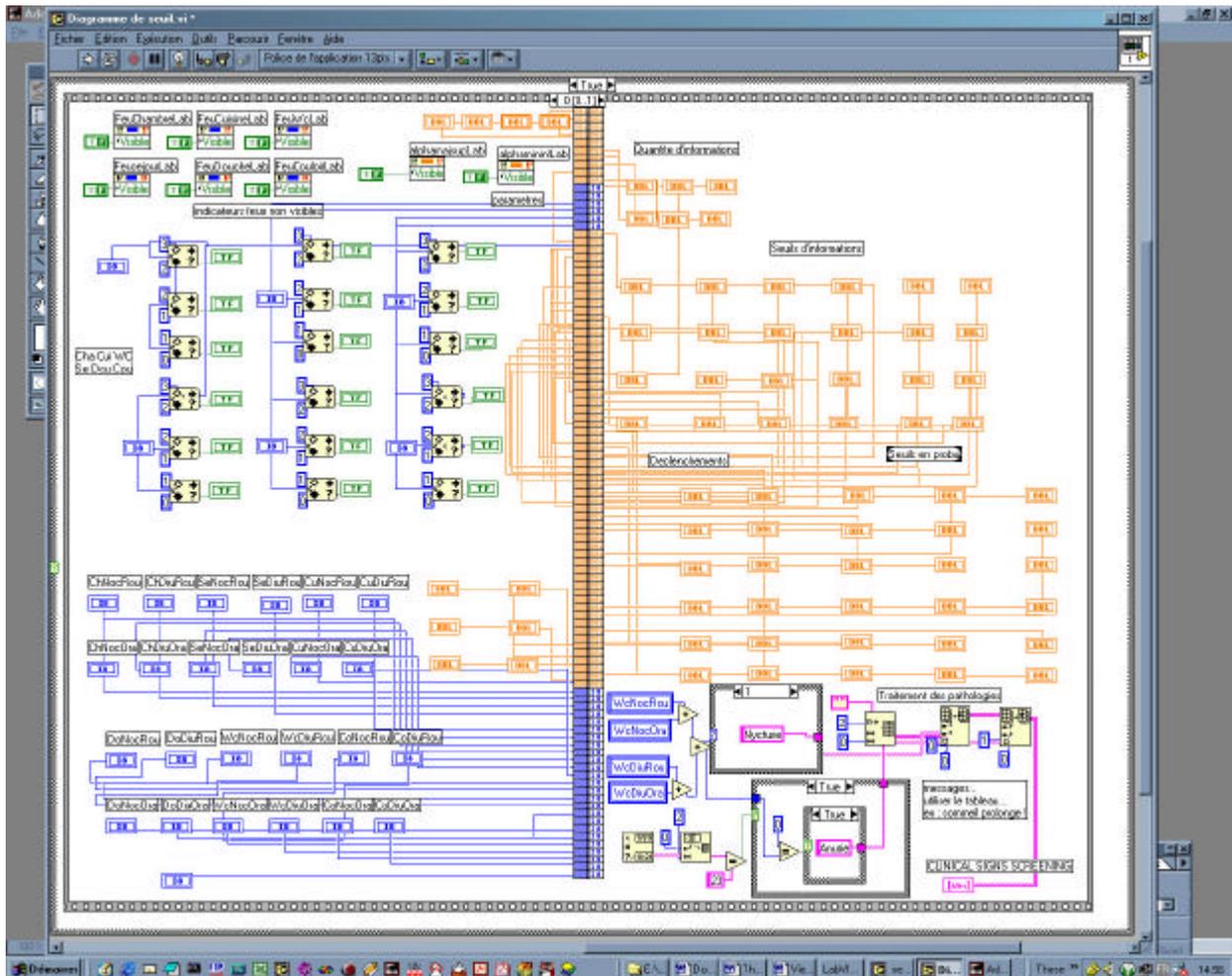
ANNEXE M

UTILISATION DU VI « CREAD » DANS LE MODULE SUIVHIS – VERSION 1



ANNEXE N

LE CODE INTERFACE NODE (CIN) DANS LE MODULE SAMCAD - VERSION 1



ANNEXE O

LE SYSTEME D'ANALYSE DU SON

1 Introduction

Cet annexe décrit le travail réalisé en collaboration avec l'équipe GEOD du laboratoire CLIPS, qui étudie le domaine de la surveillance audio. Nous le présentons en annexe car il est trop préliminaire pour être présenté au sein de la thèse. L'idée est d'installer des microphones enregistrant les sons (paroles ou bruit) dans l'appartement. Au cours du développement de l'HIS local, nous nous sommes aperçus que certaines situations pouvaient ne pas être prises en compte. Ainsi, si un patient est dans l'incapacité de bouger (par exemple, le système peut penser que le sujet se repose sur son lit) et qu'il soit dans une situation de détresse, il peut appeler à l'aide, et déclencher une alerte par activation de la surveillance audio. L'apport de la dimension du son dans le SID² permet de doubler la détection du patient dans une pièce (diminution du taux de fausses alertes) et d'accéder à des informations, même si la personne est immobile. Ainsi, l'équipe GEOD détecte toute une gamme de signaux de détresse (gémissements, appels à l'aide, etc.) et les répertorie dans une base. Ces signaux sont alors mis à disposition du SID² pour augmenter et améliorer, à partir d'une fusion d'information, le nombre et la qualité des procédures de déclenchement d'alertes. Cette section expose la communication établie entre le système audio et le SID² [83][84].

2 Présentation rapide du système audio

Le système audio, et tout ce qui le constitue, peut être considéré comme un unique capteur intelligent pour le système SID². A l'image des capteurs volumétriques, des microphones ont été installés dans chaque pièce de l'appartement, pour détecter des cris ou des sons critiques. Ces microphones sont reliés à un PC esclave, lui-même relié au PC maître (le poste patient) du SID². Le PC esclave contient une carte d'acquisition audio multi-canaux, de type PCI 6034E (National Instruments) avec huit entrées différentielles ainsi qu'une application de supervision du son. L'acquisition s'effectue à une fréquence d'échantillonnage de 16KHz, une fréquence généralement utilisée dans les applications dédiées à la parole et à l'audio. Des fonctions de bas niveau [85] sont utilisées pour guider l'acquisition et traiter les signaux. La référence [86] décrit en

détails le système audio. Au niveau des traitements, le système d'analyse sonore surveille en permanence les canaux sonores en vue de détecter l'apparition d'un événement sonore dans le bruit environnemental. Chaque fois qu'un événement est détecté, une première classification de type « parole » ou « son de la vie courante » est opérée.

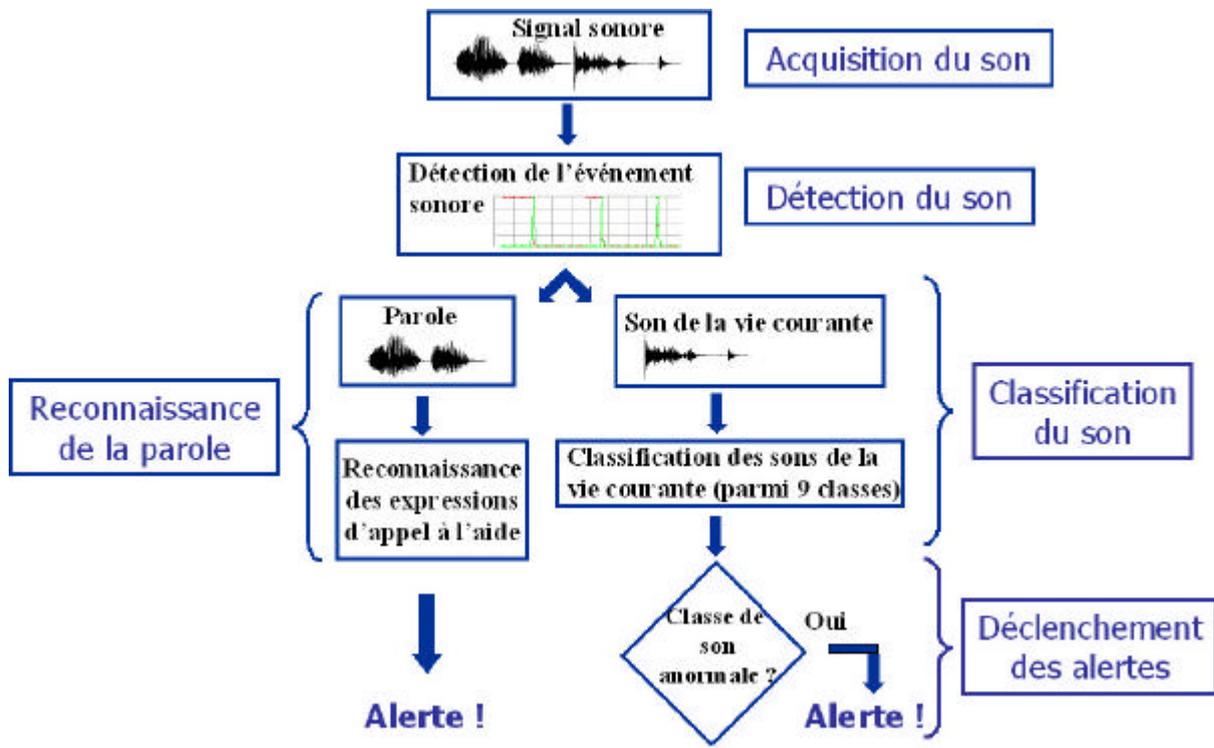


Figure 87 : schéma du système d'extraction des informations sonores.

Dans le cas de la parole, un système de reconnaissance d'expressions d'appels au secours est activé. Dans le cas d'un son de la vie courante, le système utilise alors une classification fondée sur un modèle de mélange de distributions gaussiennes (GMM) (cf. Tableau 30). Si une expression de type « appel au secours » ou si une classe de son anormale sont détectées, un message d'alerte contenant le type d'événement, le temps, l'emplacement de détection et le signal est transmis par le bus CAN au poste patient qui gère la fusion de données et les procédures de déclenchements d'alerte. La surveillance des canaux, la détection des événements sonores et l'envoi des informations sur le bus CAN sont implémentés en temps-réel. La classification des sons s'effectue en tâche de fond. La classification « parole » ou « son de la vie courante » et la reconnaissance des expressions d'appel au secours sont en phase d'implémentation.

<i>Bruit</i>	<i>Parole</i>
Claquement de porte Verre cassé Sonnerie de téléphone	« au secours »
Pas Cris Chute	« à l'aide »
Vaisselle Homme seul : ronflement, toux Serrure de porte	« aide-moi »

Tableau 30 : différentes classes de sons et de parole pouvant être identifiées par le système audio.

3 Communications entre le SID² et le système audio

Au tout début des installations du système audio en 2000, le PC esclave ne possédait pas de carte PCI-CAN/2 d'instrumentation. Autrement dit, il ne pouvait pas communiquer avec le SID² par le réseau CAN. Pour établir un pont entre ces deux systèmes, nous utilisons le réseau Ethernet et le protocole TCP/IP pour synchroniser les deux systèmes (un signal était envoyé depuis le poste patient au système audio). Cette synchronisation était essentielle pour procéder à des expérimentations simultanées, donc corrélées.

Plus tard, une carte PCI-CAN/2 a été ajoutée dans le PC esclave. Deux routines d'émission/réception ont alors été intégrées dans les deux systèmes, afin d'établir une communication bilatérale pour remplacer le système « TCP/IP » précédent. Cet échange d'information s'effectue maintenant par le biais du réseau CAN (cf. Figure 88 et Figure 89) [87][88][89].

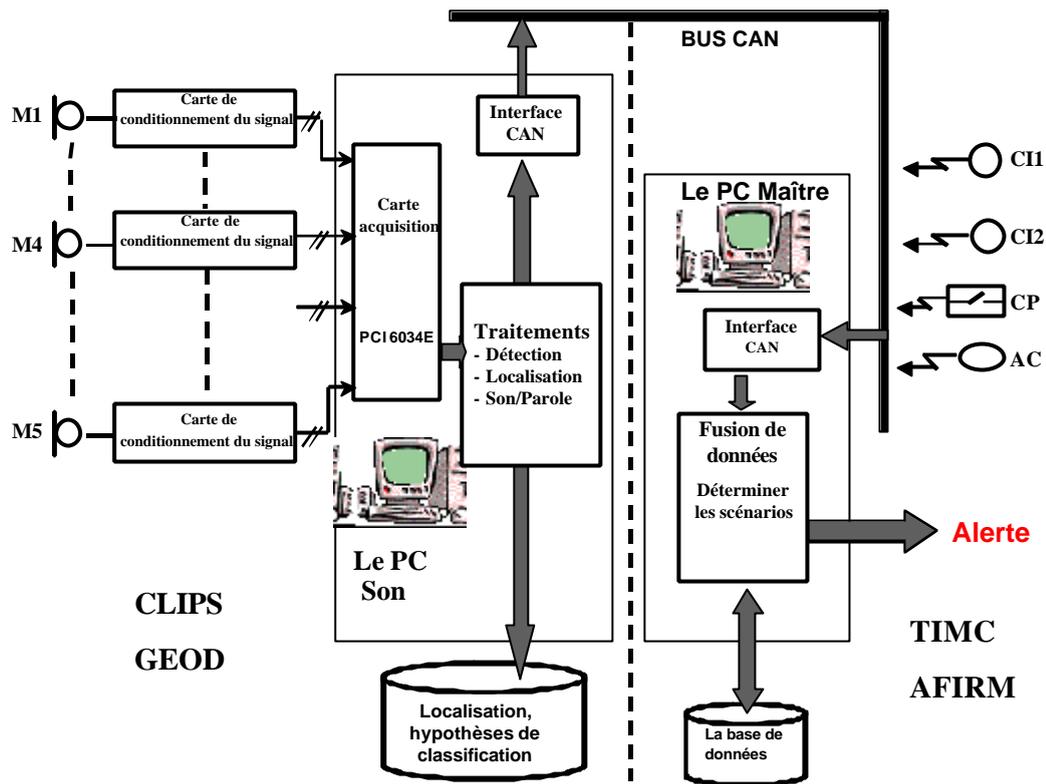


Figure 88 : communication entre le PC maître et le PC esclave.

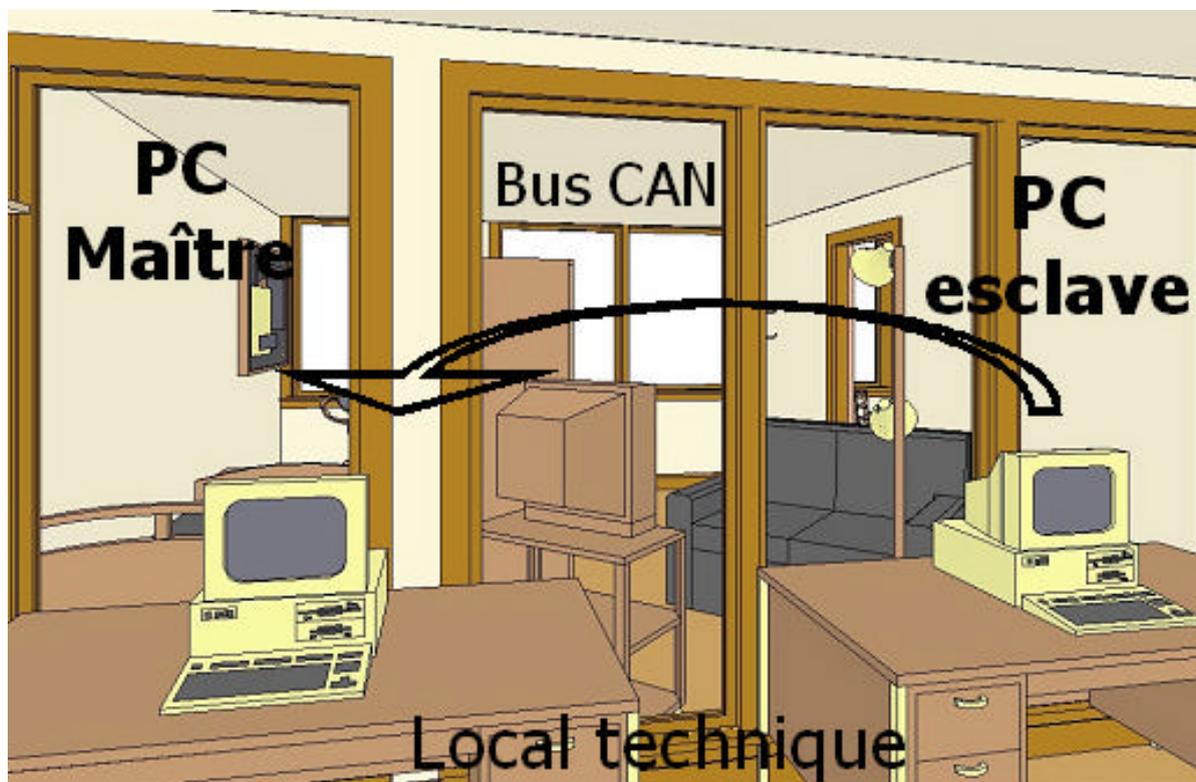


Figure 89 : vue 3D de la communication entre le SID² et le système d'analyse du son.

La structure de données pour la transmission des informations du son est la suivante :

- une caractéristique (un vecteur de 256 caractères ASCII selon le Tableau 31) ;
- un drapeau (un caractère ASCII selon le Tableau 32) ;
- un horodatage de la détection sonore : Jour, Mois, An, Heure, Minute (de type entier - int) et Seconde (de type réel - double).

<i>Type d'événement</i>	<i>Classe 1</i>	<i>Confiance 1</i>	<i>Classe 2</i>	<i>Confiance 2</i>	<i>Classe 3</i>	<i>Confiance 3</i>
Bruit	Chute	90%	Claquement de porte	7%	Bruits de verre	3%
Parole	Au secours	95%	A l'aide	4%	Aide-moi	1%

Tableau 31 : codage du champ caractéristiques.

<i>Valeur</i>	<i>Signification</i>
0	Alerte !
1	Trame de synchronisation
2	Parole
3	Son de la vie courante
4	Un fichier d'extension « .wav » va être transmis dans les trames suivantes

Tableau 32 : codage du champ « drapeau ».

L'identification du capteur sur le bus CAN a été fixée à 6 (valeur faible à cause de l'importance des informations, cf. Tableau 3 page 73). Ces informations sont transmises sur le bus CAN en 41 trames. Le premier octet de données de chaque trame contient le numéro de la trame, les sept suivants les données. La Figure 90 représente la séquence de transmission des données. Pour ces 41 trames de bus CAN d'un octet de données chacune à transmettre, le temps de transmission est de l'ordre de quelques dizaines de secondes.

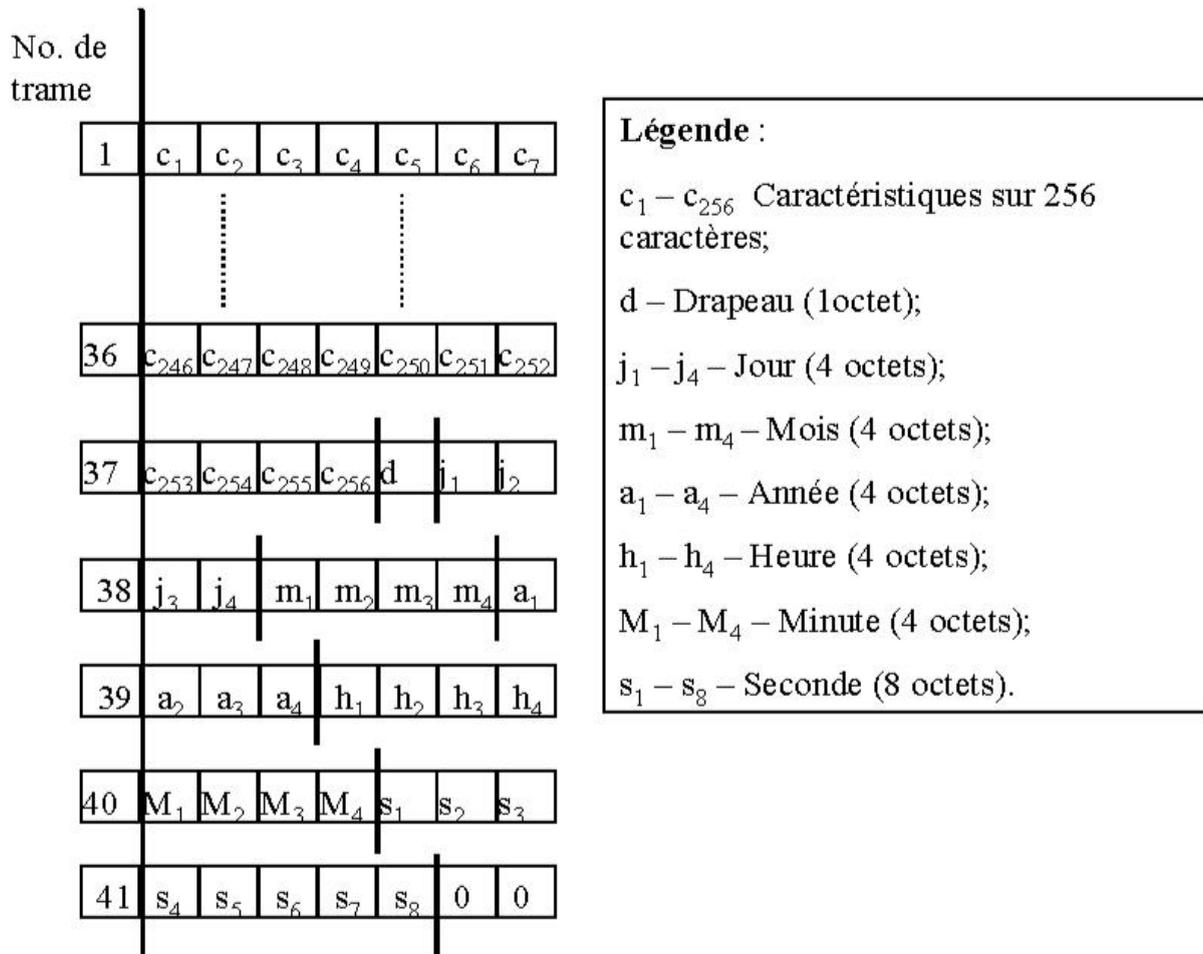


Figure 90 : séquence de transmission des données pour les informations sonores.

Dans le cas de l'envoi d'un message d'alerte, le PC esclave envoie en parallèle, jusqu'au poste patient, un fichier d'extension « *.wav » contenant le son qui a provoqué l'alerte pour que l'opérateur puisse se rendre compte de lui-même de l'enregistrement. L'identification du capteur sur le bus CAN a été fixée à 512 (modifiable ultérieurement). Etant donné que nous avons codé le numéro de la trame sur deux octets, ceci permet d'envoyer au maximum 65536 trames avec seulement six octets de données par trame. Les quatre premières trames contiennent le nom du fichier (limité à 24 caractères), la cinquième la longueur du fichier en octets et les trames suivantes les données du fichier (cf. Figure 88).

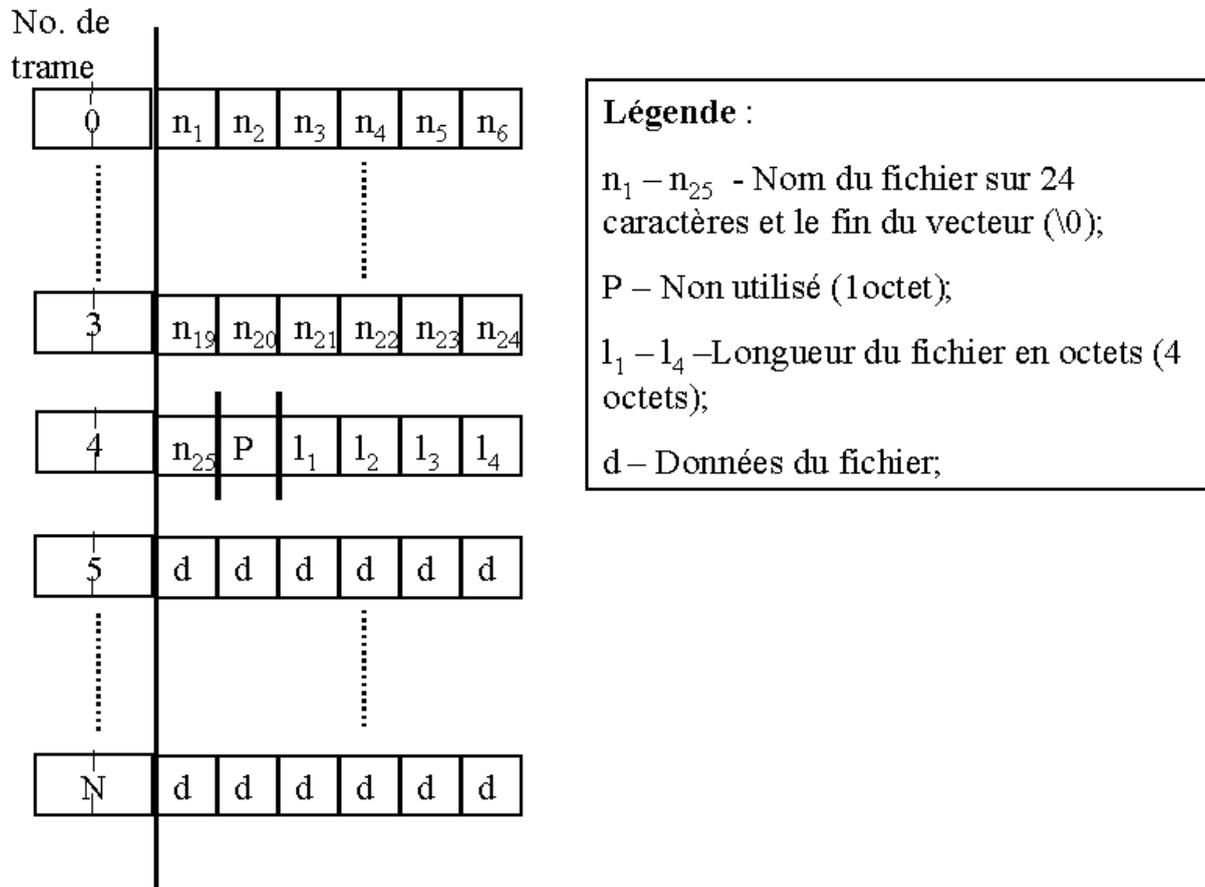


Figure 91 : séquence de transmission des données pour le fichier son.

Les délais de transmission du fichier sont longs (cf. Tableau 3). Pour 10 secondes de son (la durée d'un événement sonore), un fichier de 312Ko doit être transmis. En réalité, nous devons envoyer 53252 ($312\text{ko}/(6 \text{ octets utiles/trame})=53248 \text{ trames}$) trames de données, ce qui donne un temps de transmission de plusieurs minutes.

ANNEXE P

LISTE DES PUBLICATIONS

Revues internationales à comité de lecture

G. Virone, N. Noury and J. Demongeot, "A system for automatic measurement of circadian activity deviation in telemedicine," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 12, pp. 1463-1469, Dec. 2002.

J. Demongeot, G. Virone, F. Duchene, G. Benchetrit, T. Herve, N. Noury and V. Rialle, "Multi-sensors acquisition, data fusion, knowledge mining and triggering in health smart homes for elderly people," *C. R. Biologies 325. Académie des sciences / Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS*, pp. 673-682, 2002.

N. Noury, G. Virone, J. Ye, V. Rialle et J. Demongeot, «Nouvelles Directions en Habitats Intelligents pour la Santé », *revue ITBM-RBM*, vol. 24, pp. 122-135, 2003.

V. Rialle, N. Noury, L. Bajolle, J-P. Lamy, G. Virone, F. Duchêne, N. Moha, J. Demongeot, "Le concept d'Habitat Intelligent pour la Santé : considérations techno-scientifiques pour un service médico-social", *Revue de Gériatrie*, vol. 28 (5), pp. 403-416, 2003.

G. Virone, B. Lefebvre, N. Noury and J. Demongeot, "A Mathematical Approach to Model Daily Activities and Physiological Rhythms for Computer Simulation and Data Fusion," (soumis).

Conférences internationales avec comité de lecture et publication des actes

G. Virone, N. Noury, J.P. Thomesse, V. Rialle and J. Demongeot, "A Home Health Information System based on the CAN fieldbus," in Proc. FeT'2003 "5th IFAC International Conference on Fieldbus Systems and their Applications," Aveiro, Portugal, pp. 23-28, July 2003.

N. Noury, P. Barralon, G. Virone, P. Rumeau and P. Boissy, "Un capteur intelligent pour détecter la chute – Fusion multi-capteurs et décision à base de règles", 3^{ème} Colloque Interdisciplinaire en Instrumentation, C2I 2004 Ecole Normale Supérieure, Cachan, janvier 2004 (sous presse).

G. Virone, D. Istrate, M. Vacher, N. Noury, J.F. Serignat and J. Demongeot, "First Steps in Data Fusion between a Multichannel Audio Acquisition and an Information System for Home Healthcare," *IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology"*, Cancun, Mexique, pp. 1364-1367, Sept. 2003.

D. Istrate, G. Virone, M. Vacher, E. Castelli and JF. Serignat, "Communication between a Multichannel Audio Acquisition and an Information System in a Health Smart Home for Data Fusion," *7th IASTED International Conference on Internet and Multimedia Systems and Applications*, Hawaii, USA, Août 2003 (sous presse).

N. Noury, P. Barralon, G. Virone, P. Boissy, M. Hamel and P. Rumeau, "A Smart Sensor Based on Rules and its Evaluation in Daily Routines," *IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology"*, Cancun, Mexique, pp. 3286-3289, Sept. 2003.

N. Noury, A. Tarmizi, D. Savall, P. Boissy, P. Barralon, G. Virone and P. Rumeau, "A smart sensor for fall detection in daily routine," in Proc. SICICA 2003 "5th IFAC International Symposium on Intelligent Components and Instruments for Control Applications," Aveiro, Portugal, July 2003.

G. Virone, B. Lefebvre, N. Noury and J. Demongeot, "Modeling and Computer Simulation of physiological Rhythms and Behaviors at Home for Data Fusion Programs in a Telecare System," in Proc. HealthCom 2003 "5th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Santa Monica, USA, pp. 118-127, June 2003.

N. Noury, G. Virone and T. Creuzet, "The Health Integrated Smart Home Information System (HIS²): Rules Based System for the Localisation of a Human," in Proc. *IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology"*, Madison, USA, pp. 318-321, May 2002.

G. Virone, N. Noury and J. Demongeot, "The Health Integrated Smart Home Information System (HIS²): Monitoring the Nycthemeral Circadian Rhythms Divergences," in Proc. HealthCom 2002 "4th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Nancy, France, pp. 57-62, June 2002.

N. Noury, G. Virone, P. Barallon, J. Ye, V. Rialle and J. Demongeot, "New Trends in Health Smart Homes," in Proc. HealthCom 2003 "5th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," Santa Monica, USA, pp. 111-117, June 2003.

N. Noury, V. Rialle and G. Virone, "The telemedicine home care station: a model and some technical hints," in Proc. HealthCom 2001 "3rd International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," F. Patricelli and P.K. Ray (eds), SSGRR, L'Aquila, Italy, pp. 37-40, June 29-July 01 2001.

N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, C. Cingala, E. Gouze and E. Mercier, "Wireless ambulatory acquisition of high resolution physiological signals," in Proc. *ETC 2000 "European Telemetry Conference"*, German Society of Telemetry (eds), Garmisch Partenkirchen, Germany, pp. 199-204, May 2000.

N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, E. Mercier, "Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors," in Proc. *IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology,"* Lyon, France, pp. 607-610, Oct. 2000.

J.P. Thomesse *et al.*, (dont G. Virone), "Integrated Information Technologies for patients remote follow-up and homecare," in Proc. HealthCom 2001 "3rd International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry," F. Patricelli and P.K. Ray (eds), SSGRR, L'Aquila, Italy, pp. 3-15, June 29-July 01 2001.

Conférences avec actes

G. Virone et N. Noury, « Télésurveillance Automatique de l'activité dans un Habitat Intelligent pour la Santé », *Actes des 9ème Journées Francophones d'Informatique Médicale*, Springer-Verlag (eds), Québec, Canada, pp. 519, Mai 2002 (*deuxième prix du concours de présentation par affiche*).

J.P. Thomesse *et al.*, (dont G. Virone), « TIISSAD : Technologies de l'Information Intégrées aux Services des Soins A Domicile », *Journée AIM 2001 : « Télémédecine et eSanté »*, Paris, juin 2001.

Rapports

G. Virone, « Système de mesure ambulatoire du rythme cardiaque fœtal pour la télémédecine », Mémoire de Recherche, DEA de Modélisation et d'Instrumentation en Médecine et Biologie, Laboratoire TIMC, Grenoble, 1999.

G. Virone, « Système de communication pour l'acquisition et la stimulation de Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) », rapport de Maîtrise Electronique Electrotechnique Automatique, Laboratoire TIMC, Grenoble, 1998.

GLOSSAIRE

A

- ADL : Activity of Daily Living (nom anglais de AVQ).
ADSL : Asymmetrical Digital Subscriber Line.
AFIRM : Acquisition, Fusion d'Information et Réseaux pour la Médecine.
API : Application Programming Interface.
ALTIR : Association lorraine pour le Traitement de l'Insuffisance Rénale.
AVQ : Activité de la Vie Quotidienne.

B

- BSN : Bed Side Node.

C

- CAN : Controller Area Network.
CCAS : Centre Communal d'Action Sociale.
CIN : Code Interface Node.
CISC : Complex Instruction Set Computer (Ordinateur à jeu d'instruction complexe).
CLIPS : Communication Langagière et Interaction Personne-Système.
CMS : Composants Montés en Surface.
CNIL : Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés.
CRC : Cyclic Redundance Surface.
CSMA : Carrier Sense Multiple Access.
Cygwin : ensemble de logiciels de développement GNU permettant de porter des applications de Windows sur Unix.

D

- DLL : Dynamic Link Library.
DPA : Dialyse Péritonéale Automatisée.
DPCA : Dialyse Péritonéale Continue Ambulatoire.
DSP : Digital Signal Processing.
DTD : Document Type Declaration.

E

- ECG : ElectroCardioGramme.
EHPAD : Etablissement d'Hébergement pour Personnes Agées Dépendantes.

F

FFT : Fast Fourier Transform (transformée de Fourier rapide).

G

GBF : Générateur Basse Fréquence.

GCC : GNU Compiler Collection.

GEOD : Groupe d'Etude sur l'Oral et le Dialogue.

GIAC : G is Algebra Computer.

GMCAO : Gestes Médicaux-Chirurgicaux assistés par Ordinateur.

GNU : G is Not Unix.

H

HAD : Hospitalisation A Domicile.

HIS : Habitat Intelligent pour la Santé.

HIT : Habitat Intelligent en Télésanté (équivalent québécois de l'HIS).

HIS² : Health Integrated Smart Home Information System (nom anglais du SID²).

HIS externe : partie externe du système SID² (lien vers l'Internet).

HIS local : partie locale du système SID².

I

IADL : Instrumental Activities of Daily Living (nom anglais de IAVQ).

IAVQ : Activité Instrumentale de la Vie Quotidienne.

IHM : Interface Homme Machine.

ISDN : Integrated Services Digital Network. RNIS, en français.

ISM : Intermediate Service Module.

ISO : International Standards Organisation.

L

Labview™ : outils de développement logiciel en langage G (graphique).

LabCVI™ : outils de développement logiciel en environnement ANSI C.

LAN : Local Area Network.

LCD : Liquid Crystal Display (affichage à cristaux liquides).

LogHIS : partie logicielle de l'HIS local.

LON : Réseau Opérationnel Local.

LORIA : Laboratoire Lorrain d'Informatique et ses Applications.

M

MARC : Medical Automatic Research Center.

MatHIS : partie instrumentation du système HIS local.

MISO : Master In Slave Out.

MOSI : Master Out Slave In.

N

NRZI : Non Return to Zero Inverted.

NTIC : Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication.

O

Octave : langage de haut niveau pour le calcul numérique.

OSI : Open Systems Interconnection.

P

PDA : Personal Digital Assistant.

PC : Personal Computer.

PCB : Printed Circuit Board (carte électronique, circuit imprimé).

PIN : Personal Identification Number.

PSTN : Public Switched Telephone Network (Réseau téléphonique public commuté).

R

R : logiciel libre de calculs statistiques distribué sous la licence GNU (General Public Licence).

RCA : Rythme Circadien d'Activité.

RCF: Rythmes Cardiaque Fœtal.

RMI : Remote Method Invocation.

RISC : Reduced Instruction Set Computer (ordinateur à jeu d'instruction réduit, plus rapide que les CISC).

RTS : Request to Send.

RTC : Réseau Téléphonique Commuté.

RTR : Remote Transmission Request.

S

SaO₂ : taux de saturation en oxygène dans le sang.

SAMCAD : System for Automatic Measurement of Circadian Activity Deviations (système de mesure automatique des déviations du rythme circadien d'activité, en français).

Scilab : logiciel scientifique pour les estimations numériques.

SDS : Serveur Domotique Santé.

SID²: Système d'Information Domotique-Santé Intégré à Domicile.

SimuHIS : simulateur de l'HIS local (MatHIS+traitements de SuivHIS).

SmartCAN : nom donné à la carte d'interfaçage des capteurs intelligents avec le réseau CAN.

SPI : Serial Peripheral Interface.

SuivHIS : module de suivi du patient dans l'appartement de l'HIS local.

T

TDS : Terminal Domotique Santé.

TIMC : Technique de l'Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition.

TISSAD : Technologies de l'Information Intégrée aux Services des Soins A Domicile.

Transceiver : contrôleur de ligne ou transcepteur.

U

UART : Universal Asynchronous Receiver Transmitter.

UQAM : Université du Québec A Montréal.

USB : Universal Serial Bus.

X

XML : eXtensible Markup Language.

W

WEB ou WWW : World Wide Web.

WIFI : Contraction de « WIreless FIdelity », système de communication radio 802.11.

INDEX

- A**
- Actifœtus, 95
Actimétrie, 9, 89, 95, 113
ADL, 29, 44, 52, 59, 185, 257
ADSL, 20, 32, 56, 257
AFIRM, 8, 39, 257
AIVQ, 52
AVQ, 52, 257
- B**
- BdHIS, 131, 147, 165, 172
Bluetooth, 34, 60, 177
- C**
- CAN, 67, 68, 70, 72, 73, 75, 77, 78, 81, 100, 101, 102,
148, 149, 153, 185, 194, 195, 207, 211, 213, 214,
215, 216, 220, 224, 228, 233, 234, 237, 246, 247,
249, 250, 253, 257
CAN Network Interface Object, 148
CAN Object, 148
CAN-PCI/2, 177
CarerNet, 29, 30, 183
CIN, 159, 243, 257
Cygwin, 127
- E**
- EHPAD, 24, 25, 257
Empowerment, 52
- F**
- Fading de Rayleigh, 69, 86
- G**
- GEOD, 8, 245
GIAC, 146, 258
- H**
- HAD, 22, 61, 258
HIS, 17, 26, 27, 39, 61, 186, 194, 254, 258
HIS externe, 40, 41, 60, 61, 127
HIS local, 40, 42, 60, 63, 103, 129, 131, 146, 157, 162,
194, 196, 227, 245, 258, 259
Hypoxie fœtale, 88
- I**
- IADL, 29, 52, 59, 258
IEEE 802.11, 60
- ISM 868MHz, 60
- L**
- LAAS, 31
LogHIS, 164, 176, 179, 258
- M**
- Markov, 9, 11, 105, 108, 109, 111, 125, 129, 186
MatHIS, 63, 103, 162, 163, 164, 172, 175, 177, 258,
259
MathLab™, 146
MIDAS, 30, 183
- N**
- NTIC, 26
- O**
- Octave, 146, 259
- P**
- PDA, 32, 34, 259
PIN, 54, 259
Poste patient, 55, 58, 85, 95, 101, 146, 245, 246, 247,
250
- R**
- R, 146, 184, 217, 253
RCA, 106, 107, 131, 135, 136, 145, 161, 164, 165,
167, 169, 172, 196, 197, 259
RCF, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 259
Réseaux de Pétri, 9, 105, 119, 129
RS232, 70, 72, 77, 79, 205
RTC, 20, 259
Rythmes circadiens d'activité, 104, 106, 138, 158, 162
Rythmes sociaux, 134
- S**
- SAMCAD, 129, 131, 145, 156, 157, 158, 159, 160,
161, 162, 164, 165, 166, 167, 169, 172, 176, 178,
179, 243, 259
Scilab, 146
SDS, 44, 48, 259
SID², 1-1, 8, 9, 17, 28, 39, 63, 87, 89, 95, 96, 103, 129,
137, 146, 157, 159, 161, 178, 245, 247, 258, 259,
264
SIMUHIS, 103, 105, 116, 117, 118, 121, 123, 125, 127,
128, 129, 145, 164, 165, 166, 172, 176, 259

SmartCAN, 69, 71, 72, 75, 77, 78, 79, 80, 81, 90, 92,
96, 99, 101, 177, 178, 194, 195, 199, 205, 207, 224,
228, 237, 259

SPI, 70, 203, 204, 207, 219, 220, 222, 234, 259

SuivHIS, 81, 86, 99, 101, 103, 131, 136, 145, 147, 150,
151, 152, 153, 155, 161, 164, 172, 176, 179, 197,
227, 233, 259

Système audio, 194, 197, 245, 247

T

Taux d'occupation courant, 143

Taux d'occupation statistique, 136, 137

TCP/IP, 56, 72, 197, 247

TDS, 55, 56, 57, 260

Télémedecine, 17, 19, 20, 21, 33, 45, 61, 103, 175,
185, 255

TISSAD, 45, 185, 255, 260

U

UART, 196, 204, 205, 221, 260

Ubiquitous sensing, 27

X

XML, 117, 136, 147, 156, 165, 166, 197, 260

Résumé

Après un tour du monde des Habitats Intelligents pour la Santé (HIS), nous décrivons la mise en place du système grenoblois développé au laboratoire TIMC : le Système d'Information Domotique-Santé Intégré à Domicile (SID²). Nous faisons l'hypothèse que les rythmes biologiques et sociaux sont liés au comportement, et donc à l'activité physique, que nous mesurons par le déplacement du sujet d'observation au sein de l'habitat. Nous créons le terme « Rythmes Circadiens d'Activité » (RCA) pour faire référence à la mesure comportementale de l'activité des patients dans l'habitat. Le système SID² est composé d'un HIS externe relié à Internet, et d'un HIS local, objet de ce document. L'HIS local effectue la surveillance multi-paramétrique et auto-apprend les habitudes de vie d'un patient à domicile à travers le calcul des RCA, de façon à détecter une évolution anormale de son comportement sur le long terme. Un simulateur a été développé pour valider le système.

Mots-Clés

- Habitats Intelligents pour la Santé (HIS), télémédecine, télésurveillance médicale, systèmes d'information, technologies d'assistance domotique, biométrie ;
- Rythmes Circadiens d'Activité (RCA), rythmes biologiques et sociaux, mesure comportementale de l'activité, habitudes de la vie quotidienne (AVQ), chronobiologie, simulateur ;
- acquisition multicateurs, actimétrie, fusion de données, extraction de connaissances, chaînes de Markov, réseaux de Pétri.

Abstract

We will begin with a review of Health Smart Homes (HSH) around the world before moving onto a description of our system, the HIS² or “Health Integrated Smart Home Information System”, developed at the TIMC laboratory in Grenoble. We hypothesize that there is a connection between biological and social rhythms, behavior, and thus with physical activity which we can measure by observing a subject's displacements within the habitat. We created the term “activity circadian rhythms” (ACR) to refer to the behavioral measurement of patient activity inside the habitat. The HIS² system is made up of an external HIS² connected to the Internet and a local HIS², which is the object of our discussion here. The local HIS², using various types of sensors, is designed to monitor and, through the ACR calculations, self-learn the daily habits of a patient within the HIS², and thus to detect abnormal evolution of the patient's behavior over the long term. A simulation software has been developed to validate the system.

Keywords

- Health Smart Homes (HSH), telemedicine, telecare, home automation, home networks, telemonitoring, information systems, biometry, elderly people watching, knowledge mining, assistive technology, ubiquitous computing;
- Activity Circadian Rhythms (ACR), biological and social rhythms, behavioral measurement of activity, Activity of Daily Living (ADL), chronobiology, simulator;
- multi-sensors acquisition, actimetry, data fusion, alert triggering, Markov chains, Petri networks.

E-mail de l'auteur : gilles.virone@imag.fr
