

Université Abou Bekr Belkaid
Tlemcen Algérie



جامعة أبي بكر بلقايد

تلمسان الجزائر

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



THESE

Présentée

À L'UNIVERSITE DE TLEMEN
FACULTÉ DE TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE ET ELECTRONIQUE

Pour l'obtention du diplôme de

DOCTORAT

Spécialité : "Electronique Biomédicale"

Option: Télémédecine

Par

HAMLIL Nabila

ETUDE ET REALISATION D'UNE PLATEFORME DEDIEE A LA PRATIQUE

TELEMEDICALE

APPLICATION EN CARDIORESPIROGRAPHIE

Soutenue le 23 Février 2014 devant le Jury:

S.M. DEBBAL	Professeur à l'Université de Tlemcen	Président
A. KADDOUR	Professeur à l'U.S.T. d'Oran	Examineur
B. SALGUES	Professeur à l'université de Montpellier II	Examineur
A. PETITET	Docteur spécialiste en médecine Aéronautique et spatiale, France	Invité
M. BENABDELLAH	Professeur à l'Université de Tlemcen	Directeur de Thèse

**Etude et Réalisation
d'une Plateforme Dédiée à la pratique Télémédicale:
Application en Télé cardiorespirographie.**

Auteur : HAMLIL Nabila
Prof. Responsable : BENABDELLAH Mohammed
Sujet proposé au sein du labo GBM

*À mes parents ;
Mes frères, ma sœur;
Mon beau frère, mes belle sœur ;
Et tous mes amis(es).*

Remerciement

Au nom de Dieu puissant et miséricordieux que je loue et que j'adore pour tous ses bienfaits et que le salut soit sur son prophète Mohammed.

Je tiens à exprimer toute ma gratitude et mes remerciements à monsieur Mohammed BENABDELLAH, qui m'a par son assiduité, son engagement, son soutien et sa présence constante dans toutes les conditions accompagné dans ma formation, jusqu'à pouvoir exposer ma présente thèse. Le travail que voici n'aurait pas été possible sans le concours du groupe de Télémedecine sous la direction de monsieur Mohammed BENABDELLAH à savoir: le laboratoire de recherche du Génie Biomédical relevant du Département de Génie Électrique et Électronique de la Faculté de Technologie auprès de l'Université Abou-bekr Belkaïd de Tlemcen, qui m'ont facilité les recherches.

je continue par souligner toute ma reconnaissance aux membres du jury qui ont bien voulu assister à mon exposé et dont Monsieur Sidi Mohammed DEBBAL professeur à l'université Abou-bekr Belkaïd de Tlemcen en est le président. Les examinateurs Monsieur Abdelhafid KADDOUR professeur à l'université d'Oran et Monsieur Bruno SALGUES professeur à l'université de Montpellier. L'invité monsieur André PETITET Docteur en médecine aéronautique et spatiale, Expert international télémedecine - eSanté.

Merci également à toutes les personnes dont l'amitié m'a apporté des moments de réconfort et d'encouragement nécessaires au bon déroulement de ce projet, notamment, le groupe de recherche en Télémedecine, pour sa disponibilité, son aide et son soutien à tout moment.

Je ne remercierai jamais assez, mes parents, mes frères et sœur, mes belles sœurs et mon beau frère pour leur affection et leur sacrifice ainsi que mes copines.

Enfin j'adresse mes adulations les plus sincères à tous ceux qui ont contribués de près ou de loin à la concrétisation de ce travail.

Résumé

La Télémédecine est introduite depuis plusieurs décennies dans la pratique de la médecine, afin d'améliorer la qualité des soins et la prise en charge des patients. Elle est définie comme étant l'application des technologies de l'information et de la communication (TIC) dans l'exercice de la médecine.

Nous nous proposons dans le cadre de ce travail d'étudier et de réaliser une plateforme dédiée à la télésurveillance de la fonction cardio-respiratoire selon différents protocoles de communication. Cette interface sera un plateau technique capable de prélever sur le patient en temps réel et simultanément trois signaux physiologiques représentatifs respectivement : de l'activité électrique de la pompe cardiaque (l'Electrocardiogramme ECG), de l'activité mécanique de la pompe ventilatoire (le pneumotachogramme PTG) et de l'activité respiratoire de l'échangeur pulmonaire (le photopléthysmogramme PPG), puis de faire parvenir ces signaux à un poste local dans un premier temps et les transférer à travers des réseaux informatiques en vue d'applications télé médicales telles que l'archivage des données à des fins de Télésurveillance, de prévention de l'IDM (Infarctus Du Myocarde), du Télé sevrage de la ventilation artificielle à domicile etc. Cette problématique nous conduit vers la notion d'habitat intelligent pour la santé, qui donne plus d'autonomie aux personnes souffrant de diverses pathologies (chroniques) ou d'insuffisances motrice (handicaps, dépendance) à leur domicile.

La grande diversité des besoins d'une population de patients à domicile nécessite une technologie complexe. Répondre à ces besoins nécessite techniquement l'utilisation d'une approche distribuée et la combinaison de plusieurs techniques matérielles et logicielles. Nous décrivons également le large éventail de nouvelles technologies de l'information, de la communication et d'acquisition de données utilisés dans les soins de santé à domicile.

Mot-clé— Télémédecine, Télésurveillance médicale, Capteurs biomédicaux, RS232, Télécardiographie, Téléspirographie, Microcontrôleur, VB6, socket, Télésurveillance médical, Téléassistance médical, ECG, Réseaux de capteurs sans fils.

Abstract

Telemedicine has been known for several decades in practice of medicine, in order to improve quality of the care and the assumption of responsibility of the patients. Telemedicine is defined as the application of technologies of information and communication (ICT) in the practice of medicine. We propose in this paper to study and develop a human interface device dedicated to Tele monitoring of the cardiopulmonary function. This device can be operated with different communication Protocols and will be a technical equipment able to monitor on the patient in real time and simultaneously three physiological signals representative respectively of the electrical activity of the heart pump (ECG), mechanical activity of ventilation pump (PTG) and respiratory activity of pulmonary interchange (PPG) and transfer these signals through the Tele medical networks view Tele medical application as data archiving at ends of Tele monitoring, IDM preventives, Tele weaning of artificial ventilation at home etc... This problem leads us to the concept of Health Smart Home (HIS) system, giving more autonomy to people suffering from various diseases (chronic) or motor deficiencies (disabilities, addiction) in own home. The large diversity of needs in a home-based patient population requires complex technology. Meeting these needs technically requires the use of a distributed approach and the combination of many hardware and software techniques. We also describe the wide scope of new information, communication, and data-acquisition technologies used in home health care.

الملخص

الطب عن بعد خلال عدّة عقود تمّ ادخاله في ممارسة الطب لتحسين نوعية الرعاية والدعم للمرضى. وتعرف بأنها تطبيق لتكنولوجيا المعلومات والاتصالات (TIC) ونقترح في هذا المجال دراسة و إنجاز نظام يهدف إلى المراقبة عن بعد لوظيفتي القلب والتنفس بعدة تقنيات الاتصال. هذا التصميم التقني يمكّننا من التقاط ثلاثة اشارات فسيولوجية من المريض في الوقت الحقيقي و في نفس الوقت ممثلا على التوالي : النشاط الكهربائي لعمل القلب (Electrocardiogramme ECG) والنشاط الميكانيكية لجهاز التنفس (pneumotachogramme PTG) والنشاط التنفسي للمبادلات الرئوية (photoplethysmogram PPG) ، وبعد ذلك ترسل هذه الإشارات إلى محطة محلية في أول الامر، وبعد ذلك تنقل عبر شبكات الكمبيوتر للتطبيقات الطبية مثل حفظ البيانات في الأرشيف لمركز المراقبة عن بعد، الوقاية من تشاء عضلة القلب (جلطة قلبية IDM) و التنفس الاصطناعي في المنزل الخ . هذه المشكلة تقودنا إلى مفهوم البيوت الذكية للصحة ، وإعطاء مزيد من التحكم الذاتي للأشخاص الذين يعانون من مختلف الأمراض (المزمنة) أو أوجه القصور الحركي (الإعاقة ، والإدمان) في المنزل.

التنوع الكبير في تياجات السكان من المرضى في المنزل يتطلب تكنولوجيا معقدة . تلبية هذه الإلتياجات يتطلب استخدام تقنيات و نهج الموزعة و مزيج من الأجهزة التقنية والبرمجيات . سنعرض مجموعة واسعة من التكنولوجيات الجديدة للمعلومات والاتصال و الحصول على البيانات المستخدمة في الرعاية الصحية المنزلية.

PUBLICATIONS ET
COMMUNICATIONS
INTERNATIONALES

PUBLICATIONS
INTERNATIONALES
(03)



Contents :

Synthesis of Aurone Dibromide from Aurone Dr. Shamal K. Doifode	01-02
Search Log Publishing With Improved Utility Using Confess Algorithm S. Belinsha, Mr.A.P.V.Raghavendra	03-08
Time Truncated Chain Sampling Plans for Log - Logistic Distribution Dr. A. R. Sudamani Ramaswamy, S.Jayasri	09-13
Agile Methodology for Different Project Size Dr.Osamah Rabab'ah, Maeed Said Alammary	14-18
Video Fingerprint Extraction Using TIRI – DCT Vaishali V.Sarbhukan, Prof. V. B. Gaikwad	19-23
Implementation of Telemedical Network: Application for Health Smart Home N.Hamlil, M.Benabdellah	24-31
Deriving ϵ_0 and μ_0 from First Principles and Defining the Fundamental Electromagnetic Equations Set André Michaud	32-39
Strategic Information Planning: Alignment of IT Planning with Business Planning Pvl Narayana Rao, Mayank Singh, Salehu Anteneh	40-46
Data Classification with Genetic Programming (Gp) – A Case Study N.Prasarna Kumari	47-54
Image Based Authentication for E-Mail System Parimita Das, Prof. Kavita P. Shirsat	55-58

I
J
E
R
D



International Journal of Engineering Research And Development

PEER REVIEWED JOURNAL

International Journal of Engineering Research and Development (IJERD)

IJERD : Editorial Board

Editorial Board Members:

- Dr. H. U. Akay - Purdue University at Indianapolis (IUPUI)
- Dr. Martin P. Bendsoe - Technical University of Denmark
- Dr. F. Brezzi - University of Pavia, Italy
- Dr. M.D. Castellano - University of Zaragoza, Spain
- Dr. J. S. Chen - University of California
- Dr. A. Combescure - National Institute of Applied Science, France
- Dr. J. Fish - Rensselaer Polytechnic Institute
- Dr. D. K. Gartling - Engineering Sciences Center, Sandia National Laboratories
- Dr. S. Ghosh - Ohio State University
- Dr. S. Gopalakrishnan - Indian Institute of Science, India
- Dr. I. Harari - Tel Aviv University, Israel
- Dr. Ping Hu - Dalian University of Technology, China

Associate Editorial Board Member:

- Dr. S. R. Idels hñ - Korea Advanced Institute of Science & Technology, Korea
- Dr. S. Im - Argentinean Association for Computational Mechanics (AMCA), Santa Fe, Argentina
- Dr. Y. Jaluria - Lulea University of Technology
- Dr. W. Kanok - Nukulchai - Asian Institute of Technology, Thailand
- Dr. Tarun Kant - Indian Institute of Technology, India
- Dr. K. M. Liew - City University of Hong Kong, Hong Kong
- Dr. L. E. Lindgren - Rutgers, the State University of New Jersey
- Dr. H. A. Mang - Technical University of Wien Karlsplatz, Austria
- Dr. Shaker A. Meguid - Univ. Politecnica de Catalunya, Spain
- Dr. C. A. Mota Soares - University of Toronto, Canada
- Dr. S. Mukherjee - National Taiwan University, Taiwan
- Dr. E. Onate - Technical University of Lisbon Polo I.S.T., Portugal
- Dr. M. Papadrakakis - National Technical University of Athens, Greece
- Dr. Glaucio Paulino - University of Illinois at Urbana-Champaign
- Dr. Elio Sacco - University of Minnesota University of Cassino, Italy
- Dr. B. A. Schrefler - University of Padova, Italy
- Dr. K. Tamma - University of Cassino, Italy
- Dr. Y. B. Yang - Cornell University

Editor-in-Chief

International Journal of Engineering Research and
Development(IJERD)

E-mail: ijerd.editor@gmail.com

Website: www.ijerd.com



HOME CONTACT

Google Search
 The Web This site

ISSN(Online) : 2278-067X
 ISSN(Print) : 2278-800X

AIMS & SCOPE EDITORIAL BOARD CALL FOR PAPER SUBMIT AN ARTICLE PAYMENT OPTION FAQ CONTACT US

INDEXING

OTHER SOURCE

Digitally Signed E-certificate - Publication Certificate.

IJERD is now being indexed with Index Copernicus, Google Scholar, Informatics, ProQuest, Research Gate, Docstoc, Scribd, UlrichWeb, Internet Archive Academia.edu, Computer Science Directory, Wepapers, Geond, Auburn University, Aalborg University, Queen's University, Goethe University

The Manuscript/paper can be submitted via email to ijerd.editor@gmail.com

IJERD Menu

- Why publish with us
- Important Dates
- Indexing
- Hard Copy of IJERD
- Subscription Alert
- Digital E-Certificate

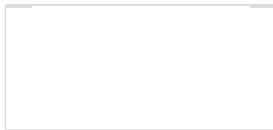
DOWNLOAD

- IJERD Paper Format
- Copy Right Form

IJERD Contents

- Current Issue
- Archive

IJERD Libraries



Open Access



QR Code



ISO Certified



IJERD : Indexing

	Academic Journals Database is a universal index of periodical literature covering basic research from all fields of knowledge, and is particularly strong in medical research, humanities and social sciences. Academic Journals Database contains complete bibliographic citations, precise indexing, and informative abstracts for papers from a wide range of periodicals.....
--	--

The objective of J-STAGE is to strive for acceleration and internationalization of science and technology information transmission and circulation by building on the Internet a uniform flow - from the submission to release of science and technology information....	
--	--

	Cabell Publishing, Inc. , was founded in 1978, our goal is to help professors, graduate students and researchers to publish their manuscripts in academic journals. To achieve this objective the company strives to maintain current contact information and websites for a large number of journals...
--	---

Q-Sensei pools and processes a vast amount of information from the Internet and makes it better accessible to its users with its patented Search and Presentation engine. Search results are displayed clearly and comprehensively while cross references with rich content enable the user to gain more insight and understand search.....	
--	--

	The aim of the Directory of Open Access Journals is to increase the visibility and ease of use of open access scientific and scholarly journals thereby promoting their increased usage and impact. The Directory aims to be comprehensive and cover all open access scientific and scholarly journals that use a quality control system to guarantee the content....
--	---

Jour Informatics is a non-profitable organization. It is a medium for introducing the Journals to the researchers. This service helps researchers to finding appropriate Journal for referencing and publishing their quality paper. In this global world, there are lots of Journals. So it is very difficult to find best relevant Journal which can be useful for us. ...	
--	--

	Microsoft Academic Search is a service developed by Microsoft Research to help scholars, scientists, students, and practitioners quickly and easily find academic content, researchers, institutions, and activities. Microsoft Academic Search indexes not only millions of academic papers.....
--	--

IndexCopernicus Journals is a journal indexing, ranking and abstracting site. This service helps a journal to grow from a local level to a global one as well as providing complete web-based solution for small editorial teams. IC Journals helps to professionally manage your journal from your location and automatically delivers.....	
---	--

	Computer science Directory ; we strive to provide the biggest authentic resource for computer sciences including computer science conferences, professionals, relevant publications, research institutes, organizations, computer science reference, and academic departments.....
--	---

Ulrich's™ is the authoritative source of bibliographic and publisher information on more than 300,00 periodicals of all types academic and scholarly journals, Open Access publications,	
---	--

Visitor Counter

019094

peer-reviewed titles, popular magazines, newspapers, newsletters and more from around the world. It covers all subjects, and includes publications.....



EBSCO offers many benefits to publisher partners. EBSCO is the only database aggregator that is also a subscription agent. As a result, the company has a unique understanding of the needs and concerns of publishers, and offers various ways for publishers to gain exposure for their publications and explore.....

Scirus is the most comprehensive scientific research tool on the web. With over 460 million scientific items indexed at last count, it allows researchers to search for not only journal

HOME | CALL FOR PAPER | SUBMIT AN ARTICLE | FAQ | CONTACT US Copyright © 2012 All rights reserved IJERD.com

14

14

content but also scientists' homepages, courseware, pre-print server material, patents and institutional repository and website information.....



Google Scholar provides a simple way to broadly search for scholarly literature. From one place, you can search across many disciplines and sources: articles, theses, books, abstracts and court opinions, from academic publishers, professional societies, online repositories, universities and other web sites.....

ProQuest connects people with vetted, reliable information. Key to serious research, the company has forged a 70-year reputation as a gateway to the world's knowledge – from dissertations to governmental and cultural archives to news, in all its forms. Its role is essential to libraries and other organizations.....



ScientificCommons is a project of the University of St. Gallen Institute for Media and Communications Management. The major aim of the project is to develop the world's largest archive of scientific knowledge with fulltexts freely accessible to the public.....

CiteSeerx is an evolving scientific literature digital library and search engine that focuses primarily on the literature in computer and information science. CiteSeerx aims to improve the dissemination of scientific literature and to provide improvements in functionality, usability, availability, cost, comprehensiveness.....



Welcome to NewJour, the New Journal and Newsletter Announcement List for new serials on the Internet. Information for subscribing, unsubscribing, and setting "digest" and "nomail" options appears below. NewJour aims to accomplish two objectives; it is both a list and a project....



International Journal Of Engineering Research And Development

PEER REVIEWED JOURNAL

PEER REVIEWED JOURNAL

CERTIFICATE

It is certify that the paper entitled by **"Implementation of Telemedical Network: Application for Health Smart Home"** has been published in **International Journal of Engineering Research and Development (IJERD)**.

Your article has been published with following details:

Ref. Id: 25062

Author's Name: N.Hamlil

Journal Name: International Journal of Engineering Research and Development (IJERD)

Journal URL: www.ijerd.com

Journal Type: Online & Offline

Vol No. : 07

Issue No. : 04



Editor-In-Chief

International Journal of Engineering Research and Development (IJERD)

ISSN(Online) : 2278-067X, ISSN(Print) : 2278-800X

E-mail ID: ijerd.editor@gmail.com

URL: www.ijerd.com

Implementation of Telemedical Network: Application for Health Smart Home

N.Hamlil¹, M.Benabdellah²

Faculty of Technology, Laboratory for Biomedical Engineering,
University of Tlemcen, Algeria.
BP 230, Tlemcen 13000, Algeria

Abstract:- This paper presents a health smart home (HSH) system represent a temporary or durable alternative to the hospitalization or the recourse to the establishments of lodging of long life – elderly people's homes or specialized centers. The patient is not then constrained any more to give up his residence and the life in society. He preserves a broad autonomy in his social environment and privative, while profiting from preventive services of health. These systems particularly concern the elderly, but more generally the people presenting of the risks of driving affection (falls for example) or cognitive (depression, senile insanity, etc), or requiring care or an special attention (diabetics, asthmatic, etc).

Keywords:- Telemedicine, microcontroller, biomedical sensor, networking, intelligent system, health smart home.

I. INTRODUCTION

Since the advent of communication and information technologies medicine experienced accelerated developments with aiming preventive, diagnostic and therapeutic, which lead the decision makers of health and the experts of medicine to make choices and to establish strategies [1,2,3,4,5,6], according to criteria of safety, of effectiveness and utility.

The work we have developed in this article based on a technological development aimed at the implementation of a dedicated telemedicine network Smart Home Health (HSH).

II. GENERAL REPRESENTATION OF HEALTH SMART HOME

Figure 1 gives a global illustration of Health Smart Home.

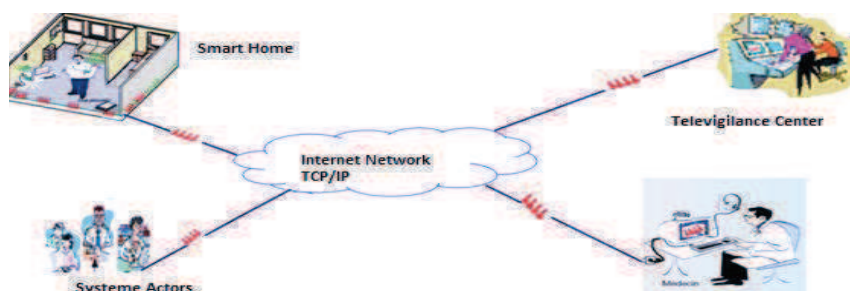


Fig. 1: Implementation of HIS in global network

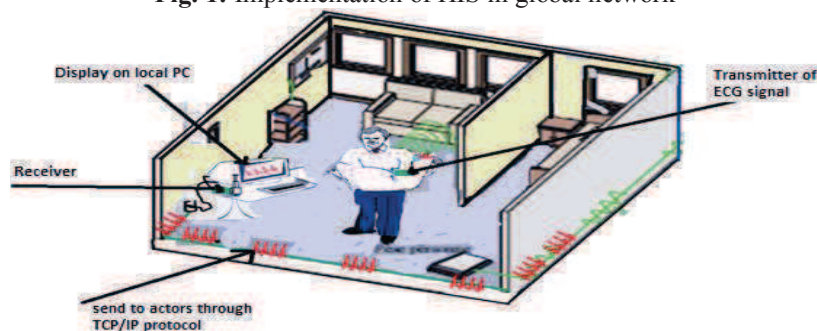


Fig. 2: Implementation of HIS in global network

Figure 2 shows an example configuration of a patient domicile HSH normally pursuing his daily activities and enjoying a continuous telemonitoring of vital parameters [4, 6].

After realization of wireless transmission of the vital parameters taken on the patient at the local station of HSH we present in what follows the implementation software of the multi-media interface of communication under environment Visual BASIC (VB) including:

- A textual connection.
- A vocal connection
- A video connection
- A transfer of file multiform.

All these connections are configured according to customer-server architecture, implementing the technology of the sockets.

III. FAST PRESENTATION OF VIDEOCONFERENCE SYSTEM

Generally a videoconference system brings into play a camera, a microphone, an ear-phone, the sound card; the network card, the graphics card and port USB of two or several computer terminals inter-connected by means of a dedicated software ensuring the capture and the transfer of the different flow (textual, vocal, video, data), of, (In our case Windows), a technology operating system of the sockets (In our case the component Winsock of VB) and of a communication protocol (In our case protocol TCP/IP) [8,9,10,14,15,16].

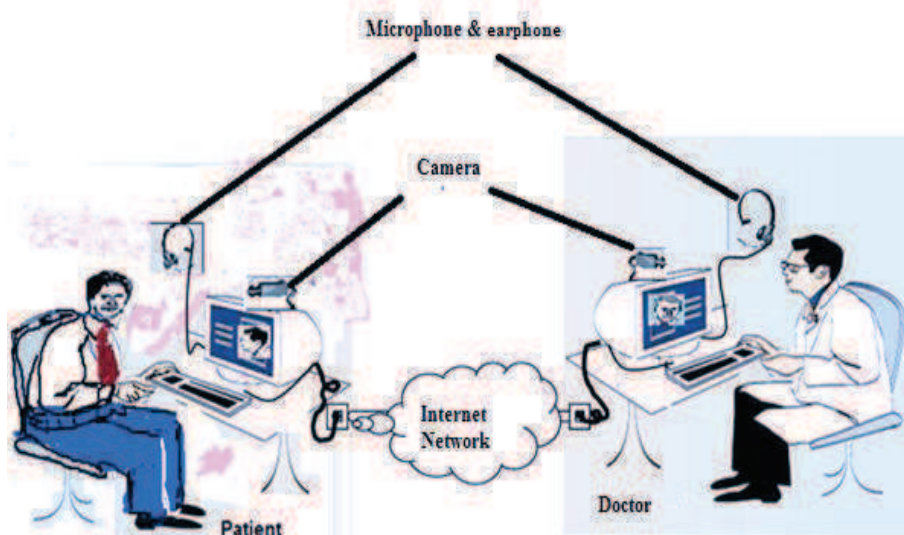


Fig. 3: Videoconference representation

IV. SOFTWARE INTERFACE OF COMMUNICATION

Our program is composed of two parts, the emission and the reception. It presented in the form of a transfer in real-time and thus makes it possible to user to send towards the receiving computer various flows.

A. Representation of the Communication Interface between the Patient and the Doctor

In this part we present the interface developed under environment VB. Figures 4 and 5 show that this one is composed of two parts.

Each east coast made up of a principal window to manage the start up connection as well as the various types of communication. It comprises:

- The textual transfer window.
- The vocal transfer window.
- The video transfer window.
- The file transfer window.

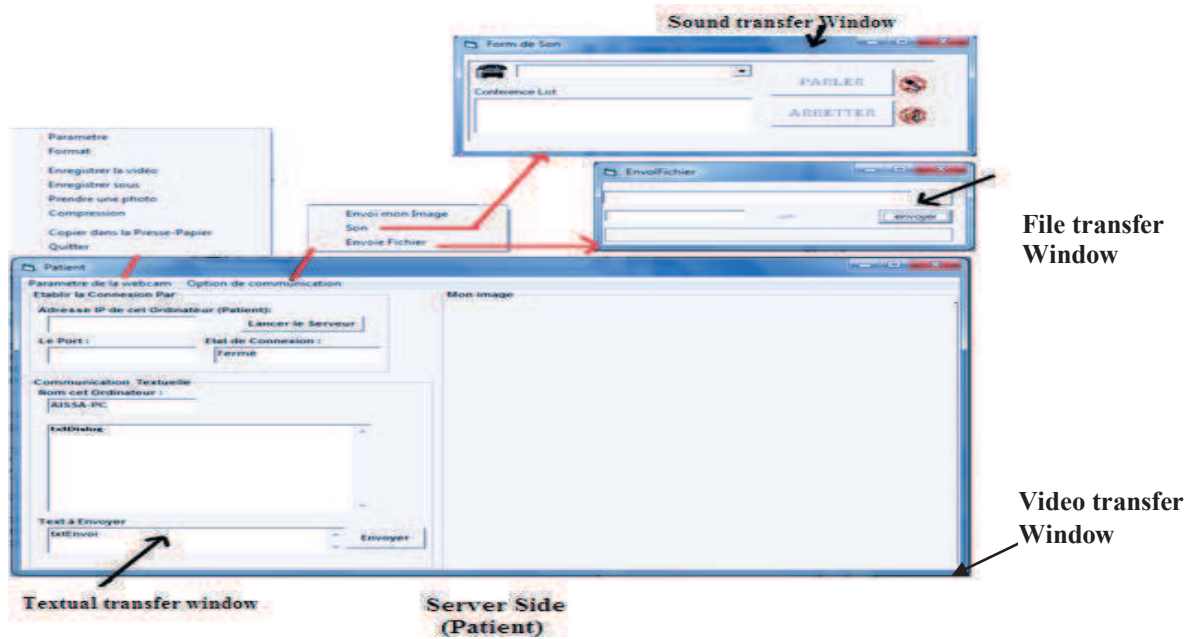


Fig. 4: Videoconference representation



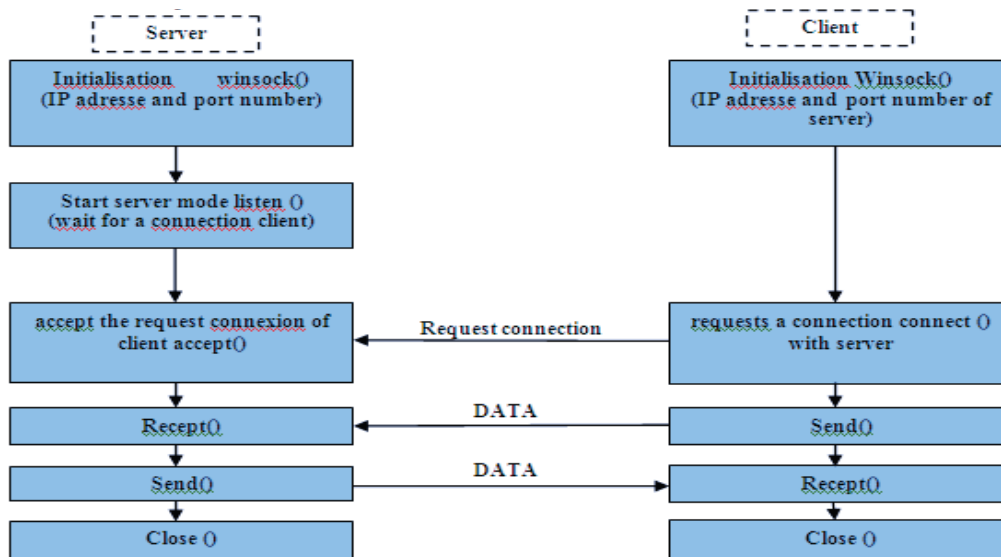
Fig. 5: Principal interface doctor side.

All these windows is divided with accessible procedures and functions and other routine masked. In what follows we explain in detail each window of the interface, which it comprises as difficulties to which we brought solutions.

B. Flowchart of the establishment of connection Internet between the server and client (Patient/Doctor)

Before sharing any information internet TCP / IP between the patient and the doctor must first establish a connection between the two parties.

Flowchart I: Implementation of server/client connexion



C. Videoconference Procedure and flowchart

The videoconference consists in carrying out a remote conference between the Doctor and the patient associating the image and the sound, using a system comprising a camera and a microphone. It requires the installation of a connection Internet of good quality not to encounter a problem of quality (image or its).

1) *Flow chart and procedure to send video images:* The first part to be described in this section relates to the problems can be met in the development of interface of video communication.

The first problem to solve it is the communication of the interface with the camera through port USB in the system of Windows exploration because one cannot directly connect our interface to the camera since the Windows system prohibits all communications or access to the direct port of manner for a general protection of the system.

The second problem is inherent in the fact that our program is composed of two parts, the emission and the reception. For that it is necessary to program of such kind to give to the system diversity, the adaptation and the sensitivity of communication to arrive at a system which functions in real-time with a margin of error acceptable for communications of videoconference.

The third problem is inherent in the volume of the data generated by the camera which are considerable, which induces problems of storage and transport

Let us take the example of an image to standard VGA (640 × 480 256 colors). A coding on 8 bits (1 byte) of each pixel of the image gives a range of 256 colors (or 256 levels of gray in the case of an image in black and white). It will thus be necessary:

$$640 \times 480 = 307.200 \text{ bytes}$$

1 KB = 1.024 bytes thus $307.200/1\ 024 = 300$ KB to store such an image. With 25 images (that is to say one second of video), we obtain a weight of 7,5 Mo. We note on this example that it is impossible to transmit in video real-time without passing it by a technique of compression to other technique of coding.

For resolution of these problems one can quote various methods with different systems of development but the solution must have the simplicity and the speed of use.

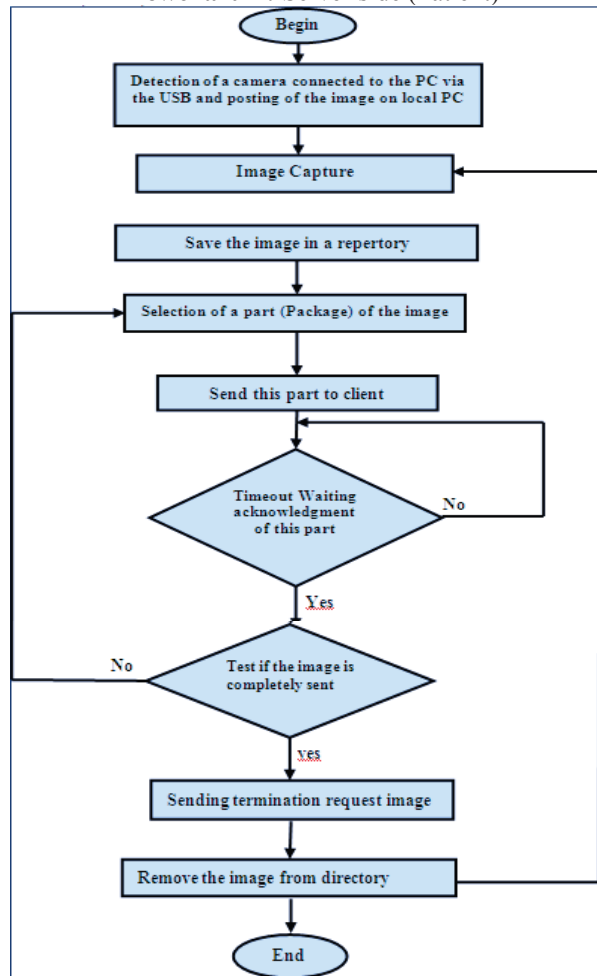
To solve the first problem we call upon the DLL (Direct Link Library, dynamic-link library) who are components of programming with architectures ready to be used These DLL are components developed by the supplier of origin of our system of development.

For our application we found a DLL for the communication between our interface and the camera through port USB. This DLL is called “avicap32.dll”.

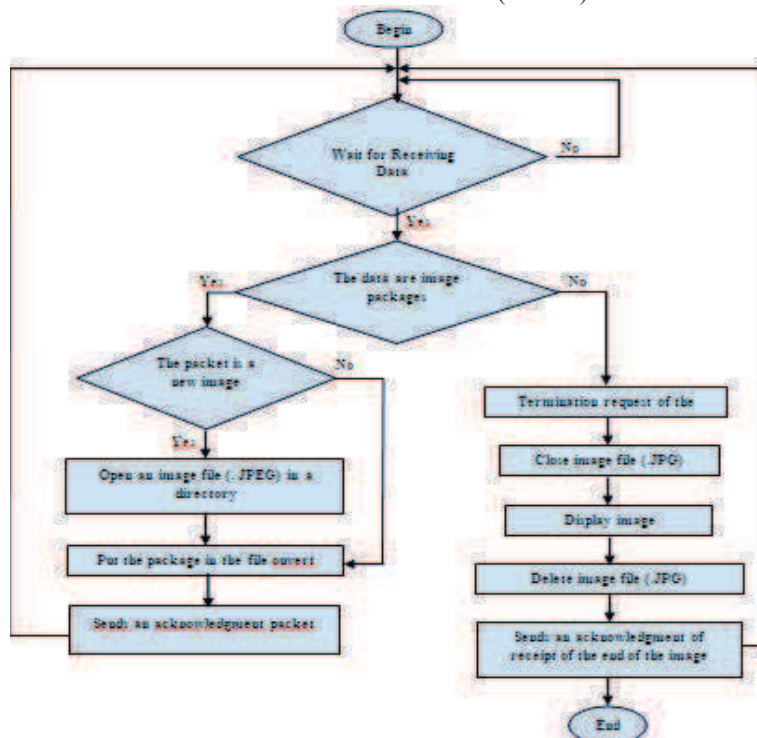
The other difficulty of surmounting is that of the synchronization of the transmitted video stream and receipts in real-time.

The following diagrams represent the structure of the program for transmission and reception of video image between the server and the client

Flowchart II: Server side (Patient)



Flowchart III: Client side (Doctor)



2) *Flowchart and procedure for the voice signal:* We begin by describing the problems that can be found in the development of the interface for voice transmission.

The first problem is the communication interface with the microphone through the sound card, or through the USB port, for the same reasons mentioned above in the case of video transfer.

The second problem lies in the strong time constraint due to the interaction between individuals. The latency must be less than 300 ms if you want to keep an acceptable human interaction. If a good quality of the conversation is desired, the latency should not exceed 150 ms.

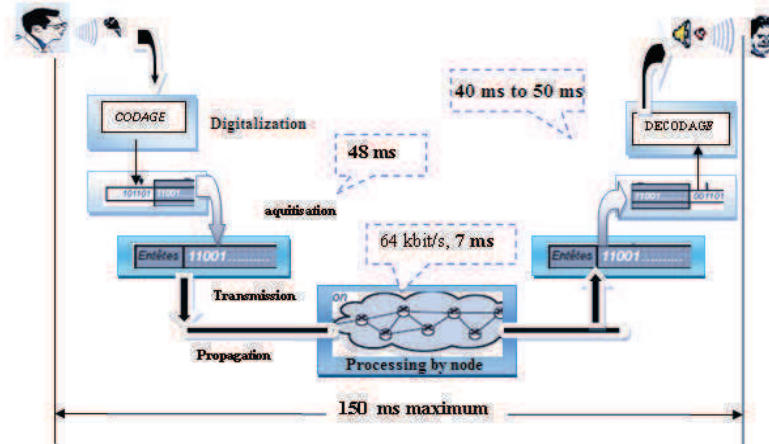


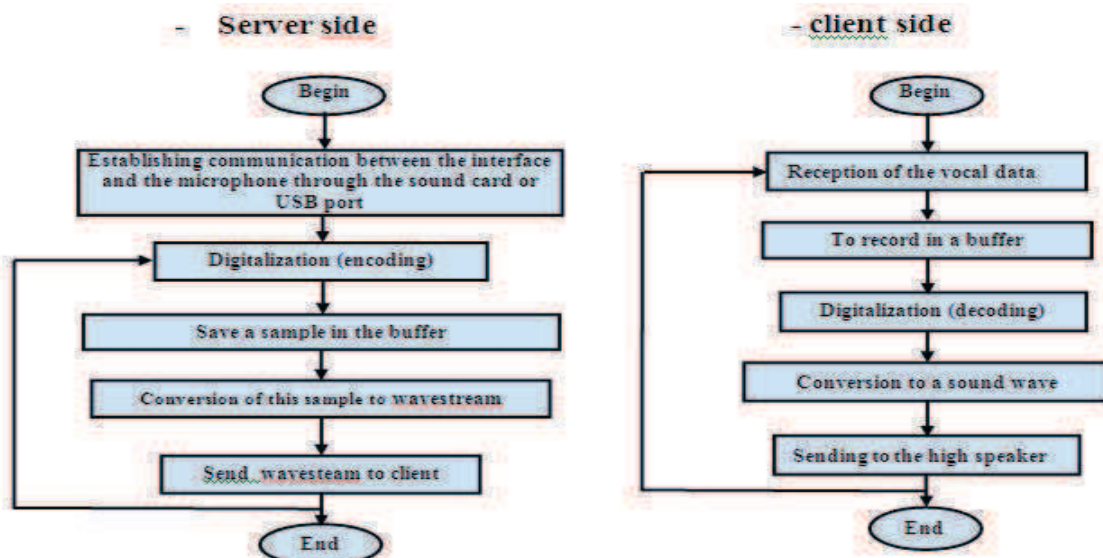
Fig. 6: Transfer time of a packet

Pour le son nous avons mis en œuvre les des DLL intégrées dans le système d'exploitation Windows. Ces DLL sont : **winmm.dll**, **Kernel32.dll** et **user32.dll**.

The most important component that we found is a class module called **wavestream.cls** who facilitated our acquisition process and transmission of voice signals in WaveStream form for transmission over TCP / IP (since TCP / IP support this kind of data.)

The following flowchart shows the steps of transmitting sound:

Flowchart III: Sound transmission

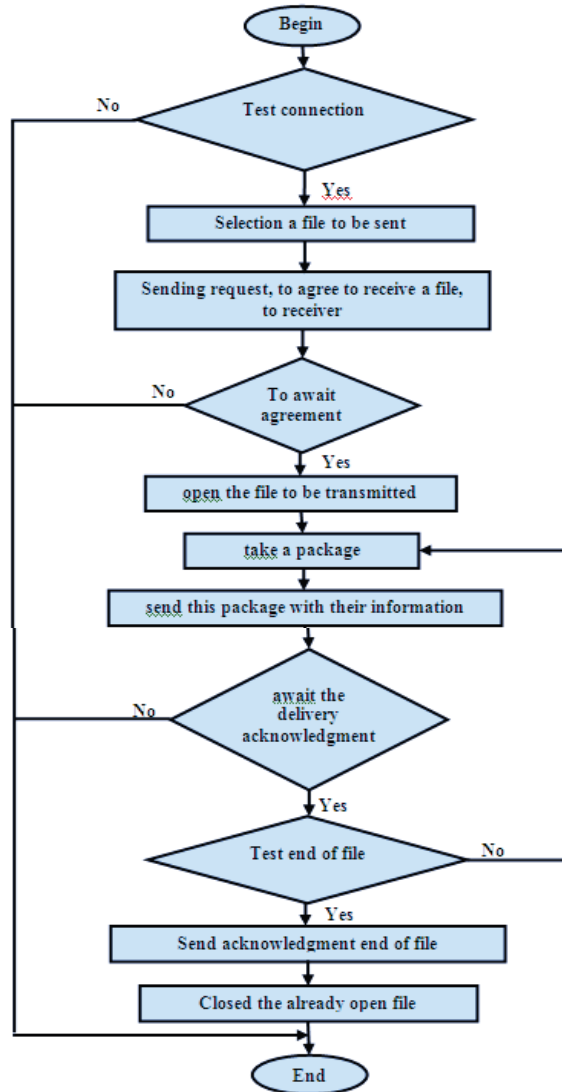


3) *Flowchart and procedure of the file transfer:* Thus, a file transfer corresponds to a constant binary flow. It requires a relatively important flow but is far from sensitive to the time of transmission.

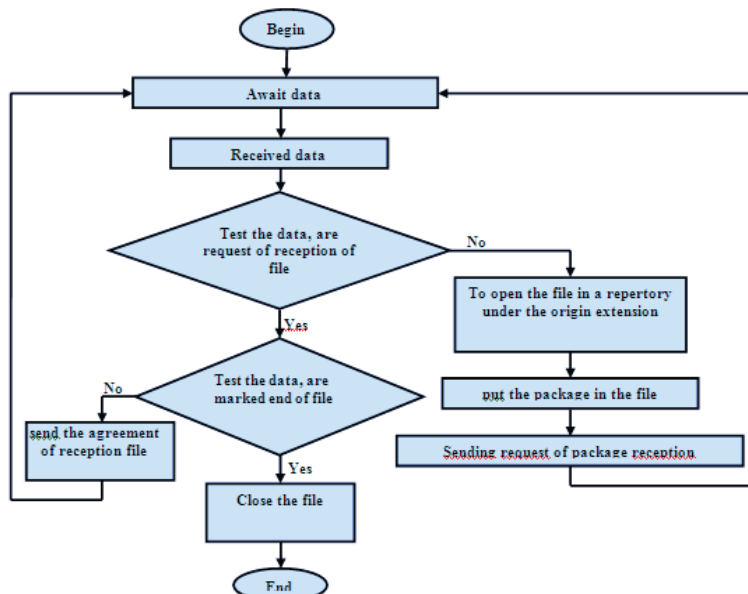
For the file transfer we used the principle of dividing this file in segment of given size and then to send each segment to the all alone receiver, to be gathered with dimensions receiver with the original file.

We did not use any API in this part. All the procedures of sending of the file are described in the following flowchart:

Flowchart IV: server side



Flowchart V: Client side



V. CONCLUSIONS

The Work that we developed within the framework of this article is a work of technological development having for goal the implementation of a tele medical network which places at the disposal of the health professionals information medical of the patient to supervise remotely, that dedicated to the health smart home. The objective of such systems is to make it possible to the people to live at them longest and most independently possible, in an environment of comfort and safety.

REFERENCES

- [1]. « ETUDE N° EP 02-17 » CNPP, expert en prévention et en maîtrise des risques – www.cnpp.com.
- [2]. Vikas Singh, Telemedicine & Mobile Telemedicine System: AnOverview :Health Information Systems Department of Health Policy and Management, University of Arkansas for Medical Sciences (2006).
- [3]. C. Franco, J. Demongeot, Y. Fouquet, C. Villemazet*, N. Vuillerme, “Perspectives in home TeleHealth Care system,” 978-0-7695-3967-6/10 \$26.00 © 2010 IEEE, DOI 10.1109/CISIS.2010.192.
- [4]. XUAN HOA BINH LE, MARIA DI MASCOLO, ALEXIA GOUIN, NORBERT NOURY (Habitat Intelligent pour la Santé - Vers un outil d'aide à l'évaluation automatique de la dépendance d'une personne âgée) e-STA copyright 2007 by see Volume 4 (2007) , N 3 PP 7-12.
- [5]. N. Demartinesa, E. Battegayb, J. Liebermannc, M. Oberholzerd, Th. Ruffie, F. Hardera « Télémédecine: perspectives et approche pluridisciplinaire » Schweiz Med Wochenschr 2000;130:314–23 Peer reviewed article.
- [6]. 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.
- [7]. Florence DUCH'ENE « Fusion de données multi capteurs pour un système de télésurveillance médicale de personnes à domicile » Thèse pour l'obtention du grade de docteur de l'université joseph fourier le vendredi 15 octobre 2004.
- [8]. Gilles VIRONE « architecture et simulation locales du système d'information domotique-sante intégré a domicile (sid²) pour la détection de situations a risque et l'aide a la décision » thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université joseph fourier le 26 novembre 2003.
- [9]. Mona LAILA « La télémédecine et les technologies d'assistance pour la prise en charge des personnes âgées fragiles a domicile et en institution : modélisation du besoin, de la prescription et du suivi » thèse pour l'obtention du grade de docteur de l'université joseph fourier Le 21 septembre 2009.
- [10]. Norbert NOURY et Vincent RIALLE (Habitat intelligent pour la santé : systèmes et équipements) INNOVATION Techniques de l'Ingénieur 4 - 2003.
- [11]. J.P. Thomesse, “TISSAD : Technologies de l'Information Intégrées aux Services des Soins À Domicile,” Télémédecine et e-santé, R. Beuscart, P. Zweigenbaum, A. Venot, et P. Degoulet (eds), Springer-Verlag, collection “Informatique et Santé”, Paris, France, pp. 27–34, 2002.
- [12]. C. Franco, J. Demongeot, Y. Fouquet, C. Villemazet*, N. Vuillerme, “Perspectives in home TeleHealth Care system,” 978-0-7695-3967-6/10 \$26.00 © 2010 IEEE, DOI 10.1109/CISIS.2010.192.
- [13]. Vikas Singh, Telemedicine & Mobile Telemedicine System: AnOverview :Health Information Systems Department of Health Policy and Management, University of Arkansas for Medical Sciences (2006).
- [14]. Visual Basic TCP Client/server <http://tcp.oflameron.com/tcp.htm>
- [15]. Guy PUJOLLE : Protocoles de transmission de données, Professeur à l'Université de Versailles, DOSSIER Techniques de l'Ingénieur (22/04/2012).
- [16]. David ROS : Protocole de transport TCP, Maître de conférences à l'École nationale supérieure des télécommunications (ENST) de Bretagne, DOSSIER Techniques de l'Ingénieur (22/04/2012).

MacroJournals: Trends and Themes

Macrotheme Capital Management LLC
 Austin, TX 78701
 United States
tokicd@macrojournals.com

- [Home](#)
- [Journals](#) 
- [The Journal of MacroTrends in Technology and Innovation](#)
 - [The Journal of MacroTrends in Health and Medicine](#)
 - [The Journal of MacroTrends in Energy and Sustainability](#)
 - [The Journal of MacroTrends in Applied Science](#)
- [Conferences](#) 
- [Technology and Innovation: Paris 2013](#)
 - [Energy and Sustainability: Paris 2013](#)
 - [Health and Medicine: Paris 2013](#)
 - [Applied Science: Paris 2013](#)
- [Payments](#)

MacroJournals: Info

[The Journal of MacroTrends in Technology and Innovation](#) / [The Journal of MacroTrends in Health and Medicine](#) / [The Journal of MacroTrends in Energy and Sustainability](#) / [The Journal of MacroTrends in Applied Science](#)

- **Peer-reviewed:** All MacroJournals are peer-reviewed. The Executive Editor (EE) screens each paper for appropriateness, reviews the content, and assesses the writing quality. The EE reserves the right to automatically reject, accept, or forward the paper for further expert review.
- **Open Access:** All papers published in MacroJournals will be freely available in pdf format on Internet. All Macrojournals will be published online and in print.
- **Indexing and Impact Factor:** The Editorial Board will submit each MacroJournal to be indexed in an appropriate database. The indexing process can vary from a few weeks (Google Scholar) to a few years. The Impact Factor for each journal will be measured accordingly. Our target is to have each MacroJournal fully indexed with an appropriate impact factor by 2015. The actual results will be a function of quality and quantity of paper submissions.
- **Author fees:** There are no submission fees. Authors of accepted papers are required to pay the modest article processing fee of \$250 to support the open access model of publishing. Article processing fees are waived for papers presented on conferences sponsored by MacroJournals. [Payment link for article processing fees.](#)
- **Editorial Board:** The Executive Editor of MacroJournals is Dr. Damir Tokic (tokicd@macrojournals.com). We are currently internationally recruiting the Editors for technology and innovation, health and medicine, energy and sustainability, and applied science.
- **Publishing Frequency:** Articles will be published on-line on rolling basis as accepted. The print issue will be published annually or semi-annually.
- **Publisher:** MacroJournals are published by Macrotheme Capital Management LLC, a commodity trading advisor registered in Taxes, USA (info@macrotheme.com), which also publishes The Macrotheme Review.

AUTHOR GUIDLINES (the same for all MacroJournals)

Article structure

Subdivision - numbered sections

Divide your article into clearly defined and numbered sections. Subsections should be numbered 1.1 (then 1.1.1, 1.1.2, ...), 1.2, etc. (the abstract is not included in section numbering). Use this numbering also for internal cross-referencing: do not just refer to 'the text'. Any subsection may be given a brief heading. Each heading should appear on its own separate line.

Introduction

State the objectives of the work and provide an adequate background, avoiding a detailed literature survey or a summary of the results.

Material and methods

Provide sufficient detail to allow the work to be reproduced. Methods already published should be indicated by a reference: only relevant modifications should be described.

Results

Results should be clear and concise.

Discussion

This should explore the significance of the results of the work, not repeat them. A combined Results and Discussion section is often appropriate. Avoid extensive citations and discussion of published literature.

Conclusions

The main conclusions of the study may be presented in a short Conclusions section, which may stand alone or form a subsection of a Discussion or Results and Discussion section.

Appendices

If there is more than one appendix, they should be identified as A, B, etc. Formulae and equations in appendices should be given separate numbering: Eq. (A.1), Eq. (A.2), etc.; in a subsequent appendix, Eq. (B.1) and so on. Similarly for tables and figures: Table A.1; Fig. A.1, etc.

Abstract

A concise and factual abstract is required. The abstract should state briefly the purpose of the research, the principal results and major conclusions. An abstract is often presented separately from the article, so it must be able to stand alone. For this reason, References should be avoided, but if essential, then cite the author(s) and year(s). Also, non-standard or uncommon abbreviations should be avoided, but if essential they must be defined at their first mention in the abstract itself.

Keywords

Immediately after the abstract, provide a maximum of 6 keywords, using British spelling and avoiding general and plural terms and multiple concepts (avoid, for example, 'and', 'of'). Be sparing with abbreviations: only abbreviations firmly established in the field may be eligible. These keywords will be used for indexing purposes.

Abbreviations

Define abbreviations that are not standard in this field in a footnote to be placed on the first page of the article. Such abbreviations that are unavoidable in the abstract must be defined at their first mention there, as well as in the footnote. Ensure consistency of abbreviations throughout the article.

Acknowledgements

Collate acknowledgements in a separate section at the end of the article before the references and do not, therefore, include them on the title page, as a footnote to the title or otherwise. List here those individuals who provided help during the research (e.g., providing language help, writing assistance or proof reading the



The Journal of MacroTrends in Technology and Innovation

MacroJournals Editor-in-Chief

Dr. Damir Tokic
Professor and Research Coach
ESC Rennes, 2, rue Robert d'Arbissel – CS 76522
35065 Rennes, France,
+33 (0)2 99 33 48 64, +33 (0)2 23-41-32-70
tokicd@macrojournals.com

May 17, 2013

Miss HAMLIL Nabila
University of Tlemcen

Abstract titles: *Study and Implementation of a Network Point Health Smart Home Electrocardiographic and Study and Implementation of a Network Point Health Smart Home Electrocardiographic*

Dear Miss HAMLIL Nabila,

Your article/abstract has been peer-reviewed and accepted for an oral presentation (or poster if requested) at **the MacroTrend Conference on Technology and Innovation: Paris 2013**, which will be held on December 20-21, 2013 in Paris, France.

The conference venue is: ESPACE VOCATION PARIS HAUSSMAN SAINT-LAZARE 92, rue Saint-Lazare 75009 Paris. Publishing opportunity for full papers: *The Journal of MacroTrends in Technology and Innovation*. All abstracts will be published in the conference proceedings. The conference registration fees are \$450 (\$370 students and \$250 for each attending co-author). Please visit our payment site for more info: <http://www.macrojournals.com/payments>. Also, please visit the conference webpage for more info about the venue area for booking a hotel, and important dates/deadlines: http://www.macrojournals.com/conferences/technology_and_innovation_paris_2013

We welcome you to the conference and looking forward to your intellectual contribution.

Best regards,

Dr. Damir Tokic



The MacroTrend
Conferences, Paris 2013

The Journal of MacroTrends in Technology and Innovation

MacroJournals Editor-in-Chief

Dr. Damir Tokic
Professor and Research Coach
ESC Rennes, 2, rue Robert d'Arbissel – CS 76522
35065 Rennes, France,
+33 (0)2 99 33 48 64, +33 (0)2 23-41-32-70
tokicd@macrojournals.com

May 17, 2013

To Whom It May Concern:

Subject: **Supplement for Visa Applications to attend the MacroTrend Conference**

Dear Visa Official,

We have officially invited: Miss HAMLIL Nabila
University of Tlemcen
Abstract titles: Study and Implementation of a Network Point Health
Smart Home Electrocardiographic and Study and Implementation of a
Network Point Health Smart Home Electrocardiographic

to attend our conference in Paris, and we are respectfully asking you to grant a temporary visa. The abstract/article was peer-reviewed and accepted for presentation. The purpose of this conference is to promote *the Journal of MacroTrends in Technology and Innovation*, which is an academic journal: http://www.macrojournals.com/journals/the_journal_of_macrorends_in_technology_and_innovation.

The conference is organized by Dr. Damir Tokic, a professor at ESC Rennes, Rennes, France, since 2009. *The Journal of MacroTrends in Technology and Innovation* is an in-house publication of Macrotheme Capital Management, LLC, a commodity trading advisor, with registered agent office in Austin, TX, USA.

The conference venue is: ESPACE VOCATION PARIS HAUSSMAN SAINT-LAZARE 92, rue Saint-Lazare 75009 Paris. The recommended hotel is: GRAND HÔTEL DU HAVRE, PARIS - 18 rue d'Amsterdam - 75009 PARIS. The conference date is December 20-21, 2013. Please contact me if you require any further information.

Best Regards,

Dr. Damir TOKIC

MacroJournals Editor-in-Chief
May 17, 2013
Rennes, France

Med-e-Tel 2013

Electronic Proceedings

of

*The International eHealth, Telemedicine and Health
ICT Forum for Educational, Networking and
Business*

Editors

Malina Jordanova, Frank Lievens

April 10-12, 2013

Luxembourg, G. D. of Luxembourg

Publisher

International Society for Telemedicine & eHealth (ISfTeH)

Coordinating Office

c/o Frank Lievens

Waardbeekdreef 1

1850 Grimbergen

Belgium

Phone: +32 2 269 8456

Fax: +32 2 269 7953

E-mail: info@isfteh.org

www.isft.org



Med-e-Tel 2013

Electronic Proceedings: The International eHealth, Telemedicine and Health ICT Forum for Educational, Networking and Business

Editors: Malina Jordanova, Frank Lievens

ISSN 1818 - 9334

All rights reserved. No part of this proceedings may be reproduced, stored in a retrieval system or otherwise used without prior written permission from the publisher, ISfTeH.

© ISfTeH, 2013, Printed in G. D. of Luxembourg

Preface

Dear Readers,

We are proud to present the Electronic Proceedings of Med-e-Tel 2013.

The 200 papers and abstracts from 51 countries, included in the Proceedings, were compiled for and presented at the Med-e-Tel 2013 (The International eHealth, Telemedicine and Health ICT Forum for Educational, Networking and Business, www.medetel.eu). The event was held at Luxexpo, Luxembourg, Grand Duchy of Luxembourg April 10-12, 2013.

Med-e-Tel 2013 brought together participants from all over the world, networking among themselves and with representatives of international organizations, companies and project teams.

Please, when reading the Proceedings, be so kind and have in mind that:

- The sessions are listed in the order of their scheduling in the Preliminary Program on March 13th, 2012;
- Papers within the sessions are arranged in an alphabetical order of their titles;
- In the content, after the title of papers and abstracts, maximum of 3 to 4 co-authors are listed, while the remaining co-authors are marked as “et al.”;
- Last minute changes in the program, especially re-scheduling of presentations as a result of speakers’ requests, are not depicted in the organization of the Proceedings;
- Only texts that were submitted on time and were prepared according to the rules are included in the Proceedings;

The Proceedings is a collective experience of colleagues from different continents and different cultures.

The aim of this Proceedings is to permit those who are planning to introduce eHealth / Telemedicine applications in their regions or countries to rely on experiences of others in order to avoid mistakes and to reduce potential problems.

We hope that anyone involved in eHealth/Telemedicine will find these Proceedings extremely interesting.

With the publication of this Electronic Proceedings as well as with the sixth book from the series “Global Telemedicine and eHealth Updates: Knowledge Resources”, Med-e-Tel strengthens its position as a widely recognized International Educational, Networking and Business Forum for eHealth, Telemedicine and Health ICT.

Enjoy your reading!

Editors
Malina Jordanova, MD, PhD
Educational Program Coordinator, Med-e-Tel
Space Research & Technology Institute, Bulgarian Academy of Sciences
Bulgaria

Frank Lievens
Director, Med-e-Tel
Board Member, Secretary and Treasurer of International Society for
Telemedicine & eHealth (ISfTeH)
Belgium & Switzerland

Development of Telemedical Practice Platform: Application to Telesurveillance of Cardio- Respirographic Function

N. Hamlil, M. Benabdellah

Faculty of Technology, Laboratory for Biomedical Engineering, University
of Tlemcen, Algeria, nabilahamlil@gmail.com;
m_benabdellah_2000@yahoo.fr

Abstract—we propose in this paper to study and develop a human interface device dedicated to Tele monitoring of the cardiopulmonary function. This device can be operated with different communication Protocols and will be a technical equipment able to monitor on the patient in real time and simultaneously three physiological signals representative respectively of the electrical activity of the heart pump (ECG), mechanical activity of ventilation pump (PTG) and respiratory activity of pulmonary interchange (PPG) and transfer these signals through the Tele medical networks view Telemedical application as data archiving at ends of Telemonitoring, IDM preventives, Tele weaning of artificial ventilation at home etc.

Introduction

This new medical practice which is the Telemedicine made it possible to improve considerably quality of the care and the assumption of responsibility of the fragile people, isolated people and people living in distant zones where the access to care of quality poses problem [1].

We present in this paper:

1- Hardware and software implementation of micro-controlled man-machine interface able to take on the patient a signal unidimensional, to forward them to a local station under the protocol of communication RS232 built under environment MPLAB.

2- The implementation of an application allowing posting, the filing and the digital processing of the various signals built under environment Visual BASIC (VB) and making profitable the Mscomm component of VB in relation to the operating system Windows for standard RS232.

3- The implementation of a Telemedical network for the transfer of the data under protocol TCP-IP using in particular the component Winsock of Visual BASIC which allows the implementation of Client-server architecture [2, 6, 8].

Structure of Telemedical Platform

It comprises:

- The patient source and recipient of medical information.
- DTE (Data Terminal Equipment) charged to collect information on the patient.
- The CODEC (Coder Decoder) charged to make forward information resulting from the DTE towards the local computer terminals and conversely.
- PC (Computer terminal) local or distant charged to present medical information at the experts of medicine in exploitable and convivial form, to store this information and to lodge the various applications and platforms software of digital processing and transfer of multi-media medical information by means of an environment of programming given.
- DCE (Data Communication Equipment) charged to adapt the informational signal to the transmission channel, to transfer the medical data towards distant terminals via the tele medical networks and to maximize the flows by means of the techniques of the high speed.

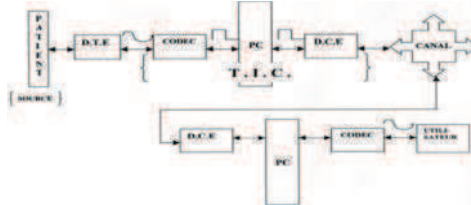


Fig. 1. Structure of telemedical platform

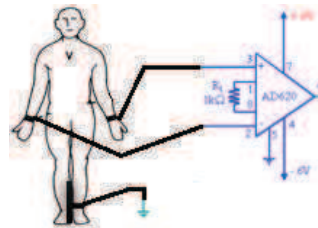


Fig. 2. Instrumentation amplifier

Techniques and Methods Developed under Protocol RS232

Acquisition Device of ECG Signal

This one is collected by means of an instrumentation amplifier represented by figure 2:

Acquisition Device of PPG Signal:

This is obtained by making contributions of two emitting diodes (red and infrared) and a phototransistor as shown in figure 3:

Device of Collection of Signal PTG

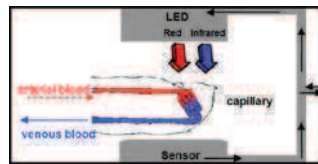


Fig. 3. PPG signal acquisition.

This one is acquired by a differential pressure sensor with variable reluctance shown in figure 4:

Implementation of the CODEC

The CODEC which we implemented articulates around microcontroller 16F876A equipped with a module USART (Universal Serial Asynchronous Receiver Transmitter) and with a module ADC (Analog to DIGITAL Converter) 10 bits.

The parameters RS232 which we used are: Speed transmission 57600 bauds -8 bits of data – Noparity bit - One bit start/stop.

The configuration of the registers system of the microcontroller concerning analogical conversion and the speed transmission are: Put in 1

and 0 the bits 6 and 7 respectively of register ADCON0 to choose a frequency of conversion equal to $f_{osc}/32 = 625 \text{ KHz}$, which allows a conversion time of one bit equal to $T_{ad} = 1,6 \mu \text{ S}$ - Set BRGH bit of register TXSTA to choose the mode High speed - Loading of register SPBRG with the decimal value 20 to select a flow of 57600 Bauds.

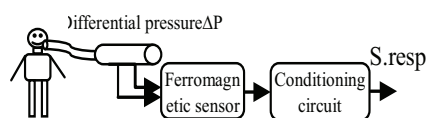


Fig. 4. PTG signal acquisition

Interface Software

The software application of reception and displaying data was implemented under environment Visual BASIC (VB) by means of the Mscmm component of VB which allows the asynchronous reception series of data.

Results achieved:



Fig. 5. Layout of Electrocardiogram ECG

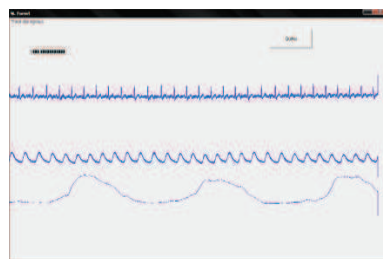


Fig. 6. Simultaneous Acquisition of three signals ECG, PPG and PTG.

This allows simple selection of the different waves on different signals (ECG, PPG and PTG) to show their amplitudes and durations. We also

implemented a numerical integration to calculate tidal volume from the inspiratory flow [3, 4, 7].

Conclusion

The realization of such interface of man-machine communication allows the recording in real time of the physiological signals

The prospects for this work is to make a Homme interface - Machine of information and Télé communication - medical multidimensional and multi-media intégrative and evolutionary, able to replace a panoply of medical technical plates, to make possible of the

characterization multiparametric of different physiological functions and to make digital processing correlative of physiological signals acquired simultaneously, to file and transmit the medical data to concretize in the long term The concept Tele-Hospital[5].

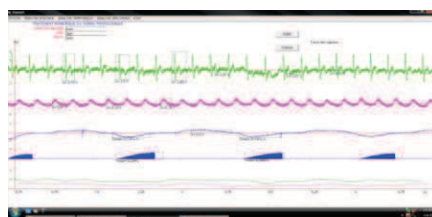


Fig. 7. Viewing magnitudes (1.ECG, 2.PPG, 3.PTG, 4. Tidal Volume VT)

References

- [1] D. A. Prilutskiy, S. V. Selishchev, and A. O. Ustinov, A Device for Wireless Transmission of Electrocardiographic and Electroencephalographic Data, *Biomedical Engineering*, Vol. 45, No. 6, March, 2012
- [2] David ROS: Protocole de transport TCP, Maître de conférences à l'École nationale supérieure des télécommunications (ENST) de Bretagne, DOSSIER Techniques de l'Ingénieur (22/04/2012).
- [3] Madhav, Estimation of respiration rate from ECG, BP and PPG signals using empirical mode decomposition, instrumentation and measurement technology conf. 2011 IEEE.
- [4] J. Lazaro, "Driving Respiration from the pulse Photoplethysmographic signal", computing in Cardiology 2011.
- [5] G. Normand, B. Bonny, L. Raucy, T. Theodoropoulos, Communications dans les systèmes embarqués (24 mars 2011).
- [6] G. Pujolle: Protocoles de transmission de données, Professeur à l'Université de Versailles, DOSSIER Techniques de l'Ingénieur (22/04/2012).
- [7] M. V. Kamath, F. L. Fallen, "Correction of the Heart Rate Variability Signal for Ectopics and Missing Beats," in M. Malik and A. J. Camm, (eds.), *Heart Rate Variability*, Armonk, NY: Futura Publishing, 1995, pp. 75–85.
- [8] N. Barroca, F. J. Velez, A. S. Lebres. Energy-Aware Medium Access Control Protocols for Wireless Sensor Network Applications, MSc thesis, Universidade da Beira Interior (September 2009)



Nabila, Hamlil Nabila, born 1984 in Algéria, she is PhD in Telemedicine, GBM Laboratory, Tlemcen University. She is biomedical electronics engineer (EBM) (2007), has a Master in EBM (2009). Here research is in acquisition devices of physiological signals, their treatment, their archiving and their transmission



Mohammed Benabdellah received the Diploma of Engineer state degree from the Polytechnic National School, Algiers-Algeria, in, Magister prepared at the National Institute of Health and Research Toulouse (INSERM) , in 1984, Ph.D. New Plan at Paul Sabatier University in Biological and Medical Engineering in 1987, Doctorate state in Biomedical Engineering granted as equivalence in 1991. Then, Professor at the University of Tlemcen (Algeria). Team Leader of Telemedicine of Biomedical Engineering Laboratory

COMMUNICATIONS
INTERNATIONALES

(04)



Nabila Hamliil <nabilahamliil@gmail.com>

[ICABME'13] Your paper #1569759261 ('Study and Implementation of a Network Point Health Smart Home Electrocardiographic') has been accepted

1 message

ICABME'13 <mohamad.khalil@ul.edu.lb>

11 juin 2013 20:30

Répondre à : mohamad.khalil@ul.edu.lb

À : HAMLIL Nabila <nabilahamliil@gmail.com>

Cc : Mohammed Benabdellah <m_benabdellah_2000@yahoo.fr>, mohamad.khalil@ul.edu.lb, akassem@ndu.edu.lb

Dear Ms. HAMLIL Nabila:

Congratulations - your paper #1569759261 ('Study and Implementation of a Network Point Health Smart Home Electrocardiographic') for The 2nd International Conference on Advances in Biomedical Engineering 2013 (ICABME'13) has been accepted and will be presented at the Conference.

Please submit your final manuscript taking into account the reviewers' comments and respecting the IEEE paper format (http://www.ieee.org/conferences_events/conferences/publishing/templates.html).

Kindly check the Conference Website (<http://www.biotech.ul.edu.lb/icabme13/>) and your email for further information about the Registration Process and the Conference Program.

The reviews are below or can be found at <http://edas.info/showPaper.php?m=1569759261>.

=====
Review 1
=====

> *** Appropriate: Is the content appropriate for the conference themes?

Accept (5)

> *** Content: How would you rate the quality of the technical/management content of the paper?

Accept (5)

> *** Recommendation: Do you recommend acceptance or rejection?

Accept (5)

> *** Guidance: Please provide specific recommendations that you would like to suggest to the author for improving the paper.

=====
Review 2
=====

> *** Appropriate: Is the content appropriate for the conference themes?

Accept (5)

> *** Content: How would you rate the quality of the technical/management content of the paper?

Accept (5)

> *** Recommendation: Do you recommend acceptance or rejection?

Accept (5)

> *** Guidance: Please provide specific recommendations that you would like to suggest to the author for improving the paper.

Note: If you need a visa, please fill out the visa letter or contact:
icabme13@ul.edu.lb

Regards,
Mohamad KHALIL
Conference Coordinator

Study and Implementation of a Network Point Health Smart Home Electrocardiographic

N.HAMLIL¹

Department of Electrical engineering
Laboratory of Biomedical
Phd student in Tlemcen University
Tlemcen-Algeria
nabilahmlil@gmail.com

M.BENABDELLAH²

Department of Electrical engineering
Laboratory of Biomedical Engineering
Professor at Tlemcen University
Tlemcen-Algeria
m_benabdellah_2000@yahoo.fr

Abstract— The technological development of health care seek continuously To give again an autonomous life, in their residence, with the people suffering from various pathologies (chronicles) or insufficiencies (handicaps, dependence). This paper presents a health smart home (HSH) system represent a temporary or durable alternative to the hospitalization or the recourse to the establishments of lodging of long life – elderly people's homes or specialized centers. The patient is not then constrained any more to give up his residence and the life in society. He preserves a broad autonomy in his social environment and privative, while profiting from preventive services of health. These systems particularly concern the elderly, but more generally the people presenting of the risks of driving affection (falls for example) or cognitive (depression, senile insanity, etc), or requiring care or an special attention (diabetics, asthmatic, etc).

Keywords—Telemedicine, microcontroller, biomedical sensor, networking, intelligent system, health smart home.

I. INTRODUCTION

Since the advent of communication and information technologies medicine experienced accelerated developments with aiming preventive, diagnostic and therapeutic, which lead the decision makers of health and the experts of medicine to make choices and to establish strategies [1,2], according to criteria of safety, of effectiveness and utility.

The work we have developed in this article is a work of technological development aimed at the implementation of a dedicated telemedicine network Smart Home Health.

For this we have:

1 - Caught signal prototype for the electrical activity of the myocardium due to its vital importance.

2 – Microcontroller collection Implemented of the signal around the PIC 16F876A programmed in assembler using MPLAB.

3 - Developed a transceiver of the digital signal modulation-demodulation radio 16 - Area of the patient to the local machine configured on the server architecture.

4 - Implemented a graphical interface in Visual Basic environment responsible for the display, processing,

archiving and transfer of data to a central vigilance using TCP / IP protocol. These data are of the multimedia nature because it is the capture and transmission of text flow, voice, video and multi-format files.

II. GLOBAL HSH INSTALLATION

The smart home health (HSH) is based on a global information system [3,4,5,6,9] that includes the following as shown in figure 1:

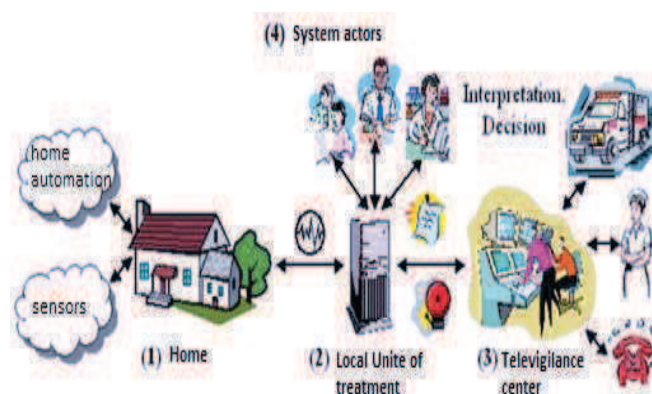


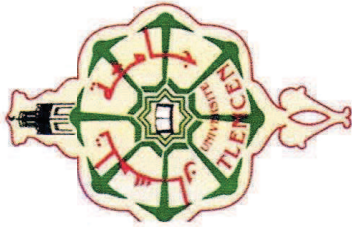
Fig 1. Information system of medical telesurveillance at home

1- A set of deferent kinds sensors (physiology, environment, activity) Installed in the home or on the person connected in networks for real-time collection of data [8].

2- A local processing unit, at each home, responsible for the storage and processing of signals received from the sensors, the management of a knowledge base on the telemonitored person and the transmission of messages and alarms.

3- Televigilance center for processing messages and habitats alarms received.

4- A set of actors (medical personnel, telemonitored person and his family members) can access at any time after authentication and privileges according to the data of the system, at the local processing unit.



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche
Faculté de Technologie, Université de Tlemcen
Laboratoire de recherche en Génie Biomédical



Biomedical Engineering International Conference BIOMEIC'12

October 10 – 11, 2012 Tlemcen – Algeria

ATTESTATION DE PARTICIPATION

Le Président de la Conférence Internationale sur le Génie Biomédical BIOMEIC'12 qui s'est tenue les 10-11 octobre 2012 à Tlemcen, atteste que Melle : **Hamlil Nabila** a participé à cette Conférence par la présentation d'une communication intitulée:

«**Étude et Réalisation d'une Plateforme Dédiée à la Pratique Télé Médicale: Application en Télécardio-Respirographie**»

Co-auteurs: **Benabdellah Mohammed, Nemmiche Ahmed, Aounallah Sidahmed and Rerbal Souhila**

Le Président de BIOMEIC'12
Professeur Mohammed BENABDALH



Cette attestation est délivrée pour servir et valoir ce que de droit

Étude et Réalisation d'une Plateforme Dédiée à la Pratique Télé Médicale : Application en Télécario-Respirographie.

N.Hamlil¹, M.Benabdellah², A.Nemmiche³, S.Aounallah⁴, S.Rerbal⁵

Université Abou BekrBelkaid, Faculté de Technologie Département de Génie Electrique et Electronique, Laboratoire de Génie Biomédical.

BP 230, Tlemcen 13000, Algerie

¹n.hamllil@yahoo.fr

²m_benabdellah_2000@yahoo.fr

³ahmedmaghnia@yahoo.fr

⁴houcine571@hotmail.fr

⁵souhila_re@yahoo.fr

Résumé—La Télémédecine est introduite depuis plusieurs décennies dans la pratique de la médecine, afin d'améliorer la qualité des soins et la prise en charge des patients [1]. La Télémédecine est définie comme étant l'application des technologies de l'information et de la communication (TIC) dans l'exercice de la médecine. Nous nous proposons dans le cadre de ce travail d'étudier et de réaliser une interface Homme-Machine dédiée à la télésurveillance de la fonction cardio-respiratoire et fonctionnant selon différents protocoles de communication. Cette interface sera un plateau technique capable de prélever sur le patient en temps réel et simultanément trois signaux physiologiques représentatifs respectivement : de l'activité électrique de la pompe cardiaque (l'Electrocardiogramme ECG),de l'activité mécanique de la pompe ventilatoire (le pneumotachogramme PTG) etde l'activité respiratoire de l'échangeur pulmonaire (le photopléthysmogramme PPG), puis faire parvenir ces signaux à un poste local dans un premier temps et les transférer à travers des réseaux informatiques en vue d'applications télé médicales telles que l'archivage des données à des fins de Télésurveillance, prévention de l'IDM (Infarctus Du Myocarde), du Télé sevrage de la ventilation artificielle à domicile etc...

Mots clés— Télémédecine, Télésurveillance médicale, Capteurs biomédicaux, RS232, USB, HID, Télécariographie, Télésurographie, Microcontrôleur, firmware, VB6, socket.

Abstract—Telemedicine has been known for several decades in practice of medicine, in order to improve quality of the care and the assumption of responsibility of the patients.Telemedicine is defined as the application of technologies of information and communication (ICT) in the practice of medicine. We propose in this paper to study and develop a humaninterface device dedicated to Tele monitoring of the cardiopulmonary function. This device can be operatedwith different communication Protocols and will be a technical equipment able to monitor on the patient in realtime and simultaneously three physiologicalsignals representative respectively of the electrical activity of the heart pump(ECG), mechanical activity of ventilationpump (PTG) and respiratory activity of pulmonary interchange (PPG) and transfer these signals through the Tele medical networks view Telemedical application asdata archiving at endsofTelemonitoring, IDM preventives,Tele weaningof artificial ventilation at home etc.

Republique Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche
Faculté de Technologie, Université de Tlemcen
Laboratoire de recherche en Génie Biomédical



Biomedical Engineering International Conference BIEMEIC'12

October 10 – 11, 2012 Tlemcen – Algeria

ATTESTATION DE PARTICIPATION

Le Président de la Conférence Internationale sur le Génie Biomédical BIEMEIC'12 qui s'est tenue les 10-11 octobre 2012 à Tlemcen, atteste que Mme : **Abdelouahed Sara** a participé à cette Conférence par la présentation d'une communication intitulée:

«Analyse objective des dysphonies d'origine laryngées par analyse spectro-temporelle du signal vocal acoustique»

Co-auteurs: **Benabdellah Mohammed, Aounallah Sidahmed, Rerbal Soubila , Hamilil Nabila**

Le Président de BIEMEIC'12
Professeur **Mohammed BENABDALH**



Cette attestation est délivrée pour servir et valoir ce que de droit

Analyse Objective des Dysphonies d'Origine Laryngées par Analyse Spectro-Temporelle du Signal Vocal Acoustique

S.ABDELOUAHED¹, M.BENABDELLAH², S.AOUNALLAH³, S.RERBAL⁴, N.HAMLIL⁵
*Département de Génie Electrique ET Electronique, Faculté de Technologie, Laboratoire de Génie Biomédical,
Université Abou
Bekr Belkaid.*

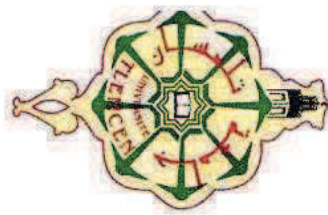
BP 230, Tlemcen 13000, Algerie
¹sarasim1@hotmail.fr
²m_benabdellah_2000@yahoo.fr
³houcine@hotmail.fr
⁴souhila_r@yahoo.fr
⁵n.Hamlil@yahoo.fr

Résumé — Dans le cadre de cet article nous développons un système dédié à la caractérisation objective des dysphonies chroniques d'origine laryngées. Le but de ce système est triple : diagnostic, thérapeutique et suivi de la maladie. Pour cela nous mettons à profit dans un premier temps l'enregistrement et l'archivage du signal vocal acoustique au moyen de l'environnement logiciel Audacity qui permet de délivrer un signal temporel sous le format WAVE. Notre contribution a consisté en l'implémentation sous environnement Visual Basic d'un algorithme permettant de réaliser l'analyse spectrotemporelle d'un signal vocal acoustique voisé en l'occurrence un « a » soutenu pendant trois secondes. Nous avons appliqué cet algorithme sur trois sujets sains et trois sujets pathologiques dont deux présentant un cancer du larynx et un présentant un polype de type inflammatoire des cordes vocales. Les résultats obtenus montrent une variabilité des caractéristiques spectro-temporelles entre sujets sains et sujets pathologiques notamment en ce qui concerne les contenus spectraux évalués par TFD-CT et la fréquence fondamentale F0 moyennée sur plusieurs trames du signal voisé.

Mots clés— TFD CT- dysphonies laryngée- sons voisés- jittershimmer- STD- formants- fréquence fondamentale.

Abstract— In this paper we develop a system dedicated to the objective characterization of dysphonia chronic laryngeal origin. The purpose of this system is threefold: diagnosis, treatment and monitoring of the disease. For this, initially we take advantage of the recording and archiving of acoustic speech signal through the environment Audacity software environment which allows providing a temporal signal in the WAVE format. Our contribution consisted of the implementation, under the Visual Basic environment, of an algorithm that allows performing the analysis of a spectro-temporal acoustic voiced speech signal in this case "a" sustained for three seconds. We applied this algorithm on three healthy subjects and three pathological subjects of which two with cancer of the larynx and one with inflammatory polyp-like vocal cords. The results obtained show a variability of spectro-temporal characteristics between healthy and pathological subjects in particular with regard to spectral content evaluated by DFT-CT and the fundamental frequency F0 averaged over several frames of the voiced signal.

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche
Faculté de Technologie, Université de Tlemcen
Laboratoire de recherche en Génie Biomédical



Biomedical Engineering International Conference BIOMEIC'12
October 10 – 11, 2012 Tlemcen – Algeria

ATTESTATION DE PARTICIPATION

Le Président de la Conférence Internationale sur le Génie Biomédical BIOMEIC'12 qui s'est tenue les 10-11 octobre 2012 à Tlemcen, atteste que Mme : **Souhila Rerbal** a participé à cette Conférence par la présentation d'une communication intitulée:

«**Développement d'une Interface Homme Machine d'Information et de Communication Télémedicale IHM-ICTM : Application au Traitement Numérique du Signal Physiologique en Télémédecine**»

Co-auteurs: **Mohammed Benabdellah, Lahouaria Badir Benkrelifa, Nabila Hamlil and Ahmed Nemiche**

Le Président de BIOMEIC'12
Professeur Mohammed BENABDALH



Cette attestation est délivrée pour servir et valoir ce que de droit.

Développement d'une Interface Homme Machine d'Information et de Communication Télémédicale IHM-ICTM : Application au Traitement Numérique du Signal Physiologique en Télémédecine

S. RERBAL¹, M. BENABDELLAH², A. NEMMICHE³, L. BADIR BENKHALIFA⁴, N. HAMLIL⁵,
Département de Génie Electrique ET Electronique, Faculté de Technologie, Laboratoire de Génie Biomédical,
Université Abou Bekr Belkaid.

BP 230, Tlemcen 13000, Algerie

¹souhila_re@yahoo.fr

²m_benabdellah_2000@yahoo.fr

³oullie_31000@hotmail.fr

⁴n.hamliil@hotmail.fr

Résumé— Nous nous proposons dans le cadre de cet article de présenter le développement d'une interface homme machine d'information et de communication télé médicale IHM-ICTM ayant pour mission :

- de prélever sur le patient des signaux multidimensionnels représentatifs de son état physiopathologique.
- de contrôler des systèmes médicaux de suppléance d'organes physiologiques déficients.
- de prendre en charge le transfert des données à travers des réseaux informatiques médicaux.

La première configuration de cette interface comprend :

- Un ETTDM (Equipement Terminal de Traitement des Données Médicales) dédié à trois signaux physiologiques : Le premier représentatif de l'activité électrique du myocarde (l'électrocardiogramme ECG), le second représentatif de la fonction mécanique ventilatoire (le pneumotachogramme PTG), et le troisième représentatif de l'échangeur pulmonaire ainsi que de la fonction circulo respiratoire (le photoplethysmogramme PPG).
- Une interface Hard construite autour d'un microcontrôleur (CODEC), chargée de numériser les signaux issus de l'ETTDM et de les transférer sur un terminal informatique local.

Une interface Soft développée sous environnement Visual Basic chargée de piloter l'acquisition, le traitement spatio spectro temporel, l'archivage et le transfert des données médicales à travers des réseaux médicaux sous le protocole TCP/IP.

L'enregistrement simultané de ces trois signaux permet une meilleure prise en charge de la défaillance cardio respiratoire sur le plan diagnostique, thérapeutique et surveillance grâce au traitement numérique spatio spectro temporel multiparamétrique et corrélateur de ces signaux.

Mots clés— ECG – PTG – PPG – Télémédecine – EDRAEDRF- PDRA- PDRF- Autocorrélation -Intercorrélation – FFT – DSP.

Abstract—We propose in this paper to present the development a man machine tele-medical interface of information and communicationtele-medical HMI-ICTM. This allows respectively:

- To measure on the patient multidimensional signals representing its pathophysiological state.
- To Control substitution medical systems of physiological defective organs.
- To support the transfer of data through computer medical networks.

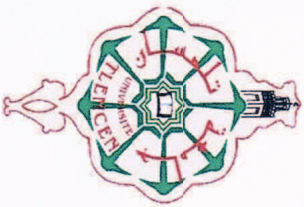
The first configuration of this interface consists of:

- A Terminal Equipment Medical Data Processing dedicated to three physiological signals: The first representative of myocardial electrical activity (electrocardiogram ECG), the second representative of the mechanical ventilatory function (the pneumotachogram PTG), and the third representative of the exchanger and the pulmonary flow function (photoplethysmogram the PPG).
- The Hardware interface built around a microcontroller (CODEC), responsible for digitizing the signals from the ETTDM and transfers them to a local computer terminal.

The Software interface developed in Visual Basic environment responsible for controlling the acquisition, processing spatial and temporal spectroscopy, archiving and transferring of the medical data through medical networks in the TCP / IP.

The simultaneous recording of these three signals allows a better management of cardio respiratory failure. This management is on a diagnostic bases, the processing and the monitoring through digital processing, and multiparametric spatial, temporal, spectral and correlation of these signals.

COMMUNICATIONS
NATIONALES (06)



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche
Université de Tlemcen-Faculté de Technologie
Laboratoire de recherche en Génie Biomédical

3^{ème} journée Doctorale de Génie Biomédical



JD-GBM'13

ATTESTATION DE PARTICIPATION

Le Président de la journée atteste que **Melle. Hamlil Nablia** a présenté une communication intitulé «**Implantation d'un Réseau d'Information Télémédicale**» à l'occasion de la troisième journée doctorale de Génie Biomédical JD-GBM'13 qui s'est déroulée le 23 mai 2013 à Tlemcen(Algérie).

Le président

3^{ème} Journée Doctorale de Génie Biomédical
JD-GBM'2013-23 mai 2013

Laboratoire de Recherche GBM'

Implantation d'un Réseau d'Information Télémédicale

N.Hamlil^{#1}, M.Benabdellah^{#2}

[#] *Université Abou Bakr Belkaid, Faculté de Technologie Département de Génie Electrique et Electronique, Laboratoire
de Génie Biomédical*

BP 230, Tlemcen 13000, Algérie

¹nabilahamlil@gmail.com

²m_benabdellah_2000@yahoo.fr

Résumé — Grâce aux nouvelles technologies de l'information et de la communication, la télémédecine prend de plus en plus d'importance. Elle cherche continuellement à développer des méthodes et des technique pour mieux porter les indications thérapeutiques et diagnostics toute en assurant le confort du patient ainsi que la qualité du soins. L'objectif de la Télémédecine est de redonner une vie autonome, dans leur domicile, aux personnes souffrant de diverses pathologies (chroniques) ou insuffisances (handicaps, dépendance). Nous présentons dans cet article l'implantation d'un réseau d'information télémédical qui permet d'envoyer les données du patient d'un poste local vers un poste distant par l'utilisation du protocole TCP/IP.

Keywords— Télémédecine, réseaux, TCP/IP, Visual Basic, Télésurveillance.

Abstract — Thanks to news information and communication technologies, telemedicine is becoming increasingly important. She continually seeks to develop methods and technique to bring the best therapeutic indications and diagnoses all ensuring patient comfort and quality care. The objective of Telemedicine is to give independent living in their homes, people with various diseases (chronic) or deficiencies (disabilities, addiction). We present in this article the implementation of a telemedicine network information that can send patient data to a local workstation to a remote computer by using the TCP / IP protocol.



Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان
Université Aboubekr Belkaïd - Tlemcen

Faculté de Technologie

Laboratoire de Génie Biomédical



Attestation

2ème journée Doctorale de Génie Biomédical JD-GBM'12

Le président de la journée atteste que **HAMLIL Nabila** a présenté une communication intitulée « **Étude et Réalisation d'un interface Homme-Machine sous Protocole USB-HID: Application en Télécardio-Respirographie** » à l'occasion de la deuxième journée Doctorale de Génie Biomédical JD-GBM'12 qui s'est déroulée le 23 mai 2012 à Tlemcen (Algérie).

Tlemcen, le 23 mai 2012
Le président de la journée

Laboratoire de recherche en Génie Biomédical

JD-GBM'12

le 23 Mai 2012

Pr. Benabdellah Mohamed

Étude et Réalisation d'une Interface Homme-Machine sous Protocole USB-HID: Application en Télécadio-Respirographie.

N.Hamlil¹, M.Benabdellah², A.Nemmiche³, S.Rerbal⁴, L.Badir Benkrelifas⁵, N.Moulhi⁶, A.Aissa⁷
Université Abou Bekr Belkaid, Faculté de Technologie Département de Génie Electrique et Electronique, Laboratoire de Génie Biomédical.

BP 230, Tlemcen 13000, Algérie
n.hamli1@yahoo.fr
m_benabdellah_2000@yahoo.fr
souhila_re@yahoo.fr
badir_gbm@yahoo.fr
nasralawdi@yahoo.com
ameenaesa@yahoo.com

Résumé— La pompe respiratoire et l'échangeur pulmonaire permettent d'alimenter le sang en oxygène. Cet oxygène parvient aux différents organes et cellules grâce à la fonction circulatoire du myocarde elle-même contrôlée par l'activité électrique de celui-ci. La télésurveillance de la fonction cardiaque et de la fonction respiratoire au moyen de l'enregistrement simultané de ces deux signaux permet de mieux appréhender l'inter-corrélation entre l'insuffisance cardiaque et l'insuffisance respiratoire et par conséquent de mieux contrôler et adapter les indications thérapeutiques. Notre travail s'articule autour d'une recherche de développement technologique qui consiste à concevoir et à réaliser une interface Homme-Machine capable de prélever sur le corps humain des signaux physiologiques, de les faire parvenir dans un premier temps à un poste local, puis dans un deuxième temps à un poste distant. Le choix des signaux physiologiques a porté sur l'électrocardiogramme représentatif de l'activité électrique du myocarde et sur le photopléthysmogramme représentatif de sa fonction respiratoire et ce en vue d'une application dédiée à la Télécadio-respirographie.

Mots clés— Télémédecine, Télésurveillance médicale, Capteurs biomédicaux, USB, HID, Télécadiographie, Télésurographie, Microcontrôleur, firmware, VB6, socket.

Abstract—The respiratory pump and the pulmonary exchanger used to supply blood with oxygen. This oxygen reaches the different organs and cells through the circulatory function of the myocardium it self controlled by the electrical activity of the latter. Telesurveillance of cardiac function and respiratory function through simultaneous recording of both signals allows to better apprehend the intercorrelation between cardiac insufficiency and the respiratory insufficiency and therefore to better control and adapt the therapeutic indications. Our work is articulated around a search for technological development which consists in conceiving and making a man-machine interface able to take physiological signals on the human body , to forward them initially to a local station, then a second time to a remote station. The choice of physiological signals has focused on the electrocardiogram representing the electrical activity of the myocardium and the photoplethysmogram representative of respiratory function and to an application dedicated to Telecardio-respirography.



Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد · تلمسان
Université Aboubekr Belkaïd · Tlemcen

Faculté de Technologie

Laboratoire de Génie Biomédical



1ère journée Doctorale de Génie Biomédicale

JD-GBM' 2011

ATTESTATION

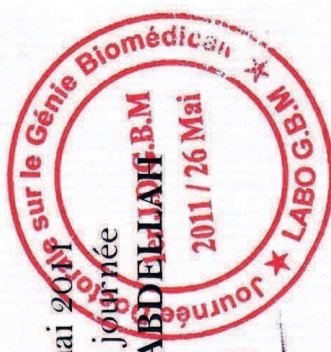
Le président de la journée atteste que N. Hamlil a présenté une communication intitulée « Étude et Réalisation d'une Interface Homme-Machine sous Protocole USB-HID: Application en Télécadio-Respirographie » à l'occasion de la première journée Doctorale de Génie Biomédical JD-GBM' 2011 qui s'est déroulée le 26 mai 2011 à Tlemcen (Algérie).

Tlemcen, le 26 mai 2011

Le président de la journée

Pr. Mohammed ~~BENABDELJAH~~.B.M

2011 / 26 Mai



Étude et Réalisation d'une Interface Homme-Machine sous Protocole USB-HID: Application en Télécario-Respirographie.

N.Hamlil¹, M.BENABDELLAH², L.Badir Benkrelifa³, S.Rerbal⁴, N.Moulhis, A.Eissa⁶

Département de Génie Electrique ET Electronique, Faculté de Technologie, Laboratoire de Génie Biomédical, Université Abou Bekr Belkaid.

BP 230, Tlemcen 13000, Algerie

1n.hamli1@yahoo.fr

2m_benabdellah_2000@yahoo.fr

3oullie_31000@hotmail.fr

4souhila_r@yahoo.fr

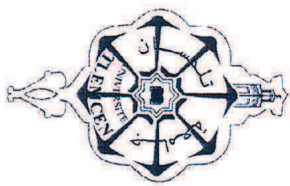
5nasralawdi@yahoo.com

6ameenaesa@yahoo.com

Résumé— La Télémédecine est introduite depuis plusieurs décennies dans la pratique de la médecine, afin d'améliorer la qualité des soins et la prise en charge des patients [1]. La Télémédecine est définie comme étant l'application des technologies de l'information et de la communication (TIC) dans l'exercice de la médecine. Nous nous proposons dans le cadre de ce travail d'étudier et de réaliser une interface Homme-Machine dédiée à la télésurveillance de la fonction cardiorespirographique et fonctionnant sous le protocole USB-HID (Universel Serial Bus-Human Interface Device). Cette interface sera un plateau technique capable de prélever sur le patient en temps réel et simultanément trois signaux physiologiques représentatifs respectivement de l'activité électrique de la pompe cardiaque (l'ECG), de l'activité mécanique de la pompe ventilatoire (le spirogramme) et de l'activité respiratoire de l'échangeur pulmonaire (le PPG), de transférer ces signaux à travers des réseaux télé médicaux en vue d'applications Télécario-respirographiques comme le Télé sevrage de la ventilation artificielle par exemple et de les archiver à des fins de Télésurveillance.

Mots clés— Télémédecine, Télésurveillance médicale, Capteurs biomédicaux, USB, HID, Télécariographie, Télésurographie, Microcontrôleur, firmware, VB6, socket.

Abstract— Tele medical has been known for several decades in practice of medicine, in order to improve quality of the care and the assumption of responsibility of the patients. Telemedicine is defined as the application of technologies of information and communication (ICT) in the practice of medicine. We propose in this paper to study and perform a human interface device dedicated to Tele monitoring of the cardio-respirographic function and operating under the Protocol USB - HID (Universal Serial Bus - Human Interface Device). This interface will be a technical equipment able to take on the patient in real time and simultaneously three signals physiological representative respectively of the electrical activity of the heart pump (ECG), mechanical ventilation (spirogram) pump and activity of respiratory activity of pulmonary interchange (PPG) and transfer these signals through the Tele medical networks view of applications Tele cardio-respirographic as the withdrawal of artificial Tele ventilation for example and to file them at ends of Tele monitoring.



Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد · تلمسان

Université Aboubekr Belkaïd · Tlemcen

Faculté de Technologie

Laboratoire de Génie Biomédical



Attestation

2ème journée Doctorale de Génie Biomédical

JD-GBM'12

Le président de la journée atteste que LAHOUARIA Badir a présenté une communication intitulée « Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine Dédicée à la Spectrophotométrie d'absorption Moléculaire: Application à la Télé Surveillance de l'Insuffisance Rénale » à l'occasion de la deuxième journée Doctorale de Génie Biomédical JD-GBM'12 qui s'est déroulée le 23 mai 2012 à Tlemcen (Algérie).

Laboratoire de recherche en Génie Biomédical

Tlemcen, le 23 mai 2012
Le président de la journée

JD-GBM'12

le 23 Mai 2012

Dr. Boubdallah Mohamed

Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine Dédiée à la Spectrophotométrie d'absorption Moléculaire: Application à la Télé Surveillance de l'Insuffisance Rénale.

L.Badir Benkreifa¹, M.Benabdellah², N.Hamlil³, S.Rerbal⁴, A.Eissas⁵, N Moulhi⁶.

*Département de Génie Electrique et Electronique, Faculté de Technologie, Laboratoire de Génie Biomédical,
Université Abou Bekr Belkaid.*

BP 230, Tlemcen 13000, Algerie

¹badir_gbm@yahoo.fr

²m_benabdellah_2000@yahoo.fr

³n.Hamlil@yahoo.fr

⁴souhila_r@yahoo.fr

⁵aminaessa@yahoo.com

⁶nasralawdi@yahoo.com

Résumé— Le but des examens biochimiques est triple:

Diagnostic, pronostic et contrôle des traitements. En effet à l'hôpital, le laboratoire a une activité d'analyse à titre principal, doublée parfois d'une activité préparatoire pour répondre à ses propres besoins en réactifs.

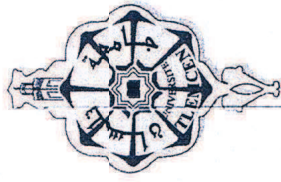
L'activité analytique a pour but de mettre en évidence des substances (molécules ou agrégats) ou de mesurer la concentration de certains composants (atomes, ions ou molécules) dans des échantillons de liquides ou de tissus prélevés à partir des malades. Caractérisation et mesure permettent de déceler des anomalies qui peuvent éclairer le médecin dans son diagnostic et le guider dans son traitement. Plusieurs méthodes physiques d'analyses biochimiques sont utilisées, mais la spectrophotométrie d'absorption moléculaire reste la méthode la plus usitée en clinique courante. Nous présentons un travail de recherche de développement technologique dédiée à la spectrophotométrie d'absorption moléculaire et son application dans la télé surveillance de l'insuffisance rénale. Les trois fonctionnalités principales de cette interface sont :

Son fonctionnement en système fixe et embarqué.

Sa capacité à transmettre les données à travers des réseaux télé médicaux.

L'archivage dynamique des résultats d'analyse.

Mots clés— Spectrophotométrie, loi de Beer Lambert, microcontrôleur, RS232, télé surveillance, TCP/IP.



Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد · تلمسان
Université Aboubekr Belkaïd · Tlemcen

Faculté de Technologie

Laboratoire de Génie Biomédical



1^{ère} journée Doctorale de Génie Biomédicale JD-GBM' 2011

ATTESTATION

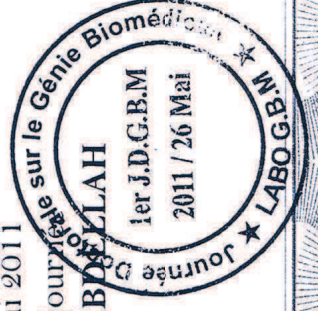
Le président de la journée atteste que **BADIR BENKRELIFA L.** a présenté une communication intitulée « **Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine Dédicée à la Spectrophotométrie d'absorption Moléculaire: Application à la Télé Surveillance des Insuffisants Cardiaques et Rénaux** » à l'occasion de la première journée Doctorale de Génie Biomédical JD-GBM' 2011 qui s'est déroulée le 26 mai 2011 à Tlemcen (Algérie).

Tlemcen, le 26 mai 2011

Le président de la journée

Pr. Mohammed BENABDELILLAH

1^{er} J.D.G.B.M
2011 / 26 Mai



Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine Dédiée à la Spectrophotométrie d'absorption Moléculaire: Application à la Télé Surveillance des Insuffisants Cardiaques et Rénaux.

L.Badir Benkrelifa¹, M.Benabdellah², N.Hamlil³, S.Rerbal⁴, N.Moulhis⁵, A.Eissa⁶
Département de Génie Electrique et Electronique, Faculté de Technologie, Laboratoire de Génie Biomédical,
Université Abou Bekr Belkaid.

BP 230, Tlemcen 13000, Algerie
¹oullie_31000@hotmail.fr
²m_benabdellah_2000@yahoo.fr
³n.Hamlil@yahoo.fr
⁴souhila_r@yahoo.fr
⁵nasralawdi@yahoo.com
⁶aminaessa@yahoo.com

Résumé— Le but des examens biochimiques est triple : Diagnostic, pronostic et contrôle des traitements. En effet à l'hôpital, le laboratoire a une activité d'analyse à titre principal, doublée parfois d'une activité préparatoire pour répondre à ses propres besoins en réactifs. L'activité analytique a pour but de mettre en évidence des substances (molécules ou agrégats) ou de mesurer la concentration de certains composants (atomes, ions ou molécules) dans des échantillons de liquides ou de tissus prélevés à partir des malades. Caractérisation et mesure permettent de déceler des anomalies qui peuvent éclairer le médecin dans son diagnostic et le guider dans son traitement. Plusieurs méthodes physiques d'analyses biochimiques sont utilisées, mais la spectrophotométrie d'absorption moléculaire reste la méthode la plus usitée en clinique courante.

Le but des travaux de recherche dans le cadre de notre thèse de Doctorat est l'étude et la réalisation d'une interface homme machine dédiée à la spectrophotométrie d'absorption moléculaire et son application dans la télé surveillance des insuffisants cardiaques et rénaux.

Les trois fonctionnalités principales de cette interface sont : Son fonctionnement en système fixe et embarqué, Sa capacité à transmettre les données à travers des réseaux télé médicaux et L'archivage dynamique des résultats d'analyse.

Mots clés— Spectrophotométrie, loi de Beer Lambert, microcontrôleur, RS232, télé surveillance, TCP/IP.

Abstract—The aim of the biochemical examinations is triple: Diagnosis, forecast and control of the treatments.

Indeed at the hospital, the laboratory has an activity of analysis on a purely principal basis, sometimes doubled by a preparatory activity to meet its own requirements in reagents.

The purpose of the analytical activity is to highlight substances (molecules or aggregates) or to measure the concentration of some components (atoms, ions or molecules) in samples of the liquids or tissues taken from the patients. Characterization and measurement allows to detect anomalies which can help the doctor in his diagnosis and to guide him in his treatment. Several physical methods of biochemical analyzes are used, but the absorption's molecular spectrophotometry is the most used method in current private clinic.

The object of the research of our Doctorate's thesis is the study and the realization of a human interface device dedicated to the absorption's molecular spectrophotometry and its application in the remote monitoring of cardiac and renal disease.

The three principal functionalities of this interface are: Its operation in fixed and embarked system, Its capacity to transmit the data through the networks of Telemedicine and The dynamic archiving of the analysis results.



Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد · تلمسان
Université Aboubekr Belkaïd · Tlemcen

Faculté de Technologie

Laboratoire de Génie Biomédical



1ère journée Doctorale de Génie Biomédicale JD-GBM' 2011

ATTESTATIO

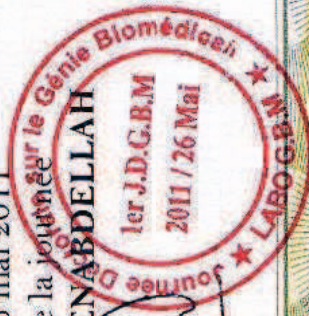
Le président de la journée atteste que **S. RERBAL** a présenté une communication intitulée « **Traitement Numérique du Signal Physiologique en Télémédecine: Analyse Spatio-Spectro-Temporelle et Corrélatoire cardio-respiratoire** » à l'occasion de la première journée Doctorale de Génie Biomédical JD-GBM' 2011 qui s'est déroulée le 26 mai 2011 à Tlemcen (Algérie).

Tlemcen, le 26 mai 2011

Le président de la journée

Pr. **Mohammed BENDJELLAH**

1er J.D.G.B.M
2011 / 26 Mai



Traitement Numérique du Signal Physiologique en Télémedecine: Analyse Spatio-Spectro-Temporelle et Corrélatoire cardio-respiratoire.

S. RERBAL¹, M. BENABDELLAH², A. NEMMICHE³, L. BADIR BENKHALIFA⁴, N. HAMLIL⁵,
N. MOUPHI⁶, A. EISSA⁷

*Département de Génie Electrique ET Electronique, Faculté de Technologie, L aboratoire de Génie Biomédical,
.Université Abou Bekr Belkaid
BP 230, Tlemcen 13000, Algeria*

¹ souhila_re@yahoo.fr

² m_benabdellah_2000@yahoo.fr

⁴ oullie_31000@hotmail.fr

⁵ n.hamlil@hotmail.fr

Résumé— Nous nous proposons dans le cadre de ce travail de développer et de mettre en oeuvre une chaîne d'acquisition simultanée et en temps réel de cinq signaux physiologiques, dédiée à l'exploration de la fonction cardiorespiratoire au moyen de l'analyse spatio spectro temporelle et corrélatoire de ces signaux.

Le choix de ces signaux a été porté sur :

- 1- le signal représentatif de l'activité électrique de la pompe cardiaque présent sur le corps humain à l'état basal sous forme électrique en l'occurrence l'électrocardiogramme (ECG).
- 2- le signal représentatif de l'activité mécanique de la pompe musculo ventilatoire nécessitant la mise en oeuvre d'un capteur pour son recueil en l'occurrence le pneumotachogramme (PTG).
- 3- le signal représentatif de l'activité respiratoire et de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire en l'occurrence le photopléthysmogramme (PPG).
- 4- le signal représentatif de l'activité circulatoire de la pompe cardiaque en l'occurrence l'ultrasonogramme Doppler (USG).
- 5- le signal représentatif de l'activité rhéologique vasculaire en l'occurrence l'anémopléthysmogramme à fil chaud (APG).

A l'étape actuelle de l'avancement de nos travaux, nous avons pu procéder à la mise en oeuvre de l'acquisition et du traitement des deux premiers signaux.

Les étapes suivantes de nos travaux seront consacrées à la mise en oeuvre et au traitement des cinq signaux et à l'implémentation d'une plate-forme logicielle dédiée à des applications télémedicales.

Mots clés— Fonctions d'Autocorrélation et d'Intercorrélation- FFT – Densité spectrale – ECG – PTG – PPG – USG – APG –plateforme d'acquisition – Télémedecine.

Abstract— We propose We propose within the framework of this work to develop in real-time a chain of simultaneous acquisition of five physiological signals, dedicated to the exploration of the cardio-respiratory (cardiopulmonary) function by means of the temporal spacio spectral and correlated analysis of these signals.

The choice of these signals was related to:

- 1- The signal representative of the electric activity of the cardiac pump present on the human body in a basal state in electric form; the electrocardiogram (ECG).
- 2- The signal representative of the mechanical activity of the musculo ventilatory pump requiring the placement of a sensor for the signal collection; the pneumotachogram (PTG).
- 3- The signal representative of the respiratory activity and the effectiveness of the pulmonary exchanger; photoplethysmogram (PPG).
- 4- The signal representative of the circulatory activity of the cardiac pump; the ultrasonogram Doppler (USG).
- 5- The signal representative of the vascular rheological activity; the anémopléthysmogram with a hot wire (APG).

At the current stage of the advance of our work, we could proceed to the implementation of the acquisition and the treatment of the first two signals The following step in this work, is concerned with the processing of the five physiological signals and the implementation of a software platform dedicated to the telemedical applications.

page de garde	1
Dédicace	2
Remerciement	3
Résumé	4
Résumé en anglais.....	5
Résumé en arabe	6
Table des matières	7
Liste des figures	15
Liste des tableaux	19
Abréviation	20
Introduction générale	24

Chapitre I

1. INTRODUCTION	28
2. ELECTROCARDIOGRAMME	28
2.1 ANATOMIE DU CŒUR :	28
2.1.1. Présentation :	28
2.1.2. Cœur	29
2.1.3. Physiologie du cœur	30
2.1.4. Activation cardiaque.....	31
2.1.5. Les maladies	31
2.2 TRACE ECG	32
2.2.1 Les douze dérivations :	32
2.2.2 Six dérivations frontales :	32
2.2.3 Six dérivations précordiales :	33
2.2.4 Autres dérivations :	34
2.3 TRACE DES RESULTATS SUR PAPIER :	35
2.4 BASES DE L'INTERPRETATION D'UN ECG :	35
3 PNEUMOTACHOGRAMME.....	36
3.1 ANATOMIE DU SYSTEME RESPIRATOIRE:.....	36
3.1.1 L'arbre respiratoire	36
3.1.2 Les poumons	38
3.1.3 Les muscles de la respiration	38
3.2 FONCTIONNEMENT DU SYSTEME RESPIRATOIRE ET CONTROLE DE CE FONCTIONNEMENT	39
3.2.1 Les volumes pulmonaires	39
3.2.2 Les capacités pulmonaires	43
3.2.3 les débits ventilatoires	43
3.2.4 Les pressions	46
4 PHOTOPLETHYSMOGRAMME :.....	49

4.1	Définition :	49
4.2	Principes Physiologiques :	51
4.2.1	Principe de mesure:	51

Chapitre II

1.	DÉFINITIONS DE LA TÉLÉMÉDECINE	54
1.1.	La télémédecine est une médecine a distance	55
1.2.	Télémédecine –évolution technologique et formation	56
1.3.	La télémédecine permet un échange de pratiques médicales et une utilisation optimale des compétences médicales	56
1.3.1.	La Télémédecine concerne les multiples spécialités médicales.....	57
1.4.	La télémédecine s'adresse aux pays industrialisé s, aux pays émergents et aux pays en voie de développement (PVD).....	57
2.	UNE NEBULEUSE DE TERMES	57
2.1.	Télésciences.....	58
2.2.	Télémédecine et télématique de santé	58
2.3.	Télémédecine et télésanté.....	58
2.4.	Télésanté et e-santé	59
2.5.	Télémédecine et nouvelles technologies de l'information et de la communication (NTIC). ...	59
3.	LA TÉLÉMÉDECINE : QUELLES APPLICATIONS POUR QUELLE UTILITÉ?.....	60
3.1.	Rappel historique.....	60
3.2.	LES DIFFÉRENTES APPLICATIONS DE LA TÉLÉMÉDECINE	62
3.2.1.	Les six types d'applications selon Saint-Val	62
3.2.2.	La typologie française des applications de la télémédecine	64
3.2.3.	Télémédecine et niveaux d'application selon JP THIERRY	67
3.3.	Quelques critères différenciant les domaines d'applications de la télémédecine	68
3.3.1.	Les applications de la télémédecine selon les pays.....	68
3.3.2.	La télémédecine en sites isolés dans les pays industrialisés	68
3.3.3.	La télémédecine dans les pays en développement	69
4.	SYSTEMES DE TELEMEDECINE VERS LE DOMICILE	71
4.1.	État de l'art des systèmes d'habitats intelligents pour la santé	72
4.1.1.	les applications de la télésurveillance	73
4.1.1.1.	La télésurveillance de l'hypertension artérielle	73
4.1.1.2.	La télésurveillance des grossesses à risques.....	75
4.1.1.3.	La télésurveillance de l'insuffisance rénale.....	76
4.1.1.4.	La télésurveillance des maladies cardiaques	76

4.1.1.5.	La télésurveillance des maladies respiratoires	77
4.1.1.6.	La télésurveillance du diabète	78
4.1.1.7.	La télésurveillance des patients atteints de la maladie d'Alzheimer.....	79
4.1.1.8.	La télésurveillance des traitements des maladies chroniques	80
4.1.1.9.	La télésurveillance trait d'union à la téléassistance des patients à domicile.....	80
4.1.2.	L'hospitalisation à domicile.....	81
4.1.3.	Habitat intelligent pour la santé (HIS)	81
4.1.3.1.	Le système d'acquisition automatique de données physiologiques (Tokyo Medical and Dental University, Japon).....	82
4.1.3.2.	Le Centre de Recherche en Automatique Médicale - MARC (Université de Virginie, Charlottesville, USA)	82
4.1.3.3.	Le projet « CarerNet » (UK)	82
4.1.3.4.	Le Système d'Alerte Miniature et Intelligent à domicile - Midas (UK).....	83
4.1.3.5.	La Chambre Hospitalière (laboratoire LAAS5, Toulouse, France)	83
4.1.3.6.	Le projet « Center for Future Health » (université de Rochester, New York, USA)..	84
4.1.3.7.	Le Système Télégériatrique d'Enregistrement Médical Electronique Intégré (Université nationale de Singapour, Singapour).....	84
4.1.3.8.	Le projet pilote australien (Biomedical Systems Laboratory, Université de N.S.W, Sydney, Australie)	84

Chapitre III

1	PRINCIPE D'UNE LIAISON DE DONNÉES	86
2	SYSTEME DE TRANSMISSION NUMERIQUE	87
3	LA TRANSMISSION FILAIRE	88
3.1	Transmission parallèle, transmission série	88
3.1.1	Transmission parallèle.....	89
3.1.2	Transmission série	89
4	LES RESEAUX SANS FIL.....	90
4.1	Les réseaux étendus sans fil : WWAN	90
4.2	Les réseaux métropolitains sans fil : WMAN.....	91
4.3	Les réseaux personnels sans fil : WPAN.....	92
5	LES MODULATIONS NUMÉRIQUES	94

5.1	Définitions et appellations.....	95
5.2	Principes de modulations numériques [69]	96
5.3	Modulation par déplacement d'amplitude (MDA) [69].....	102
5.3.1	Modulation par tout ou rien	102
5.3.2	Modulation à "M ETATS".....	104
5.3.3	Modulation et démodulation.....	105
5.3.4	Les performances des "MDA M"	107
5.4	Conclusion sur la MDA.....	109

Chapitre IV

1.	Introduction	112
2.	Contexte des Réseaux	112
1.1	Définitions [71]	112
1.2	La classification des réseaux [71][72][73]	113
1.3	La topologie physique des réseaux.....	116
1.4	Les réseaux à commutation	118
1.4.1	Introduction à la commutation [71][75]	118
1.4.2	Commutation de circuit ou commutation de paquet [75]	120
2	Les protocoles.....	123
2.1	Introduction [71].....	123
2.2	Définition de protocole.....	124
2.3	Le modèle OSI (modèle de référence) [71][73][74][75]	124
2.4	Le modèle DoD [74].....	126
2.5	Comparaison des modèles OSI et DoD	127
3	Le protocole TCP/IP.....	128
3.1	Introduction	128
3.2	Origine [71][73][75].....	129
3.3	Principe architectural.....	130
3.4	La description générale de la pile et les applications TCP/IP.....	131
3.5	Les mécanismes de base de TCP/IP [71].....	132
3.6	L'adressage dans le réseau logique	136
3.6.1	Le protocole IP [74].....	136
3.6.2	Format de l'en-tête IP	136
3.6.3	Principe de l'adressage IP [71].....	138
3.6.4	Les techniques d'adressage dans un réseau IP [71].....	140
3.7	Le routage dans le réseau IP [71]	149
3.7.1	L'adressage d'interface.....	149
3.7.2	Le concept d'interface non numérotée	150

3.8	Les protocoles de résolution des adresses : ARP, RARP [73].....	151
3.9	ICMP : messages de contrôle et d'erreur [73][74]	152
3.10	IGMP : adressage multipoint [71][73][74][75][76][77]	153
3.11	UDP : service de transport non fiable [73][75]	153
3.12	TCP : service de transport fiable [73].....	154
3.13	RSVP (Reservation Protocol) [73]	158
3.14	RTP (Real Time Protocol) [73]	161
3.15	Sécurité de TCP/IP [73].....	161
3.16	Implémentation de TCP/IP et système d'exploitation [74]	162
4	Les sockets	163
4.1	L'interface de programmation sockets TCP/IP	164
4.2	Etude des sockets sous windows : Winsock [76]	164
4.2.1	Introduction	164
4.2.2	Introduction de Winsock	164
4.2.3	L'histoire [77]	165
4.2.4	l'architecture [77]	165
4.2.5	Le mode non connecté [77]	166
4.2.6	Le mode connecté [77]	166
5	Conclusion	167

Chapitre V

1	Introduction	169
2	Acquisition du signal ECG:	169
2.1	Les électrodes.....	169
2.2	Circuit de mise en forme du signal ECG.....	169
2.3	Fonctionnement du montage de mise en forme.....	170
2.3.1	Récupération du signal	170
2.3.2	premier filtrage	173
2.3.3	Amplification.....	174
2.3.4	Deuxième filtrage	174
2.3.5	Troisième filtrage	175
2.3.6	Réglage de ligne de base	176
3	Acquisition du signal respiratoire	177
3.1	Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal respiratoire :	177
3.1.1	Structure et identification des différents éléments :	178
3.1.2	Condition de démarrage des oscillations :	179
4	Réalisation pratique de la chaîne de mesure photopléthysmographiques :	180

Chapitre VI

1	Introduction.....	186
2	Chaîne d'acquisition :.....	186
2.1	Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition :.....	186
2.2	Carte d'acquisition :	187
2.3	Schéma bloc d'une carte d'acquisition :.....	187
2.4	Principe de fonctionnement de la carte :	187
2.4.1	Les filtres anti-repliements :	187
2.4.2	L'échantillonneur bloqueur (Te ; Fe) :.....	188
2.4.3	Le convertisseur analogique - numérique (ADC) :.....	188
2.4.4	Liaison série RS232 :.....	188
3	Etude Pratique :.....	189
3.1	Du microprocesseur au microcontrôleur :.....	189
3.2	Architecture d'un microcontrôleur :.....	191
3.2.1	L'unité centrale ou CPU :	192
4	PIC16F876A :.....	194
4.1	Architecture :.....	194
4.1.1	Modèle de type (CISC) :.....	194
4.1.2	Modèle de type Harvard (RISC) :.....	195
4.2	Description générale de la famille PIC 16F87X :.....	197
4.2.1	Caractéristiques générales :.....	197
4.2.2	Brochage :	197
4.3	La fonction RESET :.....	203
4.4	Les ports d'Entrées/Sorties :.....	203
4.5	L'Horloge :.....	204
4.6	Le Timer TMR0 :	205
4.7	Les interruptions :.....	205
4.8	La conversion analogique numérique :	206
4.8.1	Déroulement d'une Conversion :.....	208
4.8.2	Temps de conversion :	209
4.8.3	Temps d'acquisition :	209
4.8.4	Fréquence d'échantillonnage :.....	209
4.8.5	Valeur numérique obtenue :.....	210
4.9	L'USART :.....	210
4.9.1	Emission :.....	211
4.9.2	Réception :	

page de garde	1
Dédicace	2
Remerciement	3
Résumé	4
Résumé en anglais.....	5
Résumé en arabe	6
Table des matières	7
Liste des figures	15
Liste des tableaux	19
Abréviation	20
Introduction générale	24

Chapitre I

1. INTRODUCTION	28
2. ELECTROCARDIOGRAMME	28
2.1 ANATOMIE DU CŒUR :	28
2.1.1 Présentation :	28
2.1.2 Cœur	29
2.1.3 Physiologie du cœur	30
2.1.4 Activation cardiaque.....	31
2.1.5 Les maladies	31
2.2 TRACE ECG	32
2.2.1 Les douze dérivations :	32
2.2.2 Six dérivations frontales :.....	32
2.2.3 Six dérivations précordiales :	33
2.2.4 Autres dérivations :	34
2.3 TRACE DES RESULTATS SUR PAPIER :	35
2.4 BASES DE L'INTERPRETATION D'UN ECG :	35
3 PNEUMOTACHOGRAMME.....	36
3.1 ANATOMIE DU SYSTEME RESPIRATOIRE:.....	36
3.1.1 L'arbre respiratoire	36
3.1.2 Les poumons.....	38
3.1.3 Les muscles de la respiration	38
3.2 FONCTIONNEMENT DU SYSTEME RESPIRATOIRE ET CONTROLE DE CE FONCTIONNEMENT	39
3.2.1 Les volumes pulmonaires.....	39
3.2.2 Les capacités pulmonaires	43
3.2.3 les débits ventilatoires	43
3.2.4 Les pressions	46

4	PHOTOPLETHYSMOGRAMME :	49
4.1	Définition :.....	49
4.2	Principes Physiologiques :.....	51
4.2.1	Principe de mesure:	51

Chapitre II

1.	Définitions de la télémédecine	53
1.1.	Télémédecine et l'évolution de la technologie de l'information et de la communication:.....	53
2.	Les applications de la télémédecine et leurs utilités	53
2.1.	Les différentes applications de la télémédecine	53
2.2.	Quelques critères différenciant les domaines d'applications de la télémédecine.....	53
2.3.	État de l'art des systèmes d'habitats intelligents pour la santé.....	54
2.3.1.	Quelques applications de la télésurveillance	58

Chapitre III

1	PRINCIPE D'UNE LIAISON DE DONNÉES	59
2	SYSTEME DE TRANSMISSION NUMERIQUE	60
3	LA TRANSMISSION FILAIRE	61
3.1	Transmission parallèle, transmission série	61
3.1.1	Transmission parallèle.....	61
3.1.2	Transmission série	62
4	LES RESEAUX SANS FIL	62
4.1	Les réseaux étendus sans fil : WWAN	63
4.2	Les réseaux métropolitains sans fil : WMAN.....	64
4.3	Les réseaux personnels sans fil : WPAN.....	64
5	LES MODULATIONS NUMÉRIQUES	67
5.1	Définitions et appellations.....	68
5.2	Principes de modulations numériques [69]	69
5.3	Modulation par déplacement d'amplitude (MDA) [69].....	74
5.3.1	Modulation par tout ou rien	75
5.3.2	Modulation à "M ETATS".....	76
5.3.3	Modulation et démodulation.....	78
5.3.4	Les performances des "MDA M"	80

5.4	Conclusion sur la MDA.....	82
-----	----------------------------	----

Chapitre IV

1.	Introduction	85
2.	Contexte des Réseaux	85
1.1	Définitions [71]	85
1.2	La classification des réseaux [71][72][73]	86
1.3	La topologie physique des réseaux	89
1.4	Les réseaux à commutation	91
1.4.1	Introduction à la commutation [71][75]	91
1.4.2	Commutation de circuit ou commutation de paquet [75]	93
2	Les protocoles.....	96
2.1	Introduction [71].....	96
2.2	Définition de protocole.....	97
2.3	Le modèle OSI (modèle de référence) [71][73][74][75]	97
2.4	Le modèle DoD [74].....	99
2.5	Comparaison des modèles OSI et DoD	100
3	Le protocole TCP/IP.....	101
3.1	Introduction	101
3.2	Origine [71][73][75].....	102
3.3	Principe architectural.....	103
3.4	La description générale de la pile et les applications TCP/IP.....	104
3.5	Les mécanismes de base de TCP/IP [71].....	105
3.6	L'adressage dans le réseau logique	109
3.6.1	Le protocole IP [74].....	109
3.6.2	Format de l'en-tête IP.....	109
3.6.3	Principe de l'adressage IP [71].....	111
3.6.4	Les techniques d'adressage dans un réseau IP [71].....	113
3.7	Le routage dans le réseau IP [71]	122
3.7.1	L'adressage d'interface.....	122
3.7.2	Le concept d'interface non numérotée	123
3.8	Les protocoles de résolution des adresses : ARP, RARP [73].....	124
3.9	ICMP : messages de contrôle et d'erreur [73][74]	125
3.10	IGMP : adressage multipoint [71][73][74][75][76][77]	126
3.11	UDP : service de transport non fiable [73][75]	126
3.12	TCP : service de transport fiable [73].....	127
3.13	RSVP (Reservation Protocol) [73]	131

3.14	RTP (Real Time Protocol) [73]	134
3.15	Sécurité de TCP/IP [73].....	134
3.16	Implémentation de TCP/IP et système d'exploitation [74]	135
4	Les sockets	136
4.1	L'interface de programmation sockets TCP/IP	137
4.2	Etude des sockets sous windows : Winsock [76]	137
4.2.1	Introduction	137
4.2.2	Introduction de Winsock	137
4.2.3	L'histoire [77]	138
4.2.4	l'architecture [77]	138
4.2.5	Le mode non connecté [77]	139
4.2.6	Le mode connecté [77]	139
5	Conclusion	140

Chapitre V

1	Introduction.....	142
2	Acquisition du signal ECG:	142
2.1	Les électrodes	142
2.2	Circuit de mise en forme du signal ECG.....	142
2.3	Fonctionnement du montage de mise en forme	143
2.3.1	Récupération du signal	143
2.3.2	premier filtrage	146
2.3.3	Amplification.....	147
2.3.4	Deuxième filtrage	147
2.3.5	Troisième filtrage	148
2.3.6	Réglage de ligne de base	149
3	Acquisition du signal respiratoire	150
3.1	Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal respiratoire :	150
3.1.1	Structure et identification des différents éléments:	151
3.1.2	Condition de démarrage des oscillations :	152
4	Réalisation pratique de la chaîne de mesure photopléthysmographiques :	153

Chapitre VI

1	Introduction	159
2	Chaîne d'acquisition :	159
2.1	Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition :	159
2.2	Carte d'acquisition :	160
2.3	Schéma bloc d'une carte d'acquisition :	160
2.4	Principe de fonctionnement de la carte :	160
2.4.1	Les filtres anti-repliements :	160
2.4.2	L'échantillonneur bloqueur (Te ; Fe) :	161
2.4.3	Le convertisseur analogique - numérique (ADC) :	161
2.4.4	Liaison série RS232 :	161
3	Etude Pratique :	162
3.1	Du microprocesseur au microcontrôleur :	162
3.2	Architecture d'un microcontrôleur :	164
3.2.1	L'unité centrale ou CPU :	165
4	PIC16F876A :	167
4.1	Architecture :	167
4.1.1	Modèle de type (CISC) :	167
4.1.2	Modèle de type Harward (RISC) :	168
4.2	Description générale de la famille PIC 16F87X :	170
4.2.1	Caractéristiques générales :	170
4.2.2	Brochage :	170
4.3	La fonction RESET :	176
4.4	Les ports d'Entrées/Sorties :	176
4.5	L'Horloge :	177
4.6	Le Timer TMR0 :	178
4.7	Les interruptions :	178
4.8	La conversion analogique numérique :	179
4.8.1	Déroulement d'une Conversion :	181
4.8.2	Temps de conversion :	182
4.8.3	Temps d'acquisition :	182
4.8.4	Fréquence d'échantillonnage :	182
4.8.5	Valeur numérique obtenue :	183
4.9	L'USART :	183
4.9.1	Emission :	184
4.9.2	Réception :	186
4.10	La vitesse de communication :	187

5	Liaison RS232 :	188
5.1	Principe :	188
5.2	Brochage du connecteur RS232 :	190
5.3	Choix de la transmission série :	191
5.4	La norme RS232 :	191
6	La conversion des niveaux :	192
7	Interface graphique pour l'acquisition des données sur un PC local:	198
8	Conclusion:	201

Chapitre VII

1.	Introduction	203
2.	Aspects techniques de l'HIS	203
2.1.	Objectifs des HIS.....	203
2.2.	Principe.....	204
2.3.	Enjeux.....	205
2.4.	Enjeux scientifiques, économiques, socio-éthiques et perspectives de mise en œuvre [47]	205
3.	Etude et Réalisation d'un Point de Réseau HIS	207
3.1.	Coté Emetteur.....	208
3.1.1.	Les électrodes	208
3.1.2.	Circuit de mise en forme du signal ECG.....	208
3.1.3.	Numérisation	209
3.1.4.	Modulation et émission	213
3.2.	Coté récepteur.....	216
3.2.1.	Etage de Réception et Démodulation	216
3.2.2.	Etage de Conversion de niveau (MAX232).....	217
3.3.	Implémentation de l'interface graphique de l'application.....	218
3.3.1.	Organigramme du programme d'acquisition et d'affiche du signal sur Poste local.....	219
3.4.	Les circuits routage.....	220
4.	Implémentation de l'application vidéoconférence	222
4.1.	Les flux d'information.....	222
4.1.1.	Les différents types d'information.....	222
4.1.2.	Les données et les contraintes de transmission [71].....	223
4.1.3.	Notion de débit binaire	224
4.2.	Représentation général de l'Habitat Intelligent pour la Santé (HIS)	225
4.3.	Présentation rapide du système vidéoconférence	226
4.4.	L'interface logicielle de communication.....	227
4.4.1.	Représentation de l'interface de communication entre le patient et le médecin.....	227

4.4.2.	Procédure et Organigramme de l'établissement de la connexion Internet entre le serveur et le client (Patient/Médecin)	230
4.4.3.	Procédure d'envoi des textes	233
4.4.4.	Procédure et organigramme de Visioconférence.....	234
4.4.5.	Organigramme et procédure du transfert de fichier.....	248
	Conclusion générale	251
	Références	253
	Annexe	257

LISTE DES FIGURES

Fig.1.1. Structure du cœur humain	29
Fig.1.2. Coupe du cœur.....	29
Fig.1.3. Polarisation et dépolarisation des cellules	31
Fig.1.4. Les douze dérivation de ECG	32
Fig.1.5. Les douze dérivation de ECG	33
Fig.1.6. Les dérivation précordiales	34
Fig.1.7. les signaux recueillies pas les différentes dérivation, précordiales et périphériques.	34
Fig.1.8. ECG normal.....	35
Fig.1.9. Tracé d'un électrocardiogramme.....	35
Fig.1.10. Anatomie du système respiratoire.....	37
Fig.1.11. Les muscles de la respiration	36
Fig.1.12. Spirographe permettant l'enregistrement des variations de volume pulmonaire.....	39
Fig.1.13. schéma représentant les volumes et les capacités pulmonaire	40
Fig.1.14. Schéma du dispositif de mesure du volume résiduel en circuit ouvert .au bout de quelques minutes tout l'azote pulmonaire est passé dans le spiromètre.....	41
Fig.1.15. Schéma du dispositif de mesure du volume résiduel en circuit fermé.	42
Fig.1.16. pneumotachographe (type Fleisch) à droite les tubes parallèles à travers lesquels l'air circule dans le sens des flèches.....	44
Fig.1.17. pneumotachogramme (en haut) et la variation de volume (en bas) ces dernières sont obtenues par intégration du tracé de débit instantané.....	44
Fig.1.18. détermination du débit expiratoire maximal.....	46
Fig.1.19. tracé obtenue : à chaque interruption du débit gazeux à bouche la pression alvéolaire est supposée s'équilibrer avec la pression buccale.....	47
Fig.1.20. schéma de principe de la pléthysmographie totale.....	48
Fig.1.21. prise du pouls au poignet	50
Fig.1.22. La forme de signal PPG.....	50
fig.2.1. 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	56
fig.2.2. Le projet « Center for future Health » de l'Université de Rochester-NY.	56
Fig.3.1. Constituant de base d'une liaison de données.....	59
Fig.3.2. Schéma d'un système de transmission numérique.....	60
Fig.3.3. La transmission parallèle.	62
Fig.3.4. La transmission parallèle.....	62
Fig.3.5. Les catégories des réseaux sans fil	66
Fig.3.6. Forme générale du modulateur	71
Fig.3.7. Position d'un symbole dans le plan de Fresnel	72
Fig.3.8. Définition d'une constellation numérique	72
Fig.3.9. Densité spectrale de puissance	74
Fig.3.10. Modulation d'amplitude par tout ou rien (OOK)	75
Fig.3.11. Constellation de la modulation d'amplitude par tout ou rien (OOK).....	76
Fig.3.12. Constellation de la modulation d'amplitude à M états	77
Fig.3.13. Modulation d'amplitude MDA 4 Symétrique	78
Fig.3.14. Modulation sur une seule porteuse	79
Fig.3.15. Démodulation cohérente sur une seule porteuse	79

Fig.3.16. Probabilité d'erreur par symbole de la MDA	81
Fig.4.1. Le réseau : ensemble de ressources mises en commun.....	85
Fig.4.2. La classification selon les modes de diffusion de l'information.....	88
Fig.4.3. La distinction des types de réseaux selon le mode de synchronisation.....	89
Fig.4.4. les modes de liaisons élémentaires.....	89
Fig.4.5. Les topologies de base.....	90
Fig.4.6. De la topologie hiérarchique à la topologie maillée.....	91
Fig.4.7. Le réseau maillé.....	91
Fig.4.8. L'interconnexion totale.....	92
Fig.4.9. Principe d'un réseau à commutation.....	92
Fig.4.10. Conséquence de la commutation sur la vision du réseau.....	93
Fig.4.11. principe de commutation de circuits.	94
Fig.4.12. Principe de la commutation de paquets.....	95
Fig.4.13. L'architecture garantit la transparence.....	96
Fig.4.14. Le réseau logique IP et sous-réseaux physiques réels (SRx).....	102
Fig.4.15. Le modèle OSI et l'architecture TCP/IP.....	103
Fig.4.16. Les protocoles et les applications de TCP/IP.	104
Fig.4.17. Le réseau logique IP et les modes de mise en relation.	106
Fig.4.18. L'encapsulation des données dans TCP/IP.	106
Fig.4.19 L'identification des protocoles dans TCP/IP.....	107
Fig.4.20. Principe de la segmentation sous IP.	108
Fig.4.21. Relation entre MTU et MSS (valeur implicite).....	108
Fig.4.22. En-tête IP.....	109
Fig.4.23. Nécessité d'une résolution d'adresses.....	111
Fig.4.24. La résolution d'adresses dans les réseaux sans diffusion.	112
Fig.4.25. La résolution d'adresses dans les réseaux à diffusion.....	112
Fig.4.26. L'adressage dans le réseau logique IP.....	113
Fig.4.27. Les classes d'adresse IP.....	114
Fig.4.28. L'adresse de boucle locale.....	115
Fig.4.29. Les différentes adresses de diffusion.....	115
Fig.4.30. Le NAT est l'interface entre un réseau privé et un réseau public.....	117
Fig.4.31. Notion de sous-réseaux logiques.....	118
Fig.4.31. La technique du subnetting décompose l'adresse IP en trois champs.....	118
Fig.4.32 Principe du masque de sous-réseau.....	119
Fig.4.33 Les informations de configuration d'une machine.....	119
Fig.4.34. Détermination du sous-réseau cible à l'aide du masque de sous-réseau.....	120
Fig.4.35. Les masques de sous-réseaux multiples et les problèmes d'acheminement.....	121
Fig.4.36. L'adressage du réseau physique.....	123
Fig.4.37. Exemple de configuration d'un routeur IP.....	123
Fig.4.38. Le routage de la RFC 1812.....	124
Fig.4.39. En-tête du protocole UDP.....	127
Fig.4.40. Format d'un segment.....	129
Fig.4.41. Format du message RSVP.....	133
Fig.5.1 : Circuit de mise en forme de signal ECG	143

Fig.5.2: Circuit de filtre TWIN ''T'' et son gabarit	148
Fig.5.3 schéma bloc du capteur de pression différentielle.....	150
Fig.5.4 circuit électrique d'un respirateur à pression différentielle.....	150
Fig.5.5 Schéma électrique d'oscillateur à pont de Wien.....	151
Fig.5.6 Caractéristique entrée-sortie d'amplificateur	151
Fig.5.7 le circuit imprimé de la mise en forme d'un respirateur	153
Fig.5.8 image 3D de la mise en forme d'un respirateur.....	153
Fig.5.9 schéma bloc général d'un photopléthysmographe.....	154
Fig.5.10 schéma électrique réalisé du photopléthysmographe	154
Fig.5.11 le circuit imprimé de circuit de mise en forme PPG	155
Fig.5.12 image 3D de circuit de mise en forme PPG.....	155
Fig.5.13 Schéma bloc globale de la réalisation pratique	156
Fig.6.1 Structure d'une chaine d'acquisition	159
Fig.6.2 Structure d'une carte d'acquisition.....	160
Fig.6.3 Représentation d'un filtre passe bas	160
Fig.6.4 Représentation symbolique de l'E/B.....	161
Fig.6.5 Structure d'un système à microprocesseur.....	163
Fig.6.6 Microcontrôleur pic16F876A.....	165
Fig.6.7 Brochage du PIC16F876A.....	167
Fig.6.8 PIC16F873A/876A block diagramme.....	169
Fig.6.9 Caractéristiques générales PIC16F87XA.....	170
Fig.6.10 Organisation de la mémoire programme.....	172
Fig.6.11 L'accès aux différentes banques.....	173
Fig.6.12 PIC16F876A/877A REGISTER FILE MAP.....	173
Fig.6.13 Oscillateur à Quartz 20 MHZ.....	178
Fig.6.14 Chronogramme de routine d'interruption.....	179
Fig.6.15 Déroulement d'une Conversion	181
Fig.6.16 Organisation de la mémoire programme.....	182
Fig.6.17 Le port en transmission	185
Fig.6.18 Le port en réception.....	186
Fig.6.19 Liaison série asynchrone.....	188
Fig.6.20 Transmission série bit par bit	189
Fig.6.21 Condition de transmission correcte.....	190
Fig.6.22 Brochage du connecteur RS232	190
Fig.6.23 Caractéristiques électriques de la norme RS232.....	192
Fig.6.24 Brochage de circuit MAX232	193
Fig.6.25 Circuit électrique réalisé de la carte d'acquisition.....	194
Fig.6.26 Circuit imprimé de la carte d'acquisition.....	195
Fig.6.27 l'image 3D de la carte d'acquisition.....	195
Fig.6.28 Le tracé de l'Electrocardiogramme (ECG).....	198
Fig.6.29 Les données archivées en format *.dat de l'ECG.....	198
Fig.6.30 Le tracé du signal photopléthysmographe (PPG).....	199
Fig.6.31 Les données archivées en format *.dat de PPG.....	199
Fig.6.32 Le tracé du signal Pneumotachogramme (PTG).....	200

Fig.6.33 l'affichage des trois signaux simultanément ECG, PPG et PTG.....	200
Fig.7.1 Système d'information de la télésurveillance médicale à domicile.....	204
Fig.7.2 Schéma bloc de chaîne d'émission et de réception de signal ECG.....	208
Fig.7.3 Circuit numérisation et émission du signal ECG.....	209
Fig.7.4 Organigramme du programme implanté dans le microcontrôleur (PIC16F876A) de Microchip.....	212
Fig.7.5 Image de l'émetteur (TX) et le récepteur (RX) du module hybride	213
Fig.7.6 circuit de modulation et émission HF.....	215
Fig.7.7 Circuit de récepteur de signal ECG.....	216
Fig.7.8 Organigramme de programme d'acquisition et d'affiche de signal sur PC.....	219
Fig.7.9 interface d'affichage sur PC local.....	220
Fig.7.10 Circuit de mise en forme ECG.....	220
Fig.7.11 Circuit numérisation et d'émission HF.....	221
Fig.7.12 Circuit de réception HF.....	221
Fig.7.13 Le réseau et les différents flux d'information.....	222
Fig.7.14 Le signal analogique.....	223
Fig.7.15 implémentation de HIS dans le réseau global.....	225
Fig.7.16 Implémentation de HIS dans le réseau local.....	226
Fig.7.17 représentation de vidéoconférence	227
Fig.7.18 l'interface principal côté Patient.....	228
Fig.7.19 l'interface principal côté Médecin.....	229
Fig.7.20 Fenêtre de transfert textuel.....	234
Fig.7.21 Temps de transfert d'un paquet.....	244

LISTE DES TABLEAUX

Tab.3.1. Classification des réseaux sans fil.....	66
Tab.3.2. Valeur de l'alphabet selon n.....	77
Tab.4.1. classification des réseaux.....	87
Tab.4.2. les couches du modèle OSI.....	98
Tab.4.3. Les couches du modèle DoD.....	99
Tab.4.4. Comparaisons des modèles OSI et DoD.....	100
Tab.4.5. Les adresses privées (RFC 1918).....	116
Tab.4.6. L'allocation géographique des adresses de classe C.....	122
Tab.7.1 Types de données et contraintes de transmission.....	224

ABREVIATION

A

ADL activities of daily living
 AFSSAPS: Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé
 AHRI Aware Home Research Initiative.
 AID HOUSE: Assisted Interactive Dwelling House.
 AIM: Advanced Informatics in Medicine.
 AMT: Auto Mesure Tensionnelle au domicile
 ANTADIRE Association Nationale de Traitement à Domicile des Insuffisances Respiratoires.
 AOP Amplificateur Opérationnel.
 APA Allocation Personnalisée d'Autonomie.
 AP-HP Assistance Publique - Hôpitaux de Paris
 API: Application Programming Interface.
 ARES Advanced Routing and Edition Software
 ARP Adress Resolution Protocol
 ASH: adaptable smart home.
 ASK Amplitude Shift Keying
 ATM Asynchronous Transfer mode

B

BITC Biomedical interactive Technology Center.

C

CEPT: Conférence des Administrations Européennes des Postes et Télécommunications
 CESU: Chèque Emploi Service Universel
 CFLHTA : Comité Français de Lutte contre l'Hypertension Artérielle
 CHS: Health care System
 CI: capacité inspiratoire
 CIDR Classless Inter Domaine Routing
 CLNP/CLNS Connectionless Network Protocol/Connectionless Network Services.
 CODEC: Codeur/Decodeur
 CPT: capacité pulmonaire totale
 CR Filtre passe haut
 CRF : capacité résiduel fonctionnelle
 CSMA/CD Carrier Sense Multiple Access/ Collision Detection
 CV: capacité vitale.

D

DCE: Data Communication Equipment
 DEM: débit expiratoire maximal
 VEMS: débit expiratoire maximal seconde
 DF Don't Fragment
 DLL Direct Link Library, bibliothèque de liaison dynamique
 DNS Domaine name system.
 DoD Departement of Defense
 DPSK: Differential Phase Shift Keying
 DSP densité spectrale de puissance
 DTE: Data Terminal Equipment
 DVM: débit ventilatoire maximal

E

ECG: ElectroCardioGramme.
EDF: d'Électricité de France
EHC: Electronic House call
EHPAD Etablissements d'Hébergement de Personne Agées et Dépendantes.
EIB Européen Installation Bus, aujourd'hui Konnex
EMD Electronique medical record
ETCD: Équipement Terminal de Circuit de Données
ETTD: Équipement Terminal de Traitement de Données
ETSI: European Telecommunications Standards Institute

F

FDDI Fiber Data Distributed Interface
FISSA : Force d'Intervention Sanitaire Satelliatire Auto-portée
FO₂ Fraction d'oxygène
FSK: Frequency Shift Keying
FTP: File Transfer Protocol.

G

GPRS: General Packet Radio Service
GPS: Global Positioning System.
GSM: Global System for Mobile Communication

H

HAD: Hospitalisation à Domicile
HiPPI: High Performance Parallel Interface
HIS: Habitat Intelligent pour la Santé.
HIS² Health Integrated Smart Home Information System
HomeRF: Home Radio Frequency
HTTP: Hypertext Transfer Protocol.

I

ICMP: Internet Control Message Protocol.
IEEE: Institute of Electrical and Electronic Engineers.
IGMP Internet Groupe Management Protocol
IP: Internet Protocol.
irDA: infrared data association.
ISO: International Standardization Organization
IUG: Interface Utilisateur Graphique

L

LAN: Local Area Network.
LON Local Operational Network
LS Liaison spécialisée

M

MAD: Maintien à Domicile
MAC: Media access control.

MAN : Metropolitan Area Network
 MAQ: Modulation d'amplitude de deux porteuses en quadrature .
 MARC: Centre de Recherche en Automatique Médicale
 MDA: Modulation par Déplacement d'Amplitude
 MDF :Modulation par Déplacement de Fréquence
 MDP: Modulation par Déplacement de Phase
 MDPD: Modulation par Déplacement de Phase Différentiel
 MF More Fragment
 MIDAS: Miniature Intelligent Domiciliary Alarm System.
 MIP: **M**edical **I**nformatics **P**rogramme
 MIT: Massachusetts Institute of Technology
 MSS Maximum Segment Size
 MTU Maximum Transfer Unit

N

NAT: Network Address Translator
 NBMA Non Broadcast Multiple Access
 NCP Network Control Program
 NFS: Network File System.
 NTIC: Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication.
 RNIS: Réseau Numérique à Intégration de Service

O

OFDM: Orthogonal Frequency Division Multiplexing
 OMS: Organisation Mondiale de la Santé.
 ONU Optical Network Unit
 ORL: oto-rhino-laryngologie.
 OSI: Open Systems Interconnection.
 OSPF Open shortest Path First

P

PDA: Personnel Data Assistant.
 PDU Protocol Data Unit
 PPG: photopléthysmographie.
 PPP: Point to Point Protocol.
 PSK Phase Shift Keying
 PSTN Public Switched Telephone Network
 PTG: phototachographie.

Q

QAM : Quadrature Amplitude modulation

R

RARP Reverse Address Resolution Protocol
 RC: Filtre passe bas
 RCA: Rythmes Circadiens d'Activités
 RIP Routing Information Protocol
 RFC: Request For Comments.

RTC: Réseau Téléphonique Commuté
RTCP: Real Time Control Protocol
RTP: Real Time Protocol

S

SAMU: Service d'Aide Médicale Urgente
SAP Service Access Point
SEQ Sequence Number.
SID: Système d'Information Domotique-santé Intégré à Domicile
SLIP: Serial Line Interface Protocol.
SMS: Short Message Service.
SMTP: Simple Mail Transfer Protocol.
SNA: System Network Architecture
SpO₂ : Saturation en oxygène.

T

TCP: Transport Control Protocol
TCP/IP: Transport Control Protocol/ Internet Protocol
TDM: Tomodensitomètre.
TELNET: Terminal Emulation
TFTP: Trivial FTP
TIC: Technologies de l'Information et de la Communication.
TLI: Transport Layer Interface.
TMBS: Telemedicine Base Station
ToIP: Telephony over TCP/IP
TOS: Type of Services.
TRMC: Taux de Rejection en Mode Commun.
TTL: Time to live.

U

UART: Universal Asynchronous Receiver Transmitter.
UCLA : Université Californienne de Los Angeles.
UDP: User Datagram Protocol.
UMTS: Universal Mobile Telecom System.

V

VAD Vivre à Domicile
VB: Visual Basic.

W

WAN: Wide Area Network.
WiMAX: Worldwide Interoperability for Microwave Access
WLAN: Wireless Local Area Network
Wi-Fi: Wireless Fidelity.
Winsock: Windows Sockets.
WOSA: Windows Open System Architecture
WSA: Windows Sockets API.

INTRODUCTION GENERALE

Depuis l'avènement des technologies de l'information et de la communication la médecine a connu des développements accélérés à visées préventive, diagnostique et thérapeutique, qui conduisent les décideurs de la santé et les praticiens de la médecine à faire des choix et à établir des stratégies, en fonction de critères de sécurité, d'efficacité et d'utilité.

Cette nouvelle pratique médicale qu'est la télémédecine a permis d'améliorer considérablement la qualité des soins et la prise en charge des personnes fragiles, des personnes isolées et des personnes vivant dans des zones éloignées où l'accès à des soins de qualité pose problème.

Elle a été rendu possible grâce à la disponibilité des moyens de communication homme machine (ETTD, CODEC, ETCD).

La plateforme télé médicale objet de ce travail à pour but objectif de répondre à la problématique de la Télésurveillance de la fonction cardiorespirographie:

En effet celle-ci dépend entre autres :

- du générateur électrique cardiaque naturel en l'occurrence le nœud sinusal responsable de la contraction myocardique (dysfonctionnement dans la génération ou dans la conduction de l'onde électrique).
- des propriétés rhéologiques de la paroi vasculaire (altérations des propriétés viscoélastiques de la paroi vasculaire).
- De l'appareil respiratoire (Fatigue musculaire de la pompe ventilatoire ou insuffisance des échanges gazeux alvéolo-capillaire)

L'activité électrique cardiaque est explorée par électrocardiographie ECG.

L'activité rhéologique de la paroi vasculaire et circulo-respiratoire est explorée par photoplethysmographie PPG.

L'activité ventilatoire de l'appareil respiratoire est explorée par Pneumotachographie PTG de Fleish.

Nous nous sommes proposés dans le cadre de ce sujet : « Eude et réalisation d'une plateforme dédiée à la pratique télémédicale : application en télécardiorespirographie »

- De réaliser un amplificateur d'ECG sur dérivation D I dédié à l'exploration de l'activité électrique myocardique par la mise en œuvre d'un amplificateur d'instrumentation.
- De réaliser un photoplethysmographe dédié à l'exploration de l'activité circulo-respiratoire de la fonction hémodynamique (Génération de l'oxyhémoglobine HbO₂ et de l'hémoglobine

réduite Hb) par la mise en œuvre d'une diode électroluminescente dans l'infrarouge et d'une cellule photoélectrique (phototransistor).

- De concevoir et réaliser un Pneumotachographe de Fleisch à reluctance variable basé sur la loi de Poiseuille.
- De réaliser autour d'un microcontrôleur une interface Hard capable de faire La numérisation et l'acquisition simultanée des trois signaux objets de notre intérêt.
- De faire parvenir ces trois signaux à un terminal local moyennant le protocole de communication RS232.
- De faire parvenir ces signaux à un poste de télévigilance appartenant à un réseau de télémédecine selon l'architecture client-serveur d'un système habitat intelligent pour la santé (HIS) soutenu par le protocole TCP/IP.

le premier chapitre a été pour nous l'occasion de présenter les caractéristiques des différents paramètres vitaux de notre étude.

Le deuxième chapitre a été consacré à l'élaboration d'un état de l'art en matière de télémédecine et son engouement avec le système habitat intelligent pour la santé (HIS) et la domiciliation médicalisée des patients atteint de maladies chroniques.

Le chapitre trois a fait l'objet d'une présentation des techniques du haut débit (modulation à haute efficacité spectrale : modulation numérique M-aires).

Au quatrième chapitre nous avons présenté les réseaux et protocoles de communication susceptibles d'être utilisés en télémédecine.

Le cinquième chapitre décrit la conception et la réalisation des différents capteurs dédié au recueil sur le patient des signaux physiologiques qui nous intéressent.

Au niveau du sixième chapitre nous présentons notre contribution relative à la mise en œuvre d'une plateforme matérielle construite autour du microcontrôleur 16F876A, chargé de numériser et de transférer sous protocole RS232 par le biais d'un algorithme élaboré en langage Assembleur sous environnement MPLAB.

Le septième chapitre traite de l'émission et de la réception des données par voie hertzienne sur modulation numérique d'amplitude 16-aires (ASK 16-aires) avec une vitesse de 1200 bauds qui constitue notre contribution à l'implémentation proprement dite du système HIS dans sa dimension distante contrôlé par le composant WINSOCK de Visual Basic qui comporte sous architecture Client-Serveur :

- 1- Un échange textuel
- 2- Une visioconférence
- 3- Un transfert de fichiers multi format.

Une conclusion générale qui synthétise le contenu de cette thèse et les perspectives de ce thème de recherche.

CHAPITRE I

Chapitre I

1.	INTRODUCTION	28
2.	ELECTROCARDIOGRAMME.....	28
2.1	ANATOMIE DU CŒUR :	28
2.1.1.	Présentation :	28
2.1.2.	Cœur	29
2.1.3.	Physiologie du cœur	30
2.1.4.	Activation cardiaque.....	31
2.1.5.	Les maladies	31
2.2	TRACE ECG	32
2.2.1	Les douze dérivations :	32
2.2.2	Six dérivations frontales :.....	32
2.2.3	Six dérivations précordiales :	33
2.2.4	Autres dérivations :	34
2.3	TRACE DES RESULTATS SUR PAPIER :	35
2.4	BASES DE L'INTERPRETATION D'UN ECG :.....	35
3	PNEUMOTACHOGRAMME	36
3.1	ANATOMIE DU SYSTEME RESPIRATOIRE:.....	36
3.1.1	L'arbre respiratoire	36
3.1.2	Les poumons	38
3.1.3	Les muscles de la respiration	38
3.2	FONCTIONNEMENT DU SYSTEME RESPIRATOIRE ET CONTROLE DE CE FONCTIONNEMENT	39
3.2.1	Les volumes pulmonaires	39
3.2.2	Les capacités pulmonaires	43
3.2.3	les débits ventilatoires	43
3.2.4	Les pressions	46
4	PHOTOPLETHYSMOGRAMME :	49
4.1	Définition :	49
4.2	Principes Physiologiques :	51
4.2.1	Principe de mesure:	51

1. INTRODUCTION

Les signaux vitaux essentiels sont bien identifiés depuis longtemps par les médecins et la liste des signaux accessibles depuis le domicile n'est pas limitée, nous pouvons citer : la tension artérielle, la température, la saturation en Oxygène (SpO_2), l'activité électrique de la pompe cardiaque (l'Electrocardiogramme ECG), de l'activité mécanique de la pompe ventilatoire (le pneumotachogramme PTG) et de l'activité respiratoire de l'échangeur pulmonaire (le photopléthysmogramme PPG) etc. Dans notre thèse nous avons basé sur trois signaux vitaux ECG, PTG et PPG définies par la suite

2. ELECTROCARDIOGRAMME

L'électrocardiographie est l'étude des variations de l'enregistrement de l'activité électrique des cellules cardiaques, dont dépend la contraction du cœur. Le signal graphique enregistrable est l'électrocardiogramme (ECG). Ce signal, modifié en cas d'anomalie de la commande de l'influx électrique ou de sa propagation, de la masse globale et régionale des cellules ou de leur souffrance éventuelle, donne des renseignements importants et très utilisés en médecine.

2.1 ANATOMIE DU CŒUR :

2.1.1. Présentation :

Le cœur, organe musculaire creux recevant le sang par les veines et le propulsant dans les artères, assurant ainsi la circulation. Le cœur humain a approximativement la taille d'un poing fermé. Il se trouve derrière la partie inférieure du sternum, à gauche de la ligne médiane. Il présente une forme vaguement conique, la base étant orientée vers le haut et vers la droite, légèrement inclinée vers l'arrière ; le sommet touche la paroi thoracique entre la cinquième et la sixième côte. Le cœur est maintenu en place principalement par ses connexions aux grandes artères et veines, et par son confinement dans le péricarde, un sac à double paroi dont l'une enveloppe le cœur et l'autre est rattachée au sternum, au diaphragme et aux membranes du thorax. Le cœur humain comprend deux systèmes parallèles, composé chacun d'une oreillette et d'un ventricule. En raison de leur position anatomique, ces systèmes sont souvent désignés par cœur droit et cœur gauche [2].

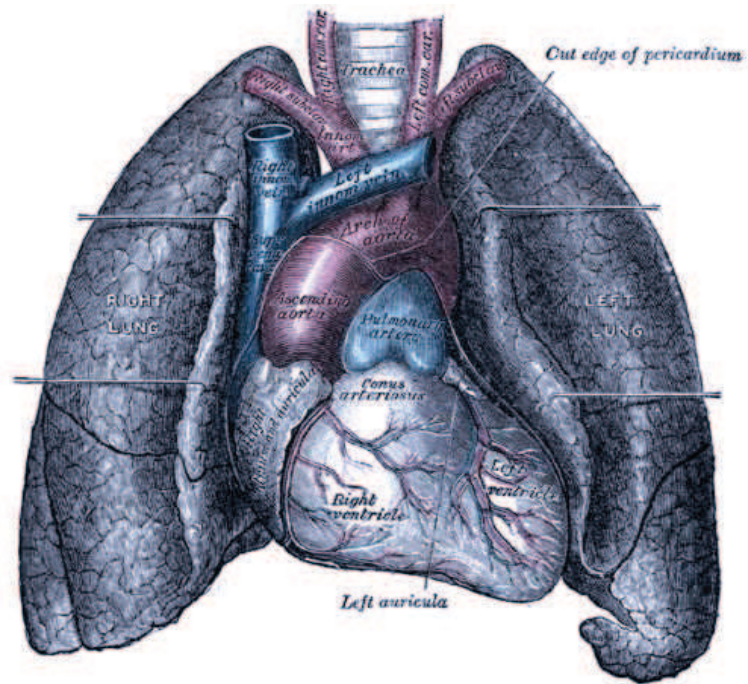


Fig.1.1. Structure du cœur humain[2]

2.1.2. Cœur

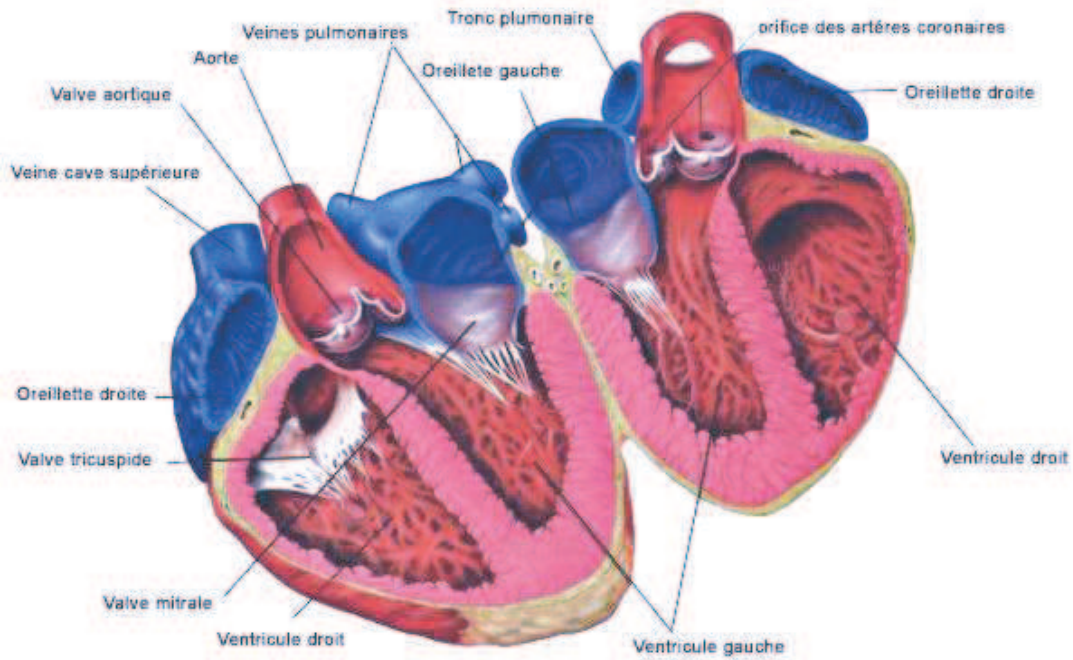


Fig.1.2. Coupe du cœur[1]

Le sang de l'organisme est conduit vers l'oreillette droite par deux grandes veines, les veines caves inférieure et supérieure ; le sang irriguant le muscle cardiaque est directement drainé dans l'oreillette droite par le sinus coronaire. Le retour du sang veineux dans l'oreillette droite a lieu au cours d'un cycle complet de contraction et de relâchement (systole et diastole), et dans le ventricule droit uniquement pendant la diastole, lorsque les deux cavités cardiaques droites communiquent. Vers la fin de la diastole, la contraction de l'oreillette droite achève de remplir le ventricule droit de sang. Les contractions du ventricule droit expulsent le sang par les artères pulmonaires vers les capillaires du poumon, où le sang reçoit l'oxygène. Puis les capillaires pulmonaires se vident dans les veines pulmonaires, qui, à leur tour, se vident dans l'oreillette gauche. Le retour par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche et le ventricule gauche se produit simultanément et de la même manière que le retour par les veines vers les cavités cardiaques droites. La contraction du ventricule gauche propulse le sang vers l'aorte, puis vers toutes les artères de l'organisme, y compris les artères coronaires qui alimentent le muscle cardiaque[1].

Des valves situées à l'ouverture de l'aorte et de l'artère pulmonaire empêchent le sang expulsé des ventricules pendant la systole d'y retourner lors de la diastole. Ces valves sont constituées de trois membranes en forme de demi-lune, incurvées dans le sens du flux sanguin et s'ouvrant immédiatement sous la pression ; lorsque la pression originale baisse, une contre-pression resserre les bords les uns contre les autres. La valvule tricuspide, située entre l'oreillette droite et le ventricule droit, est constituée de trois membranes triangulaires, et la valvule mitrale ou bicuspidie, entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche, présente deux membranes analogues. La base de la membrane de ces deux valvules est rattachée dans un sillon à la jonction de l'oreillette et du ventricule ; le bord libre est retenu par les cordages tendineux aux muscles de la paroi cardiaque. Les membranes restent ouvertes pendant que le ventricule se remplit de sang. Lorsque le ventricule commence à se contracter, la valvule se referme sous la pression. Les cordages tendineux empêchent l'inversion des membranes pendant cette période de pression systolique. [1]

2.1.3. Physiologie du cœur

- ❖ Au repos, la cellule myocardique est polarisée :
 - charge + à l'extérieur
 - charge - à l'intérieur
- ❖ L'excitation entraîne la dépolarisation (charge - à l'ext, charge + à l'int), phénomène initial rapide qui va donner naissance à un phénomène mécanique : la contraction.
- ❖ La repolarisation est un phénomène tardif et lent purement électrique (retour à l'état initial)
- ❖ Potentiel d'action :
 - activité électrique enregistrée directement à l'intérieur de la cellule.
 - activation cardiaque à l'échelle cellulaire

- pénétration et sortie de Na^+ , Ca^+ , K^+ , Mg^+

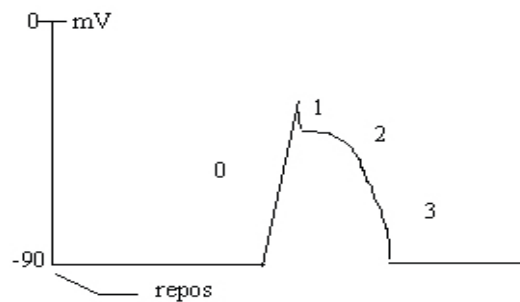


Fig.1.3. Polarisation et dépolarisation des cellules

2.1.4. Activation cardiaque

Pour que le cœur pompe efficacement le sang, les milliers de cellules des oreillettes et des ventricules doivent se contracter simultanément. Cette étonnante coordination est déclenchée par une impulsion électrique. Le chef d'orchestre est le nœud sinusal ou autrement dit nœud sino-aureculaire (NSA), situé dans l'oreillette droite. De là, le courant électrique passe de cellule en cellule. Il atteint le nœud atrio-ventriculaire, à la jonction entre oreillettes et ventricules. Traversant ce nœud, le courant excite rapidement toutes les cellules des ventricules par réseau conducteur du système de His-Purkinje.

2.1.5. Les maladies

L'étude des maladies du cœur s'appelle la cardiologie. Les maladies cardiaques primaires incluent :

- La maladie coronarienne est une maladie des artères coronaires qui prive le muscle cardiaque d'oxygène. Réversible, elle peut causer une douleur thoracique sévère appelée angine de poitrine (*angina pectoris*). L'occlusion aiguë d'une artère provoque la mort des cellules du muscle cardiaque (infarctus du myocarde)
- L'insuffisance cardiaque est la perte progressive de la capacité du cœur d'assurer le débit sanguin. Elle se manifeste par une dyspnée (essoufflement), par des œdèmes des membres inférieurs et peut aller jusqu'à l'œdème aigu du poumon.
- les valvulo-pathies cardiaques : atteinte des valves se manifestant parfois par un "souffle au cœur" ;
- L'endocardite et la myocardite sont des inflammations du cœur de cause bactérienne ou virale.
- L'arythmie du cœur est une irrégularité du battement du cœur. Un trouble de conduction entraîne une bradycardie (ou cœur trop lent).
- L'embolie pulmonaire est l'obstruction d'une artère pulmonaire par un caillot.

Si l'artère coronaire est bloquée ou rétrécie, on peut contourner le lieu affecté avec un pontage aorto-coronarien, ou l'élargir avec une angioplastie.

Les bêtabloquants sont des drogues qui ralentissent le battement du cœur et réduisent les besoins du cœur en oxygène. La nitroglycérine et d'autres composés qui émettent l'oxyde nitrique sont utilisés dans le traitement des maladies cardiaques parce qu'ils provoquent la dilatation des vaisseaux coronaires. [2]

2.2 TRACE ECG

2.2.1 Les douze dérivations :

L'ECG à 12 dérivations a été standardisé par une convention internationale. Elles permettent d'avoir une idée tridimensionnelle de l'activité électrique du cœur.

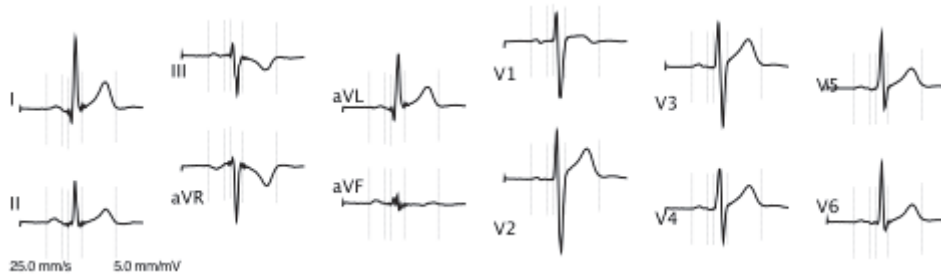


Fig.1.4. Les douze dérivations de ECG

2.2.2 Six dérivations frontales :

- DI : mesure bipolaire entre bras droit et bras gauche.
- DII : mesure bipolaire entre bras droit et jambe gauche.
- DIII : mesure bipolaire entre bras gauche et jambe gauche.

La lettre "D" pour dérivation n'est pas en usage dans les pays anglo-saxons qui les appellent tout simplement I, II et III

- aVR : mesure unipolaire sur le bras droit.
- aVL : mesure unipolaire sur le bras gauche.
- aVF : mesure unipolaire sur la jambe gauche.

La lettre "a" signifie "augmentée"

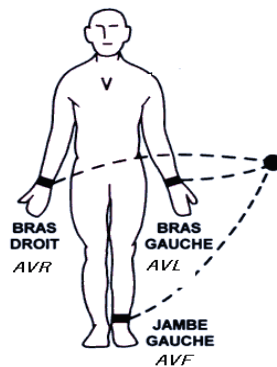


Fig.1.5. Les dérivations unipolaires

DI, DII, et DIII décrivent le triangle d'Einthoven, et on peut calculer la valeur de toutes ces dérivations à partir du signal de deux d'entre elles. Par exemple, si on connaît les valeurs de (DI) et (DII) : Enoncé de la Theorie d'Einthoven : le cœur se trouve au centre d'un triangle équilatéral formé par les membres supérieurs et la racine de la cuisse gauche.

- $III = II - I$
- $aVF = II - I / 2$
- $aVR = -I / 2 - II / 2$
- $aVL = I - II / 2$

Ces équations expliquent que les électrocardiogrammes numériques n'enregistrent plus en réalité que 2 dérivations et restituent les 4 autres à partir de celles-ci par simple calcul.

2.2.3 Six dérivations précordiales :

- V1 : 4ème espace intercostal droit, bord droit du sternum (parasternal).
- V2 : 4ème espace intercostal gauche, bord gauche du sternum (parasternal).
- V3 à mi-chemin entre V2 et V4.
- V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médioclaviculaire.
- V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.
- V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

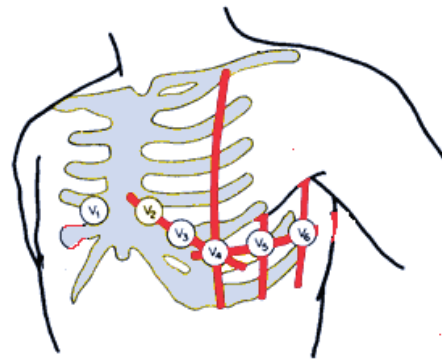


Fig.1.6. Les dérives précordiales

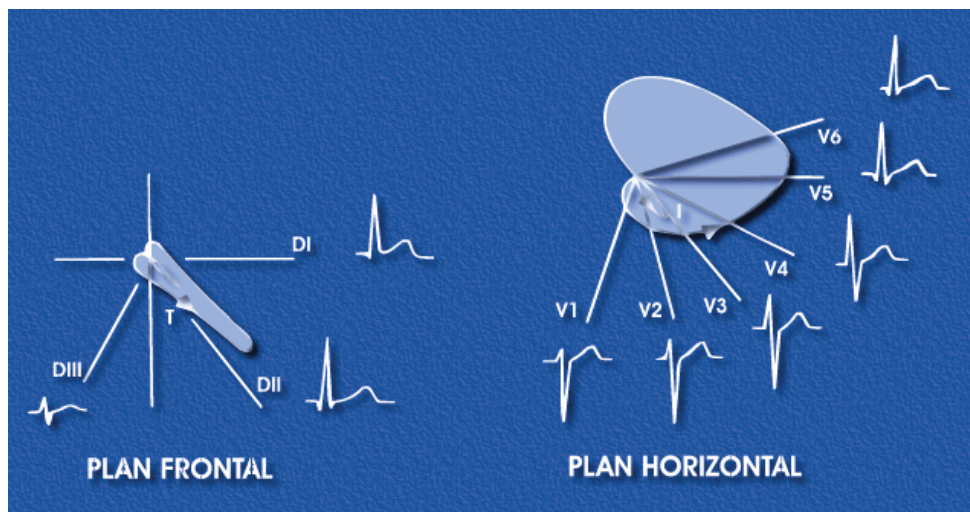


Fig.1.7. les signaux recueillis par les différentes dérives, précordiales et périphériques.

2.2.4 Autres dérives :

Elles sont faites dans certains cas pour affiner, par exemple, le diagnostic topographique d'un infarctus du myocarde.

- V7 : même horizontale que V4, ligne axillaire postérieure.
- V8 : même horizontale que V4, sous la pointe de l'omoplate.
- V9 : même horizontale que V4, à mi-distance entre V8 et les épéneuses postérieures.
- V3R, symétrique de V3 par rapport à la ligne médiane.
- V4R, symétrique de V5 par rapport à la ligne médiane.
- VE, au niveau de la xiphoïde sternale.

2.3 TRACE DES RESULTATS SUR PAPIER :

Les premiers électrocardiogrammes provenaient d'un mouvement du stylet sur une bande papier qui déroulait. Aujourd'hui, les tracés se font sur imprimantes, les plus utilisées étant des modèles thermiques*. Typiquement, les performances de ces imprimantes sont : une vitesse de déroulement du papier de 5 à 50 mm/s, une précision horizontale de 1000 ppp* à 25mm/s, une résolution verticale de 200 ppp, jusqu'à 15 voies sur la même bande de papier[3].

2.4 BASES DE L'INTERPRETATION D'UN ECG :

La lecture et l'interprétation d'un ECG requièrent une grande habitude qui ne peut être acquise par le médecin que par une pratique régulière. Il existe des logiciels livrés avec certains électrocardiographes pouvant aider le diagnostic, mais leur fiabilité approximative ne permet en aucun cas de se substituer au médecin.

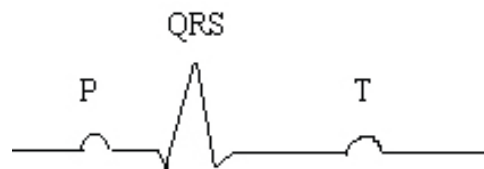


Fig.1.8. ECG normal

Un ECG normal n'élimine en aucun cas une maladie du cœur. Un ECG anormal peut être également tout à fait anodin. Le médecin ne se sert de cet examen que comme un outil parmi d'autres, permettant d'apporter des arguments pour étayer son diagnostic.

Le tracé électrique comporte plusieurs accidents répétitifs appelés « ondes ».

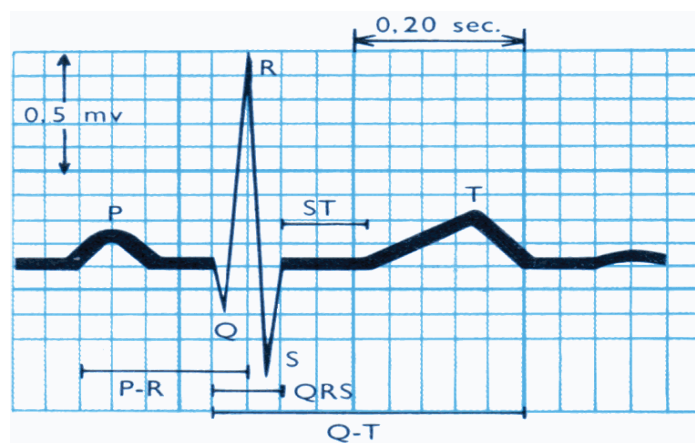


Fig.1.9. Tracé d'un électrocardiogramme [3]

- *L'onde P* correspond à la dépolarisation (et la contraction) des oreillettes. On analyse sa forme, sa durée, sa hauteur, son axe (cf ci-dessus) et sa synchronisation avec :
- *L'onde QRS* (appelé aussi complexe QRS) qui correspond à la dépolarisation (et la contraction) des ventricules. L'onde Q est la première onde négative du complexe. L'onde R est la première composante positive du complexe. L'onde S est la deuxième composante négative. Suivant la dérivation et sa forme, on parle ainsi d'aspect « QS », « RS », voire « RSR' » (pour une forme en M avec deux positivités). La forme et
- *La taille* du QRS *dépend* de la maladie du muscle cardiaque sous jacent mais avec une variabilité très importante.
- *L'onde T* correspond à l'essentiel de la repolarisation (la relaxation) des ventricules, celle-ci commençant dès le QRS pour quelques cellules.
- *L'onde T atriale* est masquée par l'onde QRS et correspond à la repolarisation (la relaxation) des oreillettes. Celle-ci est négative.

L'intervalle *PR* est le temps entre le début de P et le début du QRS. Il est le témoin du temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique des oreillettes aux ventricules.

L'intervalle "QT" mesuré du début du QRS à la fin de l'onde T correspond à l'ensemble de la dépolarisation et de la repolarisation cardiaque. Son allongement voire son raccourcissement est lié dans certaines circonstances à l'apparition d'un trouble du rythme ventriculaire complexe nommé "Torsades de pointes" potentiellement mortel. Malheureusement sa mesure est grevée de nombreuses incertitudes rendant son étude difficile.

On peut également calculer la fréquence cardiaque (nombre de QRS par unité de temps) et voir si le rythme est régulier ou non. Si la fréquence cardiaque est régulière, la fréquence cardiaque est égale à : $60/\text{durée}$ en secondes de l'intervalle R-R.

En cas d'anomalie, le tracé doit être idéalement comparé avec un ECG ancien chez le même patient : une repolarisation ventriculaire anormale n'a pas du tout la même signification si elle existe depuis plusieurs années que si elle est récente. [3]

3 PNEUMOTACHOGRAMME

3.1 ANATOMIE DU SYSTEME RESPIRATOIRE:

3.1.1 *L'arbre respiratoire*

L'arbre respiratoire est ainsi nommé parce qu'il ressemble à un arbre à l'envers. Il comprend :

- **les voies aériennes supérieures**
 - le nez,
 - la bouche,
 - l'arrière-gorge : oro-pharynx,
 - le larynx : carrefour situé entre la bouche et l'oesophage. C'est là que les voies respiratoires croisent les voies digestives.

- **la trachée.**

C'est un gros conduit constitué d'une vingtaine d'anneaux, cartilagineux (le cartilage est à la fois rigide et flexible). Elle permet le passage de l'air vers les poumons. La trachée se prolonge par les bronches.

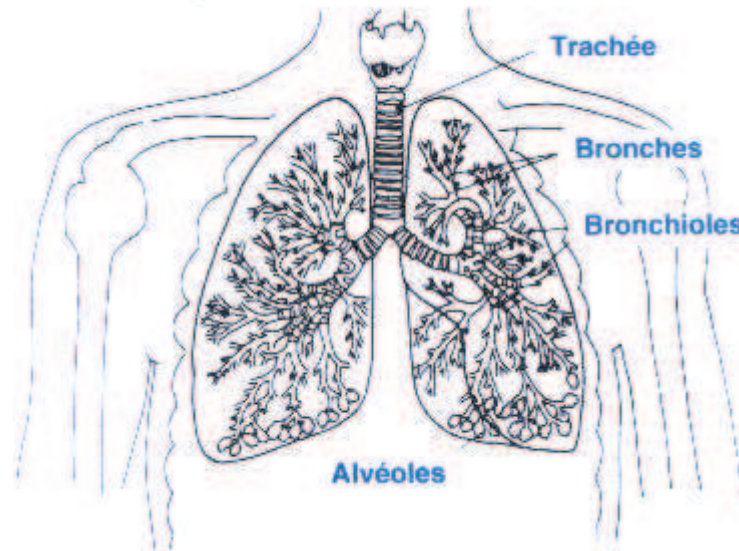


Fig.1.10. Anatomie du système respiratoire [4]

- **les bronches**

Deux **bronches principales**, desservent le poumon droit et le poumon gauche.

Chacune de ces bronches se subdivise en arrivant aux poumons (au niveau du hile) en bronches lobaires puis segmentaires. Par la suite, elles se divisent en bronches de plus en plus petites, jusqu'aux bronchioles.

- **les bronchioles**

Elles n'ont pas de cartilage, sont fines comme des cheveux et se terminent par de minuscules sacs plein d'air : les alvéoles pulmonaires.

- **les alvéoles pulmonaires**

Elles sont au nombre d'environ 200 millions et représenteraient une surface de 100 m^2 si elles étaient étalées, quand vous **inspirez**, les alvéoles se gonflent ; quand vous **expirez**, elles diminuent de calibre en se vidant.

- **les capillaires pulmonaires** sont des petits vaisseaux qui entourent l'alvéole.

C'est à travers leurs parois que se font les échanges gazeux.

3.1.2 Les poumons

Ils sont constitués par les bronchioles, les alvéoles et les capillaires pulmonaires.

- le poumon droit est constitué de trois lobes,
- le poumon gauche, de deux lobes. Sa face interne présente un emplacement où se loge le cœur,
- la **plèvre** est une mince membrane à 2 feuillets, dont l'un tapisse la paroi intérieure du thorax et l'autre le côté externe des poumons. Entre les deux feuillets de la plèvre, une infime quantité de liquide permet aux poumons de glisser doucement à l'intérieur de la cage thoracique. L'excès de liquide est appelé **pleurésie**, le passage d'air entre les 2 feuillets **pneumothorax**.

3.1.3 Les muscles de la respiration

Le **diaphragme** se situe en dessous de la cage thoracique et sépare cette dernière de l'abdomen. **C'est le muscle le plus important** pour la respiration.

D'autres muscles interviennent :

- les muscles intercostaux (entre les côtes),
- les muscles abdominaux, les muscles du cou, etc...

Leur rôle devient important lors d'une maladie respiratoire [4].

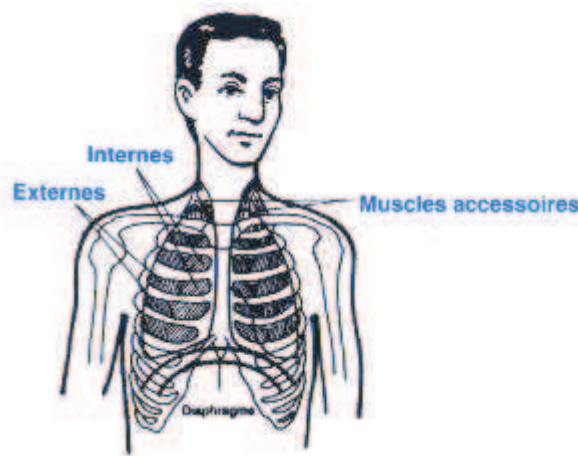


Fig.1.11. Les muscles de la respiration

3.2 FONCTIONNEMENT DU SYSTEME RESPIRATOIRE ET CONTROLE DE CE FONCTIONNEMENT

Au point de vue mécanique, la ventilation pulmonaire peut être appréciée par les volumes et les débits ventilés à la bouche.

C'est techniquement l'approche la plus simple. Elle permet de connaître quantitativement l'efficacité du moteur ventilatoire par les conséquences de son action. Ces volumes et ces débits sont rendus possibles grâce à des différences de pression créées entre la bouche et les alvéoles d'une part ; les alvéoles et l'espace pleural d'autre part.

3.2.1 Les volumes pulmonaires

3.2.1.1 Les volumes mobilisables

La méthode spirométrie permet d'observer les variations de volume pulmonaire qui surviennent à chaque mouvement respiratoire : si l'on relie les voies respiratoires d'un sujet au repos avec un spiromètre (Fig.1.12), on constate que la cloche de l'appareil présente des mouvements alternatifs de montée et de descente. [5]

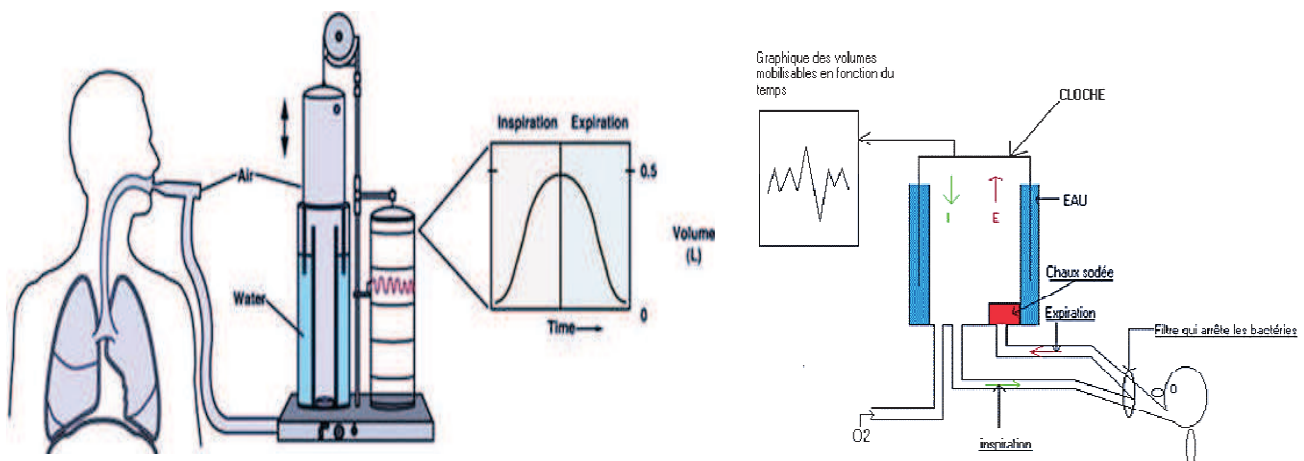


Fig.1.12. Spiromètre permettant l'enregistrement des variations de volume pulmonaire.

Le sujet respire dans une cloche remplie d'O₂ ; l'expiration s'effectue à travers un bac à chaux sodée afin d'éliminer la CO₂ contenu dans le gaz expiré. Le tracé, ou spirogramme, est ascensionnel parce que la Consommation d'O tend à faire baisser le niveau moyen de la cloche.

Lorsque le thorax augmente de volume ,la cloche s'abaisse et le stylet inscripteur qui en est solidaire s'élève .une certaine quantité d'air a quitté le spiromètre pour pénétrer dans les poumons ;c'est l'inspiration .Puis le thorax diminue de volume ;la cloche s'élève et le stylet s'abaisse :une certaine quantité d'air est passée des poumons dans le spiromètre ;c'est l'expiration .L'ensemble constitue un cycle ventilatoire .Celui -ci se répète

périodiquement et ; si le sujet est au repos dans une ambiance calme ,on peut constater que le volume d'air déplacer à chaque cycle est à peu pris constant .

Il porte le nom de volume courant (VT).chez l'adulte de taille moyenne il s'élève à 0.5 l BTPS en moyenne .Mais il est possible d'observer des variations de volume beaucoup plus importants :si en fin d'inspiration calme on effectue une inspiration forcée maximale .Le volume inspiratoire supplémentaire ainsi mobilisé est le volume de réserve inspiratoire (VRI).De même le volume d'air expulsé des voies respiratoires au cours d'une expiration forcée pratiquée après la fin d'une expiration normale représenté le volume de réserve expiratoire (VRE) .ces deux volumes de réserve sont d'importance très variable suivant la taille et l'âge. A eux deux, ils représentent environ 8fois le volume courant. L'exercice musculaire qui élève considérablement le volume courant diminue les volumes de réserve respiratoire.

Enfin ; il est habituel de constater que le volume de réserve inspiratoire est légèrement supérieur au volume de réserve expiratoire (Fig.1.13).

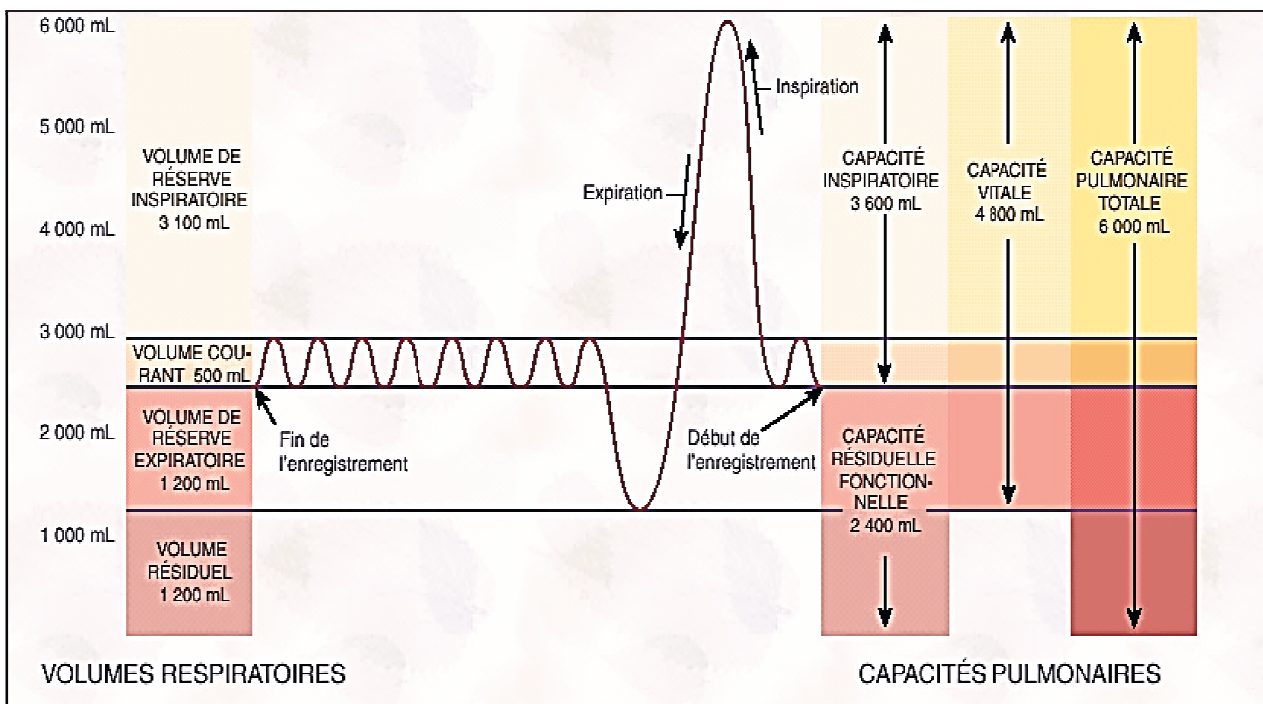


Fig.1.13. schéma représentant les volumes et les capacités pulmonaire[5]

3.2.1.2 Le volume résiduel

A la fin d'une expiration forcée ; il reste encore un certain volume d'air dans les poumons appelé volume résiduel (V_R).Il n'est pas mobilisable comme les précédents volumes et ; en conséquence, pas mesurable par la technique spirométrie.

Pratiquement, il peut être apprécié par une méthode de dilution d'un gaz : il s'agit le plus souvent de l'azote pulmonaire ou d'un gaz étranger : L'hélium

❖ *Méthode de dilution de l'azote*

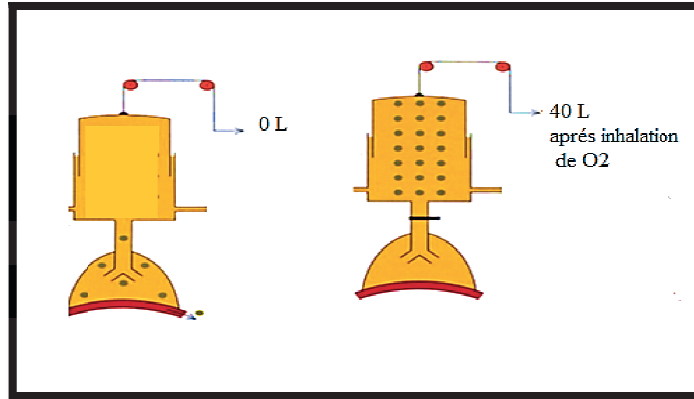


Fig.1.14. Schéma du dispositif de mesure du volume résiduel en circuit ouvert .au bout de quelques minutes tout l'azote pulmonaire est passé dans le spiromètre.

Cette méthode consiste à mettre le sujet à la fin d'une expiration forcée (les poumons ne contiennent plus alors que le volume résiduel) en communication avec un circuit contenant de l'oxygéné pur .L'expiration se fait dans un spiromètre .L'azote est analysé en continue de sorte que l'on peut connaitre ,pour chaque cycle respiratoire ,la fraction de l'azote expirée .Celle-ci décroît progressivement pour s'annuler presque complètement au bout de quelques minutes .Les poumons sont alors débarrassés complètement de l'azote (V_{N_2}) qu'ils contiennent .normalement en fin d'expiration forcée .Soit environ 80% du volume résiduel .

$$V_{N_2} = V_R \cdot 0.80 \quad (1.1)$$

Ce volume d'azote a été transféré dans le spiromètre :

$$V_{N_2} = V_E \cdot F_{N_2} \quad (1.2)$$

V_E =volume de gaz recueillie dans le spiromètre et F_{N_2} la fraction d'azote dans celui-ci .

Ses équations (1.1) et(1.2) ou tire le volume résiduel.

$$V_R = V_E \cdot \frac{F_{N_2}}{0.8} \quad (1.3)$$

CHAPITRE II

Chapitre II

1. Définitions de la télémédecine	53
1.1. Télémédecine et l'évolution de la technologie de l'information et de la communication:.....	53
2. Les applications de la télémédecine et leurs utilités.....	53
2.1. Les différentes applications de la télémédecine	53
2.2. Quelques critères différenciant les domaines d'applications de la télémédecine	53
2.3. État de l'art des systèmes d'habitats intelligents pour la santé.....	54
2.3.1. Quelques applications de la télésurveillance.....	57

1. Définitions de la télémédecine

La télémédecine est définie dans le Larousse comme « *la partie de la médecine qui utilise la transmission par télécommunication d'informations médicales (images, enregistrement, etc.), en vue d'obtenir à distance un diagnostic, un avis spécialisé, la surveillance continue d'un malade, une décision thérapeutique* ».

- En 1989, le Professeur LARENG, créateur de l'*Institut Européen de Télémédecine* propose de définir la télémédecine comme étant: L' « *utilisation de tout moyen technique et de toute méthode permettant à distance la pratique médicale. Elle a pour finalité l'amélioration de la qualité des soins par l'utilisation optimale des moyens techniques et des compétences médicales* ». [81]

1.1. Télémédecine et l'évolution de la technologie de l'information et de la communication:

L'évolution de la télémédecine dépend de l'utilisation des nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC). Elle connaît un essor considérable chaque fois que les NTIC mettent à sa disposition les développements rapides surtout en matière des techniques du haut débit et des communications à grande efficacité spectrale.

2. Les applications de la télémédecine et leurs utilités

2.1. Les différentes applications de la télémédecine

Les différents types d'application de la télémédecine sont très étendues. Selon leurs domaine médical d'utilisation, on distingue :

- ✓ La Télésurveillance (envoi et suivi de paramètres vitaux. Elle concerne surtout les patients atteints de maladies chroniques).
- ✓ La Téléconsultation (consultation distante d'un patient par son médecin traitant mettant en jeu notamment la visioconférence).
- ✓ Téléassistance (qui a pour objet entre autres de permettre à un professionnel de santé d'assister à distance un autre professionnel de santé au cours de la réalisation d'un acte médico-chirurgical).
- ✓ la télé-expertise (deuxième avis médical spécialisé demandé a un expert et rendu par celui-ci à distance)
- ✓ Téléformation (utilisation des NTIC en matière de formation médical et/ou chirurgical, soutien online du personnel paramédical, des étudiants et des patients eux mêmes).

2.2. Les critères différenciant les domaines d'applications de la télémédecine

L'application de la télémédecine dépend des différents critères dont on peut distinguer:

- le nombre d'intervenants
 - le pays
 - les sites ciblés
 - les ressources médicales, la population, les professionnels de la santé, la spécialité médicale.
- cette approche permet l'intégration des différentes expériences actuelles de télémédecine a travers le monde. [80]

2.3. État de l'art des systèmes d'habitats intelligents pour la santé

Nous reprenons ici intégralement l'état de l'art en matière d'HIS publié par Norbert NOURY et Vincent RIALLE dans la revue Techniques de l'Ingénieur parus le 10/04/2003, sous le titre "Habitat intelligent pour la santé : systèmes et équipements"

"Plusieurs auteurs [16] [17] ont récemment tenté de dresser un bilan de l'état de l'art des innombrables projets qui ont vu le jour dans le domaine de la télésurveillance médicale et des habitats intelligents pour la santé. Nous citons ici ceux qui ont en commun le recours à un **monitorage passif** pour détecter des comportements et déclencher des alarmes.

Togawa et coll. [18] [19] [20] fut l'un des premiers à monitorer les activités journalières du sujet (heures de coucher, de toilette, de prise de repas) en même temps que certains paramètres physiologiques. Les données collectées sont alors transmises au personnel en charge, aucune alarme n'est déclenchée.

Inada et coll. [21] ajoute la possibilité de mettre en contact la personne avec l'équipe de secours. En plus des variables physiologiques et des activités physiques, le système enregistre des informations plus subjectives.

Noury [11] [22] s'appuie le premier sur les nouvelles technologies de l'information et de la communication (le Minitel et la technologie des serveurs Vidéotex) pour mettre en réseau les domiciles, collecter à l'aide du Biomaster les variables physiologiques en même temps que des informations textuelles concernant le patient.

Richardson [23] [24] crée, dans l'*adaptable smart home* (ASH) un réseau commun pour contrôler et monitorer des dispositifs à l'intérieur du logement comme depuis l'extérieur. Il rend ainsi les dispositifs plus faciles à utiliser et plus « aidants ».

Alyfuku et Hiruta [25] ont déposé un brevet sur le monitoring passif de la personne.

Celler et coll. [26] mesure le comportement et l'état de santé de la personne à partir de dix-huit capteurs : des détecteurs de présence pour estimer la mobilité dans le logement, des capteurs de conditions ambiantes et d'autres capteurs qui monitorent l'utilisation des ressources (réfrigérateur, eau chaude). Tous ces capteurs sont interconnectés sur un réseau Echelon Lonworks et les données sont automatiquement transmises par modem vers un centre de télésurveillance pour y être traitées en différé.

Chan et coll. [27] [28] [29], dans leur chambre hospitalière intelligente, font appel à un apprentissage par réseau de neurones pour monitorer l'environnement et déclencher des alarmes de manière automatique (PROSAFE).

Roth et coll. [30] décrit l'expérience Shahal de télésurveillance de malades cardiaques à domicile.

Un enregistreur au domicile permet la transmission d'un ECG à douze dérivations pour une analyse en temps réel à distance. La pression artérielle et les résultats de tests respiratoires sont également transmis. La porte d'entrée peut être déverrouillée à distance en cas d'urgence.

Leikas et coll. [31] décrit un système pour le monitoring des personnes démentes à domicile en utilisant de simples contacts de portes.

Mozier [32] utilise dans la Neural Network House des réseaux de neurones pour apprendre les réglages environnementaux préférés des occupants et les utilise pour optimiser le système de gestion d'énergie tout en satisfaisant les exigences de l'utilisateur. Il ne prend pas en compte de paramètres physiologiques.

Williams et Doughty [33] [34] ont développé, dans le cadre du projet CarerNet, une architecture générique de système d'information qui a été implémentée dans le projet Midas [35]. Une analyse du comportement du sujet permet de déclencher des alarmes en cas de sortie d'un profil type. L'implémentation met également en œuvre des systèmes de *reminders* (pense-bêtes) utilisant la synthèse artificielle de parole.

Elger [36] 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.

Bonner [37] a développé un autre démonstrateur, le projet Assistive Interactive Dwelling (AID) House, et a commencé à s'intéresser aux problèmes d'éthique concernant la surveillance continue de la personne.

Van Berlo [38] prend en compte les 71 recommandations du 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 [39] décrit un système qui bâtit un profil moyen d'activité à partir duquel il peut détecter les écarts au modèle et fabriquer automatiquement des messages d'alerte. Ce système, évalué sur 22 appartements, fut bien accepté par les personnes âgées comme par les aidants.

Glascok et Kutzik [40] détectent automatiquement les ADL, sans déclenchement d'alarme, les données sont traitées en différé. Leur brevet [41] couvre aussi la possibilité de générer un signal de contrôle à partir de l'observation des signaux.

Noury et Rialle [42] [43] mettent sur un réseau domotique des capteurs et des actionneurs qui coopèrent entre eux et avec un système d'information reposant sur les technologies Web et Java. Ils mettent en réseau les habitats intelligents pour la santé, qui recueillent les variables physiologiques et d'activité de la personne, détectent des scénarios de situations anormales ou de crises à l'aide d'un système intelligent distribué à base d'agents intelligents, et peuvent agir sur l'environnement du domicile (SIC-HIS).

Maglaveras [44] a développé, dans le cadre d'un projet européen, l'architecture générique du Citizen Healthcare System (CHS) en s'appuyant sur les technologies de programmation orientées objets, les réseaux locaux sans fils et les standards d'échange de dossiers électroniques médicaux (DICOM, SCPECG).

Plus récemment, les grands laboratoires de recherche et les industriels de dimension internationale se sont intéressés à ce domaine et proposent leurs propres projets : le Georgia Tech Institute (A ware House) [45], le MIT (MIT's House), l'université de Washington (Assistive Cognition) [46], la compagnie Honeywell (Independent Life Style Assistant (ILSA)), l'université de Rochester-NY (Center for Future Health).

Mais parmi tous ces projets, bien peu ont effectivement été évalués chez les personnes âgées (Leikas [31], Richardson [23] [24], Sixsmith [39]), et encore moins sont arrivés au stade commercial (Vigil, Sincere Kourien)".

Nous citons pour compléter l'état de l'art en matière d'habitat intelligent pour la santé différents projets à travers le monde:

- Le système d'acquisition automatique de données physiologiques (Tokyo Medical and Dental University, Japon) Togawa, Ogawa et al. [43][44][45]
- Le Centre de Recherche en Automatique Médicale - MARC (Université de Virginie, Charlottesville, USA) [46].

- Le projet « CarerNet » (UK) fondée par Williams et Doughty [47] [48].
- Le Système d'Alerte Miniature et Intelligent à domicile - Midas (UK) [49] [50].
- La Chambre Hospitalière (laboratoire LAAS5, Toulouse, France) Chan, Campo et Steenkeste [51] Ce système utilise des capteurs volumétriques divisant l'espace de la chambre hospitalière en plusieurs zones d'observation (Fig.2.1).

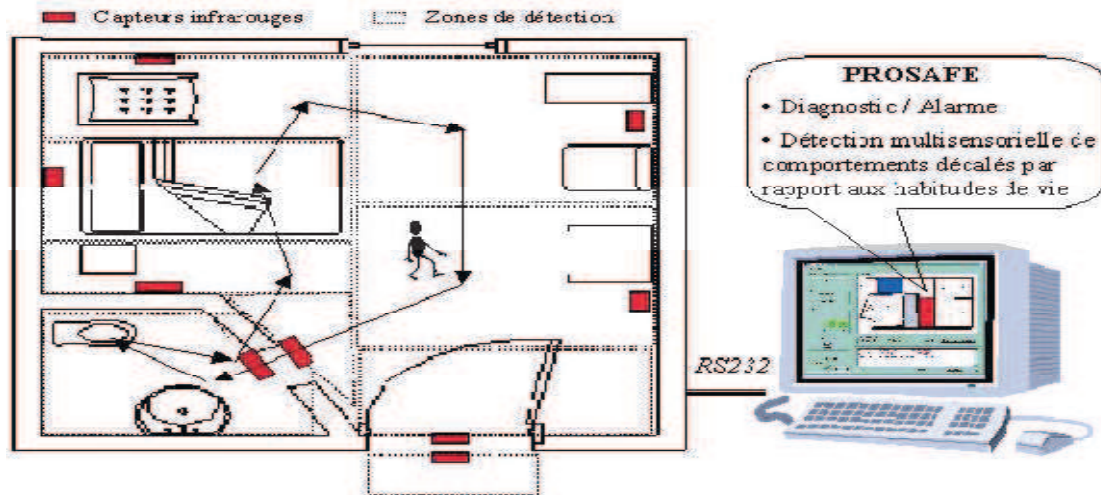


fig.2.1. La chambre hospitalière intelligente du CHU de Toulouse. La surface est divisée en plusieurs zones fonctionnelles à l'aide de capteurs volumétriques fixés au plafond.

- Le projet « 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 PDA (Personal Digital Assistant) dans toutes les pièces du logement, pour interagir de manière ubiquitaire avec les occupants (Fig.2.2.) [52].

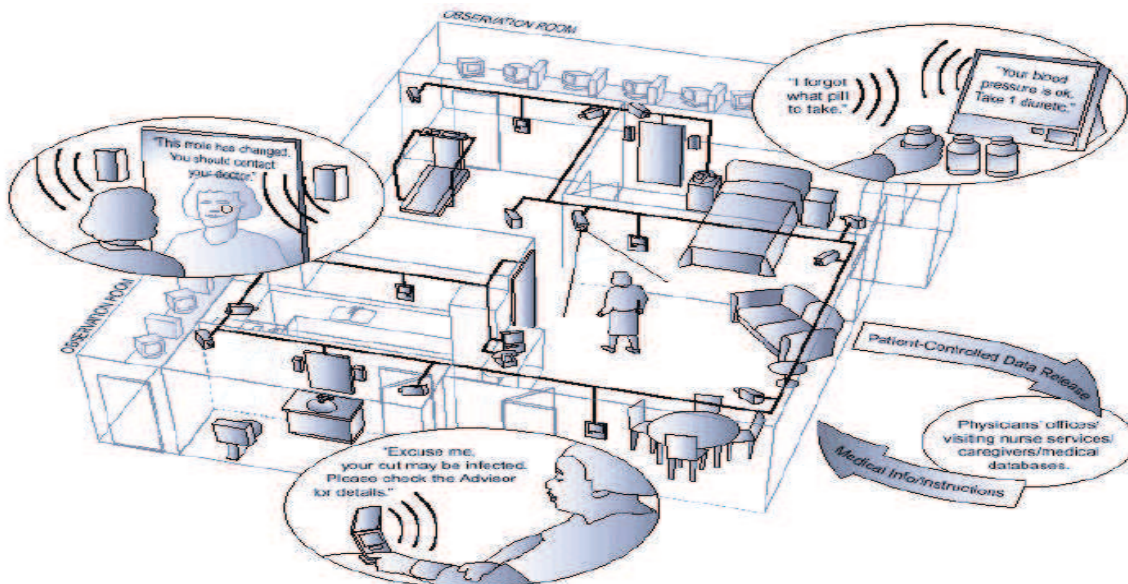


fig.2.2. Le projet « Center for future Health » de l'Université de Rochester-NY.

- Le Système Télégériatrique d'Enregistrement Médical Electronique Intégré (Université nationale de Singapour, Singapour) [53].

- Le projet pilote australien (Biomedical Systems Laboratory, Université de N.S.W, Sydney, Australie) [54][55][56].

2.3.1. Quelques applications de la télésurveillance

- La télésurveillance de l'hypertension artérielle
- La télésurveillance des grossesses à risques
- La télésurveillance de l'insuffisance rénale
- La télésurveillance des maladies cardiaques
- La télésurveillance des maladies respiratoires
- La télésurveillance du Diabète
- La télésurveillance des patients atteints de la maladie d'Alzheimer
- La télésurveillance des traitements des maladies chroniques
- La télésurveillance-téléassistance des patients à domicile

CHAPITRE III

Chapitre III

1	PRINCIPE D'UNE LIAISON DE DONNÉES	59
2	SYSTEME DE TRANSMISSION NUMERIQUE	60
3	LA TRANSMISSION FILAIRE	61
3.1	Transmission parallèle, transmission série	61
3.1.1	Transmission parallèle	61
3.1.2	Transmission série	62
4	LES RESEAUX SANS FIL	62
4.1	Les réseaux étendus sans fil : WWAN	63
4.2	Les réseaux métropolitains sans fil : WMAN	64
4.3	Les réseaux personnels sans fil : WPAN	65
5	LES MODULATIONS NUMÉRIQUES	67
5.1	Définitions et appellations	68
5.2	Principes de modulations numériques [69]	69
5.3	Modulation par déplacement d'amplitude (MDA) [69]	74
5.3.1	Modulation par tout ou rien	75
5.3.2	Modulation à "M ETATS"	76
5.3.3	Modulation et démodulation	78
5.3.4	Les performances des "MDA M"	80
5.4	Conclusion sur la MDA	82

1 PRINCIPE D'UNE LIAISON DE DONNÉES

Une transmission de données met en œuvre des calculateurs d'extrémité et des éléments d'interconnexion dont les appellations et fonctions sont codifiées (fig.3.1) [67]:

On distingue :

- Les équipements terminaux (*End System*) ou **ETTD**, Équipement Terminal de Traitement de Données, appelés aussi **DTE** (*Data Terminal Equipment*) représentant les calculateurs d'extrémité. Ces calculateurs sont dotés de circuits particuliers pour contrôler les communications. L'ETTD réalise la fonction de contrôle du dialogue.

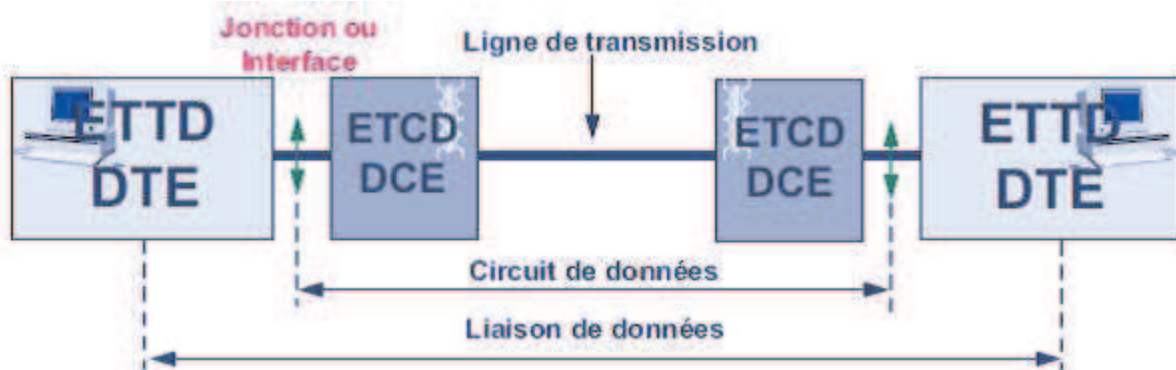


Fig.3.1. Constituant de base d'une liaison de données.

- Des équipements d'adaptation ou **ETCD**, Équipement Terminal de Circuit de Données, ou **DCE** (*Data Communication Equipment*) réalisent l'adaptation entre les calculateurs d'extrémité et le support de transmission. Cet élément remplit essentiellement des fonctions électroniques, il assure un meilleur transport sur la ligne de transmission. Il modifie la nature du signal, mais pas sa signification.

- La jonction constitue l'interface entre ETTD (DTE) et ETCD (DCE), elle permet à l'ETTD de gérer l'ETCD pour assurer le déroulement des communications (établissement du circuit, initialisation de la transmission, échange de données et libération du circuit).

- Le support ou ligne de transmission est un élément essentiel de la liaison. Les possibilités de transmission (débit, taux d'erreur...) dépendent essentiellement des caractéristiques physiques et de l'environnement de celui-ci.

2 SYSTEME DE TRANSMISSION NUMERIQUE

Les systèmes de transmission numérique véhiculent de l'information entre une source et un destinataire en utilisant un support physique comme le câble, la fibre optique ou encore, la propagation sur un canal radioélectrique. Les signaux transportés peuvent être soit directement d'origine numérique, comme dans les réseaux de données, soit d'origine analogique (parole, image...) mais convertis sous une forme numérique. La tâche du système de transmission est d'acheminer l'information de la source vers le destinataire avec le plus de fiabilité possible.

Le schéma synoptique d'un système de transmission numérique est donné à la fig.3.2 où l'on se limite aux fonctions de base [69]:

- La source émet un message numérique sous la forme d'une suite d'éléments binaires.
- Le codeur peut éventuellement supprimer des éléments binaires non significatifs (compression de données ou *codage de source*), ou au contraire introduire de la redondance dans l'information en vue de la protéger contre le bruit et les perturbations présentes sur le canal de transmission (*codage de canal*). Le codage de canal n'est possible que si le débit de source est inférieure à la capacité du canal de transmission (la probabilité d'erreur P_e tend dans ce cas vers 0 d'après les travaux de Hartley - Shannon).
- La modulation a pour rôle d'adapter le spectre du signal au canal (milieu physique) sur lequel il sera émis.
- Enfin, du côté récepteur, les fonctions de démodulation et de décodage sont les inverses respectifs des fonctions de modulation et de codage situées du côté émetteur.

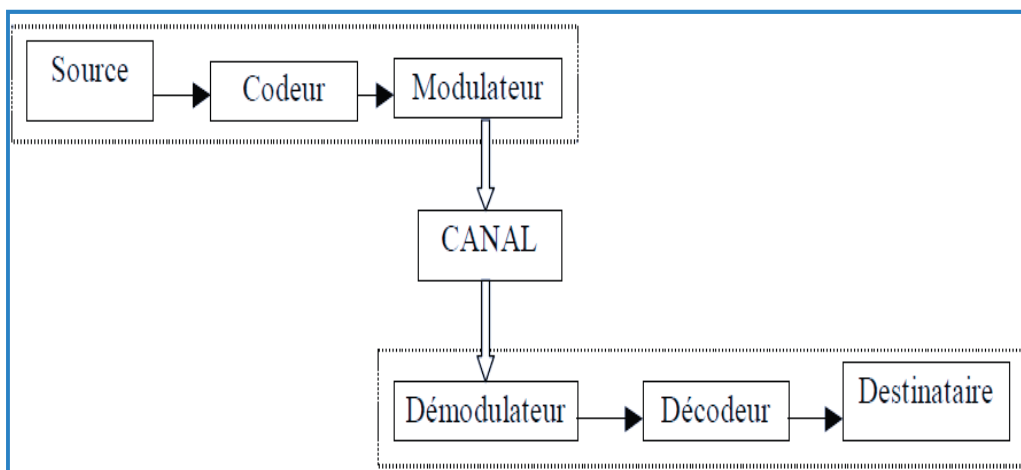


Fig.3.2. Schéma d'un système de transmission numérique

Les trois caractéristiques principales permettant de comparer entre elles les différentes techniques de transmission sont les suivantes:

- La probabilité d'erreur P_e par bit transmis permet d'évaluer la qualité d'un système de transmission. Elle est fonction de la technique de transmission utilisée, mais aussi du canal sur lequel le signal est transmis. Il est à noter que P_e est une valeur théorique dont une estimation non biaisée au sens statistique est le Taux d'Erreur par Bit TEB.
- L'occupation spectrale du signal émis doit être connue pour utiliser efficacement la bande passante du canal de transmission. On est contraint d'utiliser de plus en plus des modulations à grande efficacité spectrale.
- La complexité du récepteur dont la fonction est de restituer le signal émis est le troisième aspect important d'un système de transmission.

3 LA TRANSMISSION FILAIRE

3.1 Transmission parallèle, transmission série

L'information élémentaire à transmettre est le mot (4, 8, 16, n bits). En interne, les calculateurs transfèrent les données via un bus : un fil par bit. Le bus transmet simultanément tous les bits d'un même mot machine, la transmission est dite transmission parallèle, la communication entre machines peut se réaliser de même. La transmission parallèle soulève de nombreux problèmes techniques. Pour des distances importantes, on lui préfère la transmission série : les bits sont transmis successivement sur un support unique [67].

3.1.1 Transmission parallèle

La transmission parallèle (fig.3.3) est caractérisée par un transfert simultané de tous les bits d'un même mot. Elle nécessite autant de conducteurs qu'il y a de bits à transmettre et un conducteur commun (liaison asymétrique) ou autant de paires de fils si la masse n'est pas commune (liaison symétrique).

La transmission parallèle est très performante en terme de débit. Elle est utilisée pour des liaisons entre un ordinateur, ses périphériques et ses unités de calcul esclaves. Par exemple, l'interface **HiPPI** (*High Performance Parallel Interface*) qui définit un mode de transmission entre un ordinateur et ses périphériques offre un débit de 800 Mbit/s. Elle utilise un câble de

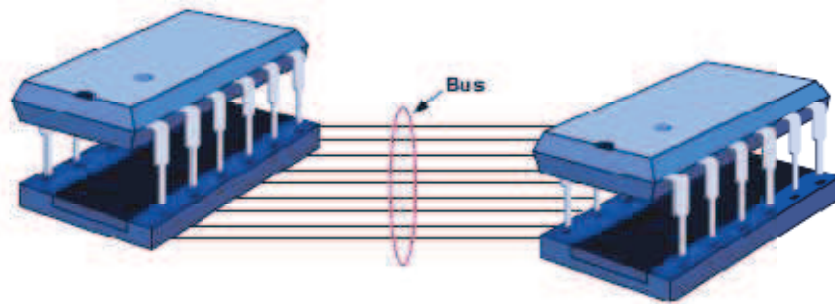


Fig.3.3. La transmission parallèle.

50 paires dont 32 sont utilisées pour la transmission de données (transmission parallèle par mot de 32 bits). HiPPI est limitée à 25 m.

La transmission parallèle pose de nombreuses difficultés dont les principales sont le rayonnement des conducteurs l'un sur l'autre (diaphonie) et la différence de vitesse de propagation entre les différents conducteurs (Delay Skew) qui nécessitent la réalisation d'une électronique coûteuse.

Un coût élevé (nombre de conducteurs) et une distance franchissable limitée par la désynchronisation du train de bits (Delay Skew) réservent la transmission parallèle aux liaisons de processeur à processeur ou d'hôte à hôte (ordinateur central). Des techniques apparentées sont mises en œuvre dans les réseaux locaux.

3.1.2 Transmission série

En transmission série (fig.3.4.), tous les bits d'un mot ou d'un message sont transmis successivement sur une même ligne.



Fig.3.4. Transmission série.

Dans les calculateurs, les données (bits) sont traitées en parallèle (bus). La transmission série nécessite une interface de conversion pour sérialiser les bits en émission (conversion parallèle/série) et les désérialiser en réception (conversion série/parallèle). La transmission série n'utilise, pour la transmission des données, que deux conducteurs. D'un coût moins élevé, elle est adaptée aux transmissions sur des distances importantes.

4 LES RESEAUX SANS FIL

Un réseau sans fil est un système de communication permettant de véhiculer les informations sans contraintes de câblage. Dans les réseaux sans fil, on entend parfois parler de « mobilité », du fait qu'un utilisateur a la possibilité de rester connecté tout en se déplaçant dans un périmètre géographique plus ou moins étendu. Dans un réseau sans fil les informations sont transmises soit

par liaison infrarouge, soit par onde radio. La transmission par onde radio est la méthode la plus répandue en raison de sa plus large couverture géographique et son débit plus élevé. Il existe plusieurs technologies de transmission se distinguant d'une part par la fréquence d'émission utilisée et d'autre part par le débit et la portée.

Les réseaux sans fil se sont développés au départ essentiellement pour répondre aux deux besoins suivants : mettre en place des transmissions dans les endroits où la pose de câble est difficile, voire impossible (par exemple, transmission entre deux bâtiments), et assurer la transmission de données pour des applications mobiles. Là où le câblage est difficile, les réseaux sans fil répondent à la motivation classique de l'économie des coûts [68]. Ajoutons que l'installation des réseaux sans fil est assez facile à mettre en place, ce qui a valu un développement rapide de ce type de réseaux. En contrepartie, se pose le problème de la réglementation relative aux transmissions radio. En effet, ces transmissions sont utilisées dans un grand nombre d'applications (militaires, scientifiques, amateurs ...), mais sont sensibles aux interférences. Par conséquent, une réglementation est nécessaire afin de définir les puissances maximales d'émission et les règles de coexistence dans les bandes de fréquences utilisées par plusieurs applications.

Selon la zone de couverture géographique, on distingue habituellement plusieurs catégories de réseaux sans fil :

4.1 Les réseaux étendus sans fil : WWAN

Le *réseau étendu sans fil WWAN (Wireless Wide Area Network)*, connu également sous le nom de *réseau cellulaire mobile*, est le réseau sans fil le plus répandu. Les principales technologies utilisées dans ces réseaux sont les suivantes :

- **GSM** (*Global System for Mobile Communication* ou en français *Groupe Spécial Mobile*) : Il s'agit d'un standard de téléphonie de seconde génération de téléphonie mobile qui fût établi en 1982 par la CEPT (Conférence des Administrations Européennes des Postes et Télécommunications). En Europe, le standard GSM utilise les bandes de fréquences 900 MHz et 1800 MHz. Aux Etats-Unis en revanche, la bande de fréquence utilisée est la bande 1900 MHz. La norme GSM autorise un débit maximal de 9,6 Kbits/s, ce qui permet de transmettre la voix ainsi que des données numériques de faible volume (par exemple : SMS pour *Short Message Service*). La méthode d'accès utilisée est la méthode TDMA (*Time Division Multiple Access*).

- **GPRS** (*General Packet Radio Service*): Il s'agit d'une norme pour la téléphonie mobile dérivée du GSM permettant un débit de données plus élevé. On la qualifie souvent de 2,5G pour indiquer que c'est une technologie à mi-chemin entre le GSM (2^{me} génération) et l'UMTS (3^{me} génération). Le GPRS ajoute par rapport au GSM la transmission par paquets.

Cette méthode est plus adaptée à la transmission des données. Le débit théorique maximal est de 170 kbits/s.

- **UMTS** (*Universal Mobile Telecommunication System*): Il s'agit d'une norme de téléphonie mobile de troisième génération (3G). Elle repose sur la méthode d'accès CDMA (*Code Division Multiple Access*). L'UMTS permet théoriquement d'atteindre des débits de transfert jusqu'à 2 Mbits/s.

4.2 Les réseaux métropolitains sans fil : WMAN

Les réseaux métropolitains sans fil **WMAN** (*Wireless Metropolitan Area Networks*) sont fondés sur le standard *IEEE 802.16* [68]. La norme la plus connue du réseau métropolitain sans fil est le **WiMAX** (*Worldwide Interoperability for Microwave Access*), permettant d'obtenir théoriquement des débits de l'ordre de 70 Mbits/s sur une portée de plusieurs kilomètres [68].

1.1.3 Les réseaux locaux sans fil : WLAN

Le réseau local sans fil **WLAN** (*Wireless Local Area Network*) est un réseau permettant de couvrir l'équivalent d'un réseau local d'entreprise, d'une maison, ou d'un espace public tel qu'un aéroport, un hôtel... Tous les terminaux présents dans la zone de couverture peuvent être reliés entre eux. Dans ce type de réseaux on trouve :

- La technologie **WiFi** (*Wireless Fidelity*) (fondée sur les standards *IEEE 802.11*), opérant dans la bande de fréquences autour de 2.4 GHz, offre des débits allant jusqu'à 11 Mbits/s en **802.11b** et 54 Mbits/s en **802.11g** sur une distance de plusieurs dizaines de mètres en intérieur (généralement entre une vingtaine et une cinquantaine de mètres). Dans un environnement ouvert, la portée peut atteindre plusieurs centaines de mètres voire dans des conditions optimales plusieurs dizaines de kilomètres. Notons aussi l'existence de la norme *IEEE 802.11a* (baptisée **WiFi5**), fonctionnant dans la bande des 5 GHz et offrant un débit théorique de 54 Mbits/s jusqu'à 10 m de portée [68].

- Le standard **802.11n**. Il s'agit d'un standard de seconde génération, très haut débit. Le groupe de travail lancé mi-2004 pour succéder 802.11g, étudie un standard pour la technologie **MIMO** (*Multiple Input Multiple Output*) qui pourrait multiplier par 4 voire 8 le débit de 802.11g, c'est-à-dire atteindre des débits de l'ordre de quelques centaines de Mbits/s.

- **HiperLAN2** (pour *High Performance Radio Local Area Network 2.0*), norme européenne élaborée par l'**ETSI** (*European Telecommunications Standards Institute*). HiperLAN2 opère dans la bande de fréquences autour de 5 GHz en utilisant l'**OFDM** (*Orthogonal Frequency Division Multiplexing*) et permet d'obtenir un débit théorique allant jusqu'à 54 Mbits/s sur une zone de couverture de plusieurs dizaines de mètres. Cette norme est concurrencée par 802.11a, malgré de meilleures performances puisqu'elle apporte une certaine qualité de service et la gestion du *roaming*.

4.3 Les réseaux personnels sans fil : WPAN

Le *réseau personnel sans fil* **WPAN** (*Wireless Personal Area Network*) concerne les réseaux sans fil d'une faible portée, de l'ordre de quelques mètres. Ce type de réseau sert généralement à relier des périphériques (imprimante, téléphone portable, appareils domestiques, ...) ou un assistant personnel (PDA) à un ordinateur sans liaison filaire ou bien permettre la liaison sans fil entre deux machines très peu distantes [68]. Plusieurs technologies sont utilisées dans les réseaux WPAN :

- La technologie **Bluetooth** est la principale technologie des réseaux WPAN. Elle opère dans la bande de fréquences autour de 2.4 GHz. La portée dépend de la classe du terminal utilisé. On distingue normalement trois classes. La classe 2, qu'on trouve d'une manière assez commune dans les terminaux mobiles, a une portée de 10 m. La puissance utilisée dans cette classe est de 2.5 mW. La technologie Bluetooth a été conçue de manière à avoir une très faible consommation. Le débit quant à lui est d'1 Mbit/s pour la version 1.2 (adoptée en Novembre 2003) et peut aller jusqu'à 3 Mbits/s pour la version 2.0 + EDR (*Enhanced Data Rate*) (adoptée en Novembre 2004) [68].

- **HomeRF** (*Home Radio Frequency*), soutenue initialement par le « HomeRF Working Group » (formé notamment par les constructeurs Compaq, HP, Intel, Siemens, Motorola et Microsoft). La technologie HomeRF a été imaginée à l'origine pour un usage domestique. Elle propose un débit théorique de 10 Mbits/s avec une portée d'environ 50 à 100 mètres sans amplificateur. Le standard HomeRF, sévèrement concurrencée par Wi-Fi aux Etats-Unis, a perdu le soutien de deux sponsors de poids, Intel et Microsoft. Par conséquent, c'est un standard qui est en perte de vitesse [68].

- La technologie **ZigBee** (IEEE 802.15.4) permet d'obtenir des liaisons sans fil à très faible coût et avec une très faible consommation d'énergie, ce qui la rend particulièrement adaptée pour être directement intégrée dans les petits appareils électroniques (appareils électroménagers, hifi, capteurs ...). La technologie ZigBee, opérant sur la bande de fréquences autour de 2.4 GHz, permet d'obtenir des débits pouvant atteindre 250 Kbits/s avec une portée maximale de plusieurs dizaines de mètres [68].

- Les liaisons **infrarouges** permettent de créer des liaisons sans fil point à point de quelques mètres avec des débits pouvant aller jusqu'à quelques mégabits par seconde. Ces liaisons nécessitent principalement une visibilité directe entre l'émetteur et le récepteur. Cette technologie est largement utilisée pour la domotique (télécommandes) mais souffre toutefois des perturbations dues aux interférences lumineuses. L'association **irDA** (*infrared data association*) formée en 1994 regroupe plus d'une centaine de membres. Son objectif est de développer les spécifications globalement adoptées pour des communications infrarouges [68].

Notons l'influence de l'environnement proche et en particulier la présence de personnes sur la qualité de la liaison sans fil. La liaison à courte portée en présence de personnes est associée aux

réseaux **WBAN** (*Wireless Body Area Networks*). Ces réseaux forment une sous catégorie des réseaux WPAN.

La figure Fig.3.5. récapitule les différentes catégories des réseaux sans fils ainsi que les différentes technologies utilisées dans ces réseaux.

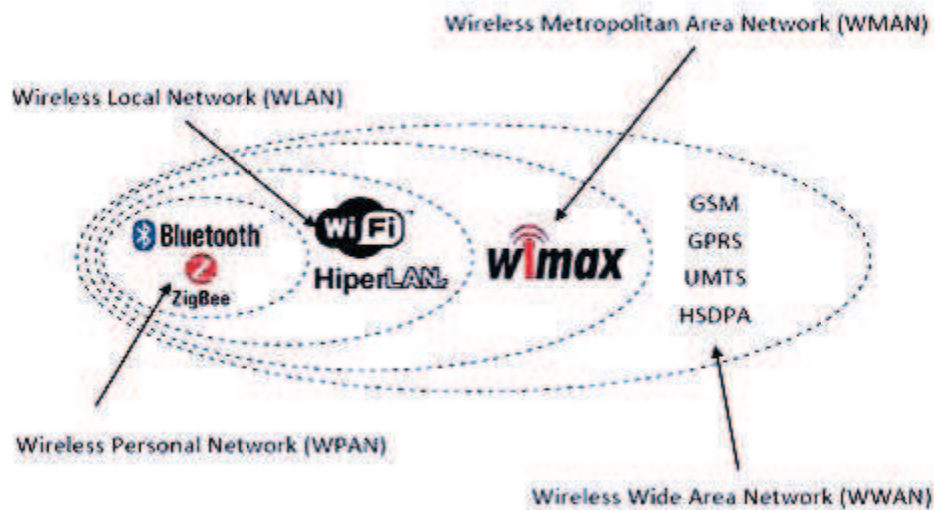


Fig.3.5. Les catégories des réseaux sans fil

Cat.	Portée max	Débit	Usages	Normes
WPAN	Qqs m	1 Mbit/s	Réseau particulier	IEEE 802.15 (Bluetooth), NFC, ETSI HyperPan
WLAN	500 m	+ de 50 Mbit/s	Réseaux internes, propres à un bâtiment (soit comme réseau d'entreprise, soit comme réseau domestique).	IEEE 802.11 (a,b,c,...) ETSI HyperLan
WMAN	4 à 10 kilomètres	de 1 à 10 Mbit/s	Ville, Campus, ... Interconnecte plusieurs WLAN	IEEE 802.16 WiMax ETSI HyperMan
WWAN	Plusieurs centaines de kms	de 1 à 10 Mbit/s	Régional, National Interconnecte plusieurs villes	Basé sur des technologies cellulaires

Tab.3.1. Classification des réseaux sans fil

Pour conclure cette introduction sur les technologies de communication utilisées dans les réseaux sans fils actuels, notons la présence d'une demande croissante en débit pour les applications sans fil. Face à cette demande, des innovations dans ce domaine sont nécessaires.

5 LES MODULATIONS NUMÉRIQUES

La modulation a pour objectif d'adapter le signal à émettre au canal de transmission. Cette opération consiste à modifier un ou plusieurs paramètres d'une onde porteuse

$S(t) = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$ centrée sur la bande de fréquence du canal.

Les paramètres modifiables sont :

- L'amplitude : A

- La fréquence : $f_0 = \frac{\omega}{2\pi}$

- La phase: φ_0

Dans les procédés de modulation binaire, l'information est transmise à l'aide d'un paramètre qui ne prend que deux valeurs possibles.

Dans les procédés de modulation M-aire, l'information est transmise à l'aide d'un paramètre qui prend M valeurs. Ceci permet d'associer à un état de modulation un mot de n digits binaires. Le nombre d'états est donc $n M = 2$. Ces n digits proviennent du découpage en paquets de n digits du train binaire issu du codeur.

Les types de modulation les plus fréquemment rencontrés sont les suivants :

- Modulation par Déplacement d'Amplitude MDA (*Amplitude Shift Keying ASK*).
- Modulation par Déplacement de Phase MDP (*Phase Shift Keying PSK*).
- Modulation par Déplacement de Phase Différentiel MDPD (*Differential Phase Shift Keying DPSK*).

- Modulation d'amplitude de deux porteuses en quadrature MAQ (*Quadrature Amplitude modulation QAM*).
- Modulation par Déplacement de Fréquence MDF (*Frequency Shift Keying FSK*).

5.1 Définitions et appellations

- **Un symbole** est un élément d'un alphabet. Si M est la taille de l'alphabet, le symbole est alors dit M -aire. Lorsque $M=2$, le symbole est dit binaire. En groupant, sous forme d'un bloc, n symboles binaires indépendants, on obtient un alphabet de $M = 2^n$ symboles M -aires. Ainsi un symbole M -aire véhicule l'équivalent de $n = \log_2 M$ bits [69].
- **La rapidité de modulation R** se définit comme étant le nombre de changements d'états par seconde d'un ou de plusieurs paramètres modifiés simultanément. Un changement de phase du signal porteur, une excursion de fréquence ou une variation d'amplitude sont par définition des changements d'états.

La "rapidité de modulation" $R = \frac{1}{T}$ s'exprime en "bauds".

- **Le débit binaire D** se définit comme étant le nombre de bits transmis par seconde. Il sera égal ou supérieur à la rapidité de modulation selon qu'un changement d'état représentera un bit ou un groupement de bits [67][69].

Le "débit binaire" $D = \frac{1}{T_b}$ s'exprime en "bits par seconde".

Pour un alphabet M -aire, nous avons la relation fondamentale : $T = nT_b$ soit $D = n R$.

Il y a égalité entre débit de source et rapidité de modulation uniquement dans le cas d'une source binaire (alphabet binaire).

La qualité d'une liaison est liée au taux d'erreur par bit :

$$T.E.B = \frac{\text{nombre de bits faut}}{\text{nombre de bits transmis}}$$

On notera la différence entre P_e et TEB. Au sens statistique,

On a : $P_e = E(\text{TEB})$.

TEB tend vers P_e si le nombre de bits transmis tend vers l'infini.

- L'efficacité spectrale d'une modulation se définit par le paramètre $\eta = \frac{D}{B}$ et s'exprime en "bit/seconde/Hz". La valeur D est le "débit binaire" et B est la largeur de la bande occupée par le signal modulé. Pour un signal utilisant des symboles Maires, on aura : $\eta = \frac{1}{T.B} \log_2 M$ bit/sec/Hz.

Remarquons que pour B et T donnés, l'efficacité spectrale augmente, comme on pouvait s'y attendre, avec le nombre de bit/symbole $n = \log_2 M$. C'est en effet la raison d'être de la modulation M-aire.

5.2 Principes de modulations numériques [69]

Le message à transmettre est issu d'une source binaire.

Le signal modulant, obtenu après codage, est un signal en bande de base, éventuellement complexe, qui s'écrit sous la forme :

$$c(t) = \sum_k c_k \cdot g(t - kT) = c_k(t) = a_k(t) + jb_k(t) \quad \text{avec } c_k = a_k + jb_k.$$

La fonction $g(t)$ est une forme d'onde qui est prise en considération dans l'intervalle $[0, T[$ puisque t doit vérifier la relation : $kT \leq t < (k+1)T$.

Dans les modulations MDA, MDP et MAQ, la modulation transforme ce signal $c(t)$ en un signal modulé $m(t)$ tel que :

$$m(t) = \text{Re} \left[\sum_k c_k(t) \cdot e^{j(\omega_0 t + \varphi_0)} \right]$$

La fréquence $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ et la phase φ_0 caractérisent la sinusoïde porteuse utilisée pour la modulation.

Si les $ck(t) = a_k(t) + jb_k(t)$ sont réels ($b_k(t) = 0$), la modulation est dite unidimensionnelle, et s'ils sont complexes la modulation est dite bidimensionnelle.

Le signal modulé s'écrit aussi plus simplement :

$$m(t) = \sum_k a_k(t) \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0) - \sum_k b_k(t) \cdot \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$$

Ou encore :

$$m(t) = a(t) \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0) - b(t) \cdot \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$$

En posant :

$$a(t) = \sum_k a_k(t) \quad \text{et} \quad b(t) = \sum_k b_k(t)$$

Le signal

$$a(t) = \sum_k a_k(t)$$

module en amplitude la porteuse en phase $\cos(\omega_0 t + \varphi_0)$ et le signal

$$b(t) = \sum_k b_k(t)$$

module en amplitude la porteuse en quadrature $\sin(\omega_0 t + \varphi_0)$.

Dans la plupart des cas les signaux élémentaires $a_k(t)$ et $b_k(t)$ sont identiques à un coefficient près et ils utilisent la même forme d'impulsion $g(t)$ appelée aussi "formant".

$$a_k(t) = a_k \cdot g(t - kT) \quad \text{et} \quad b_k(t) = b_k \cdot g(t - kT)$$

Les deux signaux $a(t)$ et $b(t)$ sont aussi appelés "trains modulants" et s'écrivent :

$$a(t) = \sum_k a_k \cdot g(t - kT) \text{ et } b(t) = \sum_k b_k \cdot g(t - kT)$$

Les symboles a_k et b_k prennent respectivement leurs valeurs dans l'alphabet (A_1, A_2, \dots, A_M) et dans l'alphabet (B_1, B_2, \dots, B_M) .

Le schéma théorique du modulateur est représenté sur la fig.3.6.

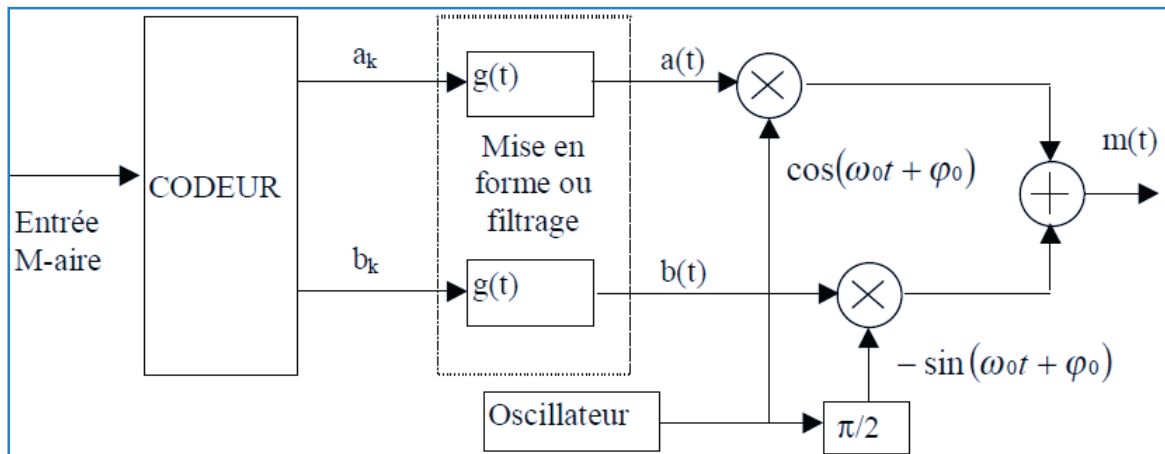


Fig.3.6. Forme générale du modulateur

Les différents types de modulations sont définis par les alphabets décrits ici dessus et par la fonction $g(t)$. A chaque symbole émis correspond un signal élémentaire de la forme :

$$m_k(t) = a_k \cdot g(t - kT) \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0) - b_k \cdot g(t - kT) \cdot \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$$

qui peut être représentés (voir fig.3.7.) dans un espace à deux dimensions dont les vecteurs de base sont:

$$g(t - kT) \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \text{ et } -g(t - kT) \cdot \sin(\omega_0 t + \varphi_0) \text{ (décomposition de Fresnel).}$$

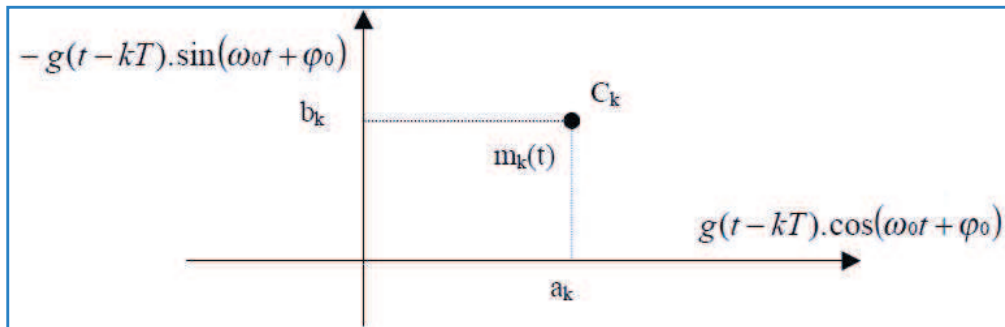


Fig.3.7. Position d'un symbole dans le plan de Fresnel

Le signal modulé $m(t)$ véhicule des informations distinctes à travers $a_k(t)$ et $b_k(t)$ qui sont deux signaux en bande de base appelés respectivement *composante en phase* (I en anglais) et *composante en quadrature* (Q en anglais). La récupération de $a_k(t)$ et $b_k(t)$ sera possible uniquement si ces deux signaux sont de bande limitée à l'intervalle $[-B, B]$ avec $B < f_0$ (Condition de Rayleigh).

Une représentation dans le plan complexe qui fait correspondre à chaque signal élémentaire un point $C_k = A_k + jB_k$ permet de différencier chaque type de modulation. L'ensemble de ces points associés aux symboles porte le nom de constellation.

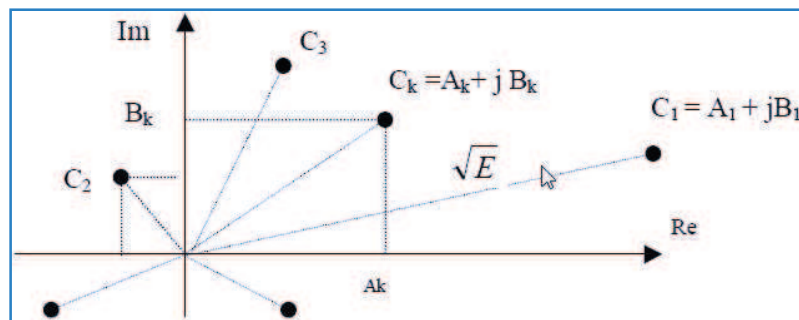


Fig.3.8. Définition d'une constellation numérique

Le choix de la répartition des points dépend des critères suivants :

- Pour pouvoir distinguer deux symboles, il faut respecter une distance minimale d_{min} , entre les points représentatifs de ces symboles. Plus cette distance est grande et plus la probabilité d'erreur sera faible. La distance minimale entre tous les symboles est :

$$d_{\min} = \underset{i \neq j}{\text{Min}}(d_{ij}) \quad \text{avec} \quad d_{ij} = |C_i - C_j|^2$$

Ceci est à rapprocher avec la définition de la distance de Hamming.

- A chaque symbole émis correspond un signal élémentaires $m_k(t)$ et par là même une énergie nécessaire à la transmission de ce symbole. Dans la constellation, la distance entre un point et l'origine est proportionnelle à la racine carrée de l'énergie qu'il faut fournir pendant l'intervalle de temps $[kT, (k+1) T]$ pour émettre ce symbole.

La puissance moyenne d'émission des symboles est assimilable à

$$\sum_i |C_i|^2$$

et la puissance crête à

$$\text{Max}_i |C_i|^2$$

Les deux critères évoqués ci-dessus sont antagonistes puisque l'on serait tenté d'une part d'éloigner les symboles au maximum pour diminuer la probabilité d'erreur et d'autre part, de les rapprocher de l'origine pour minimiser l'énergie nécessaire à la transmission.

Les critères de choix d'une modulation sont :

- La constellation qui suivant les applications mettra en évidence une faible énergie nécessaire à la transmission des symboles ou une faible probabilité d'erreur.
- L'occupation spectrale du signal modulé.
- La simplicité de réalisation (avec éventuellement une symétrie entre les points de la constellation).

Remarque :

Concernant la Densité Spectrale de Puissance (DSP) du signal modulé $m(t)$, certaines formules du cours de Théorie du Signal [70] nous rappellent que si $a_m(t) = x_c(t) + jx_s(t)$ représente le signal en bande de base de

$$m(t) = \text{Re} \left[\alpha_m(t) e^{j(\omega_0 t + \varphi_0)} \right]$$

et si $\gamma_{\alpha_m}(f)$ est la densité spectrale de puissance de $\alpha_m(t)$ alors la DSP du signal modulé $m(t)$ sera :

$$\gamma_m(f) = \frac{1}{4} [\gamma_{\alpha_m}(f - f_0) + \gamma_{\alpha_m}(-f - f_0)]$$

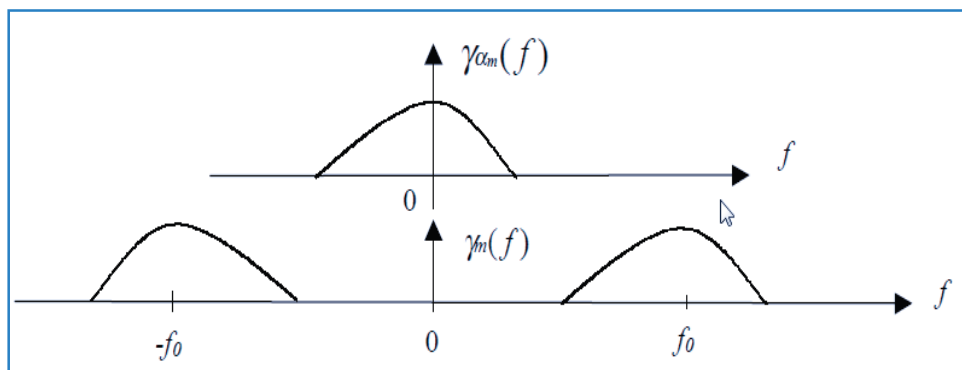


Fig.3.9. Densité spectrale de puissance

Lorsque la modulation est linéaire, l'opération de modulation a pour effet dans la plupart des cas de translater la densité spectrale de puissance (DSP) du signal modulant.

La DSP du signal modulé $m(t)$ est aussi liée à la forme de l'onde $g(t)$, (qui sera souvent rectangulaire) par sa transformée de Fourier $G(f)$.

5.3 Modulation par déplacement d'amplitude (MDA) [69]

Les Modulations par Déplacement d'amplitude (MDA) sont aussi souvent appelées par leur abréviation anglaise : ASK pour "Amplitude Shift Keying".

Dans ce cas, la modulation ne s'effectue que sur la porteuse en phase $\cos(\omega t + \varphi_0)$. Il n'y a pas de porteuse en quadrature. Cette modulation est parfois dite mono dimensionnelle. Le signal modulé s'écrit alors :

$$m(t) = \sum_k a_k \cdot g(t - kT) \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$$

La forme de l'onde $g(t)$ est rectangulaire, de durée T et d'amplitude égale à 1 si t appartient à l'intervalle $[0, T]$ et égale à 0 ailleurs.

Rappelons que le symbole a_k prend sa valeur dans l'alphabet (A_1, A_2, \dots, A_M) . Autrement dit, cet alphabet met en évidence les n $M = 2^n$ amplitudes possibles du signal, la valeur n désignant les groupements de n bits ou symboles à émettre. Les changements d'amplitude de la porteuse se produiront au rythme R de la transmission des symboles.

5.3.1 Modulation par tout ou rien

Un exemple de modulation d'amplitude est la modulation (binaire) par tout ou rien encore appelée par son abréviation anglaise : OOK pour "On Off Keying".

Dans ce cas, un seul bit est transmis par période T , et par conséquent $n=1$ et $M=2$. Le symbole a_k prend sa valeur dans l'alphabet $(0, a_0)$. On observe donc sur un chronogramme des extinctions de porteuse quand $a_k = 0$ (fig.3.10).

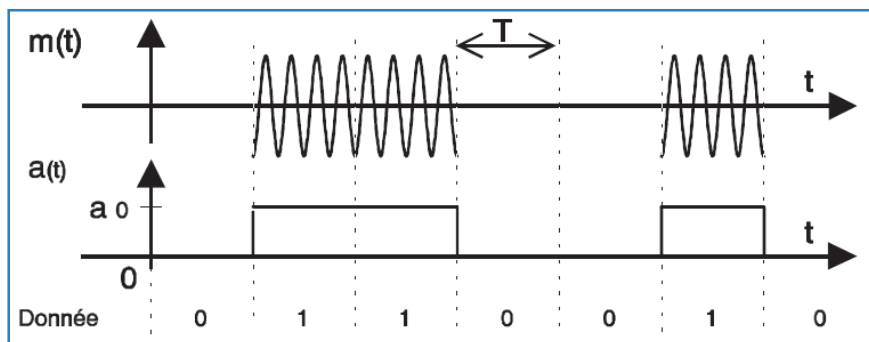


Fig.3.10. Modulation d'amplitude par tout ou rien (OOK)

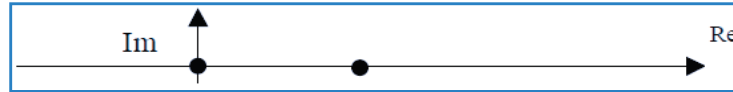


Fig.3.11. Constellation de la modulation d'amplitude par tout ou rien (OOK)

A la réception, cette modulation d'amplitude est souvent démodulée par une détection d'enveloppe. En l'absence de bruit, l'élévation au carré du signal $m(t)$ donne un terme à la fréquence $2f_0$ qui sera éliminé par filtrage et un terme en bande de base proportionnel à

$$\sum_k a_k^2 \cdot g(t - kT)$$

qui est porteur de l'information puisqu'il contient a_k .

Le spectre du signal en bande de base est donné par BIC J.C. et al [67] :

$$\gamma_{\alpha m}(f) = \frac{a_0^2 T}{4} \left(\frac{\sin \pi f T}{\pi f T} \right)^2 + \frac{a_0^2}{4} \delta(f)$$

Le spectre du signal modulé est le même décalé de $\pm f_0$ et comporte donc une raie aux fréquences $\pm f_0$.

5.3.2 Modulation à "M ETATS"

Dans ce cas on utilise plutôt la modulation symétrique.

5.3.2.1 Les constellations "MDA M Symétrique"

On a toujours $M = 2^n$ amplitudes possibles du signal, mais ici les valeurs de l'alphabet sont telles que : $A_i = (2i - M + 1) \cdot a_0$ avec $i = 1, 2, \dots, M$.

Suivant les valeurs de n on obtient le tableau suivant :

n	M	Valeurs de l'alphabet
1	2	$-1a_0, 1a_0$
2	4	$-3a_0, -1a_0, 1a_0, 3a_0$
3	8	$-7a_0, -5a_0, -3a_0, -1a_0, 1a_0, 3a_0, 5a_0, 7a_0$

Tab.3.2. Valeur de l'alphabet selon n

La constellation de la modulation à M états symétriques est donnée fig.3.12. pour M prenant comme valeurs 2, 4 et 8.

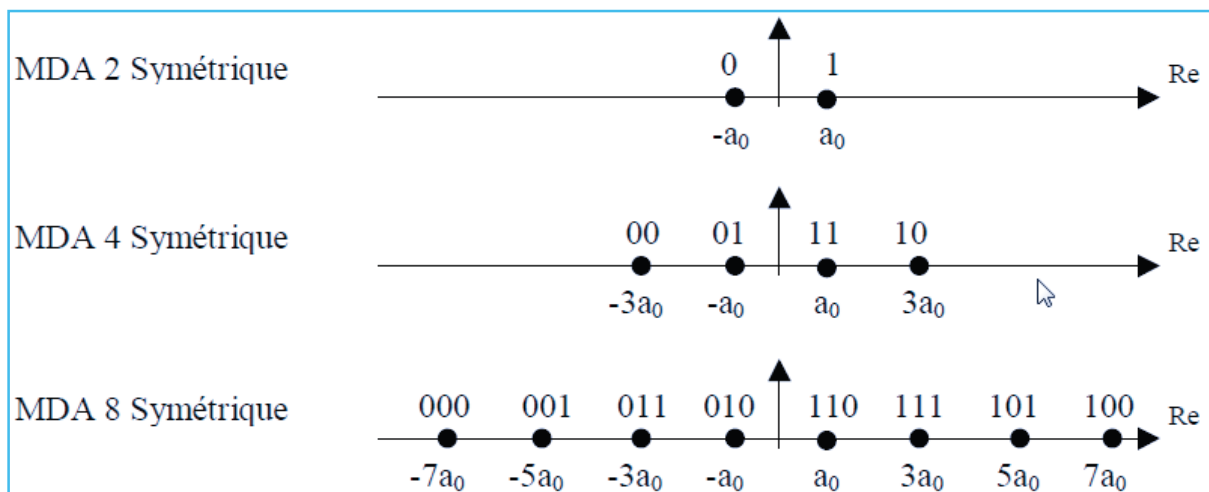


Fig.3.12. Constellation de la modulation d'amplitude à M états

On remarquera que la disposition des symboles met en œuvre un code de Gray de telle sorte qu'un seul bit change lorsque l'on passe d'un point à un autre.

Chronogramme de "MDA 4 Symétrique"

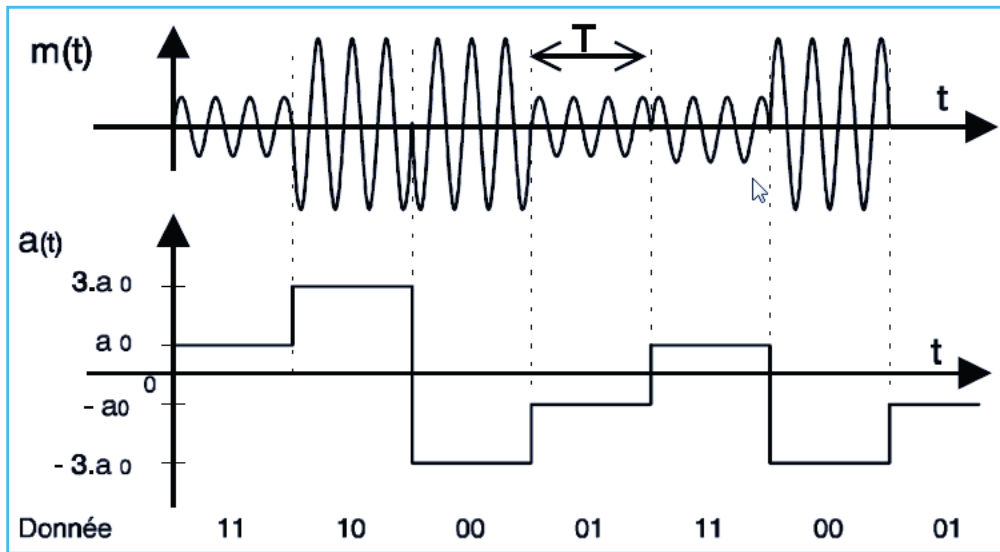


Fig.3.13. Modulation d'amplitude MDA 4 Symétrique

La figure Fig.3.13 met en évidence que deux bits sont transmis simultanément à chaque période T . Elle met aussi en évidence qu'il n'est pas question ici de pratiquer une détection d'enveloppe à la réception.

5.3.2.2 Le spectre de la "MDA M Symétrique"

Le spectre du signal en bande de base ne présente pas de raie et s'écrit [67] :

$$\gamma_{\text{can}}(f) = \frac{M^2 - 1}{3} a_0^2 T \left(\frac{\sin \pi f T}{\pi f T} \right)^2$$

Le spectre du signal modulé est le même décalé de $\pm f_0$

5.3.3 Modulation et démodulation

Les fig.3.14. et fig.3.15. montrent respectivement un synoptique simplifié de la modulation et de la démodulation cohérente sur une seule porteuse.

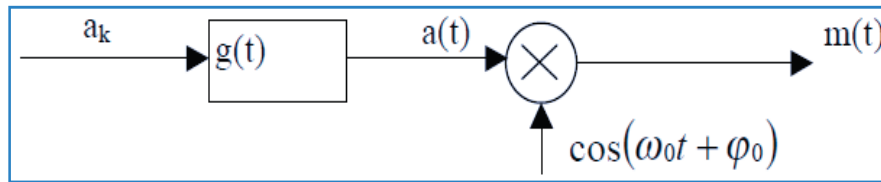


Fig.3.14. Modulation sur une seule porteuse

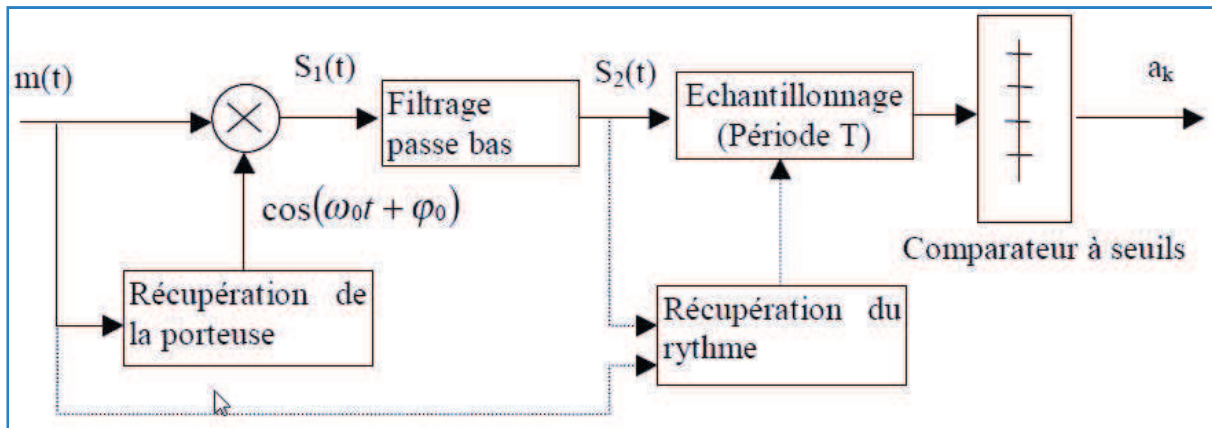


Fig.3.15. Démodulation cohérente sur une seule porteuse

Coté récepteur, et en supposant qu'il n'y ait pas de bruit, si on multiplie le signal reçu

$$m(t) = \sum_k a_k \cdot g(t - kT) \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$$

par une onde sinusoïdale issue d'un oscillateur local $A_l \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_l)$ on obtient :

$$S_1(t) = \sum_k a_k \cdot g(t - kT) \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \cdot A_l \cos(\omega_0 t + \varphi_l)$$

En développant cette expression et en éliminant le terme en $\cos(2\omega_0 t)$ par filtrage, on obtient :

$$S_2(t) = \frac{A_l}{2} \sum_k a_k \cdot g(t - kT) \cdot \cos(\varphi_0 - \varphi_l)$$

Donc, si le récepteur dispose d'un oscillateur local synchronisé en fréquence et en phase sur celui de l'émission, φ_0 sera proche de φ_l et, donc $\cos(\varphi_0 - \varphi_l)$ sera voisin de 1, et par conséquent

$$S_2(t) \approx \frac{A_l}{2} \sum_k a_k \cdot g(t - kT)$$

Ainsi, le signal $S_2(t)$ est à une homothétie près égale au train modulant

$$a(t) = \sum_k a_k \cdot g(t - kT)$$

qui est lui même le signal porteur de l'information. Il reste encore au récepteur à récupérer le rythme, de période T , des symboles transmis, à échantillonner le signal $S_2(t)$ au milieu de chaque période, et à décider à l'aide d'un comparateur à $(M-1)$ seuils de la valeur a_k reçu.

5.3.4 Les performances des "MDA M"

Pour pouvoir comparer les différentes modulations entre elles, il est d'usage d'exprimer la probabilité d'erreur en fonction du rapport $\frac{N_0}{E_b}$ dans lequel : E_b représente l'énergie émise par bit, N_0 représente la densité spectrale de puissance de bruit.

En fonction de ce rapport, on trouve en bibliographie [70] que la probabilité d'erreur par symbole est donnée par la relation :

$$P_s(e) = \frac{M-1}{M} \operatorname{erfc} \left(\sqrt{\frac{3 \log_2 M}{M^2 - 1} \cdot \frac{E_b}{N_0}} \right)$$

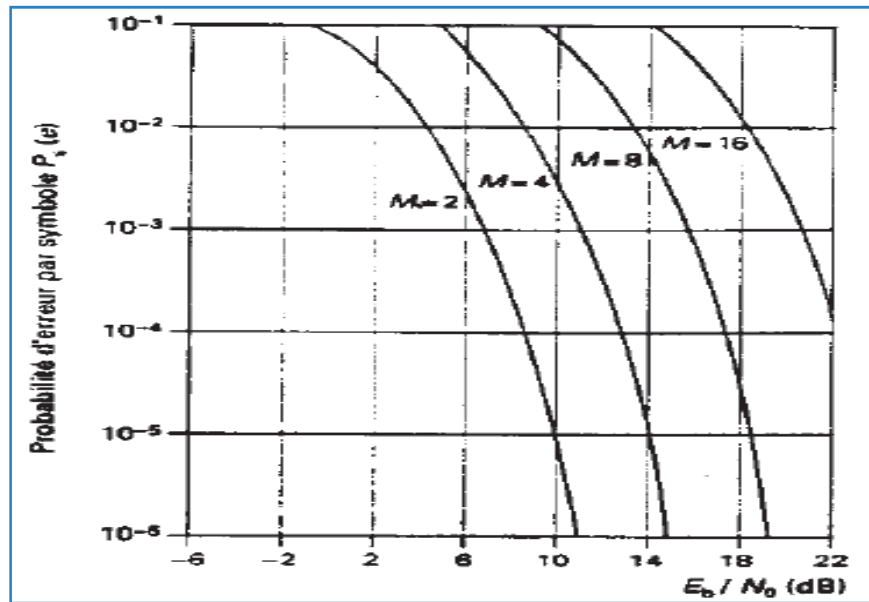


Fig.3.16. Probabilité d'erreur par symbole de la MDA

Cette probabilité d'erreur par symbole $P_s(e)$ est tracée en fonction de $\frac{E_b}{N_0}$ et du paramètre M à la fig.3.16. On peut alors constater que pour conserver une probabilité d'erreur par symbole constante lorsque M augmente, il faut aussi augmenter le rapport $\frac{E_b}{N_0}$; Autrement dit, il faut augmenter l'énergie émise par bit E_b .

Pour $M = 4$, le rapport $\frac{E_b}{N_0}$ nécessaire à une probabilité d'erreur donnée est 4 dB plus grand que pour $M = 2$. Pour M grand, le rapport $\frac{E_b}{N_0}$ doit être augmenté de 6 dB chaque fois que l'on double M c'est-à-dire chaque fois que l'on ajoute un bit par symbole émis.

Du point de vue pratique, c'est la probabilité d'erreur par bit $P_b(e)$ qui est la plus importante à déterminer. Si on néglige la probabilité d'erreur entre symboles non voisins et si deux symboles voisins ne diffèrent que d'un bit (Code de Gray), alors la probabilité d'erreur par bit $P_b(e)$ peut s'écrire :

$$P_b(e) = \frac{P_s(e)}{\log_2 M}$$

car avec un symbole erroné, seulement un bit sur $n=\log_2 M$ est erroné.

5.4 Conclusion sur la MDA

La tentation d'augmenter M (c'est à dire le nombre de bits transmis par symbole) est grande mais présente les avantages et les inconvénients suivants :

- *L'efficacité spectrale*

$$\eta = \frac{1}{TB} \log_2 M$$

Augmente, (pour une largeur de la bande B donnée).

- Malheureusement, la probabilité d'erreur par symbole $P_s(e)$ augmente aussi, et, pour ne pas la dégrader, il sera nécessaire d'augmenter l'énergie émise par bit E_b .

Finalement, ce type de modulation est simple à réaliser mais est assez peu employé pour $M > 2$ car ses performances sont moins bonnes que celles d'autres modulations, notamment pour sa résistance au bruit.

CHAPITRE IV

Chapitre IV

1.	Introduction	85
2.	Contexte des Réseaux.....	85
1.1	Définitions [71]	85
1.2	La classification des réseaux [71][72][73]	86
1.3	La topologie physique des réseaux.....	89
1.4	Les réseaux à commutation	91
1.4.1	Introduction à la commutation [71][75]	91
1.4.2	Commutation de circuit ou commutation de paquet [75]	93
2	Les protocoles.....	96
2.1	Introduction [71].....	96
2.2	Définition de protocole.....	97
2.3	Le modèle OSI (modèle de référence) [71][73][74][75]	97
2.4	Le modèle DoD [74].....	99
2.5	Comparaison des modèles OSI et DoD	100
3	Le protocole TCP/IP	101
3.1	Introduction	101
3.2	Origine [71][73][75].....	102
3.3	Principe architectural.....	103
3.4	La description générale de la pile et les applications TCP/IP	104
3.5	Les mécanismes de base de TCP/IP [71].....	105
3.6	L'adressage dans le réseau logique	109
3.6.1	Le protocole IP [74].....	109
3.6.2	Format de l'en-tête IP	109
3.6.3	Principe de l'adressage IP [71].....	111
3.6.4	Les techniques d'adressage dans un réseau IP [71].....	113
3.7	Le routage dans le réseau IP [71]	122
3.7.1	L'adressage d'interface	122
3.7.2	Le concept d'interface non numérotée	123
3.8	Les protocoles de résolution des adresses : ARP, RARP [73]	124
3.9	ICMP : messages de contrôle et d'erreur [73][74]	125
3.10	IGMP : adressage multipoint [71][73][74][75][76][77].....	126
3.11	UDP : service de transport non fiable [73][75]	126
3.12	TCP : service de transport fiable [73].....	127
3.13	RSVP (Reservation Protocol) [73]	131
3.14	RTP (Real Time Protocol) [73]	134
3.15	Sécurité de TCP/IP [73].....	134
3.16	Implémentation de TCP/IP et système d'exploitation [74]	135
4	Les sockets	136
4.1	L'interface de programmation sockets TCP/IP	137
4.2	Etude des sockets sous windows : Winsock [76]	137
4.2.1	Introduction	137
4.2.2	Introduction de Winsock	137
4.2.3	L'histoire [77]	138

4.2.4	l'architecture [77]	138
4.2.5	Le mode non connecté [77]	139
4.2.6	Le mode connecté [77]	139
5	Conclusion.....	140

1. Introduction

Le domaine des Télécommunications et des Réseaux est en pleine effervescence, chaque semaine qui s'écoule apporte sa moisson de nouvelles offres, d'annonces et de propositions de norme. Confronté à ce flux incessant de nouveautés, le praticien doit faire des choix qui s'avéreront stratégiques pour l'entreprise et structurants pour l'avenir de son système d'information. C'est dire l'importance de disposer de bases solides, seules aptes à évaluer sainement la pertinence des solutions proposées par les constructeurs de matériels et les éditeurs de logiciels. Encore faut-il s'entendre sur la constitution de cette base : il ne s'agit pas d'amasser des connaissances plus ou moins vagues ou plus ou moins utiles, mais de construire un socle sur lequel pourra s'appuyer une réflexion personnelle.

2. Contexte des Réseaux

1.1 Définitions [71]

Un réseau peut être défini comme étant un ensemble de moyens matériels et logiciels géographiquement dispersés destinés à offrir un service, comme le réseau téléphonique, ou à assurer le transport de données. Les techniques à mettre en œuvre diffèrent en fonction des finalités du réseau et de la qualité de service désirée.

Le réseau illustré par la fig.4.1 est composé de nœuds. Les nœuds d'accès, situés à la périphérie du réseau, permettent le raccordement des usagers par une liaison dénommée **liaison d'abonné**.

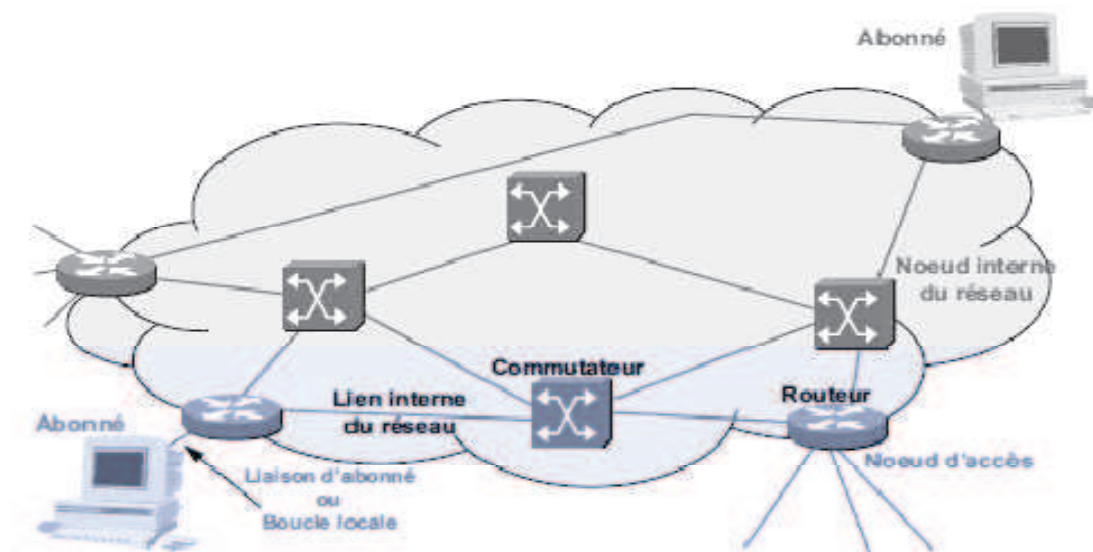


Fig.4.1. Le réseau : ensemble de ressources mises en commun.

L'ensemble des moyens mis en œuvre pour raccorder un usager est souvent désigné par le terme de **boucle locale**. Les nœuds sont généralement des routeurs au point d'accès et des commutateurs au cœur du réseau.

1.2 La classification des réseaux [71][72][73]

Le langage courant distingue les réseaux selon différents critères. La classification traditionnelle, fondée sur la notion d'étendue géographique, correspond à un ensemble de contraintes que le concepteur devra prendre en compte lors de la réalisation de son réseau. Comme dans les transports, une classification des réseaux peut se faire en fonction de la distance couverte, c'est-à-dire, de leur étendue. Bien entendu, comme toute classification, des exceptions peuvent apparaître.

Généralement, on adopte la terminologie suivante :

- **LAN** les **réseaux locaux** (en anglais **LAN** : Local Area Network)

Sont les réseaux de plus faible étendue, allant de quelques mètres à quelques kilomètres. En général, ils interconnectent les équipements d'une même entreprise, laboratoire, d'un même étage d'un bâtiment, ou voire simplement les équipements se trouvant dans un bureau. Au début, leur raison d'être était le partage de ressources à l'époque chères (disques, moyens d'impression). Aujourd'hui, les réseaux locaux constituent l'épine dorsale de l'activité informatique et du système d'information de l'entreprise, du laboratoire, de l'atelier de production. On peut considérer que ce sont les mêmes équipes qui gèrent les réseaux locaux et les ordinateurs (changement d'un disque dur défectueux, ajout de mémoire, ...). Le transfert d'informations sur un réseau local est gratuit (une fois retirés les coûts liés aux équipements et au câblage). Un réseau local est défini par la méthode utilisée pour accéder au support physique et par la nature et la structure de ce support physique (**câblage RJ45 ou Wi-Fi**).

Exemple : Ethernet ou l'anneau à jeton sont deux technologies de réseau local [73].

Ces réseaux destinés au partage local de ressources informatiques (matérielles ou logicielles) offrent des débits élevés de 10 Mbit/s à 10 Gbit/s[72].

- **MAN** les **réseaux métropolitains** (en anglais **MAN** : Metropolitan Area Network)

Couvrent une superficie plus importante limitée généralement à environ 200 km. Ils peuvent, par exemple, servir pour relier les différents hôpitaux, universités, entreprises ou technopoles. L'administration de ces réseaux est généralement confiée à une équipe spécialisée qui dépend de l'entreprise ou financée par les différentes entreprises

interconnectées. Si la portée est plus réduite que pour les réseaux publiques (Internet), les débits doivent être, en revanche, plus importants. Ces réseaux doivent aussi être tolérants aux pannes car, vu les étendues couvertes, la coupure d'un câble ne doit pas paralyser les entreprises

La facturation liée à l'utilisation du réseau est forfaitaire et par conséquent indépendante des volumes de données transférées.

Exemple : FDDI (Fiber Data Distributed Interface), avec un débit de 100Mbit/s et une portée de 200 km, est un réseau métropolitain [73].

– WAN les **réseaux publics** (en anglais WAN : Wide Area Network)

Un réseau couvrant un pays ou un continent, voire toute la planète. Les opérateurs qui gèrent ces réseaux ne produisent pas les flots de données qu'ils véhiculent. La facturation peut être forfaitaire, mais est le plus souvent fonction de la distance, de la durée, du volume de données échangé ou d'un mélange de ces trois paramètres.

Exemple : le réseau téléphonique ou le réseau X.25 Transpac peuvent être classés parmi les réseaux publics. [73].

Ces réseaux assurent généralement le transport d'information sur de grandes distances. Lorsque ces réseaux appartiennent à des opérateurs, les services sont offerts à des abonnés contre une redevance. Les débits offerts sont très variables, de quelques kbit/s à quelques Mbit/s [71].

D'après Philippe Latu [75] les réseaux ont été classés comme indiqué le tableau 4.1 suivant :

Distance	Acronyme	Type de réseau
jusqu'à 25 mètres	PAN	Réseau local «domestique» : <i>Personal Area Network</i>
jusqu'à 10 Km	LAN	Réseau local : <i>Local Area Network</i>
jusqu'à 50 Km	MAN	Réseau métropolitain : <i>Metropolitan Area Network</i>
jusqu'à 1000 Km	WAN	Réseau longue distance : <i>Wide Area Network</i>
jusqu'à 40000 Km	Internet	Réseau mondial

Tab.4.1. classification des réseaux

Les réseaux se différencient, aussi, selon les **modes de diffusion** de l'information (fig.4.2) [71] :



Fig.4.2. La classification selon les modes de diffusion de l'information.

On distingue trois modes :

- La source diffuse ses informations vers des stations réceptrices. La relation est unidirectionnelle de 1 à N (réseau de diffusion). Les réseaux de radiodiffusion constituent un exemple de ce type de réseau. Les réseaux locaux sont aussi assimilés à cette catégorie.
- À l'inverse, un ensemble de stations peut envoyer les informations à un seul destinataire. La relation est aussi unidirectionnelle, mais de N à 1 (réseaux de collecte). Les réseaux de télémessure constituent un exemple de ce mode de fonctionnement.
- D'une manière plus générale, un abonné d'un réseau désire pouvoir atteindre tous les autres abonnés ou une partie de ceux-ci. Le réseau doit établir une relation de 1 à 1 parmi N . Ces réseaux de mise en relation sont dits **réseaux de commutation**, le réseau téléphonique (RTC) en est un exemple.

Enfin, une autre distinction (approche temporelle) applicable à tous les réseaux décrit comment les différents nœuds (éléments actifs) d'un réseau sont synchronisés entre eux (fig.4.3) :

- Si chaque nœud a une horloge indépendante, le réseau est dit **plésiochrone**. Les horloges réception et émission sont différentes mais proches (plésio).
- Si les horloges des différents nœuds sont toutes asservies à une même horloge, le réseau est dit **synchrone**. L'horloge principale peut être une horloge atomique ou une horloge pilotée par les tops horaires d'un GPS.

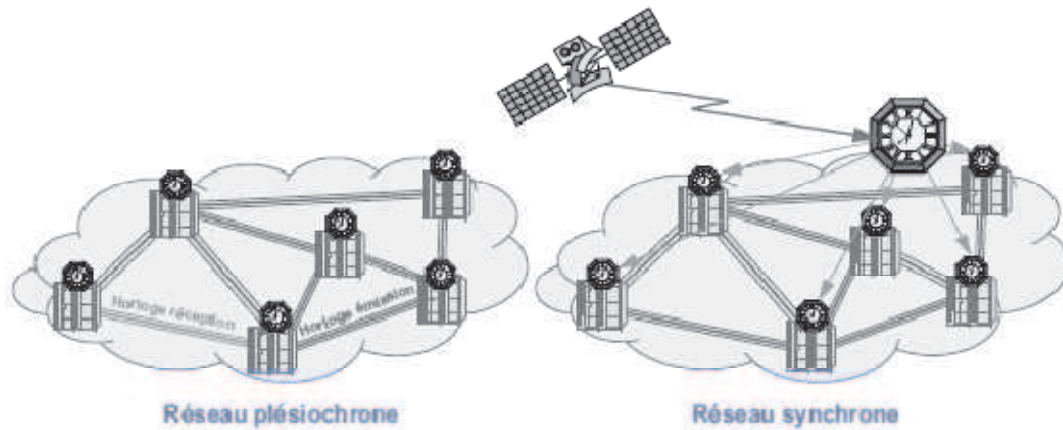


Fig.4.3. La distinction des types de réseaux selon le mode de synchronisation.

La synchronisation des réseaux et les problèmes en relation avec la distribution des horloges constituent un problème majeur de conception d'un réseau.

1.3 La topologie physique des réseaux

La topologie d'un réseau décrit la manière dont les nœuds sont connectés. Cependant, on distingue la **topologie physique**, qui décrit comment les machines sont raccordées au réseau, de la **topologie logique** qui renseigne sur le mode d'échange des messages dans le réseau (**topologie d'échange**) [71],[72].

Les topologies de base

Les topologies de base sont toutes des variantes d'une liaison point à point ou multipoint (fig.4.4).



Fig.4.4. les modes de liaisons élémentaires.

La plus simple des topologies de base, le **bus**, est une variante de la liaison multipoint. Dans ce mode de liaison, l'information émise par une station est diffusée sur tout le réseau. Le réseau en bus est aussi dit **réseau à diffusion** (fig.4.5). Dans ce type de topologie, chaque station accède directement au réseau, d'où des problèmes de conflit d'accès (contentions ou collisions) qui nécessitent de définir une politique d'accès. Celle-ci peut être centralisée ou distribuée comme dans les réseaux locaux. Les réseaux en bus sont d'un

bon rapport performance/prix. Ils autorisent des débits importants (>100 Mbit/s sur 100 m). Il est possible d'y insérer une nouvelle station sans perturber les communications en cours.

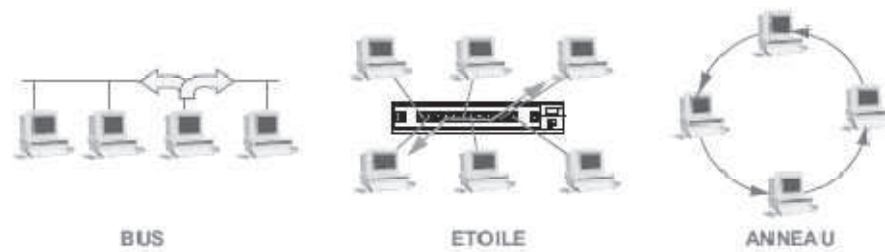


Fig.4.5. Les topologies de base.

La topologie étoile est une variante de la topologie en point à point. Un nœud central émule n liaisons point à point (fig.4.5). Tous les nœuds du réseau sont reliés à un nœud central commun : le concentrateur. Tous les messages transitent par ce point central. Le concentrateur est actif, il examine chaque message reçu et ne le retransmet qu'à son destinataire. Cette topologie correspond, par exemple, au réseau téléphonique privé d'une entreprise où le commutateur téléphonique met en relation les différents postes téléphoniques de l'installation. La topologie étoile autorise des dialogues inter-nœuds très performants. La défaillance d'un poste n'entraîne pas celle du réseau, cependant le réseau est très vulnérable à celle du nœud central.

Dans la topologie en anneau, chaque poste est connecté au suivant en point à point (fig.4.6). L'information circule dans un seul sens, chaque station reçoit le message et le régénère. Si le message lui est destiné, la station le recopie au passage (au vol). Ce type de connexion autorise des débits élevés et convient aux grandes distances (régénération du signal par chaque station). L'anneau est sensible à la rupture de la boucle. On peut remédier aux conséquences d'une rupture de l'anneau en réalisant un double anneau.

Les topologies construites [71]

Dérivés des réseaux en étoile, les réseaux arborescents (fig.4.6 gauche) sont constitués d'un ensemble de réseaux étoiles reliés entre eux par des concentrateurs jusqu'à un nœud unique (nœud de tête). Cette topologie est essentiellement mise en œuvre dans les réseaux locaux (Starlan, 10 base T...). Ces réseaux, en raison de la concentration réalisée à chaque nœud, sont très vulnérables à la défaillance d'un lieu ou d'un nœud (fig.4.6 centre).

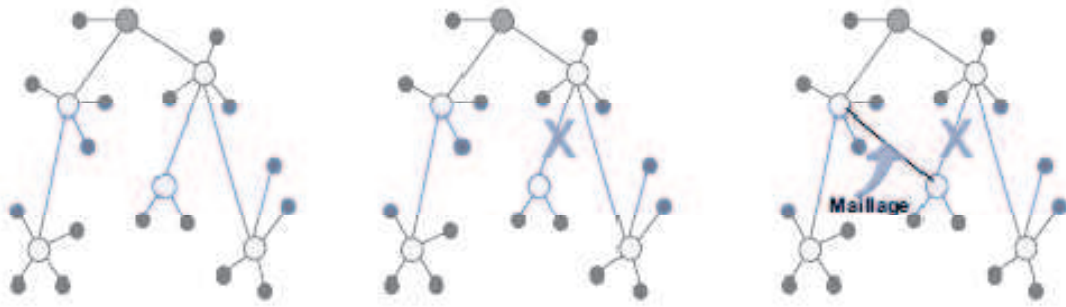


Fig.4.6. De la topologie hiérarchique à la topologie maillée.

Pour palier cet inconvénient on peut imaginer créer des chemins de secours qui peuvent être temporaires ou permanents. Le réseau est alors dit **maillé** (fig.4.6 droite). Un réseau maillé est un réseau dans lequel deux stations, clientes du réseau, peuvent être mises en relation par différents chemins (fig.4.7). Ce type de réseau, permettant de multiples choix de chemins vers une même destination, est très résistant à la défaillance d'un nœud et autorise une optimisation de l'emploi des ressources en répartissant la charge entre les différents nœuds (voies). Chaque nœud est caractérisé par sa **connectivité**, c'est-à-dire par le nombre de liens qui le réunit aux autres nœuds du réseau.

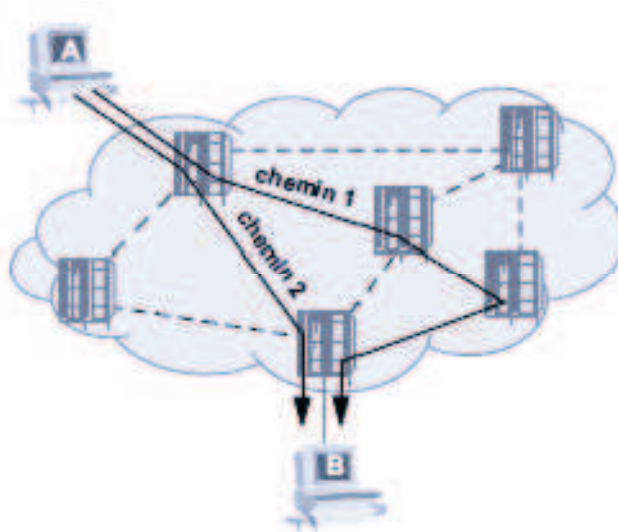


Fig.4.7. Le réseau maillé.

1.4 Les réseaux à commutation

1.4.1 Introduction à la commutation [71][75]

Le concept de réseau à commutation est né de la nécessité de mettre en relation un utilisateur avec n'importe quel autre utilisateur (relation de 1 à 1 parmi n ou interconnexion totale) et de l'impossibilité de créer autant de liaisons point à point qu'il y a de paires potentielles de communicants.



Fig.4.8. L'interconnexion totale.

Ainsi, pour réaliser l'interconnexion totale de deux stations (fig.4.8), il suffit d'une liaison, pour trois stations trois liens... D'une manière générale, dans un réseau de N stations, pour relier la station N aux $N - 1$ stations déjà connectées il faut $(N - 1)$ liens. Soit, pour les N stations, $N*(N - 1)$ liens. En comptant de cette manière, on commet l'erreur de compter deux fois chaque lien (le lien de A vers B est le même que le lien de B vers A). Le nombre total de liens nécessaires dans un système de N nœuds est donc de :

$$\text{Nombre de liens} = \frac{N(N-1)}{2}$$

Si on applique cette formule au réseau téléphonique, compte tenu qu'il existe environ $300 \cdot 10^6$ abonnés dans le monde et que chaque abonné peut être mis en relation avec n'importe quel autre abonné, la terminaison de réseau chez chaque abonné devrait comporter $45 \cdot 10^{15}$ lignes !

Ce chiffre montre, s'il en était besoin, la nécessité de trouver un système qui permette, à partir d'une simple ligne de raccordement (liaison d'abonné), d'atteindre simplement tout autre abonné du réseau par simple commutation d'un circuit vers cet abonné. Ce système porte le nom de réseau à commutation, dans le réseau illustré par la fig.4.9, le commutateur met en relation les utilisateurs A et B.



Fig.4.9. Principe d'un réseau à commutation.

Dans ce contexte où la ressource est rare vis-à-vis de la demande potentielle (si simultanément tous les abonnés du réseau désiraient joindre un autre abonné...), il est indispensable de rechercher des techniques particulières pour optimiser le partage des ressources, c'est l'objectif des techniques de commutation. Selon la technique employée pour « relier » deux utilisateurs, on distingue la commutation de circuits, de messages ou de paquets.

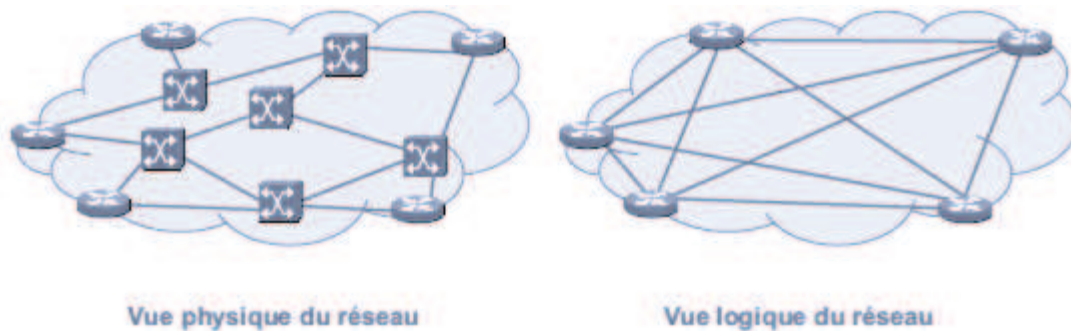


Fig.4.10. Conséquence de la commutation sur la vision du réseau.

Un réseau à commutation assure une connectivité totale. Dans ses conditions, la topologie logique ou interconnexion totale, vue du côté des utilisateurs, est différente de la topologie physique réelle (fig.4.10).

1.4.2 Commutation de circuit ou commutation de paquet [75]

Dans les réseaux de télécommunications contemporains on retrouve deux techniques de commutation distinctes. Ces techniques peuvent se croiser dans la description des couches des modélisations et dans les technologies d'implémentation des protocoles. Ainsi, dans un réseau local, on peut très bien utiliser une commutation de circuit avec la technologie Ethernet au niveau liaison et utiliser un réseau à commutation de paquets avec le protocole IP.

Commutation de circuit

Cette technique consiste à commuter des circuits physiques ou virtuels pour que deux hôtes du réseau puissent communiquer comme s'ils étaient connecté directement l'un à l'autre. Voici deux exemples classiques de ce type de commutation.

- Sur un réseau téléphonique filaire lors de l'émission d'un nouvel appel en composant un numéro d'abonné, les commutateurs téléphoniques établissent un circuit unique entre les deux combinés. Une fois la communication établie, les échantillons de voix transitent séquentiellement sur ce circuit.

- Sur un réseau local utilisant des commutateurs Ethernet, une fois les tables de correspondance entre les adresses physiques des hôtes constituées, les hôtes peuvent communiquer entre eux via un circuit unique établi par l'électronique des commutateurs.

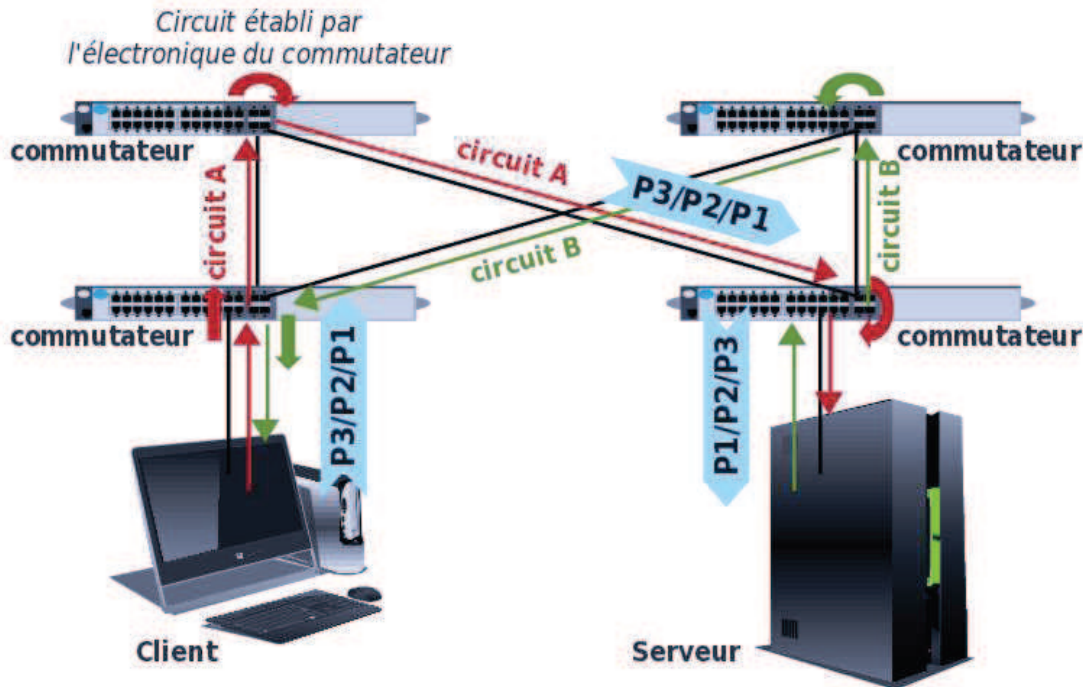


Fig.4.11. principe de commutation de circuits.

Dans la figure ci-dessus, les paquets P1, P2 et P3 sont nécessairement reçus dans l'ordre dans lequel ils ont été émis.

Si un circuit de communication est rompu, toutes les données présentes sur ce circuit sont perdues et toute communication est impossible tant qu'un nouveau circuit n'a pas été établi.

Commutation de paquet

Avec cette technique, les informations découpées en paquets de taille limitée peuvent emprunter des itinéraires différents en fonction de l'état de l'interconnexion réseau entre deux points.

Le protocole IP, utilisé au niveau réseau de la modélisation Internet, est l'exemple le plus connu d'exploitation de la commutation de paquets.

En découpant le message en fragments (paquets), la commutation de paquets permet l'entrelacement des unités de données (fig.4.12) offrant ainsi, à chaque source, l'impression de disposer en permanence de la voie de communication (multiplexage).

Afin d'optimiser au maximum l'utilisation des liens, chaque paquet est acheminé dans le réseau indépendamment du précédent. Pour reconstituer le message initial, le destinataire

devra, éventuellement, réordonner les différents paquets avant d'effectuer le réassemblage [71] (Fig.4.12).

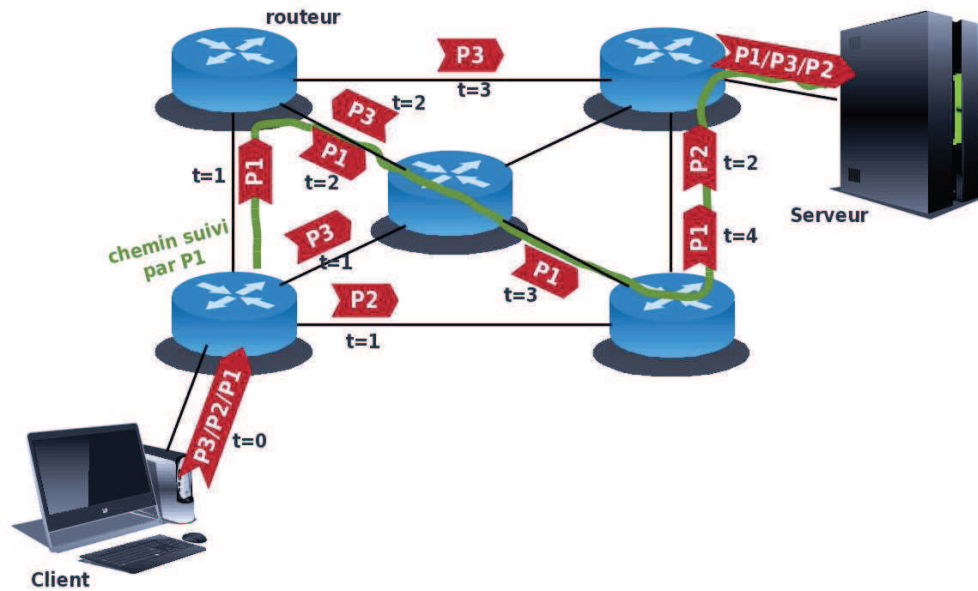


Fig.4.12. Principe de la commutation de paquets [75].

Les caractéristiques de ces deux types de commutation sont adaptées à différents besoins. Avec la commutation de circuit, la constitution d'un circuit unique de bout en bout permet de conserver la séquence des informations émises et la réservation de bande passante évite la congestion. Avec la commutation de paquets, la tolérance aux pannes et l'optimisation de l'utilisation des canaux de communication sont bien meilleures. Cependant, l'absence de réservation de bande passante peut entraîner des problèmes de congestion.

On peut aussi prendre le temps de transmission comme point de comparaison. Sur un réseau à commutation de circuits, le temps de transit de l'information est connu. Il dépend uniquement des caractéristiques du circuit. Sur un réseau à commutation de paquets, chaque paquet peut emprunter un itinéraire propre et tous ces itinéraires ne possèdent pas les mêmes caractéristiques. De plus, chaque élément d'interconnexion doit stocker les paquets avant de prendre une décision d'acheminement ; ce qui introduit un temps de latence supplémentaire.

Les débits réseau et la capacité de traitement des équipements d'interconnexion se sont considérablement développés durant les dernières années. De ce fait, les temps de

transmission de l'information deviennent négligeables devant d'autres paramètres comme le temps d'accès aux médias de stockage. C'est un des facteurs qui facilite le déploiement de presque tous les nouveaux services sur Internet [75].

2 Les protocoles

2.1 Introduction [71]

Le développement rapide des moyens de calcul et l'importance croissante des systèmes d'information ont engendré la multiplicité des techniques réseaux. La complexité croissante des besoins de communication et la diversité des solutions adoptées ont très vite fait apparaître la nécessité de définir un modèle complet de communication ou **architecture protocolaire réseau**.

Historiquement, chaque grand constructeur avait défini la sienne : SNA (*System Network Architecture*) pour IBM, DSA (*Distributed System Architecture*) pour BULL... Ces architectures propriétaires incompatibles entre elles ne permettent pas l'interopérabilité des systèmes. Aussi, convenait-il de définir des techniques de mises en relation en spécifiant une architecture normalisée. C'est ce qu'entreprit l'ISO (*International Standardization Organization*) en définissant une architecture de communication normalisée, couramment appelée modèle de référence ou modèle **OSI** (*Open System Interconnection*).

L'architecture réseau assure à l'utilisateur l'accès aux ressources informatiques et lui procure un service identique que les ressources soient locales ou distantes, et cela de manière transparente pour l'utilisateur (fig.4.13).

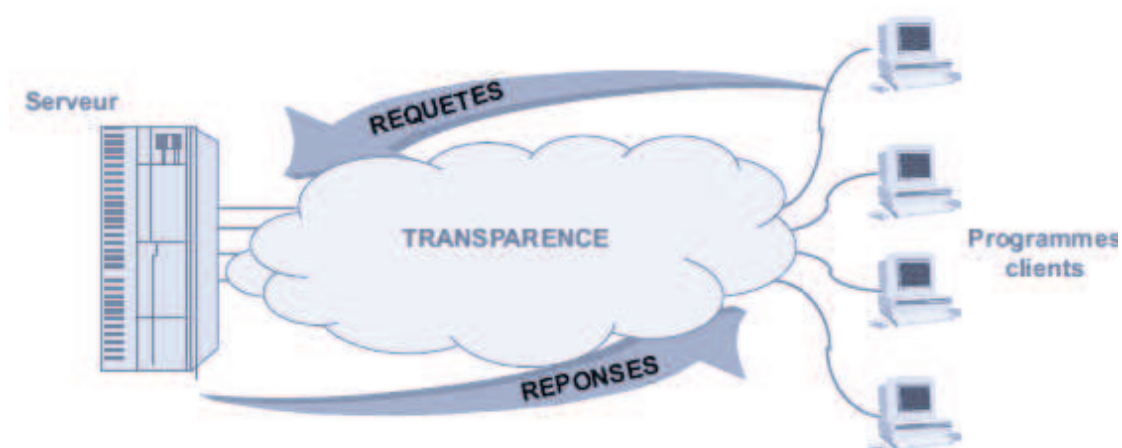


Fig.4.13. L'architecture garantit la transparence.

Connecter en transparence des équipements provenant de constructeurs différents pour qu'ils s'échangent des informations nécessite que ceux-ci utilisent non seulement des techniques de connexion compatibles (raccordement, niveau électrique...), mais aussi des protocoles d'échange identiques et une sémantique de l'information compréhensible par les partenaires de la communication.

Ces problèmes, de nature différente, peuvent être résolus chacun par une solution spécifique. Aussi, pour éviter une description trop complexe, le système a été découpé en entités fonctionnelles appelées couches. Une **couche** est donc un ensemble homogène destiné à accomplir une tâche ou à rendre un service.

2.2 Définition de protocole

Un protocole de communication est un ensemble de règles permettant à plusieurs ordinateurs de dialoguer entre eux. Les humains ont besoin d'un langage pour se comprendre, il en est de même pour les ordinateurs. A l'ONU, les diplomates des différentes nations se comprennent grâce aux interprètes qui traduisent sur le champ les discours des uns et des autres. Les ordinateurs ne font que copier les méthodes de communication des humains [71].

Le terme couche de protocole suggère qu'il y a interaction entre les différents protocoles. Chaque couche de protocoles interagit avec la couche suivante grâce à une interface spécifique. Il y a deux modèles décrivant les couches de protocole : les modèles DoD et OSI. Le modèle DoD a été spécialement développé pour TCP/IP, tandis que le modèle OSI a été développé plus tard et prend en compte d'autres protocoles [74].

2.3 Le modèle OSI (modèle de référence) [71][73][74][75]

Les réseaux informatiques fondent leur conception sur le modèle de référence à 7 couches OSI (Open System Interconnection) (Tab.4.2) défini par l'ISO (International Standard Organization). Dans ce modèle, chaque couche a une fonction particulière et se base sur les services de la couche immédiatement inférieure. Rappelons succinctement les fonctionnalités de ces différentes couches :

7	Couche application
6	Couche présentation
5	Couche session
4	Couche transport
3	Couche réseau

2	Couche liaison
1	Couche physique

Tab.4.2. les couches du modèle OSI

- la couche 1 ou **couche physique** permet d'adapter les données binaires informatiques au support physique de transmission ;
- la couche 2 ou **couche liaison** assure une transmission fiable de l'information. Les données sont regroupées dans des **trames**. La portée d'une trame est celle du support physique qui la véhicule ;
- la couche 3 ou **couche réseau** permet l'accès à n'importe quel équipement sur le réseau. Ce niveau permet de s'affranchir de la limitation de portée des trames. Cette couche introduit la notion d'adresse, nécessaire pour localiser les équipements, et la notion de routage. Les informations véhiculées à ce niveau sont des **paquets** ;
- la couche 4 ou **couche transport** gère la communication de bout en bout entre les deux équipements communicants. Elle assure entre autres le reséquencement des données si les paquets n'arrivent pas dans le bon ordre et la détection des pertes si certains paquets n'arrivent pas à destination ;
- la couche 5 ou **couche session** garantit par exemple qu'en cas de coupure du réseau, les transferts d'information reprendront à des points de synchronisation que cette couche établit avec son entité homologue ;
- la couche 6 ou **couche présentation** permet de s'affranchir des représentations locales des données. Par exemple, il ne sert à rien qu'un réseau transmette sans erreur des nombres entiers, si les ordinateurs émetteur et récepteur n'en ont pas la même représentation, comme c'est le cas entre les ordinateurs Macintosh et PC ;
- la couche 7 ou **couche application** contient les applications qui utilisent le réseau. Ces applications peuvent être lancées par un utilisateur ou par le système d'exploitation de la machine.

Il n'y a pas de difficulté pour appliquer les couches hautes de ce modèle de référence aux réseaux locaux. Par contre, les couches basses posent des problèmes. En effet le modèle de l'ISO a été conçu en ayant comme référence des réseaux publics maillés, c'est-à-dire, des

réseaux construits sur des liaisons point à point, conduisant à des topologies (les graphes des connexions) irrégulières.

2.4 Le modèle DoD [74]

Le modèle OSI a été créé en 1979, bien que le concept de couche existât bien avant d'être normalisé par l'ISO. Avec les protocoles TCP/IP, vous avez un exemple de protocoles utilisés bien avant le modèle OSI. Comme ces protocoles ont été historiquement créés à la demande du ministère de la Défense des Etats-Unis, les couches TCP/IP portent le nom de modèle DoD.

Le Tab.4.3 décrit le modèle DoD, formé de quatre couches

4	Couche application
3	Couche hôte à hôte (Service Provider La
2	Couche Internet
1	Couche accès réseau

Tab.4.3. Les couches du modèle DoD

- **La couche accès réseau** la couche la plus basse représente la connexion physique avec les câbles, les circuits d'interface électrique (transceivers), les cartes réseau, les protocoles d'accès au réseau (CSMA/CD pour les réseaux Ethernet et le jeton pour les réseaux Token Ring). La couche accès réseau est utilisée par la couche Internet.
- **La couche internet** La couche internet doit fournir une adresse logique pour l'interface physique. L'implémentation du modèle DoD de la couche Internet est IP (Internet Protocole). Cette couche fournit un mappage entre l'adresse logique et l'adresse physique fournit par la couche accès réseau grâce aux protocoles ARP (Adress Resolution Protocol) et RARP (Reverse Address Resolution Protocol). Les incidents, les diagnostics et les conditions particulières associées au protocole IP relèvent du protocole ICMP (Internet Control Message Protocol), qui opère aussi au niveau de la couche internet. La couche Internet est aussi responsable du routage

des paquets entre les hôtes. Cette couche est utilisée par les couches plus haut du modèle DoD.

- **La couche transport hôte à hôte :** La couche hôte à hôte définit les connexions entre deux hôtes sur le réseau. Le modèle DoD comprend deux protocoles hôte à hôte : TCP (Transmission control Protocol) et UDP (User Datagram Protocol). Le protocole TCP est responsable du service de transmission fiable de données avec données avec détection et correction d’erreurs.TCP permet aussi les connexions simultanées. Plusieurs connexions TCP peuvent être établies sur un hôte et les données sont envoyées simultanément. TCP permet des connexions full duplex, ce qui signifie que les données peuvent être envoyées et reçues sur une seule connexion. Le protocole UDP est un protocole peu fiable et peut être utilisé par des applications qui n’exigent pas la fiabilité de TCP.
- **La couche application :** La couche application permet aux applications d’utiliser les protocoles de la couche hôte à hôte (TCP et UDP). Parmi ces application, on trouve : FTP (File Transfer Protocol), TELNET (Terminal Emulation) ,SMTP(Simple Mail Transfer Protocol) et SNMP(Simple Network Management Protocol). La couche application assure l’interface des applications utilisatrices avec la pile de protocoles TCP/IP.

2.5 Comparaison des modèles OSI et DoD

Le Tab.4.4 établit un parallèle entre les modèles OSI et DoD

Modèle OSI.		Modèle DoD.		
7	Couche application		Couche application	
6	Couche présentation			4
5	Couche session			
4	Couche transport		Couche hôte à hôte (Service Provider Layer)	
3	Couche réseau		Couche internet	
2	Couche liaison		Couche accès réseau	
1	Couche physique			1

Tab.4.4. Comparaisons des modèles OSI et DoD.

Aux deux couches physiques et liaison de données du modèle OSI correspond la couche accès réseau du modèle DoD.

La couche réseau du modèle OSI correspond à la couche Internet du modèle DoD.

La couche transport du modèle OSI correspond à la couche hôte à hôte du modèle DoD.

Les trois couches les plus hautes du modèle OSI (session, présentation et application) correspondent à la seule couche application du modèle DoD. La terminologie utilisée pour décrire les données au niveau de chaque couche diffère dans les deux modèles. Dans le modèle OSI, l'expression PDU (Protocol Data Unit) est employée pour décrire les données d'une couche. Dans le modèle DoD, le terme message est utilisé au niveau de la couche application ; le terme segment, au niveau de la couche hôte à hôte ; le terme datagramme, au niveau de la couche Internet ; et le terme trame, au niveau de la couche accès réseau [74].

3 Le protocole TCP/IP

3.1 Introduction

Quand on parle de TCP/IP, on se réfère à différents concepts. En première analyse, le terme TCP/IP peut signifier protocole de communication pour la transmission des données. TCP signifie Transmission Control Protocol ; et IP Internet Protocol. Le terme TCP/IP n'est pas limité à l'expression Transmission Control Protocol/Internet Protocol. TCP/IP recouvre, en fait, toute une famille de protocoles comme UDP (User Datagram Protocol), FTP (File Transfer Protocol), Telnet (Terminal Emulation Protocol), HTTP (Hyper Text Transfer Protocol), etc [74].

Les réseaux utilisant TCP/IP sont souvent appelés des réseaux internet TCP/IP. Ne confondons pas un internet TCP/IP et l'Internet. Un internet TCP/IP est un réseau utilisant les protocoles TCP/IP, qu'il soit ou non relié à d'autres réseaux, tandis que l'Internet (avec I majuscule) représente le plus grand réseau mondial reliant des milliers d'ordinateurs entre eux sur tous les continents. Il est basé sur TCP/IP.

Quand les entreprises utilisent les services de l'Internet (en particulier le World Wide Web) basé sur le protocole HTTP) sur leur propre réseau privé, on dit que leur réseau forme un intranet.

Les technologies TCP/IP décrites dans cette thèse couvrent aussi bien les réseaux internet, intranets ou l'Internet.

3.2 Origine [71][73][75]

L'architecture TCP/IP a été développée, dans le milieu des années 70, par la DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency – États-Unis) pour les besoins de communication et d'interfonctionnement des applications entre les systèmes informatiques de l'armée (DoD « Department of Defense »). Pour cela, il fallait définir un format d'échange des données commun à tous les systèmes tout en préservant l'existant, c'est-à-dire sans modifier les réseaux réels. L'architecture à définir devant garantir une grande résistance à la défaillance de n'importe quel nœud du réseau, le mode datagramme s'imposait pour la couche réseau. Pour conclure, TCP/IP, du nom de ses deux protocoles principaux (TCP, Transmission Control Protocol et IP, Internet Protocol), est un ensemble de protocoles permettant de résoudre les problèmes d'interconnexion en milieu hétérogène. À cet effet, TCP/IP décrit un réseau logique (réseau IP) au-dessus du ou des réseaux physiques réels, auxquels sont effectivement connectés les ordinateurs (fig.4.14).

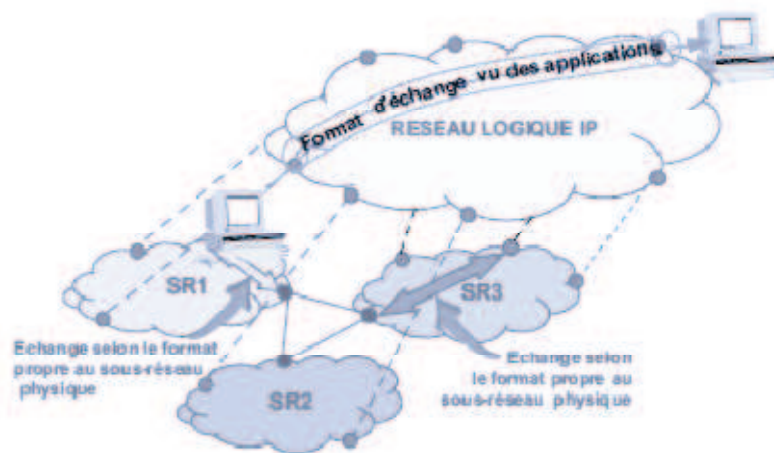


Fig.4.14. Le réseau logique IP et sous-réseaux physiques réels (SRx).

Dans cette approche, les échanges entre applications sont réalisés selon le format défini par TCP/IP, alors que l'échange des données dans les sous-réseaux physiques réels se réalise selon le format propre à chaque sous-réseau. L'intégration de TCP/IP à UNIX BSD 4, par l'université de Berkeley, en fit le standard de la communauté UNIX (1980). En 1983, TCP/IP a remplacé le protocole NCP (Network Control Program) dans ARPANET, ancêtre de l'Internet. Aujourd'hui, TCP/IP est le protocole standard de tous les réseaux, du LAN au WAN. De récentes adaptations autorisent les flux multimédias et, en particulier, les services voix sur IP (VoIP, Telephony over TCP/IP).

3.3 Principe architectural

Précédant le modèle OSI, TCP/IP en diffère fortement, non seulement par le nombre de couches, mais aussi par l'approche. Le modèle OSI spécifie des services (approche formaliste), TCP/IP des protocoles (approche pragmatique). Développé au-dessus d'un environnement existant, TCP/IP ne décrit, à l'origine, ni de couche physique ni de couche liaison de données. Les applications s'appuient directement sur le service de transport. Aussi l'architecture TCP/IP ne comprend que deux couches : la couche transport (TCP) et la couche inter-réseau (IP). La fig.4.15 compare les deux architectures.

Il n'y a pas de couche application au sens OSI du terme, c'est-à-dire de couche présentant des « API » (Application Programming Interface) aux applications qui rendent transparents à ces dernières le ou les sous-réseaux réels de transport utilisés. Cependant, un mécanisme particulier, les sockets, assure une communication d'application à application en masquant les éléments réseaux.

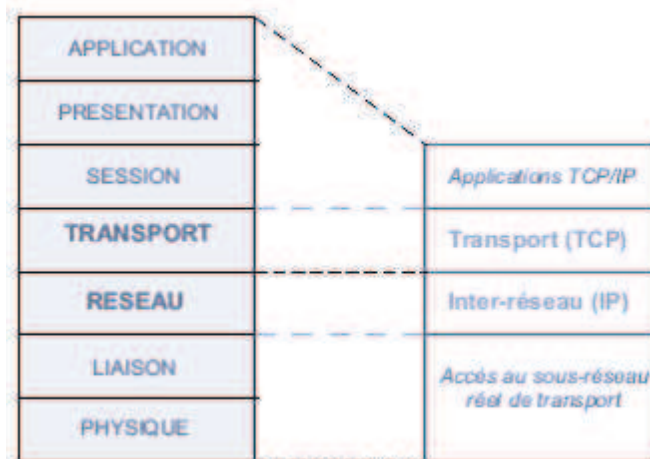


Fig.4.15. Le modèle OSI et l'architecture TCP/IP.

La couche transport fournit deux types de service : un service en mode connecté (TCP) comparable, en ce qui concerne les services rendus, à TP4 d'ISO et un service de transport allégé UDP (User Datagram Protocol) qui n'offre qu'un service de type best effort (datagramme).

La couche réseau (Internet Protocol, IP) présente les mêmes fonctionnalités que la couche réseau d'ISO en mode non connecté (mode datagramme), et les services rendus sont comparables à ceux de la norme ISO 8473 (couramment appelé CLNP/CLNS, Connectionless Network Protocol/ Connectionless Network Services).

3.4 La description générale de la pile et les applications TCP/IP

L'architecture TCP/IP comprend de nombreux programmes applicatifs, utilitaires et protocoles complémentaires (fig.4.16). À l'origine TCP/IP ne spécifiait aucun protocole de ligne, il s'appuyait sur les réseaux existants. L'utilisation massive de TCP/IP a fait apparaître le besoin de liaisons tout IP et donc la nécessité de disposer de protocoles de liaison spécifiques (SLIP, PPP). De même, TCP/IP a été adapté aux protocoles dits « haut débit » comme le Frame Relay² et l'ATM (*Asynchronous Transfer Mode*) qui constituent aujourd'hui le cœur de la plupart des réseaux privés et d'opérateurs.

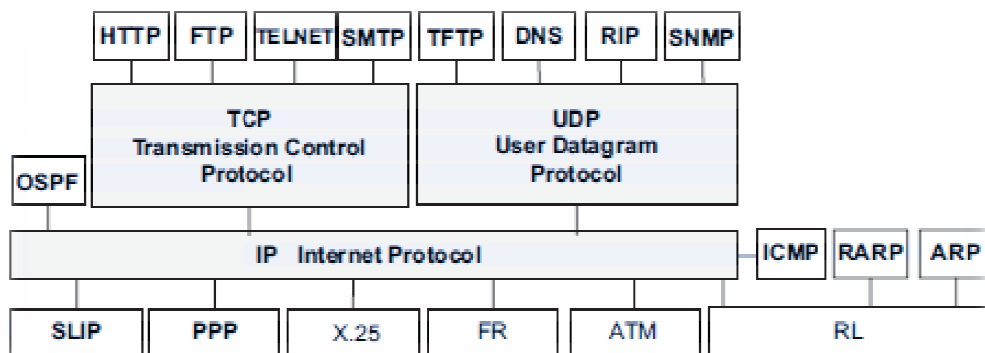


Fig.4.16. Les protocoles et les applications de TCP/IP.

Les principaux protocoles et applications de l'environnement TCP/IP sont les suivants:

- **ARP**, *Address Resolution Protocol*, met en correspondance une adresse logique IP avec une adresse physique **MAC** (*Medium Access Control*, adresse de l'interface dans les réseaux locaux) ;
- **DNS**, *Domain Name System*, est un système de bases de données réparties assurant la correspondance d'un nom symbolique et d'une adresse internet (adresse IP) ;
- **FTP**, *File Transfer Protocol*, est un système de manipulation de fichiers à distance (transfert, suppression, création...) ;
- **HTTP**, *HyperText Transport Protocol*, assure le transfert de fichiers hypertextes entre un serveur Web et un client Web ;
- **ICMP**, *Internet Control and error Message Protocol*, assure un dialogue IP/IP et permet notamment : la signalisation de la congestion, la synchronisation des horloges et l'estimation des temps de transit... Il est utilisé par l'utilitaire **Ping** qui permet de tester la présence d'une station sur le réseau.
- **OSPF**, *Open Shortest Path First*, est un protocole de routage du type état des liens, il a succédé, dans le réseau Internet, au protocole RIP ;

- **PPP**, *Point to Point Protocol*, protocole d'encapsulation des datagrammes IP, il assure la délimitation des trames, identifie le protocole transporté et la détection d'erreurs.
- **RARP**, *Reverse Address Resolution Protocol*, permet l'attribution d'une adresse IP à une station ;
- **RIP**, *Routing Information Protocol*, est le premier protocole de routage (vecteur distance) utilisé dans Internet ;
- **SLIP**, *Serial Line Interface Protocol*, protocole d'encapsulation des paquets IP, ce protocole n'assure que la délimitation des trames ;
- **SMTP**, *Simple Mail Transfer Protocol*, offre un service de courrier électronique ;
- **SNMP**, *Simple Network Management Protocol*, est devenu le standard des protocoles d'administration de réseau ;
- **TELNET**, *TELEtypewriter NETwork protocol (ARPA)* ou *TERminal NETwork protocol*, système de terminal virtuel, permet l'ouverture de sessions avec des applications distantes ;
- **TFTP**, *Trivial FTP*, est une version allégée du protocole FTP.

3.5 Les mécanismes de base de TCP/IP [71]

Le mode de mise en relation

Désirant alléger au maximum la couche inter-réseau, les concepteurs de TCP/IP n'ont spécifié qu'une couche réseau en mode non connecté (mode datagramme). Ce mode de mise en relation optimise l'utilisation des ressources réseaux mais ne permet pas d'assurer ni un contrôle d'erreur, ni un contrôle de flux. Au niveau du réseau, ces tâches peuvent être assurées par le ou les sous-réseaux réels de transport. Cependant, compte tenu qu'IP ignore la qualité de service offerte par ces sous-réseaux, la couche TCP pallie les insuffisances de la couche inter-réseau (*Internet Protocol*) en assurant le contrôle d'erreur, le contrôle de flux et de congestion. Cette approche, illustrée par la fig.4.17, reporte sur les systèmes d'extrémité les tâches normalement dévolues à la couche réseau et en particulier le contrôle de congestion.

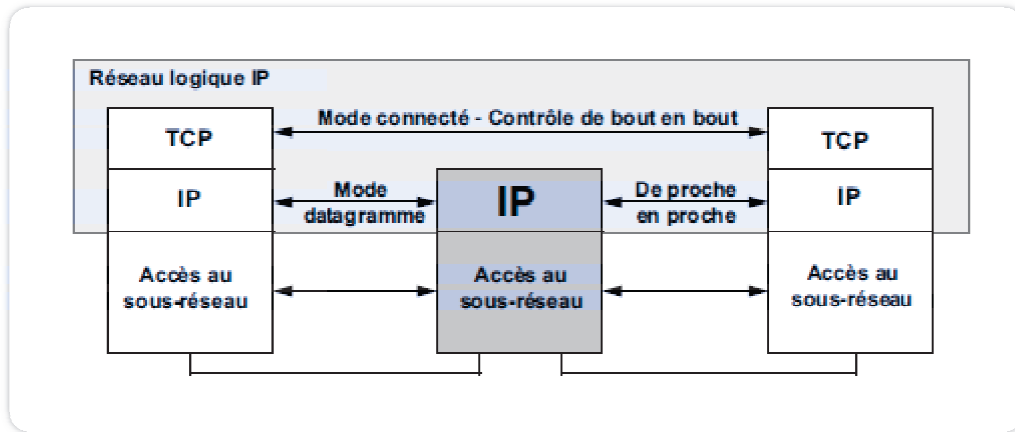


Fig.4.17. Le réseau logique IP et les modes de mise en relation.

L'encapsulation des données

L'encapsulation consiste à transporter les données d'une couche dans une unité de données de la couche inférieure. Un en-tête contient les informations nécessaires à l'entité homologue distante pour extraire et traiter les données. Dans le modèle TCP/IP, les données de l'application constituent des messages, ceux-ci sont transportés dans des segments TCP qui seront émis sur le réseau sous forme de datagrammes IP. L'unité de transport élémentaire est la trame qui constitue au niveau physique un train de bits (fig.4.18).

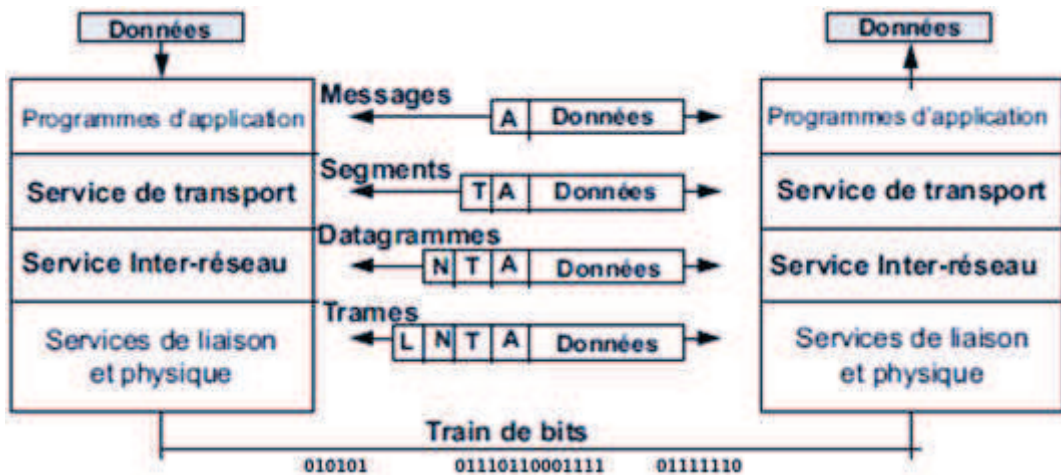


Fig.4.18. L'encapsulation des données dans TCP/IP.

Contrairement au modèle OSI, TCP/IP utilise un format unique d'en-tête de taille fixe. Cette approche, en nécessitant des en-têtes relativement importants, pénalise le débit (*overhead* protocolaire), mais optimise le traitement des blocs de données dans les

CHAPITRE V

Chapitre V

1	Introduction	142
2	Acquisition du signal ECG:.....	142
2.1	Les électrodes	142
2.2	Circuit de mise en forme du signal ECG	142
2.3	Fonctionnement du montage de mise en forme	143
2.3.1	Récupération du signal.....	143
2.3.2	premier filtrage	146
2.3.3	Amplification.....	147
2.3.4	Deuxième filtrage	147
2.3.5	Troisième filtrage.....	148
2.3.6	Réglage de ligne de base.....	149
3	Acquisition du signal respiratoire.....	150
3.1	Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal respiratoire :	150
3.1.1	Structure et identification des différents éléments :	151
3.1.2	Condition de démarrage des oscillations :	152
4	Réalisation pratique de la chaîne de mesure photopléthysmographiques :	154

1 Introduction

Dans ce chapitre nous allons entamer la conception et la réalisation des capteurs qui permettent de prélever sur le patient les signaux vitaux choisis pour la télécardio-respirographie.

2 Acquisition du signal ECG:

2.1 Les électrodes

Pour commencer, nous devons récupérer des signaux venant des électrodes placées sur le corps du patient. Ces électrodes sont positionnées suivant une méthode appelée méthode de dérivation.

Pour notre cas, nous utilisons la méthode de dérivation frontale **I** comme décrit au chapitre I.

Pour le choix des électrodes voici certains de leurs critères :

- Etre suffisamment adhésive pour permettre des utilisations successives jour après jour ;
- Avoir une connectique électrode/circuit électrique qui soit fiable et compatible avec la connectique de nos circuits électrique.
- Permettre un très bon contact et rapport signal sur bruit maximal.
- Utilisation d'un gel pour l'adaptation entre les électrodes et le surface de corps.

2.2 Circuit de mise en forme du signal ECG

Nous plaçons donc nos électrodes sur le bras droit, le bras gauche et sur la jambe gauche. Les deux électrodes sur les bras nous permettent de relever le signal électrique (très faible) et celle sur la jambe, nous sert de masse virtuelle. Si nous voulons avoir l'image électrique de l'activité cardiaque, nous devons nous servir de la différence de potentiel entre les deux électrodes positionnées sur les bras.

Afin de récupérer cette différence de potentiel, nous allons nous servir d'un amplificateur d'instrumentation. Nous choisissons l'amplificateur opérationnel AD620 (voir datasheet en annexe).

Le schéma de la fig.5.1 représente le circuit complet de mise en forme du signal électrocardiographique.

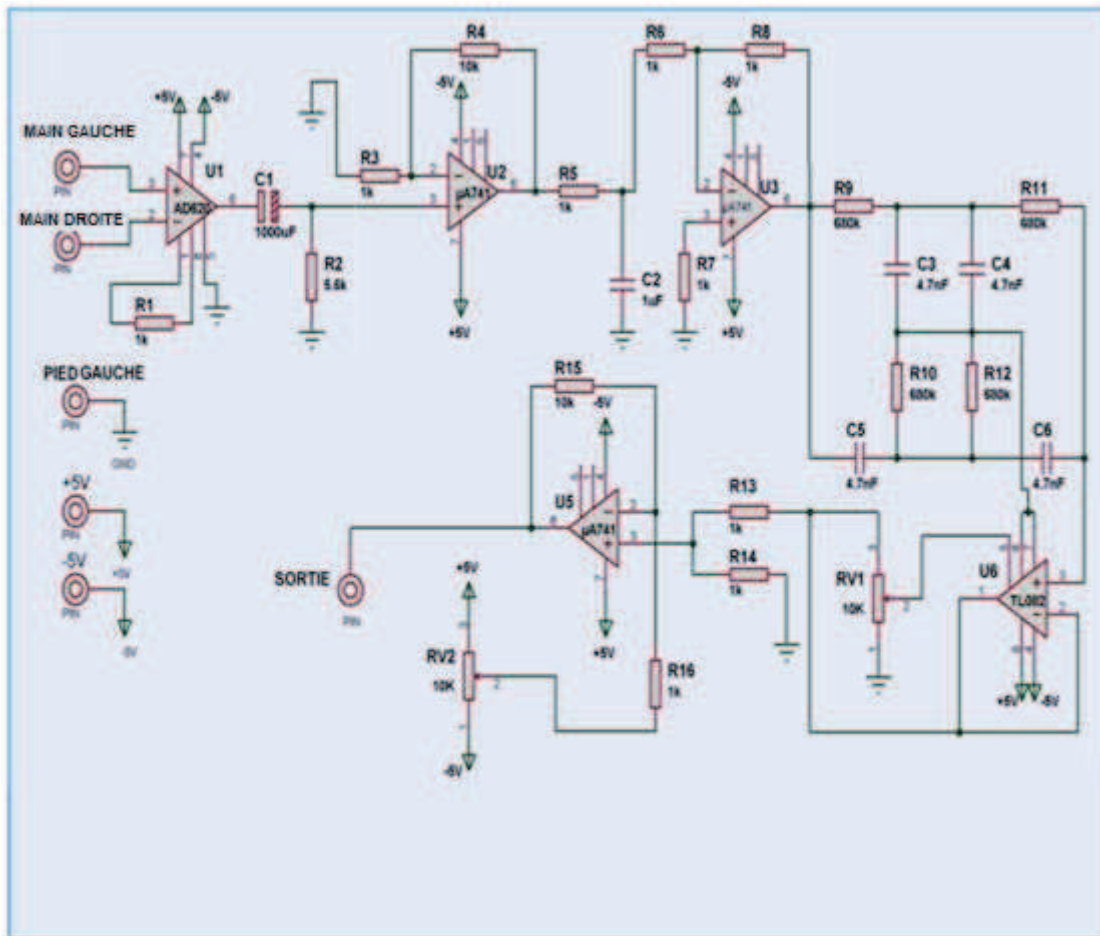


Fig.5.1 : Circuit de mise en forme de signal ECG

2.3 Fonctionnement du montage de mise en forme

Nous allons détailler le fonctionnement de chaque partie du circuit que nous avons réalisé :

2.3.1 Récupération du signal

La récupération du signal se fait par le biais de trois électrodes bras droit, bras gauche, pied gauche. Cette étape reste néanmoins très simple à réaliser. Il faut cependant veiller à avoir une bonne connectivité entre les électrodes, les câbles et le montage pour limiter le bruit. L'idéal serait d'avoir des câbles blindés.

Nous pouvons voir que pour récupérer l'ECG, il nous faut étudier et réaliser deux fonctions électroniques :

- Amplification
- Filtrage

L'amplificateur d'instrumentation AD620

La différence entre les deux potentiels est faite grâce à un amplificateur d'instrumentation. Ces amplificateurs sont très utilisés car le taux de réjection du mode commun (TRMC) est très bon, ce qui permet de travailler avec des signaux de très faible amplitude et dans une large bande de fréquence.

Nous représentons ci-dessous le montage interne de l'AD620 ainsi que ses caractéristiques.

FEATURES

Easy to use

Gain set with one external resistor
(Gain range 1 to 10,000)

Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher performance than 3 op amp IA designs

Available in 8-lead DIP and SOIC packaging

Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

50 μ V max, input offset voltage

0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift

1.0 nA max, input bias current

100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise

0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

120 kHz bandwidth (G = 100)

15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

Weight scales

ECG and medical instrumentation

Transducer interface

Data acquisition systems

Industrial process controls

Battery-powered and portable equipment

On récupère en sortie de l'AD620 un signal correspondant à la différence des deux potentiels qui arrivent directement sur les électrodes.

CONNECTION DIAGRAM

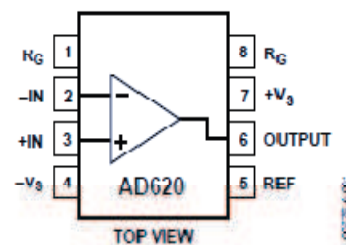
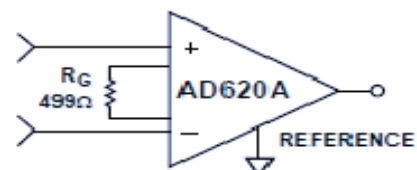
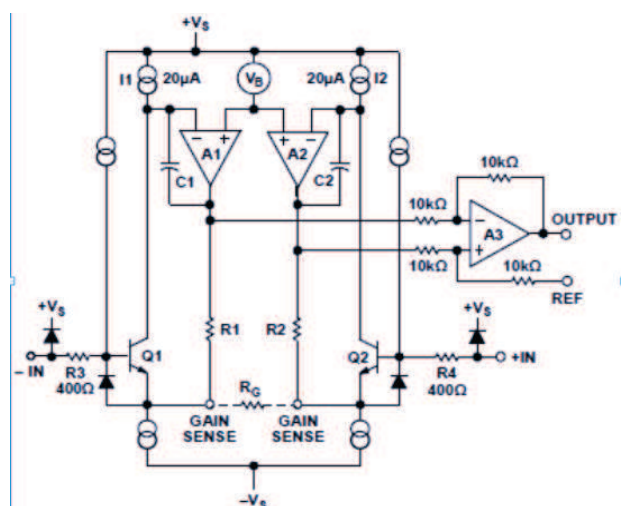


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages



AD620A MONOLITHIC INSTRUMENTATION AMPLIFIER, G = 100



L'amplificateur d'instrumentation est en fait composé de deux parties distinctes :

- Un étage d'entrée différentiel symétrique
- Un amplificateur de différence

Étage d'entrée différentiel symétrique

Le but de cet étage est fixer le gain des signaux d'entrée..

les Amplificateurs Opérationnels (AOP) fonctionnent en régime linéaire (avec contre réaction) donc $V_+ = V_-$. La mise en équation est très simple, le courant circulant dans les deux résistances **R1** et **R2** sera donc le même, ce qui permet d'écrire :

$$G = ((R1 + R2) / RG) + 1.$$

R1 et **R2** ont la même valeur et sont égales à 24.7 kΩ.

i.e. Datasheet.

L'amplificateur de différence :

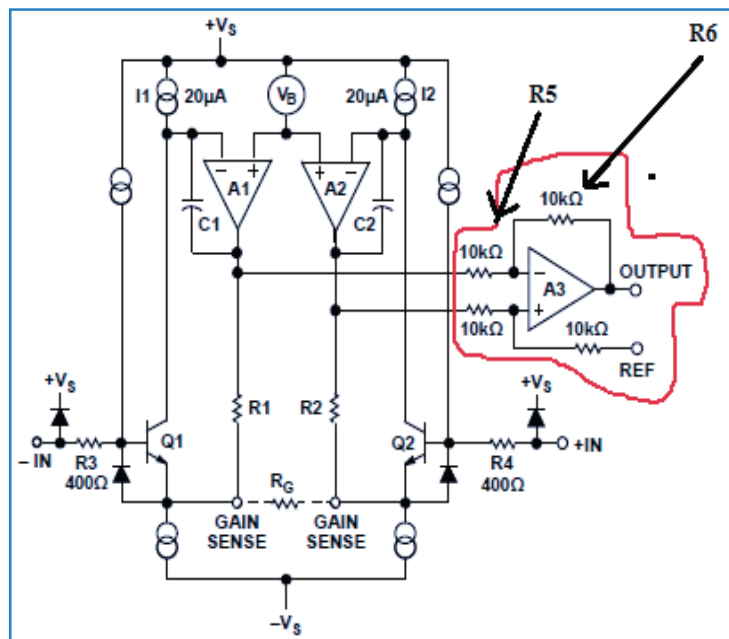
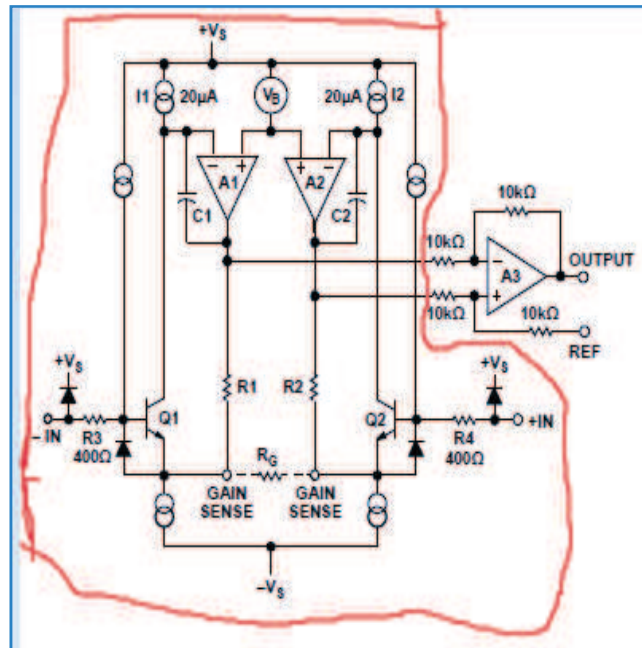
Cet étage est réalise la différence des deux tensions avec un gain unité car **R5** et **R6** sont égales. Ce qui donne

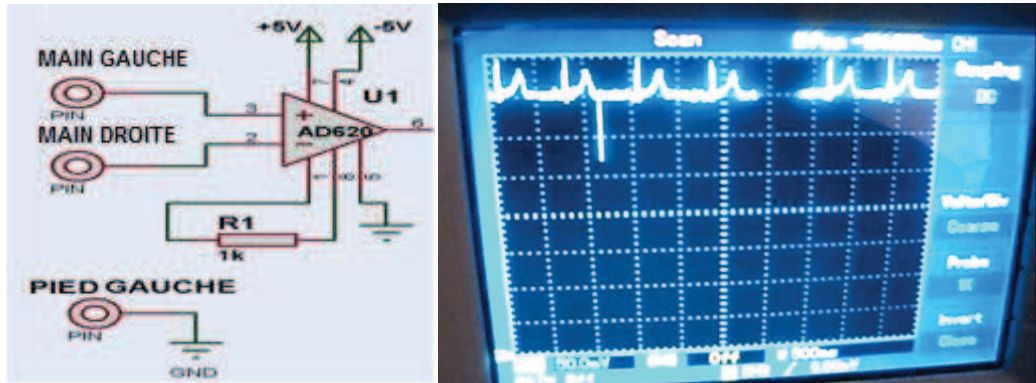
$$G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

Le gain de l'amplificateur est réglable via la formule :

$$R_G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

Dans notre cas, nous avons pris un gain de 50, en choisissant une résistance $R_g = 1\text{k}\Omega$





Sur cet oscilloscope, nous voyons déjà la forme du signal apparaître mais nous remarquons qu'il est de faible amplitude, bruité et contenant une composante continue. C'est pour cela que nous devons effectuer des filtrages et une amplification afin de récupérer un signal net et compris entre 0 et +5V pour pouvoir l'envoyer sur le PIC16F876A.

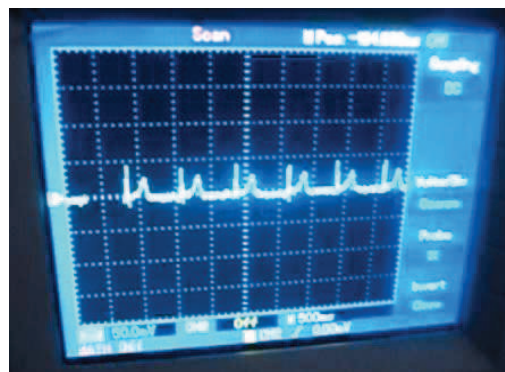
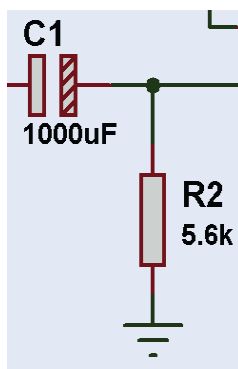
2.3.2 premier filtrage

Pour commencer, nous effectuons un 1^{er} filtrage à l'aide d'un filtre passe haut (CR) passif du premier ordre afin de supprimer la composante continue du signal. Le calcul de la fréquence de coupure du filtre est le suivant :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

On prend la valeur du condensateur $C = 1000\mu\text{F}$. Nous avons donc :

$$R = \frac{1}{2 * \pi * f_c * C} = \frac{1}{2 * \pi * 0,03 * 1000 * 10^{-6}} = 5,3 \text{ K}\Omega$$



Représentation de l'ECG sans composante continu.

2.3.3 Amplification

L'amplification du signal est nécessaire et obligatoire afin de pouvoir envoyer le signal sur la carte de numérisation. Comme nous pouvons le voir sur l'oscilloscope l'amplitude du signal (V_s) est environ de **500mV**. Vu que nous voulons un signal compris entre 0 et +5V, nous utilisons un montage amplificateur non inverseur avec un gain d'amplification suivant :

$$G_2 = \frac{V_s}{V_e} = \frac{5V}{0.5V} = 10$$

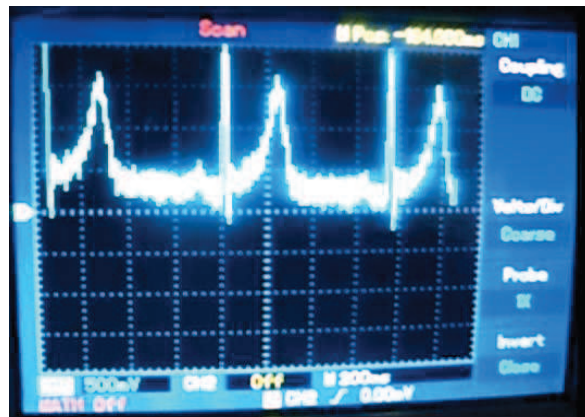
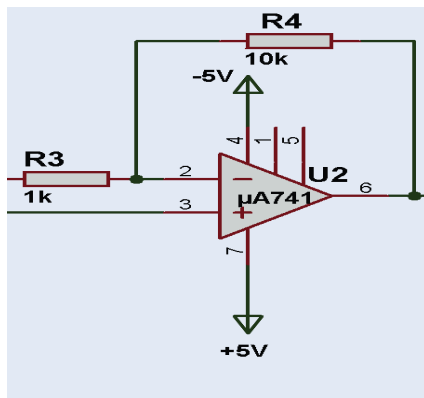
Connaissant l'amplification, nous pouvons en déduire les valeurs des deux résistances nécessaires à la réalisation de cette amplification grâce à la formule de l'AOP non inverseur :

$$G_2 = 1 + \frac{R_4}{R_3}$$

$$\frac{R_4}{R_3} = 9$$

Nous prenons alors $R_3=1k\Omega$ alors $R_4 = 10*1k\Omega = 10k\Omega$

Sur l'oscillogramme, nous pouvons remarquer que le signal est effectivement amplifié jusqu'au niveau 5V voulu mais qu'il y a



tu
jou
rs
un
bru
it,
due
aux

parasites notamment électro-myographique mauvais contact des électrodes etc., c'est pour cela que nous allons maintenant effectuer un second filtrage afin de supprimer ce bruit.

2.3.4 Deuxième filtrage

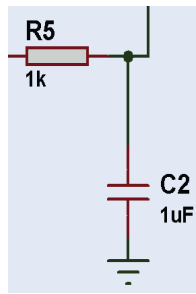
Nous implémentons un filtre passe bas (RC) afin que les fréquences gênantes précédemment citées soient fortement atténuées.

Pour cela on a utilisé un filtre passif du premier ordre de fréquence de coupure

$$f_c = 160 \text{ Hz}$$

Nous utilisons par la suite un étage adaptateur d'impédance autour d'un AOP $\mu A741$

Lors de récupération de la sortie de ce étage à l'oscilloscope nous remarquons qu'il y a toujours une raie très importante sur le 50Hz, dûe au secteur d'alimentation, c'est pour cela que nous allons maintenant effectuer un troisième filtrage afin de la supprimer.



2.3.5 Troisième filtrage

Pour réaliser ce filtre, nous avons implémenté un filtre réjecteur du 50 Hz actif afin de pouvoir régler le gabarit suivant ce que nous souhaitons et ainsi avoir une atténuation de l'ordre de 40dB pour atténuer aux maximums l'effet de fréquence du secteur. Pour cela, nous établissons le gabarit du filtre, ci-dessous (Figure 5.2), afin de mieux visualiser nos attentes.

Vu que nous avons déjà notre amplification qui est réglée, nous allons nous porter vers un filtre qui n'ajoutera pas de gain et le fait de vouloir une pente de -40dB nous dirige vers un filtre éjectif. Avec ces données, notre choix se porte sur un filtre Twin T Notch avec le TL082 ayant comme fréquence de coupure:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 680 * 10^3 * 4,7 * 10^{-9}} = 49,80 \text{ Hz.}$$

On utilise un potentiomètre pour ajuster la fréquence de coupure.

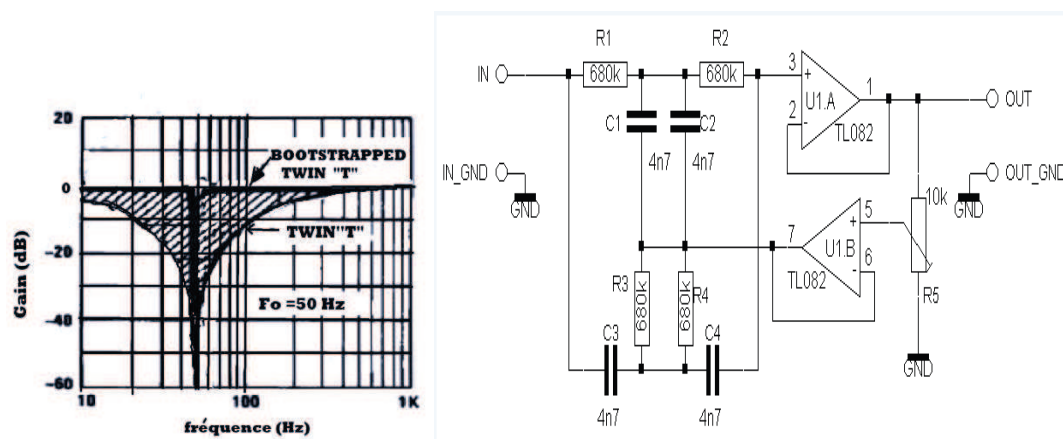
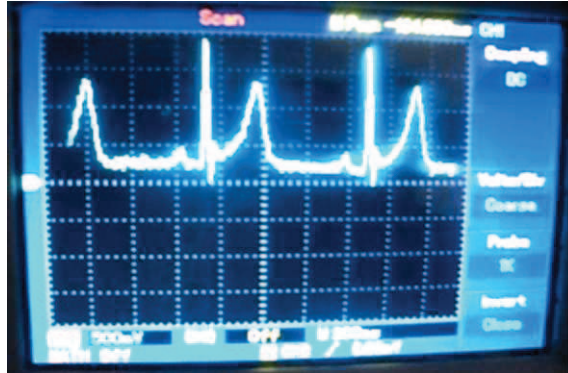


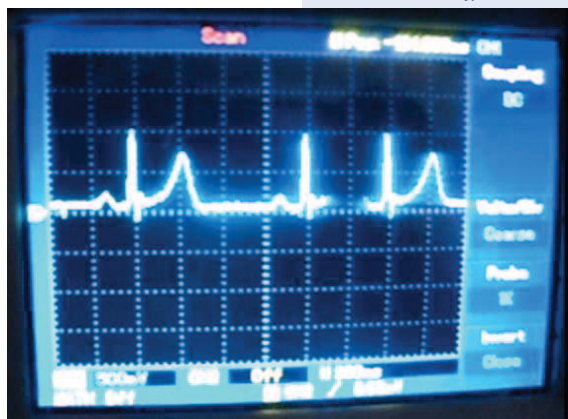
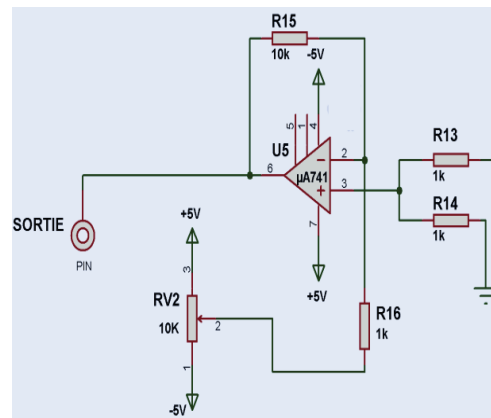
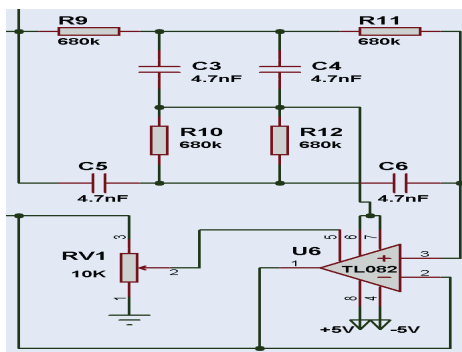
Fig.5.2: Circuit de filtre TWIN "T" et son gabarit

Nous obtenons sur l'oscilloscope un ECG déparasité dû au 50 Hz.



2.3.6 Réglage de ligne de base

Le dernier étage est l'amplificateur U5 (de type $\mu A741$) permet de régler la ligne de base afin de la rendre compatible avec le microcontrôleur.



3 Acquisition du signal respiratoire

3.1 Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal respiratoire :

Celui-ci est recueilli par un capteur de pression différentielle à reluctance variable dont le fonctionnement est basé sur la Loi de Poiseuille qui stipule que lorsqu'un écoulement est laminaire le débit est proportionnel à la différence de pression entre deux points de l'écoulement. La fig.5.3 montre le dispositif de recueil du signal PTG :

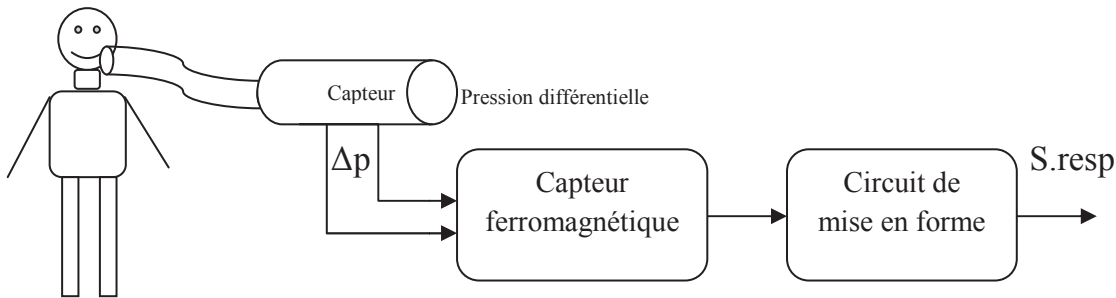


Fig.5.3 schéma bloc du capteur de pression différentielle

La fig.5.4 représente le circuit électrique de mise en forme du signal respirographique.

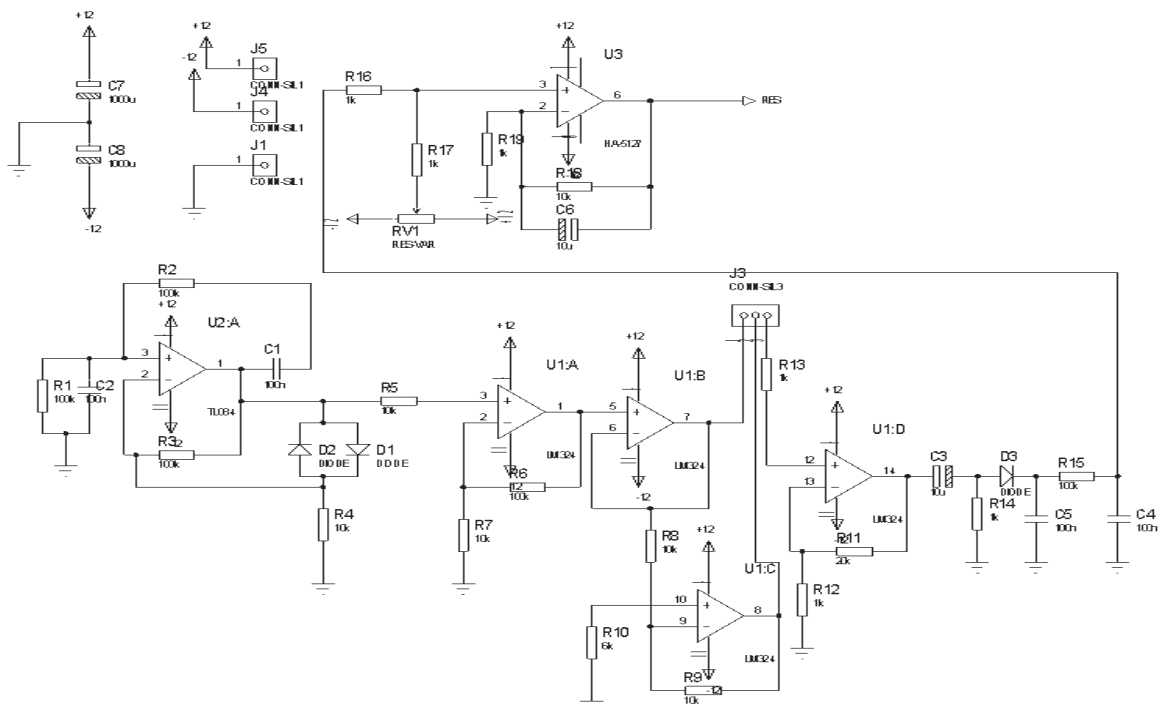


Fig.5.4 circuit électrique d'un respirateur à pression différentielle

Le premier étage de ce circuit conçu avec l'U2:A (TL084), représente un oscillateur pour générer les deux signaux d'excitation. Le type d'oscillateur utilisé dans ce schéma est un oscillateur à pont de Wien, Cet oscillateur, va nous permettre d'appliquer une méthode

d'approche générale pour les oscillateurs de ce type. Nous allons tout d'abord faire apparaître la structure générale d'un oscillateur quasi-sinusoïdal en identifiant l'amplificateur et le filtre sélectif. Ceci étant fait, nous verrons la condition à vérifier pour que les oscillations apparaissent. Nous pourrons alors calculer les principales grandeurs attendues (fréquence et amplitude des oscillations notamment).

3.1.1 Structure et identification des différents éléments :

Le circuit d'oscillateur à pont de Wien se présente sous la forme suivante :

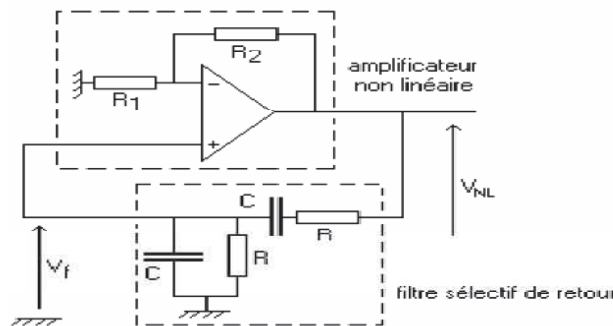


Fig.5.5 Schéma électrique d'oscillateur à pont de Wien

Dans sa zone de fonctionnement linéaire, l'amplificateur a un gain de:

$$A = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

(pour l'étude du démarrage, ce gain sera suffisant), pourvu que l'oscillation se fasse dans la bande passante de l'amplificateur. Cependant la tension de sortie de l'amplificateur est limitée à la plage $[-V_{cc}, +V_{cc}]$. Sa caractéristique entrée-sortie, si on suppose l'amplificateur opérationnel parfait (excepté vis à vis de la saturation) est donc la suivante:

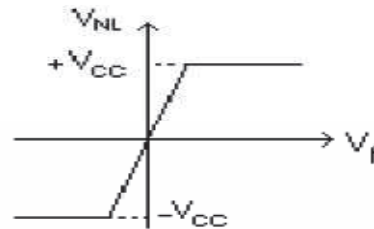


Fig.5.6 Caractéristique entrée-sortie d'amplificateur

Le filtre de retour est un filtre passe bande dont la fonction de transfert est la suivante : **B(p)**

$$= \frac{-V_f}{V_{NL}} = \frac{\frac{R}{1+R.C.P}}{\frac{R}{1+R.C.P} + R + \frac{1}{C.P}} = -\frac{R}{R+R+R^2.C.P+R+\frac{1}{C.P}} = \frac{-1}{3+R.C.P+\frac{1}{R.C.P}}$$

À la fréquence $f = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}}$ soit $f = \frac{1}{2\pi RC}$ avec ($R_1=R_2$ et $C_1=C_2$),

le « gain » du filtre de Wien vaut 1/3 et le signal de sortie est en phase avec le signal d'entrée. En raccordant le filtre de Wien entre la sortie et l'entrée d'un amplificateur de gain 3, on obtient un oscillateur qui produit une sinusoïde à la fréquence indiquée.

3.1.2 Condition de démarrage des oscillations :

Un système bouclé du type décrit dans notre exemple est instable lorsque l'un des pôles de sa fonction de transfert en boucle fermée a une partie réelle positive. Ces pôles sont les solutions de l'équation

$$A.B(p) = -1$$

Le gain de l'AOP dépend des résistances R3 et R4 ; pour avoir un gain de 3, on prendra $R3 = 2 R4$.

Mais les imprécisions des valeurs de R3 et R4 font que cette condition n'est jamais tout à fait remplie, alors :

- si $R3 < 2 R4$, l'oscillateur n'oscille pas ;
- si $R3 > 2 R4$, l'oscillation démarre bien, l'amplitude croît jusqu'à la valeur limite.

Dans notre travail pratique nous avons vu à la sortie de l'oscillateur un signal sinusal de fréquence $F=1\text{KHz}$, et d'amplitude $A=1\text{V}$ crêt à crêt. Nous désirons amplifier ce signal entre -12V et $+12\text{V}$, pour pouvoir exciter les matériaux ferromagnétique. Pour ce faire, nous

utilisons un amplificateur LM324 **U1.A** du gain $A_{U1.A} = \left(1 + \frac{R6}{R7}\right) = \left(1 + \frac{100\text{k}\Omega}{10\text{k}\Omega}\right) = 11$.

Donc nous avons vu à la sortie de cette ampli un signal sinusoïdale de fréquence

$F=1\text{KHz}$ et d'amplitude $A=12\text{V}$.

Pour limiter l'amplitude, on peut introduire une non-linéarité au moyen de deux diodes **D1** et **D2** tête-bêche branchées en parallèle avec R3, Les diodes réduisent le gain dès que la valeur instantanée du signal aux bornes de R3 dépasse 0,6 V.

U1.B et **U1.C** sont réalisés en suiveur et en inverseur pour rendre les deux signaux opposés en phase, au niveau de deux sorties 1 et 2 de **J3**.

Les deux sorties 1 et 2 sont reliées avec les deux têtes de capteur ferromagnétique. Nous avons ramené le signal à travers l'entrée 3 de **J3** avec une faible modification d'amplitude ΔA , représentant le signal respiratoire. L'amplificateur **U1.D** est réalisé avec un gain de

$$A_{U1.D} = \left(1 + \frac{R11}{R12}\right) = \left(1 + \frac{20\text{k}\Omega}{1\text{k}\Omega}\right) = 21$$

Pour amplifier le signal recueilli par le capteur et portant l'information ΔA . La résistance R15 et les condensateurs C4 et C5 représentent le détecteur d'enveloppe pour extraire ΔA . Le dernier étage représente un filtre actif du premier ordre de gain :

$$A_{U3} = \left(1 + \frac{R18}{R16}\right) = \left(1 + \frac{10k\Omega}{1k\Omega}\right) = 11$$

Utilisé pour amplifier et bien filtrer l'information ΔA . Le potentiomètre RV1 est utilisé pour régler la composante continue. Après le traitement analogique nous avons visualisé le signal représentatif de la fonction respiratoire ΔA de l'ordre de grandeur de **1V** en sortie.

Les fig.5.7 et fig.5.8 représentant respectivement le circuit imprimé et la visualisation 3D de ce montage.

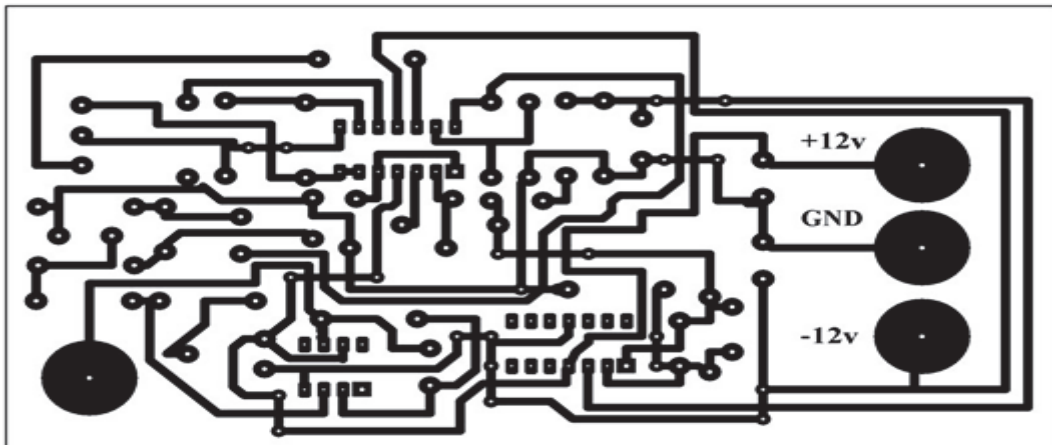


Fig.5.7 le circuit imprimé de la mise en forme d'un respirateur

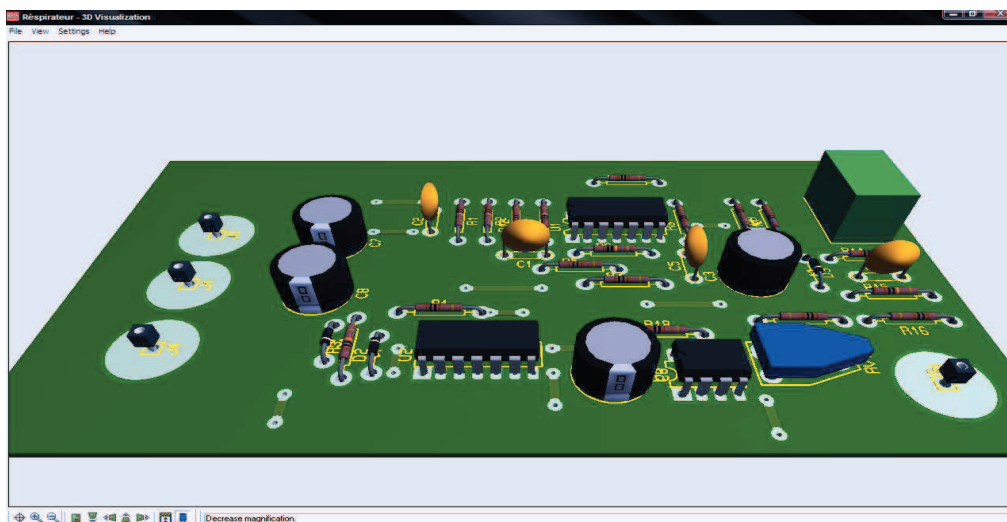


Fig.5.8 image 3D de la mise en forme d'un respirateur

4 Réalisation pratique de la chaîne de mesure photopléthysmographiques :

Aujourd'hui, les photopléthysmographes de façon générale existent dans chaque unité de soins intensifs, bloc chirurgical, et dans beaucoup de salles de secours. Celui-ci utilise la spectrophotométrie d'absorption moléculaire dans l'infrarouge pour l'enregistrement de l'oxyhémoglobine pulsée HbO_2 par la mise à contribution d'une diode émettrice dans l'infrarouge et d'un phototransistor.

Il est constitué des parties suivantes:

- La partie sonde regroupe la source lumineuse et le photodétecteur.
- Conditionnement du signal.
- Circuit de mise en forme.

La conception se présente alors selon le schéma bloc de la fig.5.9 :

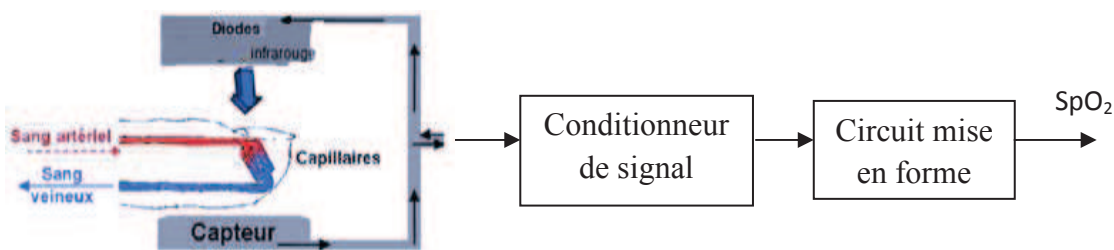


Fig.5.9 schéma bloc général d'un photopléthysmographe

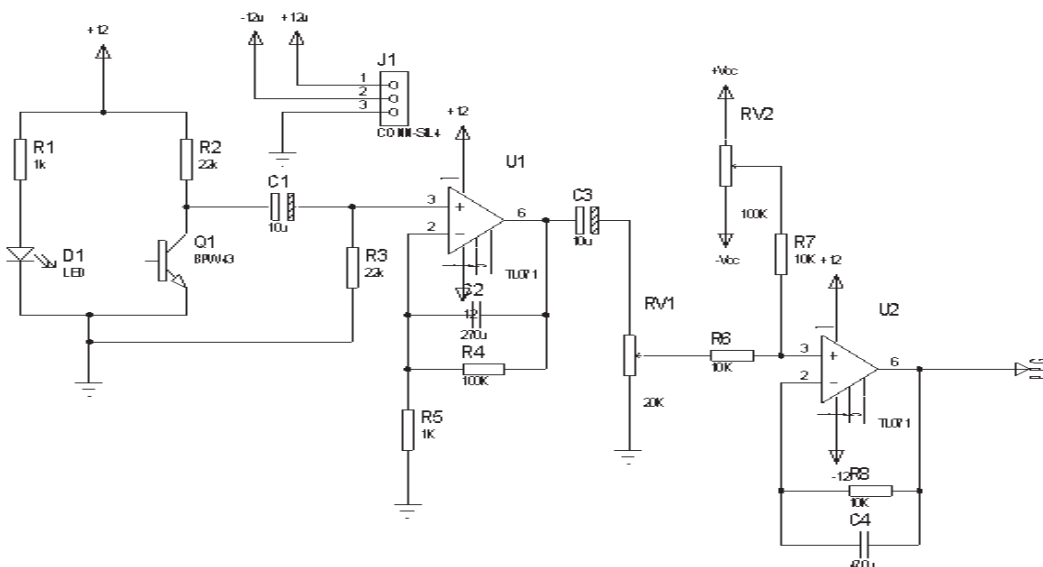


Fig.5.10 schéma électrique réalisé du photopléthysmographe

La fig.5.10 représente le schéma électrique réalisé d'un photopléthysmographe PPG. Une LED est un semi-conducteur optoélectronique qui produit la lumière par électroluminescence. Les LED sont caractérisées par une grande efficacité lumineuse comparée à d'autres méthodes d'émission légère telles que la cathode, la température, et la photoluminescence. Le LED que nous avons utilisé est une source de lumière infrarouge IR. Un capteur phototransistor **Q1** détecte les variations d'intensité lumineuse. Un système électronique permet d'amplifier et filtrer ces variations.

Le gain du premier ampli est égal à 100. Cela permet d'amplifier les signaux de faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts issus de phototransistor. Le signal sera appliqué à un deuxième ampli. Op lié à un potentiomètre RV1 permettant de contrôler son gain.

Le second potentiomètre RV2 est destiné à régler la composante continue et de l'éliminer s'il est nécessaire. Le signal de sortie est de l'ordre de **1V**.

Les fig.5.11 et fig.5.12 représentant respectivement le circuit imprimé et la visualisation 3D, de la réalisation pratique du notre carte PPG.

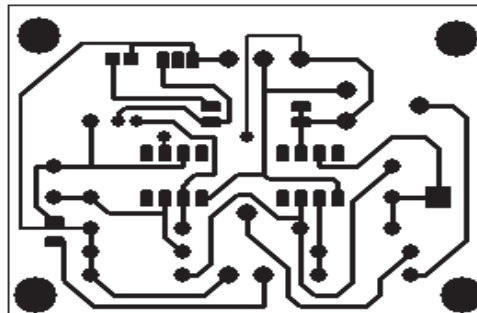


Fig.5.11 le circuit imprimé de circuit de mise en forme PPG

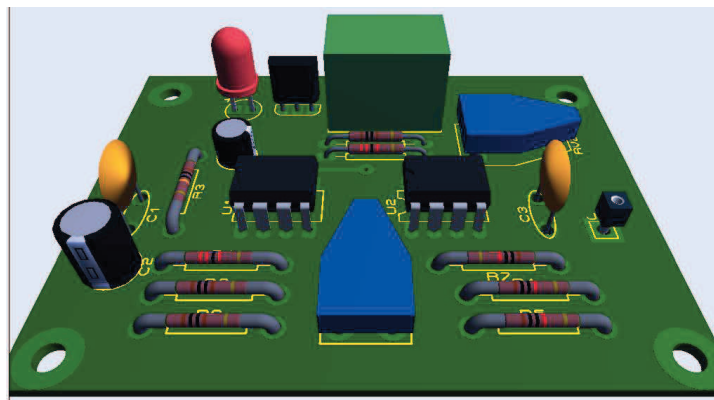


Fig.5.12 image 3D de circuit de mise en forme PPG

La fig.5.13 représente le schéma bloc global de notre réalisation pratique. Les trois sorties de ces circuits sont reliées avec la carte d'acquisition qui représente l'interface homme machine utilisant le microcontrôleur 16F876A du Microchip faisant l'objet du chapitre suivant.

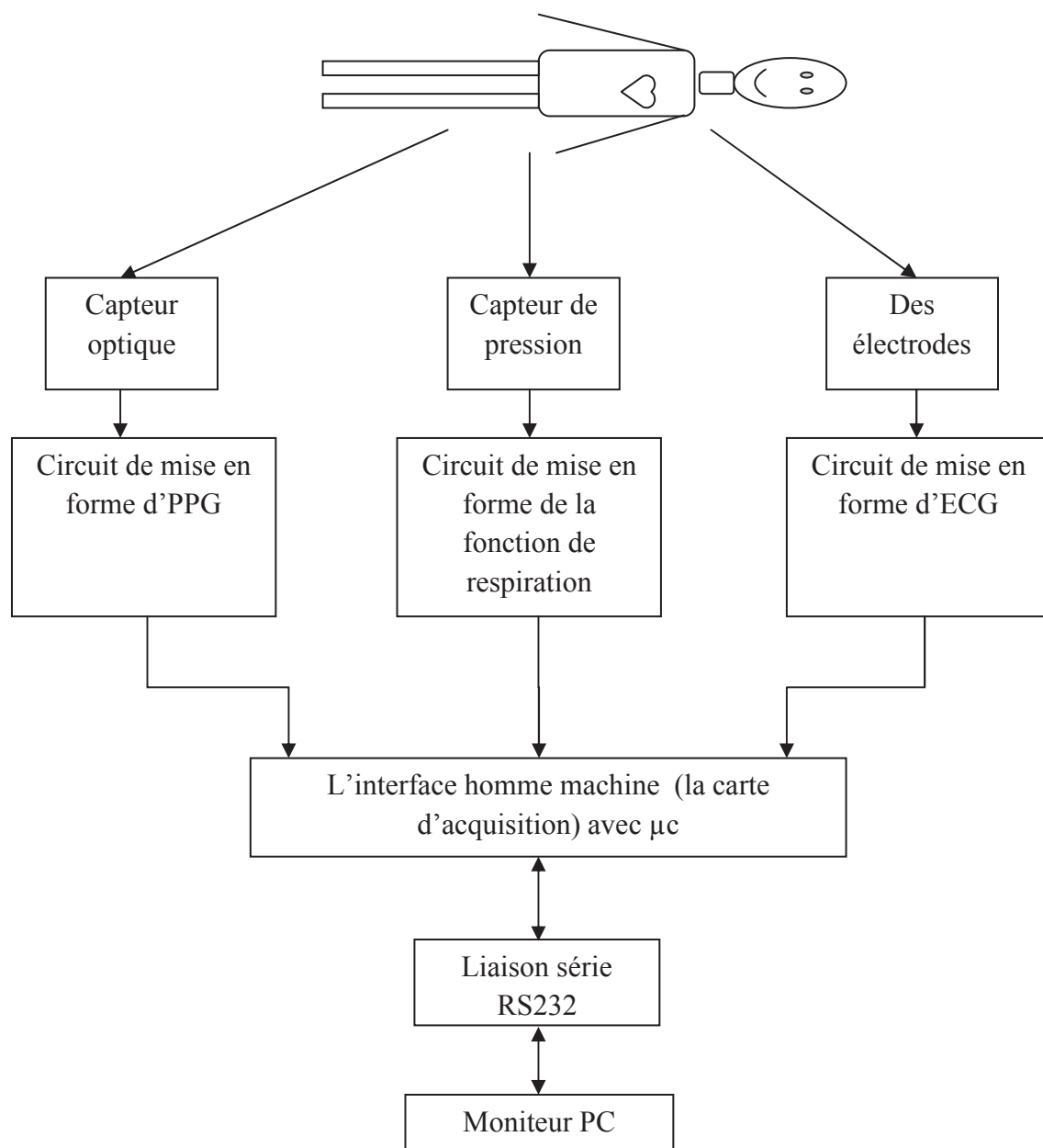


Fig.5.13 Schéma bloc globale de la réalisation pratique

CHAPITRE VI

Chapitre VI

1	Introduction.....	159
2	Chaîne d'acquisition :	159
2.1	Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition :	159
2.2	Carte d'acquisition :	160
2.3	Schéma bloc d'une carte d'acquisition :	160
2.4	Principe de fonctionnement de la carte :	160
2.4.1	Les filtres anti-repliements :	160
2.4.2	L'échantillonneur bloqueur (Te ; Fe) :	161
2.4.3	Le convertisseur analogique - numérique (ADC) :	161
2.4.4	Liaison série RS232 :	161
3	Etude Pratique :	162
3.1	Du microprocesseur au microcontrôleur :	162
3.2	Architecture d'un microcontrôleur :	164
3.2.1	L'unité centrale ou CPU :	165
4	PIC16F876A :	167
4.1	Architecture :	167
4.1.1	Modèle de type (CISC) :	167
4.1.2	Modèle de type Harward (RISC) :	168
4.2	Description générale de la famille PIC 16F87X :	170
4.2.1	Caractéristiques générales :	170
4.2.2	Brochage :	170
4.3	La fonction RESET :	176
4.4	Les ports d'Entrées/Sorties :	176
4.5	L'Horloge :	177
4.6	Le Timer TMR0 :	178
4.7	Les interruptions :	178
4.8	La conversion analogique numérique :	179
4.8.1	Déroulement d'une Conversion :	181
4.8.2	Temps de conversion :	182
4.8.3	Temps d'acquisition :	182
4.8.4	Fréquence d'échantillonnage :	182
4.8.5	Valeur numérique obtenue :	183
4.9	L'USART :	183
4.9.1	Emission :	184
4.9.2	Réception :	186
4.10	La vitesse de communication :	187

5	Liaison RS232 :.....	188
5.1	Principe :.....	188
5.2	Brochage du connecteur RS232 :.....	190
5.3	Choix de la transmission série :.....	191
5.4	La norme RS232 :.....	191
6	La conversion des niveaux :.....	192
7	Interface graphique pour l'acquisition des données sur un PC local:.....	198
8	Conclusion:	201

1 Introduction

Ce chapitre a pour objectif la mise en œuvre de partie de la chaîne d'acquisition qui permet le passage du monde analogique au monde numérique souvent désignée par le terme CODEC (codeur décodeur), qui a donné naissance à ce qu'il a été convenu d'appeler technologies de l'information et de la communication filaire selon un concept général dont le dispositif central est le micro contrôleur qui gagne chaque jour de plus de puissance au regard de sa vitesse de fonctionnement, de son espace adressable, de la souplesse de ses instructions, de son aptitude à s'adapter au nouveaux environnements informatiques et aux différents protocole de communication.

2 Chaîne d'acquisition :

Une Chaîne d'acquisition comporte :

- a. Une source d'information (le patient dans notre cas).
- b. Les capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique.
- c. Les circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, de filtrage, de calibration etc...
- d. La carte d'acquisition des données proprement dite permettant l'interfaçage homme machine.
- e. Un support logiciel réalisant l'acquisition, l'affichage, le traitement et la transmission des données conformément a un protocole de communication.

2.1 Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition :

Une chaîne d'acquisition peut se représenter selon le Schéma bloc suivant :

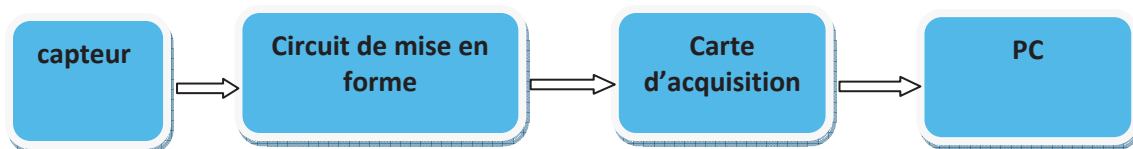


Fig.6.1 Structure d'une chaîne d'acquisition

2.2 Carte d'acquisition :

Il s'agit d'une carte d'acquisition à 5 entrées analogiques et une seule sortie numérique à relais.

La carte se connecte à un ordinateur via un port série (une liaison RS232).

2.3 Schéma bloc d'une carte d'acquisition :

Une carte d'acquisition numérique peut se représenter selon la figure suivante :

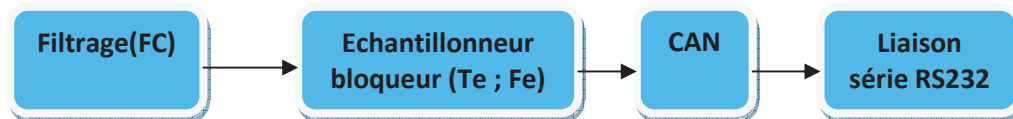


Fig.6.2 Structure d'une carte d'acquisition

2.4 Principe de fonctionnement de la carte :

2.4.1 Les filtres anti-repliements :

Un filtre anti-repliement est intercalé entre la tension à mesurer (qui provient généralement d'un capteur) et le canal d'entrée de l'ADC du PIC. Il s'agit ici d'un simple filtre analogique passe-bas du premier ordre, de fréquence de coupure à -3dB

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \cong 160 \text{ Hz.}$$

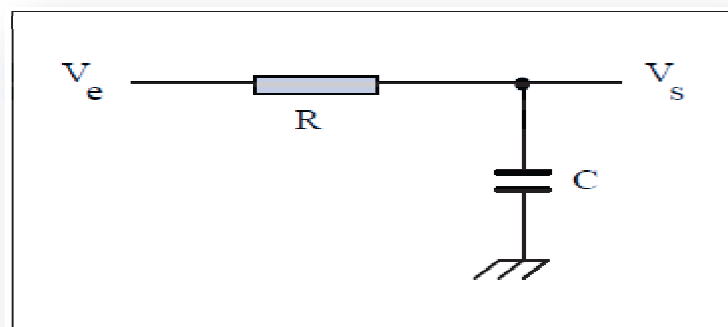


Fig.6.3 Représentation d'un filtre passe bas

2.4.2 L'échantillonneur bloqueur (T_e ; F_e) :

Le rôle d'un échantillonneur bloqueur (**E/B**) est de maintenir constante l'amplitude de l'échantillon prélevé tous les T_e durant le temps nécessaire à sa conversion. T_e représente la période d'échantillonnage et F_e représente la fréquence d'échantillonnage.

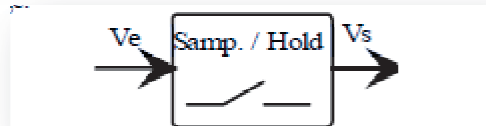


Fig.6.4 Représentation symbolique de l'E/B

En général on considère que le signal est bloqué durant un temps nettement supérieur au temps de conversion.

L'échantillonnage est réalisé dans la plupart des cas à travers un signal d'horloge. La fréquence de ce signal F_e doit respecter le théorème de Shannon à savoir F_e doit être supérieure ou égale à au moins deux fois celle de la fréquence maximale F_{max} du signal à digitaliser.

Remarque : On introduit une capacité de maintien pour que A/D se fait correctement avec le temps nécessaire pour la quantification.

2.4.3 Le convertisseur analogique - numérique (ADC) :

Le convertisseur analogique - numérique est situé dans un module interne du microcontrôleur PIC 16F876A.

2.4.4 Liaison série RS232 :

Le système est composé d'une carte d'acquisition et d'interface communicante avec un PC à travers une liaison série, dont l'élément principal est un PIC 16F876A capable de multiplexer cinq entrées analogiques.

La communication de cette carte avec le PC se fait à travers une connexion série (DB9), reliée au microcontrôleur par ses broches 2 et 3 (RX, TX) via un circuit MAX232 dont le rôle est l'adaptation des signaux TTL/CMOS.

3 Etude Pratique :

Un microcontrôleur est un circuit intégré qui rassemble les éléments essentiels d'un *ordinateur* : *processeur, mémoires (mémoire morte pour le programme, mémoire vive pour les données)*, unités périphériques et interfaces d'*entrées-sorties*.

Les microcontrôleurs se caractérisent par un plus haut degré d'intégration, une plus faible consommation électrique (quelques milliwatts en fonctionnement, quelques nanowatts en veille), une vitesse de fonctionnement plus faible (quelques mégahertz à quelques centaines de mégahertz) et un coût réduit par rapport aux *microprocesseurs* polyvalents utilisés dans les *ordinateurs personnels*.

Par rapport à des systèmes électroniques à base de *microprocesseurs* et autres composants séparés, les microcontrôleurs permettent de diminuer la taille, la consommation électrique et le coût des produits. Ils ont ainsi permis de démocratiser l'utilisation de l'informatique dans un grand nombre de produits et de procédés.

3.1 Du microprocesseur au microcontrôleur :

Le processeur est l'élément central d'un système informatique : il interprète les instructions et traite les données d'un programme. Il a besoin de certains éléments externes pour fonctionner :

- une horloge pour le cadencer (en général à quartz ou Boucle à verrouillage de phase (PLL : Phase-Locked Loop)) ;
- de la mémoire pour stocker les variables durant l'exécution du programme (mémoire vive RAM) et le programme d'une mise sous tension à l'autre (mémoire morte ROM).
- des périphériques (pour interagir avec le monde extérieur).

Ces éléments sont reliés par 3 bus :

- le *bus d'adresse* qui permet au microprocesseur de sélectionner la case mémoire ou le périphérique auquel il veut accéder pour lire ou écrire une information (instruction ou donnée).
- le *bus de données* qui permet le transfert des informations entre les différents éléments, ces informations seront soit des instructions, soit des données en Provenance ou à destination de la mémoire ou des périphériques.
- le *bus de contrôle* qui indique si l'opération en cours est une lecture ou une écriture, si un périphérique demande une *interruption* pour faire remonter une information au processeur, etc.

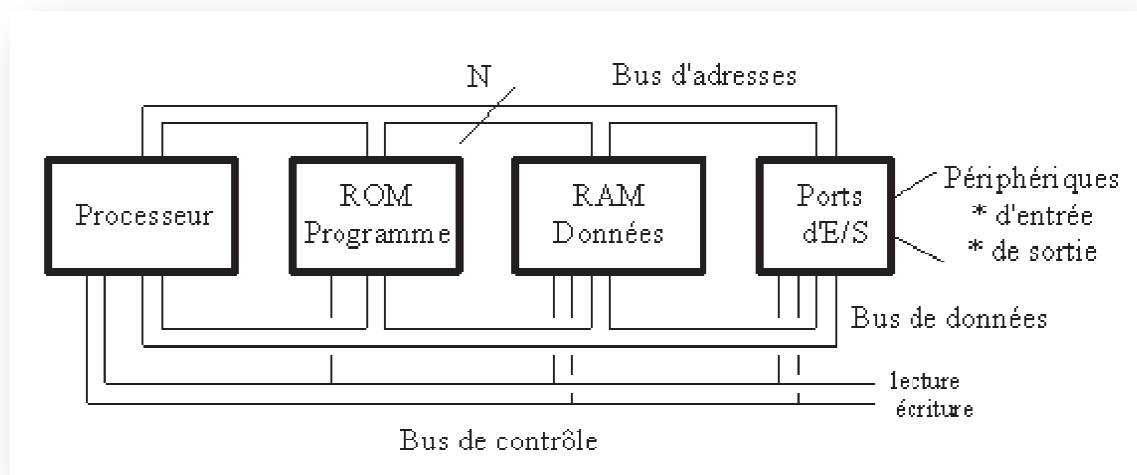


Fig.6.5 Structure d'un système à microprocesseur

Les microcontrôleurs améliorent l'intégration et le coût (lié à la conception et à la réalisation) d'un système à base de *microprocesseur* en rassemblant ces éléments essentiels dans un seul *circuit intégré*.

Il s'agit de mémoire morte, de mémoire vive, de portes d'entrée – sortie parallèles, de ports pour la communication par ligne série, de logique de gestion du temps et des événements et d'interfaces spécialisée, par exemple des convertisseurs A /N.

Un microcontrôleur est donc un composant autonome, capable d'exécuter le programme contenu dans sa mémoire morte dès qu'il est mis sous tension. Selon les modèles et les conditions de fonctionnement, les microcontrôleurs peuvent avoir besoin de quelques composants externes (quartz, quelques condensateurs, parfois une ROM), mais ceci reste très limité.

3.2 Architecture d'un microcontrôleur :

Les microcontrôleurs, quelque soit leurs constructeurs, ont des architecture très similaires et sont constitués de modules fondamentaux assurant les mêmes fonctions : UAL, Ports d'E/S, interfaces de communications série, Interfaces d'E/S analogiques, Timers et horloge temps réels ... On peut dire que seul le langage de programmation (Assembleurs) constitue la différence majeure en deux microcontrôleur (similaires) venant de deux constructeurs différents.

Un microcontrôleur peut comporter :

- un *processeur (CPU)*, avec une largeur du chemin de données allant de 4 bits pour les modèles les plus basiques à 32 ou 64 bits pour les modèles les plus évolués.
- de la *mémoire vive (RAM)* pour stocker les données et variables.
- de la *mémoire morte (ROM)* pour stocker le programme. Différentes technologies peuvent être employées : EPROM, EEPROM, mémoire flash (la plus récente).
- souvent un *oscillateur* pour le cadencement. Il peut être réalisé avec un quartz, un circuit RC ou encore une PLL .
- des *périphériques*, capables d'effectuer des tâches spécifiques. On peut mentionner entre autres :
 - les *convertisseurs* analogiques-numériques (CAN) (donnent un nombre binaire à partir d'une tension électrique).
 - les *convertisseurs* numériques-analogiques (CNA) (effectuent l'opération inverse).
 - les générateurs de signaux à modulation de largeur d'impulsion (MLI, ou en anglais, PWM pour Pulse Width Modulation),
 - les *timers/compteurs* (compteurs d'impulsions d'horloge interne ou d'événements externes).

- les chiens de garde (watchdog).
- les comparateurs (comparent deux tensions électriques).
- les contrôleurs de bus de communication (USART, I2C, SSP, CAN, FlexRay, USB, Ethernet, etc.).

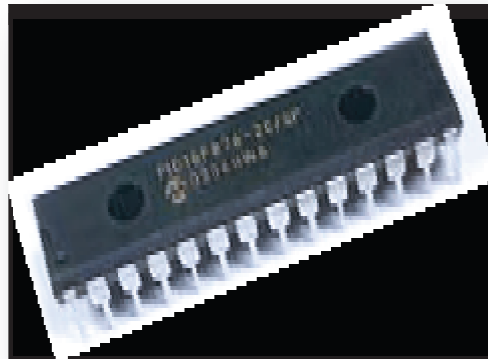


Fig.6.6 Microcontrôleur pic16F876A

Le fonctionnement des périphériques peut être paramétré et commandé par le programme et/ou les entrées-sorties. Les périphériques peuvent générer une interruption qui, contraint le processeur à quitter le programme en cours pour effectuer une routine de traitement de l'interruption, lorsque l'événement qui la déclenche survient.

3.2.1 L'unité centrale ou CPU :

Le processeur, ou CPU (de l'anglais Central Processing Unit, « Unité centrale de traitement »), est le composant de l'ordinateur qui exécute les programmes informatiques, donc il est responsable d'exécuter les instructions qui sont dans la mémoire de programme.

Un processeur construit en un seul circuit intégré est un microprocesseur.

3.2.1.1 Composition d'un processeur :

Les parties essentielles d'un processeur sont :

- l'Unité Arithmétique et Logique (UAL, en anglais Arithmetic and Logical Unit - ALU), qui prend en charge les calculs arithmétiques élémentaires et les tests et les instructions logiques.
- l'unité de contrôle ou séquenceur, qui permet de synchroniser les différents éléments du processeur. En particulier, il initialise les registres lors du démarrage de la machine et il gère les interruptions.
- Les registres, qui sont des mémoires de petite taille (quelques octets), suffisamment rapides pour que l'UAL puisse manipuler leur contenu à chaque cycle de l'horloge.

Un certain nombre de registres sont communs à la plupart des processeurs :

- Compteur ordinal : ce registre contient l'adresse mémoire de l'instruction en cours d'exécution ;
- accumulateur : ce registre est utilisé pour stocker les données en cours de traitement par l'UAL ;
- registre d'adresses : il contient toujours l'adresse de la prochaine information à lire par l'UAL, soit la suite de l'instruction en cours, soit la prochaine instruction ;
- registre d'instructions : il contient l'instruction en cours de traitement ;
- registre d'état : il sert à stocker le contexte du processeur, ce qui veut dire que les différents bits de ce registre sont des drapeaux (flags) servant à stocker des informations concernant le résultat de la dernière instruction exécutée ;
- pointeurs de pile : ce type de registre, dont le nombre varie en fonction du type de processeur, contient l'adresse du sommet de la pile (ou des piles) ;
- registres généraux : ces registres sont disponibles pour les calculs ;
- l'horloge qui synchronise toutes les actions de l'unité centrale. Elle est présente dans les processeurs synchrones, et absente des processeurs asynchrones et des processeurs auto synchrones ;
- l'unité d'entrée-sortie, qui prend en charge la communication avec la mémoire de l'ordinateur ou la transmission des ordres destinés à piloter ses processeurs spécialisés, permettant au processeur d'accéder aux périphériques de l'ordinateur.

4 PIC16F876A :

Un **PIC** n'est rien d'autre qu'un microcontrôleur, c'est-à-dire une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajoute de composants externes.

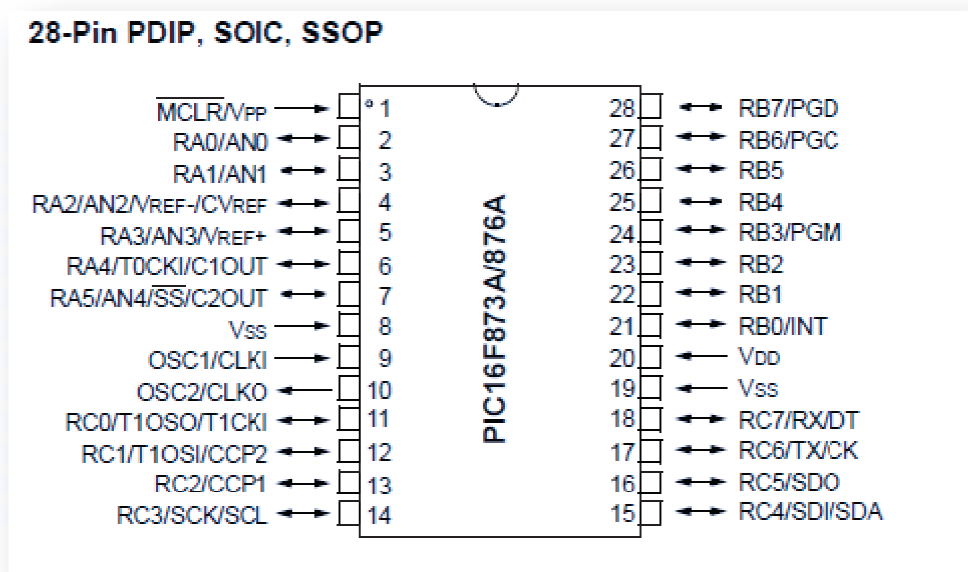


Fig.6.7 Brochage du PIC16F876A

4.1 Architecture :

Il existe deux types d'architecture de micro basé sur des modèles :

4.1.1 Modèle de type (CISC) :

L'architecture CISC (Complexe Instruction Set Computer, soit « Ordinateur à jeu d'instruction complexe ») consiste à câbler dans le processeur des instructions complexes, difficiles à créer à partir des instructions de base.

Les instructions sont de longueurs variables et peuvent parfois nécessiter plus d'un cycle d'horloge.

Or, un processeur basé sur l'architecture CISC ne peut traiter qu'une instruction à la fois, d'où un temps d'exécution conséquent.

4.1.2 Modèle de type Harward (RISC) :

Un processeur utilisant la technologie RISC (Reduced Instruction Set Chip, soit « Ordinateur à jeu d'instructions réduit ») n'a pas de fonctions évoluées câblées.

Les programmes doivent ainsi être traduits en instructions simples, ce qui entraîne un développement plus difficile et/ou un compilateur plus puissant. Une telle architecture possède un coût de fabrication réduit par rapport aux processeurs CISC. De plus, les instructions, simples par nature, sont exécutées en un seul cycle d'horloge, ce qui rend l'exécution des programmes plus rapide qu'avec des processeurs basés sur une architecture

CISC. Enfin, de tels processeurs sont capables de traiter plusieurs instructions simultanément en les traitants en parallèle.

4.1.2.1 Principe de fonctionnement de l'architecture HAWARD (RISC) :

Un seul cycle d'horloge par instruction :

4.1.2.1.1 L'opérande est intégrée à l'instruction.

Exemple MOVLW 10 ; Charger la constante 10 dans le registre de travail W.

[To Move : déplacer, L (littéral) : constante, W : work (registre de travail)]

On trouvera en mémoire :

Cette instruction se traduira par le code suivant en mémoire 1100xx 00001010

MOVLW 10



Pour un PIC16 (architecture RISC), cette instruction est codée sur 14 bits (instruction + opérande).

4.1.2.1.2 Les mémoires programmes et données et les bus correspondants sont séparés :

Ce microcontrôleur est basé sur une architecture de type Harvard, c'est-à-dire qu'il y a séparation des bus d'instruction et de données ainsi que de l'espace d'adressage.

Ceci permet au même instant :

- > D'exécuter l'instruction correspondant à l'adresse courante,
- > D'extraire l'instruction suivante.

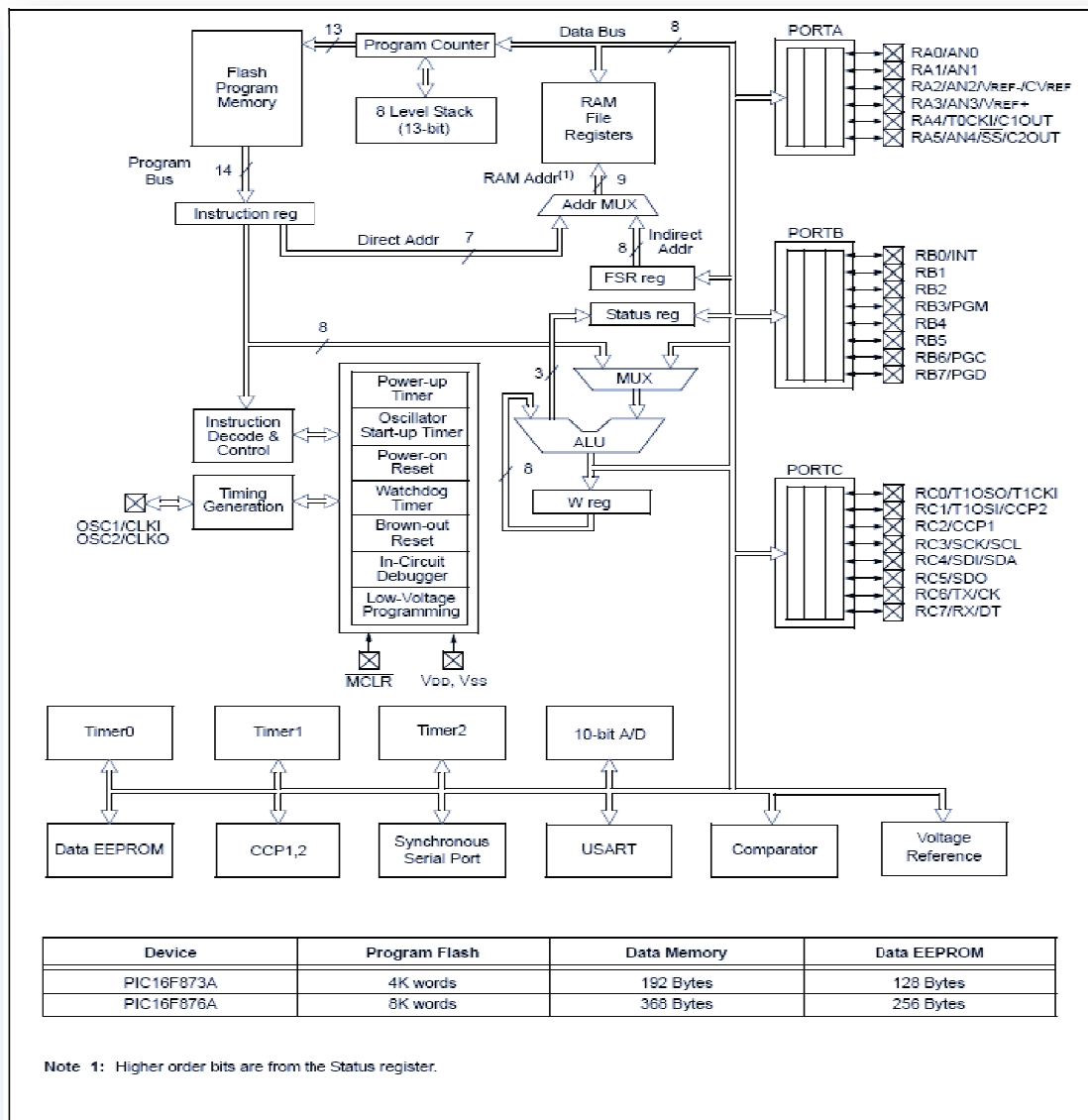


Fig.6.8 PIC16F873A/876A block diagramme

CHAPITRE VII

Chapitre VII

1.	Introduction.....	203
2.	Aspects techniques de l'HIS	203
2.1.	Objectifs des HIS.....	203
2.2.	Principe.....	204
2.3.	Enjeux.....	205
2.4.	Enjeux scientifiques, économiques, socio-éthiques et perspectives de mise en œuvre [47].....	205
3.	Etude et Réalisation d'un Point de Réseau HIS.....	207
3.1.	Coté Emetteur.....	208
3.1.1.	Les électrodes	208
3.1.2.	Circuit de mise en forme du signal ECG	208
3.1.3.	Numérisation.....	209
3.1.4.	Modulation et émission.....	213
3.2.	Coté récepteur.....	216
3.2.1.	Etage de Réception et Démodulation.....	216
3.2.2.	Etage de Conversion de niveau (MAX232).....	217
3.3.	Implémentation de l'interface graphique de l'application	218
3.3.1.	Organigramme du programme d'acquisition et d'affiche du signal sur Poste local.....	219
3.4.	Les circuits routage.....	220
4.	Implémentation de l'application vidéoconférence	222
4.1.	Les flux d'information.....	222
4.1.1.	Les différents types d'information.....	222
4.1.2.	Les données et les contraintes de transmission [71]	223
4.1.3.	Notion de débit binaire.....	224
4.2.	Représentation général de l'Habitat Intelligent pour la Santé (HIS)	225
4.3.	Présentation rapide du système vidéoconférence	226
4.4.	L'interface logicielle de communication.....	227
4.4.1.	Représentation de l'interface de communication entre le patient et le médecin	227
4.4.2.	Procédure et Organigramme de l'établissement de la connexion Internet entre le serveur et le client (Patient/Médecin)	230
4.4.3.	Procédure d'envoi des textes.....	233
4.4.4.	Procédure et organigramme de Visioconférence	234
4.4.5.	Organigramme et procédure du transfert de fichier	248

1. Introduction

Les Habitats Intelligents pour la Santé sont des Systèmes Domotiques Santé, s'appuyant sur les NTIC¹ 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, EHPAD², 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 [47].

2. Aspects techniques de l'HIS

2.1. Objectifs des HIS

L'objectif de tels systèmes est de permettre aux personnes de vivre chez elles le plus longtemps et le plus indépendamment possible, dans un environnement de confort et de sécurité. Il s'agit de détecter et de prévenir l'occurrence de situations critiques à domicile ou une dégradation de l'état de santé d'une personne. Ces systèmes représentent ainsi une alternative momentanée ou durable à l'hospitalisation ou au recours aux établissements d'hébergement de longue durée – maisons de retraite ou centres spécialisés. Le patient n'est alors plus contraint de renoncer à son domicile et à la vie en société. Il conserve une large autonomie dans son environnement social et privatif, tout en bénéficiant de services préventifs de santé. Ces systèmes concernent particulièrement les personnes âgées, mais plus généralement les personnes présentant des risques d'affection motrice (chute par exemple) ou cognitive (dépression, démence sénile, etc.), ou nécessitant des soins ou une attention particulière (diabétiques, asthmatiques, etc.) [78].

Alors Les objectifs des HIS sont nombreux [47] :

- 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.) ;

¹ NTIC: Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication.

² EHPAD : Etablissement d'Hébergement pour Personnes Agées Dépendantes (un équivalent à l'HAD mais en établissements spécialisés).

- 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.

2.2. Principe

L'habitat intelligent pour la santé (HIS) s'appuie sur un système d'information global comprenant les éléments suivants (voir Figure 7.1):

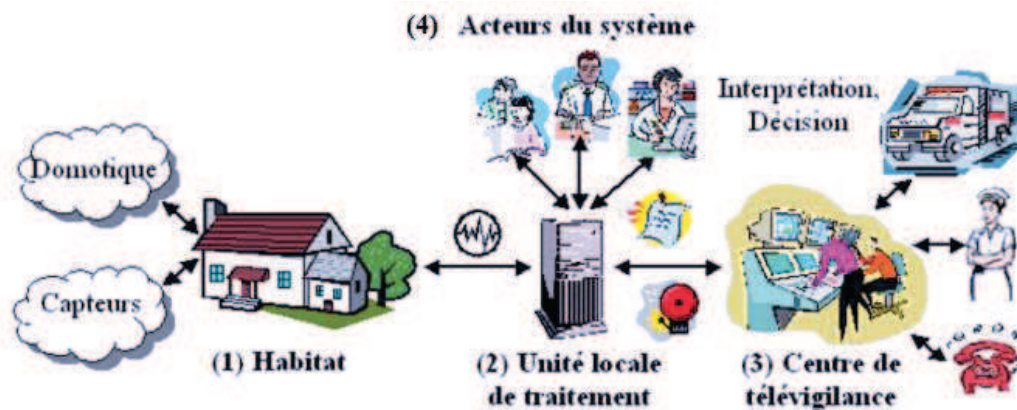


Fig.7.1 Système d'information de la télésurveillance médicale à domicile.

1. Un ensemble de capteurs de différents types (physiologie, environnement, activité) installés dans l'habitat ou portés par la personne, reliés en réseaux pour la collecte en temps réel de données, et d'appareillages automatiques (domotique) pour adapter l'environnement de vie de la personne à ses capacités personnelles, motrices et cognitives;
2. Une unité locale de traitement, au niveau de chaque habitat, responsable du stockage et du traitement des signaux reçus des capteurs, de la gestion d'une base de connaissances relative à la personne télé surveillée, et de l'émission de messages et d'alarmes;
3. Un centre de télé vigilance pour le traitement des messages et alarmes reçus des habitats.
4. Un ensemble d'acteurs (personnel médical, personne télé surveillée et membres de sa famille) peuvent accéder à tout moment, après authentification et selon leurs privilèges, aux données du système, au niveau de l'unité locale de traitement.

2.3. Enjeux

Les principales fonctionnalités nécessaires à la mise en place de systèmes de télésurveillance médicale à domicile sont la perception, l'analyse, le stockage et la transmission de données et d'informations relatives à la personne télé surveillée.

On a identifié alors d'après [79] cinq sous-systèmes clés du développement des systèmes d'information pour les services de soin à domicile:

1. Système de surveillance local– Il s'agit d'un réseau local au domicile pour l'enregistrement télémétrique de données relatives à une personne par l'intermédiaire de capteurs physiologiques, d'environnement et d'activité.
2. Système d'analyse de données– La grande quantité de données collectées nécessite la conception d'assistants intelligents pour l'extraction d'informations pertinentes permettant la génération de messages et d'alarmes, l'aide au diagnostic et à la décision.
3. Système de base de données– Les données collectées ou les informations extraites doivent être stockées et accessibles pour leur consultation ou leur mise à jour.
4. Système d'interfaces– Les données et informations issues de la télésurveillance et de l'analyse des données collectées doivent être facilement accessibles aux différents acteurs du système.
5. Système de communication– Il s'agit de permettre l'interopérabilité des quatre sous-systèmes précédents à travers un réseau médical qui relie les habitats de patients, les centres hospitaliers, les centres de télé vigilance et plus généralement les différents acteurs du système.

La complexité de ces systèmes réside dans le nombre d'acteurs impliqués, la diversité des techniques informatiques utilisées aux différents niveaux d'enregistrement, de stockage, d'analyse et de transmission des données, la quantité croissante des données collectées, la nécessaire personnalisation de leur traitement dans le contexte de chaque patient, la difficulté de modélisation de l'état de santé d'une personne. Une des spécificités de la télésurveillance médicale est la contrainte de traitement rapide de large ensemble de données évoluant au cours du temps, afin de répondre à l'objectif de détection " au plus vite " des situations inquiétantes à domicile. Les difficultés de ces analyses sont en particulier liées à l'hétérogénéité des données collectées, aux facteurs d'influence agissant par fois fortement sur les paramètres observés, ainsi qu'aux dépendances mutuelles de ces paramètres [78].

2.4. Enjeux scientifiques, économiques, socio-éthiques et perspectives de mise en œuvre [47]

Compte-tenu des avancées radicales dans le domaine des technologies (NTIC) et des avancées en matière de capteurs, biocapteurs 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 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 « omniprésent sensation en Anglais 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

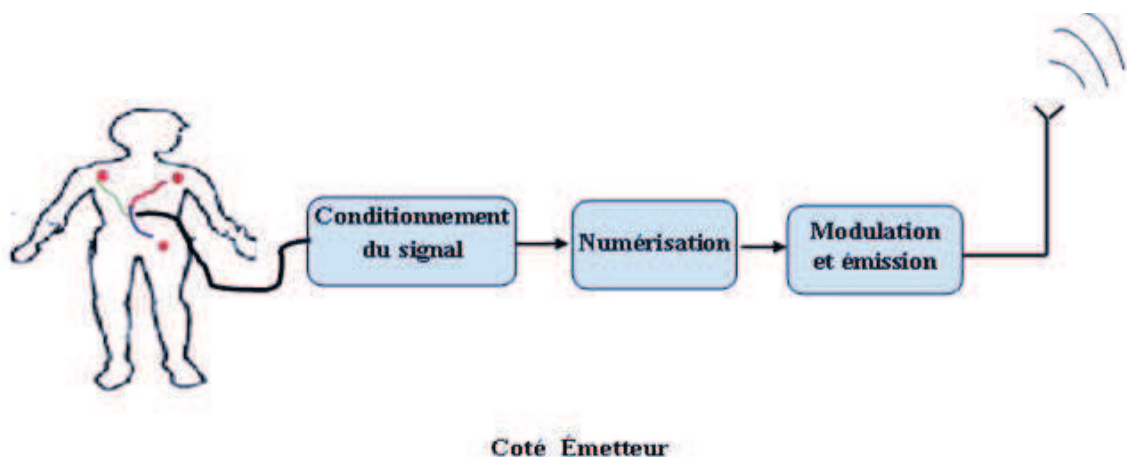
jusqu'aux centres de télé vigilance qui auront en charge la gestion des alertes et les droits d'accès au dossier médical. Au niveau du droit à l'intimité et de l'éthique, l'usage des images (et non des informations qu'elles véhiculent) délivrées par des caméras vidéo ou des web caméra indiscretes se 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 SID³ 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.

3. Etude et Réalisation d'un Point de Réseau HIS

Comme expliqué précédemment, notre but est de réaliser un capteur non invasif et non intrusif dédié à la télé surveillance de signal ECG du Patient au sein de l'HIS.

Pour cela, nous devons créer un système analogique et numérique qui nous permettra de récupérer le signal ECG, de le traiter, de le transférer vers la carte d'acquisition (numérisation), de l'émettre, de le recevoir et enfin de l'afficher dans le poste local du patient.

Le schéma bloc suivant décrit tout étage de cette chaine



³ SID : Système d'Information Domotique-Santé Intégré à Domicile.

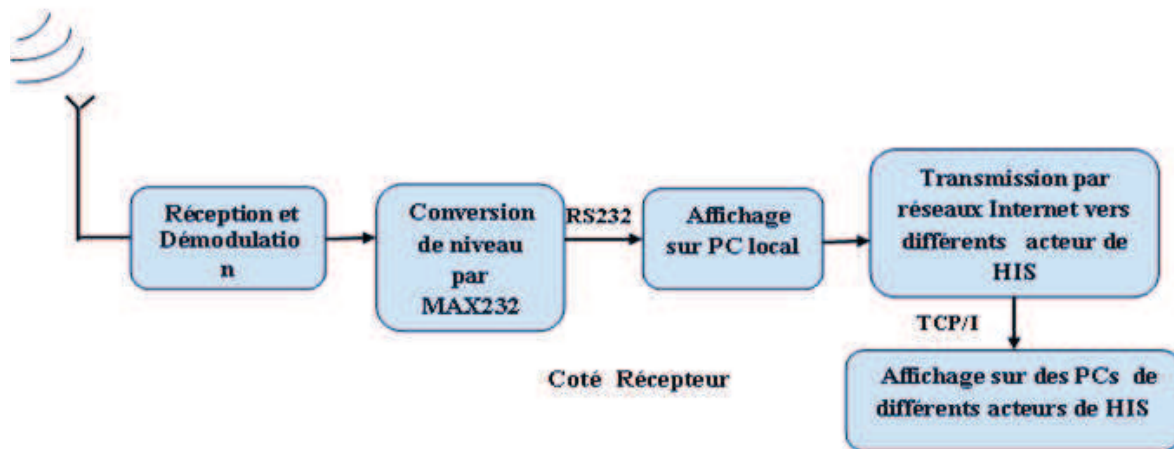


Fig.7.2 Schéma bloc de chaîne d'émission et de réception de signal ECG

3.1. Coté Emetteur

Dans cette partie nous présentons le travail que nous avons réalisé et les résultats obtenus tout en précisant les difficultés rencontrées à chaque étape et les solutions envisagées.

3.1.1. Les électrodes

Pour commencer, nous devons récupérer des signaux venant des électrodes placées sur le corps du patient. Ces électrodes sont positionnées suivant une méthode appelée méthode de dérivation. Pour notre cas, nous utilisons la méthode de dérivation frontale **DI** comme décrit plus haut.

Pour le choix des électrodes voici certains de leurs critères :

- Etre suffisamment adhésive pour permettre des utilisations successives jour après jour ;
- Avoir une connectique électrode/circuit électrique qui soit fiable et compatible avec la connectique de nos circuits électrique.
- Permettre un très bon contact et rapport signal sur bruit maximal.
- Utilisation d'un gel pour l'adaptation entre les électrodes et le surface de corps.

3.1.2. Circuit de mise en forme du signal ECG

Le circuit de mise en forme du signal ECG est déjà présenté dans le chapitre précédent, il est réalisé autour d'un amplificateur d'instrumentation AD620.

3.1.3. Numérisation

Cet étage permet le passage du mode analogique au mode numérique souvent désignée par le terme CODEC (codeur décodeur).

L'étage de numérisation est réalisé autour d'un microcontrôleur en l'occurrence le PIC16F876A. En fait ce composant est utilisé pour gérer toutes les procédures de multiplexage, d'échantillonnage, de conversion analogique digitale et de transmission des données vers l'étage de modulation et émission (module HF).

La figure 7.3 montre le circuit réalisé

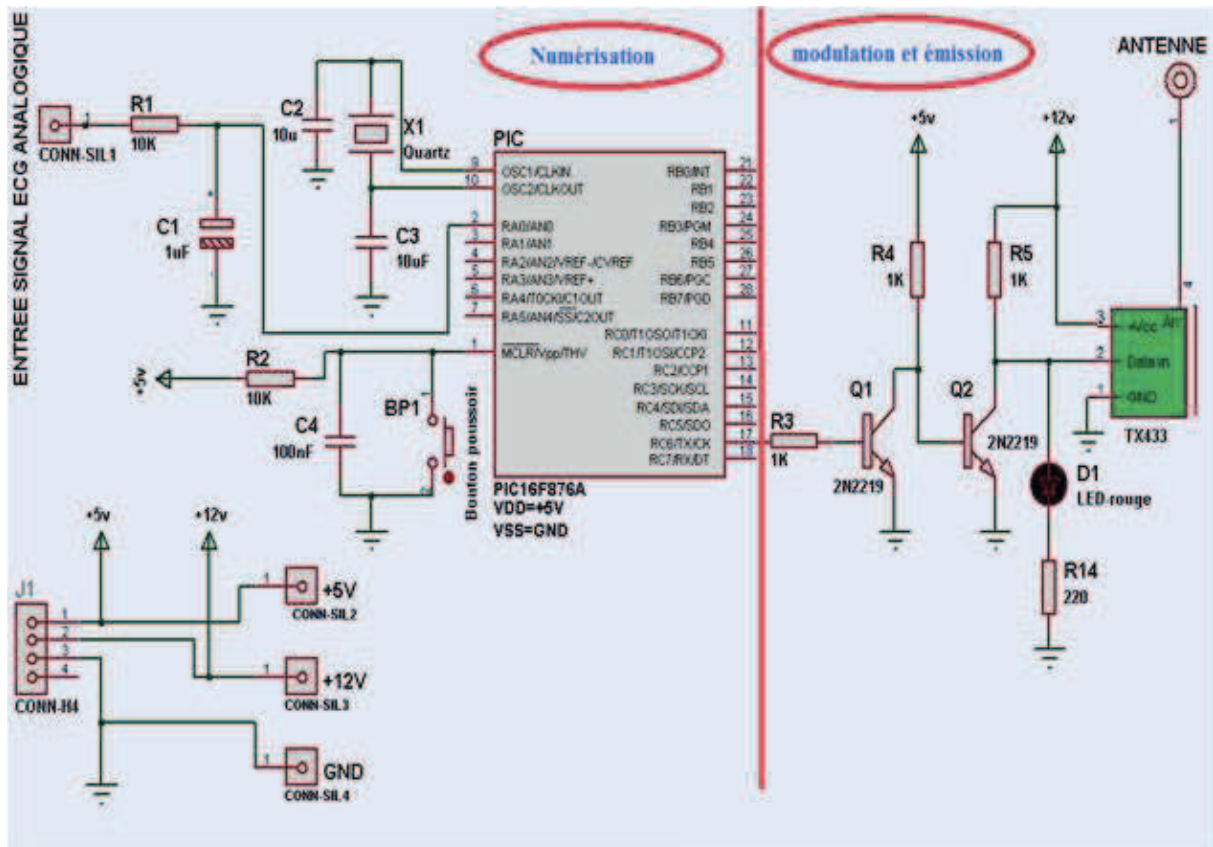


Fig.7.3 Circuit numérisation et émission du signal ECG

Evidemment, le cœur du circuit est représenté par le microcontrôleur PIC16F876A, programmé de façon à gérer, en utilisation normale, l'acquisition périodique du signal ECG provenant de la sortie de dernière étage de circuit de mise en forme U5, et numériser les

données et les envoyer vers le module HF pour la transmission hertzienne point à point en temps réel moyennant une modulation numérique ASK 16 aire.

3.1.3.1. Le fonctionnement normal

Cela dit, poursuivons en analysant le programme du microcontrôleur qui, après avoir initialisé les ports d'E/S, il active la routine de fonctionnement normal.

A partir de l'instant où est appliquée la tension d'alimentation, le programme principal procède à l'initialisation des E/S, assignant les broche 2, 4, 5,6, et 7 du port A comme entrées analogiques et les broches 11, 12, 13, 14, 15, 16 et 17, comme sorties numériques.

La broche 2 (RA0) sert, quant à elle, à l'acquisition de la tension produite par le capteur du signal ECG.

Quant aux sorties, la broche 17 (PC6) commande directement la base du transistor Q1, relié au transistor Q2, qui sert d'élément de commande de module d'émission HF.

La donnée est générée en continu, mais seulement en présence d'une variation de signal à l'entrée de PIC16F876A. Donc, dans des conditions normales, le microcontrôleur ne génère aucun signal et l'émetteur reste éteint.

Les valeurs de tension de l'ECG sont transformées en données digitales en utilisant le convertisseur A/D (analogique/digital) interne du PIC16F876A. Le résultat de la conversion est codé sur 10 bits.

Pour digitaliser ces valeurs analogiques du potentiel que le capteur produit en fonction de la variation du signal ECG il faut configurer le convertisseur A/D en lui donne un temps de conversion et période d'échantillonnage absolument déterminé et suffisant pour terminer correctement son rôle (c.à.d. temps d'acquisition).

Le module **Timer0 interne** du PIC16F876A (TMR0) est utilisé pour faire les durées de cadencer l'exécution cyclique des mesures de la tension produite par le capteur ECG.

Le **temps de conversion** est égal à $12 \cdot T_{AD}$, T_{AD} est le temps de conversion d'un bit, il dépend de la fréquence du quartz et du pré diviseur (div) choisi : $T_{AD} = \text{div} \times 1/\text{fosc}$. Le choix de div doit être ajusté pour que T_{AD} soit $\geq 1,6$.

La **période d'échantillonnage** T_e doit être supérieur ou égale à $T_{\text{emin}} = T_{\text{CONV}} + 2T_{AD} + T_{ACQ}$
Avec :

$$T_{CONV} = 12 T_{AD}$$

$2T_{AD}$: le temps d'attente assigné après chaque conversion.

T_{ACQ} : Temps d'acquisition, $T_{ACQ} = T_C + CT + 2 \mu s$

Avec T_C : temps de charge du condenseur.

CT : Coefficient de température.

La fréquence d'échantillonnage max est donc

$$f_{\max} = 1/T_{\min}$$

Dans notre cas

- $T_{ACQ} = 19.7 \mu s$ caractéristique du micro contrôleur donnée par le constructeur.

- $T_{CONV} = 12 T_{AD} = 19.2 \mu s$

- $T_{\min} = 42.1 \mu s$

Si on tient compte de la règle de Shannon ($f_e > 2f_{\max}$), on constate que l'on peut échantillonner de signal dont la fréquence ne dépasse pas $1/2(f_{\max})$.

Le **Valeur numérique obtenue** : Si on note : Q = pas de quantification = $(V_{ref+} - V_{ref-})/1024$

V_a = tension analogique à convertir

N = valeur numérique obtenue,

$$N = \text{valeur entière de } (V_a - V_{ref-}) / Q$$

Avec $V_{ref-} = \text{masse}$, on obtient $N = \text{int}(V_a / Q)$

Exemple : $V_{ref+} = V_{DD} = 5V$, $V_{ref-} = 0$ et $V_{in} = 4 V$

$$Q = 5V/1024 = 0,0048828125 V$$

$$N = 4V / 0,0048828125 = 819$$

Ces données digital sont transmises à travers le broche 17 (RC6/TX) du PIC par le modules de communication **USART** (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) en série et en mode asynchrone à une vitesse de 1200 Baud au module HF qui se charge de les moduler et en fin les rayonner à l'air.

Nous travaillerons en asynchrone. Pour envoyer ou recevoir une donnée, tout se fait sur des registres, il suffit d'écrire ou de lire les registres.

Il y a deux registres TXSTA et RCSTA pour configurer l'USART, et un troisième SPBRG qui permet de régler la vitesse de transmission.

3.1.3.2. L'organigramme du programme de microcontrôleur (PIC16F876A)

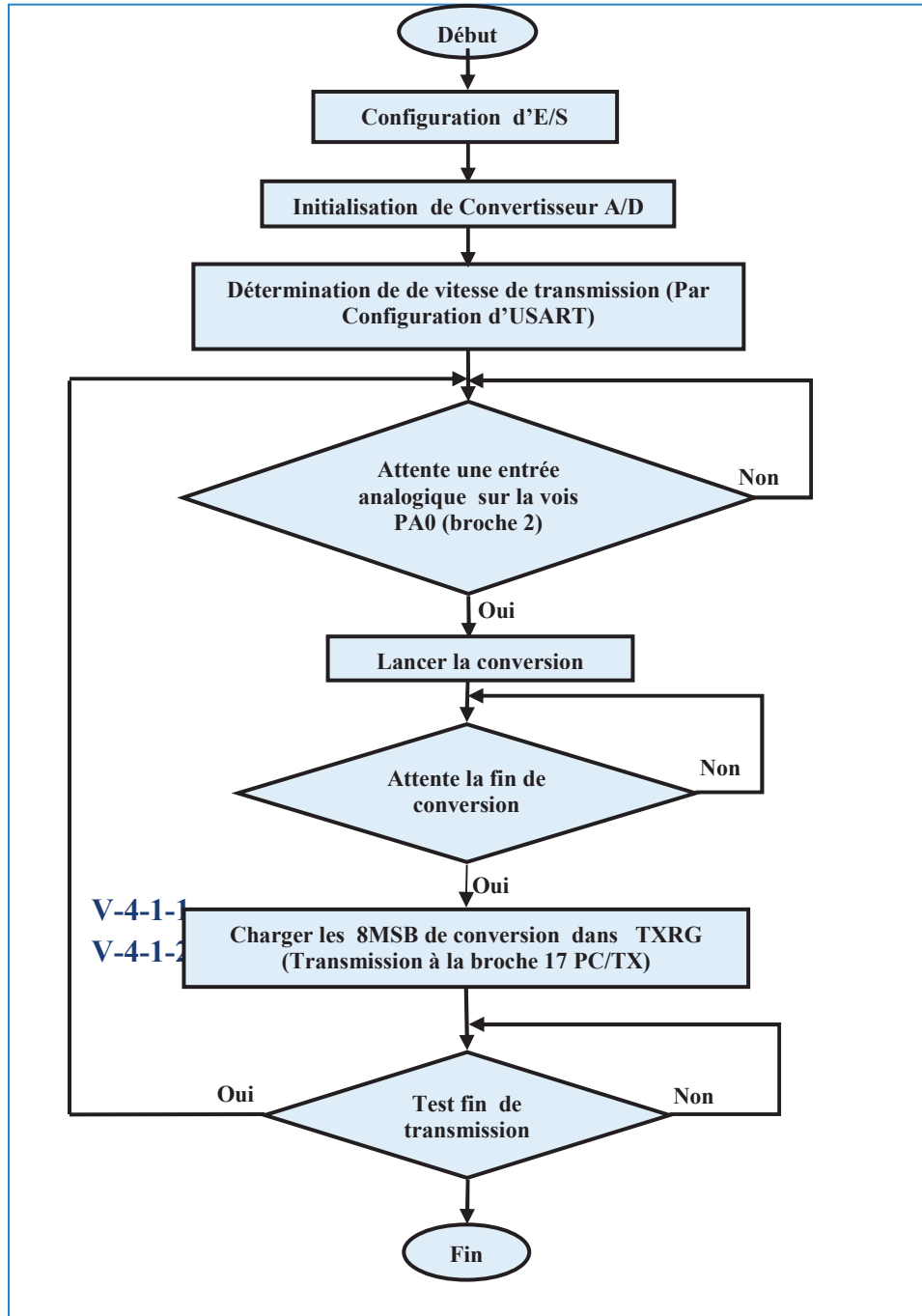


Fig.7.4 Organigramme du programme implanté dans le microcontrôleur (PIC16F876A) de Microchip.

3.1.4. Modulation et émission

La transmission radio est un peu plus compliquée que de communication par câble, car on ne sait jamais quels sont les signaux radio présents dans l'air.

En fait, la plus grande partie de la complexité du système se trouve résolue par le module HF.

Les communications radio entre le capteur ECG et le PC peut être facile lorsque les modules hybrides sont utilisés. Les modules bon marché en radio fréquence sont : TX433 et RX433 (ou similaire) figure 7.5.

Lors de notre travail, nous nous sommes intéressés aux modulations numériques (Modulation en ASK (voir chapitre III)).

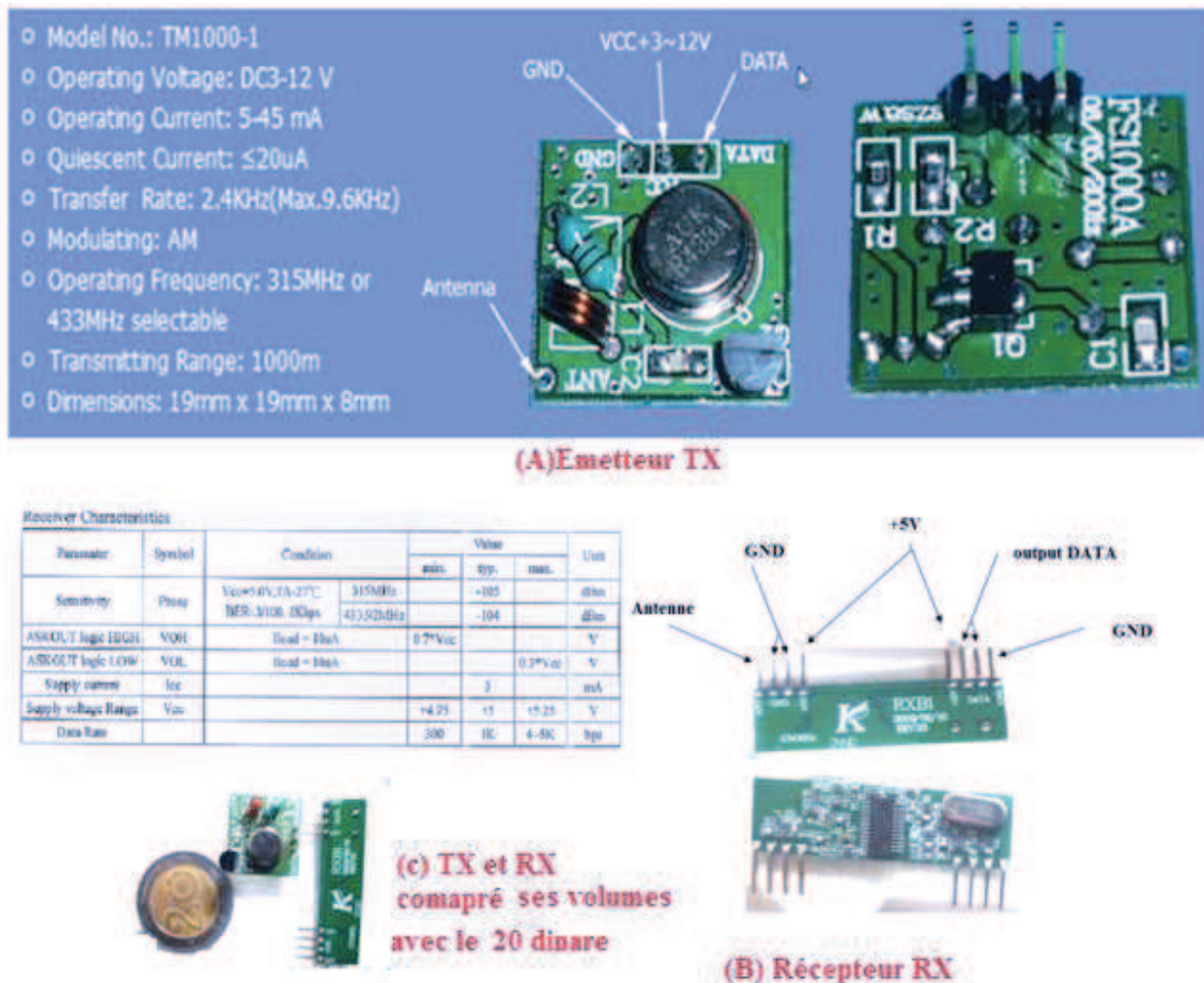


Fig.7.5 Image de l'émetteur (TX) et le récepteur (RX) du module hybride

L'émetteur et le récepteur sont réglés pour fonctionner correctement à 433 MHz. L'émetteur peut être alimenté à partir de 3 à 12V et le récepteur accepte 5V. 5V est commun pour les microcontrôleurs PIC donc pas de problèmes d'interfaçage. Néanmoins si on veut profiter de la puissance maximale de l'émetteur il faut l'alimenter à +12V et ajouter deux antennes de longueur 30 à 35 cm ($\frac{1}{4}$ de longueur d'onde) (longueur d'onde = vitesse de lumière/fréquence). Ces Modules utilisent la modulation d'amplitude (Amplitude Shift Keying – ASK voire chapitre III) et utilisent une bande passante de 1 MHz. le signal ECG transmis a été codé comme on a vu précédemment par le PIC 16F876A en utilisant le codage matériel USART pour former des paquets de donnée de 8 bits (dans notre cas 2 bits dispersées).

L'octet à transmettre est envoyé bit par bit (**poids faible en premier**) par l'émetteur HF vers le récepteur qui le reconstitue.

La transmission étant du type asynchrone (pas d'horloge commune entre l'émetteur et le récepteur), des bits supplémentaires sont indispensables au fonctionnement: bit de début de mot (**start**), bit(s) de fin de mot (**stop**).

D'autre part, l'utilisation éventuelle d'un bit de **parité**, permet la détection d'erreurs dans la transmission.

En l'absence de transmission, le niveau de la liaison est 1 (niveau de repos).

Les bits sont transmis les un après les autres, en commençant par le bit de poids faible. Le premier bit est précédé d'un bit START (niveau 0). Après le dernier bit, on peut transmettre un bit de parité, puis un ou deux bits STOP (niveau 1).

La transmission des caractères ne peut fonctionner correctement qu'à condition que les différents paramètres variables de cette trame soient connus aussi bien de l'émetteur (au niveau de PIC) que du récepteur (au niveau de PC). Il est alors nécessaire d'ajuster les paramètres suivants : la vitesse de transmission, le nombre de bits du caractère à transmettre, la parité, le nombre de bits stop. Tous ces fonctionnes sont gérer par le microcontrôleur dans la coté émetteur et par la programmation Visual Basic dans l'ordinateur au coté récepteur.

Dans notre cas, on a utilisé la vitesse 1200 bauds, elle peut être augmenté ou diminué en fonction de la distance et de l'environnement. Pour des distances plus longues on baisse la vitesse de transmission car il y a plus de probabilité d'erreurs de transmission. Le débit maximum de l'émetteur est de 8kbits /s ce qui est d'environ 2400 bauds. Mais ce qui fonctionne, en théorie, ne fonctionne pas habituellement dans la pratique. Ainsi, 1200 bauds maximum est ce que on a pu atteindre pour faire fonctionner le module correctement.

Le module HF utilisé, pour la partie émission, fonctionne à 433,92 MHz, muni d'un oscillateur SAW, qui est capable de fournir une puissance de 10 mW sous 5 volts et de 50 mW sous 12volts. Dans le cas qui nous occupe, le circuit étant alimenté par une pile de 9 volts, la puissance maximum sera d'environ 20 à 30 mW.

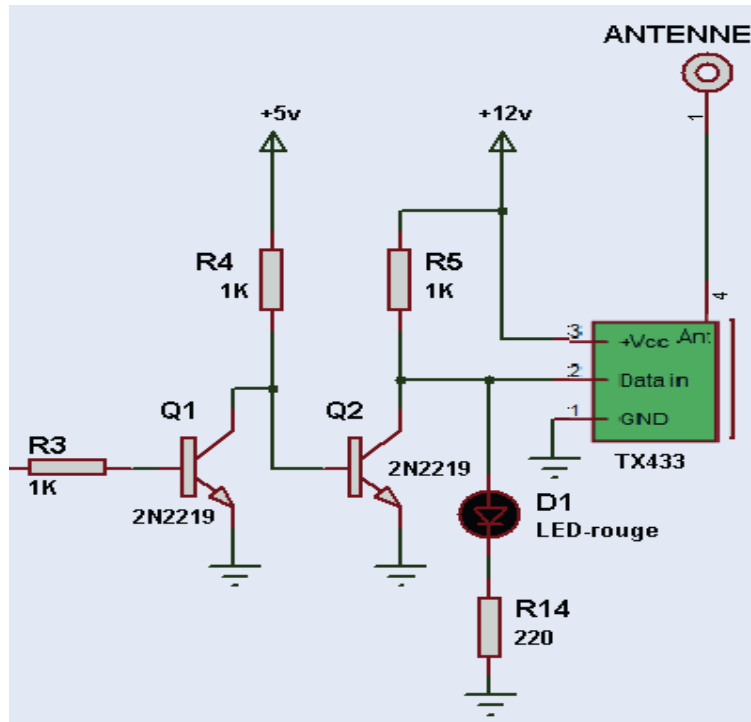


Fig.7.6 circuit de modulation et émission HF

3.2. Coté récepteur

La figure 7.7 montre le circuit récepteur que nous avons réalisé ;

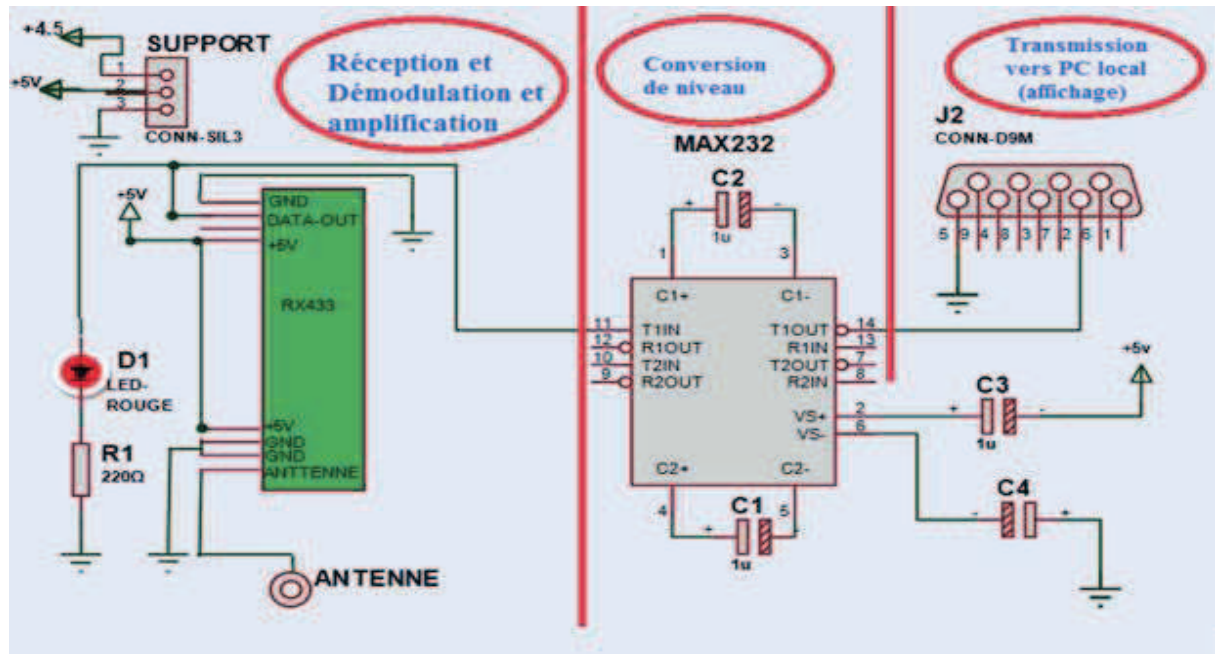


Fig.7.7 Circuit de récepteur de signal ECG

3.2.1. Etage de Réception et Démodulation

Tout l'étage HF est confié au module RX433, un circuit hybride Keymark (la référence complète est RXB1 315/434 MHz Hybrid Receiver) figure 7.7 (B). Ce module est habituellement utilisé dans les récepteurs pour radiocommande car, en fonctionnement normal, on obtient en sortie un signal numérique parfaitement carré.

Ce module Keymark est composé d'un amplificateur HF et d'un récepteur à superréaction qui garantit une sensibilité très importante, d'au moins -100 dBm (2,24 microvolts).

Pour pouvoir fonctionner correctement, la partie haute fréquence du module doit être alimentée avec une tension de 5 volts et la partie de conversion de niveau avec 4,5 volts.

Le mini transmetteur ainsi que le récepteur HF forment une voie de transmission monocanal.

Le signal émis par l'émetteur hybride arrive sur l'antenne (broche1 de RXB1 voir Datasheet) du récepteur hybride RXB1 fabriqué par la société Kaymark.

Ce récepteur ASK, calé sur 433,92 MHz, va démoduler le signal pour restituer, en sortie (broche 16), le code digitalisé sous forme d'impulsions TTL (0/5 V). A la sortie du module RXB1 (broche 16), le signal parvient à l'entrée de convertisseur TTL/RS232 MAX232 au port série de l'ordinateur, éventuellement relié au connecteur SUBD9M et d'autre part le signal parvient à l'anode de diode LED pour indiquer qu'il y a réception des données envoyées par l'émetteur.

Les informations sont connectées sans aucune modification au MAX232.

3.2.2. Etage de Conversion de niveau (MAX232)

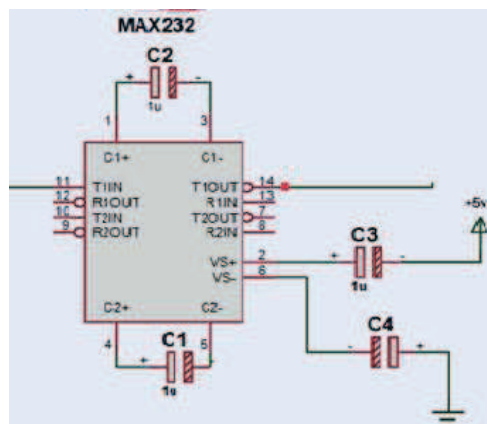
Le circuit du récepteur est complété par un étage de conversion des niveaux, utilisant un circuit intégrée MAX232.

La liaison série

on a vu déjà (coté émetteur) que la liaison série RS-232 (RS pour Recommended Standards) est un moyen de communication très répandu pour la transmission de données entre un ordinateur et un périphérique tels qu'une imprimante, un traceur ou un instrument programmable.

Le rôle du MAX 232

Etant donné que le sortie du circuit de mini récepteur génère des impulsions de niveaux TTL de type 0/5 V, le circuit intégré MAX232 procède à l'indispensable conversion: le standard EIA RS232 prévoit que le "0" logique du canal des donnée soit égal à +12V, tandis que le "1" logique soit égal à -12 V. De telles tensions sont difficiles à utiliser dans un montage électronique.



Le MAX232 transforme la tension négative appliquée sur sa broche 8 (comprise entre -8 et -15 V) en niveau logique haut (“1”) TTL (+5 V) et la tension positive, toujours présente sur la broche 8 et dans la même gamme, en niveau logique bas (“0”) TTL (0 V).

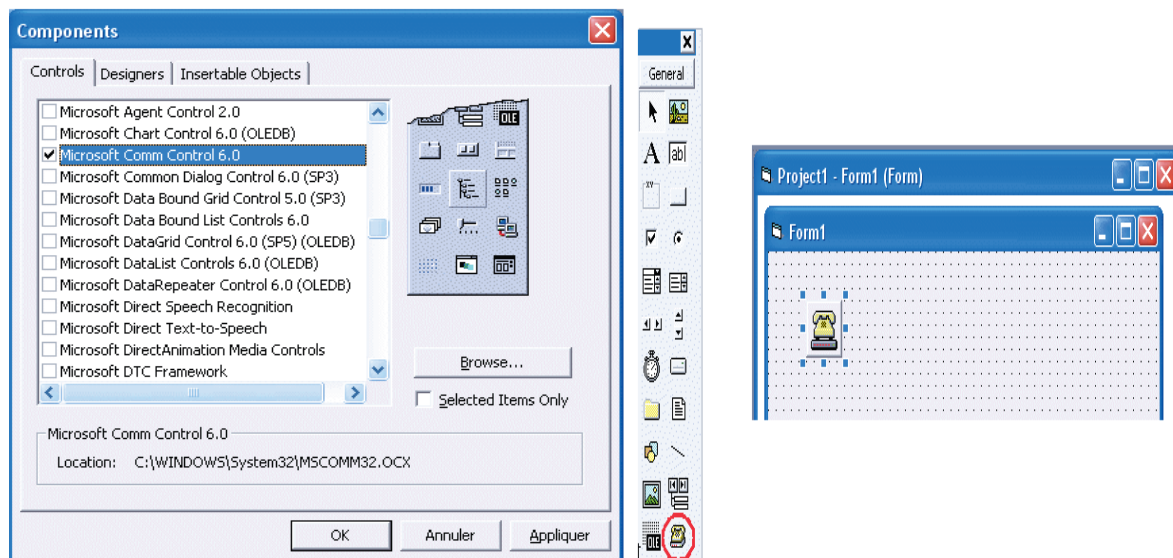
Par contre, en transmission, le MAX232 transforme l’état logique “1” TTL de la broche 11, provenant de la broche 14, en -12 V, et il convertit donc le “0” logique sur la broche 11, toujours provenant de la broche 14, en $+12$ V. ce qui permet à nos circuits de communiquer avec l’ordinateur.

3.3. Implémentation de l’interface graphique de l’application

Après l’implémentation de la partie hardware micro contrôlée, de l’émission et de la réception nous avons procédé à l’implémentation software de l’interface dédiée à l’acquisition et à l’affichage du signal au niveau du poste local.

Cette interface a été implémentée sous environnement Visual Basic

Pour gérer le port série, la meilleure façon est d’utiliser le composant ‘Microsoft Comm Control’ distribué avec n’importe quelle édition de Visual Basic.



Une fois le contrôle activé, son icône apparaît dans la barre des contrôles. Il est nécessaire de placer une instance sur l’interface graphique pour pouvoir l’utiliser. Par défaut, ce contrôle s’appellera MSComm1, et on retiendra ce nom pour la suite de l’application :

Une fois le contrôle de communication rajouté, il nous faut le paramétrer. Cela se fait avec les propriétés qui permettent la liaison entre l’environnement VB et le système d’exploitation.

3.3.1. Organigramme du programme d'acquisition et d'affiche du signal sur Poste local.

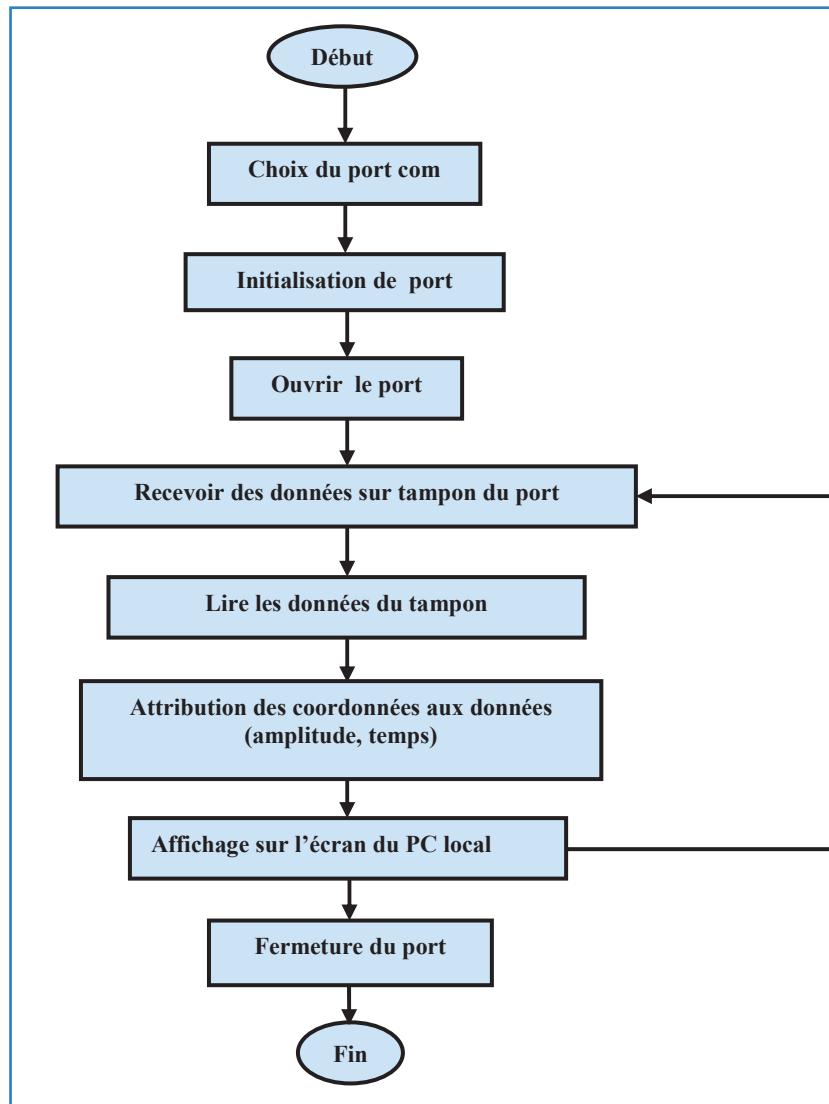


Fig.7.8 Organigramme de programme d'acquisition et d'affiche de signal sur PC

Notre programme est composé de deux parties :

- Acquisition des données transmises par l'émetteur HF et captées par le récepteur HF sous protocole RS232.
- affichage de ces données sur le terminal local.

L'interface homme-machine, créée sous Visual Basic est représentée par la Figure 7.9 ;

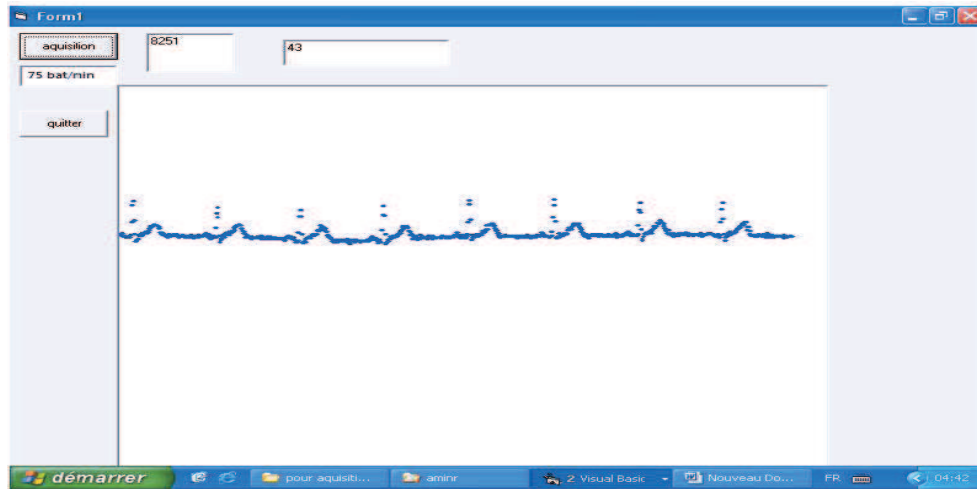


Fig.7.9 interface d'affichage sur PC local

3.4. Les circuits routage

Les figures 7.10, 7.11 et 7.12 représentant respectivement tous les circuits imprimé et la visualisation 3D, créés avec ARES (Advanced Routing and Editing Software) du ISIS Proteus, de la réalisation pratique de mise en forme ECG, l'émetteur et le récepteur.

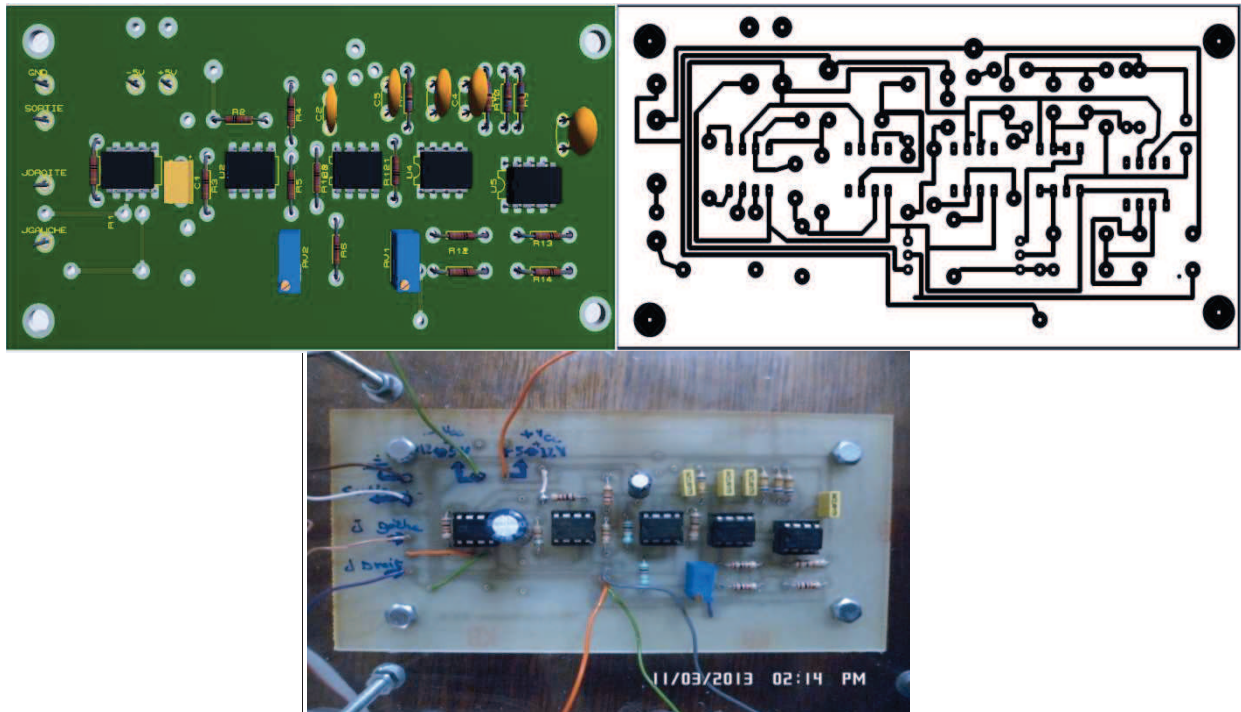


Fig.7.10 Circuit de mise en forme ECG

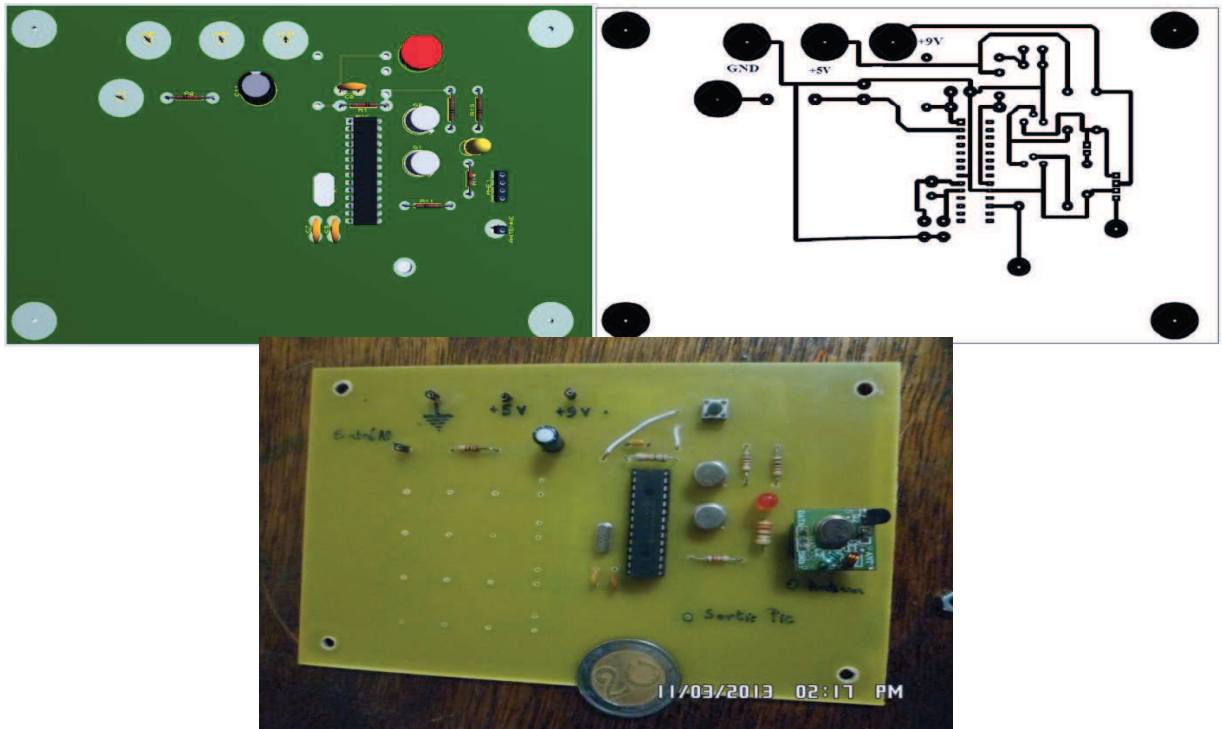


Fig.7.11 Circuit numérisation et d'émission HF

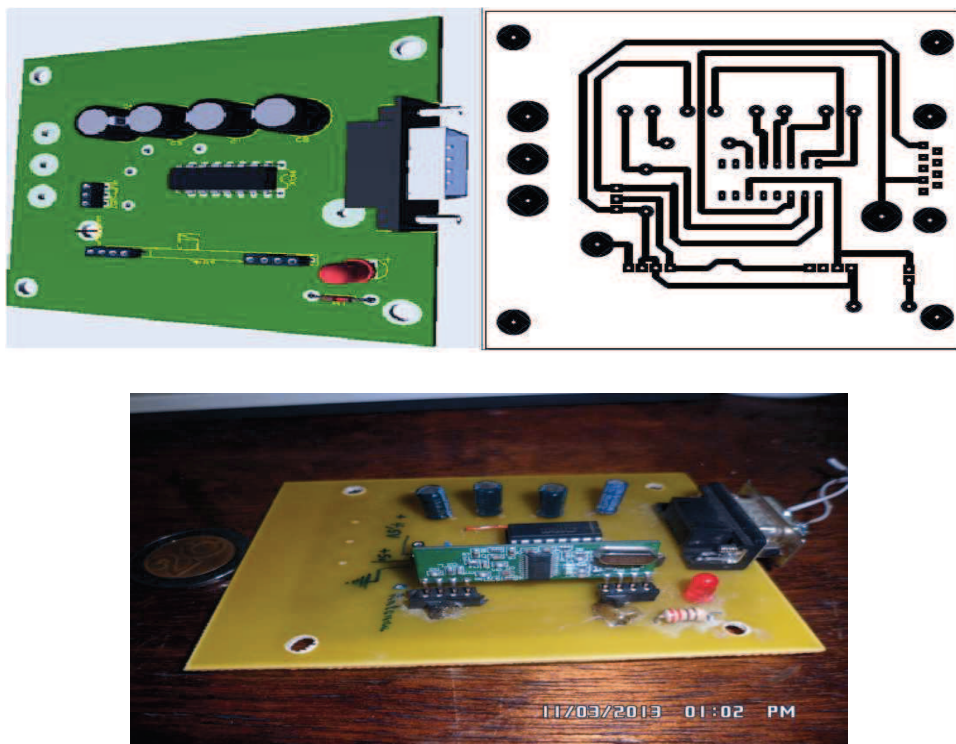


Fig.7.12 Circuit de réception HF

4. Implémentation de l'application vidéoconférence

4.1. Les flux d'information

L'évolution des besoins et des applications informatiques conduit à l'acheminement, dans un même réseau de données informatiques traditionnelles (texte), de la voix et de la vidéo. Transporter sur un même système physique des flux d'information de natures différentes nécessite que chacun d'eux ait une représentation physique identique et que le système de transmission ait la capacité de prendre en compte les contraintes spécifiques à chaque type de flux (figure 7.13) [71].

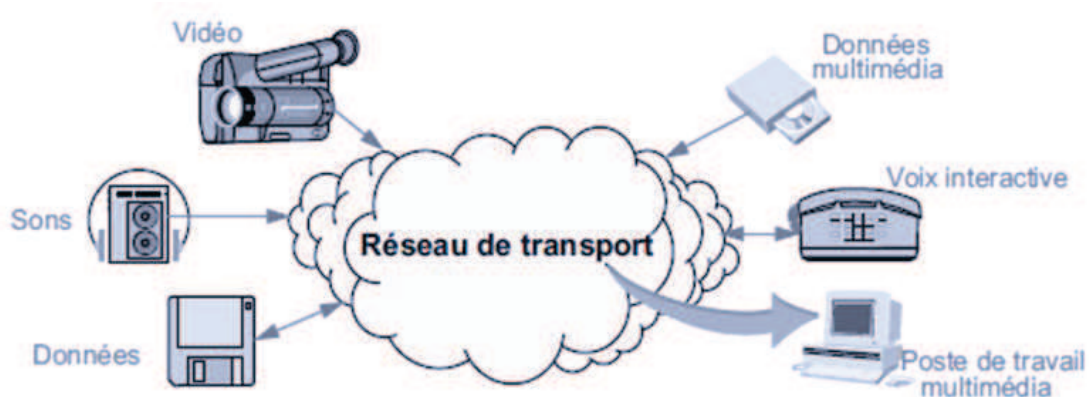


Fig.7.13 Le réseau et les différents flux d'information

Afin de qualifier ces différents flux vis-à-vis du système de transmission, nous définirons succinctement les caractéristiques essentielles d'un réseau de transmission¹. Ensuite, nous examinerons le mode de représentation de ces informations. Enfin, nous appliquerons les résultats aux données, à la voix et à l'image pour en déduire les contraintes de transfert spécifiques à chaque type de flux.

4.1.1. Les différents types d'information

Les informations peuvent être réparties en deux grandes catégories selon ce qu'elles représentent et les transformations qu'elles subissent pour être traitées dans les systèmes informatiques. après [71] on distingue :

– Les **données discrètes**, l'information correspond à l'assemblage d'une suite d'éléments indépendants les uns des autres (suite discontinue de valeurs) et dénombrables (ensemble fini).

Par exemple, un texte est une association de mots eux-mêmes composés de lettres (symboles élémentaires).

– Les **données continues ou analogiques** (figure 7.14) résultent de la variation continue d'un phénomène physique : température, voix, image... Un capteur fournit une tension électrique qui varie de manière analogue à l'amplitude du phénomène physique à analyser : signal analogique.

Dans un intervalle déterminé (bornes) aussi petit que possible, un signal analogique peut toujours prendre une infinité de valeurs. Par exemple pour passer 10° C à 11° C, la température prend, entre ces deux valeurs, une infinité de valeurs sans aucune discontinuité entre elles (fonction continue).

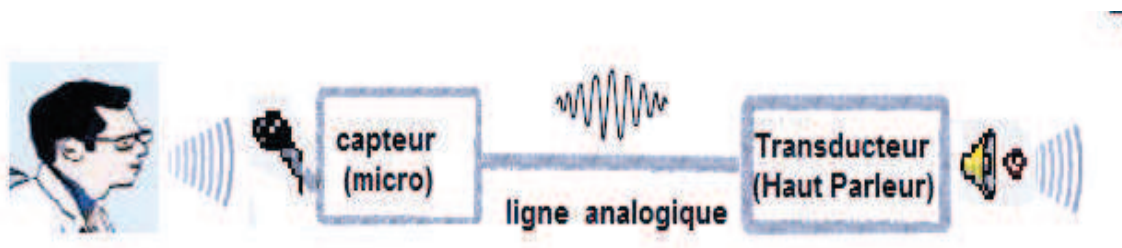


Fig.7.14 Le signal analogique.

Pour être traitées par des équipements informatiques, les informations doivent être représentées par une valeur binaire (**codage à la source**). Le codage à la source est plus spécifiquement appelé codage de l'information pour les informations discrètes et numérisation de l'information pour les informations analogiques.

4.1.2. Les données et les contraintes de transmission [71]

Les réseaux transportent des flux numériques informationnels. Selon le type de données, les exigences en termes de débit (volume), de temporalité (temps de transfert et variation de celui-ci) et fiabilité (taux d'erreur) diffèrent. Un système de transmission multimédia doit être capable de garantir à chaque type de flux le respect de ses contraintes spécifiques.

Ainsi, un transfert de fichiers correspond à un flux binaire constant. Il requiert un débit relativement important mais est très peu sensible au temps de transmission. Plus exigeantes en termes de temps de transfert (interactivité), les applications informatiques de type conversationnel sont caractérisées par la sporadicité des flux qu'elles soumettent au système de transmission.

Moins sensibles aux erreurs, la voix et la vidéo ont des exigences strictes en matière de débit (débit minimal garanti), de temps de transfert et surtout de récurrence temporelle (gigue), elles sont qualifiées de données isochrones⁴. La compression opérée sur ces types de données engendre des flux variables. Le tableau 7.1 [71] résume ces différentes caractéristiques.

Type de transfert	Débit requis	Débit requis	Sensibilité à la variation de du temps transfert	Sensibilité
Voix	Constant	Faible	Élevée (isochrone)	Faible
Voix compressée	variable	Faible	Élevée (isochrone)	Faible
Vidéo non compressée	Constant	Élevé	Élevée (isochrone)	Faible
Vidéo compressée	variable	Élevé	Élevée (isochrone)	Faible
Transactionnel et transfert de fichiers	En rafale (bursty)	Moyen à élevé	Faible	Élevée
Interconnexion de réseaux locaux	En rafale, débit de la source élevé.	Élevé	Faible	Élevée

Tabl.7.1 Types de données et contraintes de transmission.

4.1.3. Notion de débit binaire

Les systèmes de traitement de l'information emploient une logique à deux états dite « binaire ». Pour y être traitée, l'information doit être traduite en symboles compréhensibles et manipulables par ces systèmes. Selon le type d'information à transformer, l'opération qui consiste à transformer les données en éléments binaires s'appelle le codage ou numérisation.

On appelle débit binaire (D) le nombre d'éléments binaires, ou nombre de bits, émis sur le support de transmission pendant une unité de temps. Le débit binaire est généralement la grandeur utilisée en premier pour qualifier un système de transmission ; il s'exprime par la relation :

⁴ Isochrone : se dit des flux de données dans lesquels l'écart de temps entre deux informations successives doit être constant. Au cas où le réseau de transmission introduirait un décalage, un mécanisme spécifique doit être mis en œuvre par le récepteur.

$$D = \frac{V}{t}$$

Avec D : (débit) en bits⁵ par seconde (bit/s), V : volume à transmettre exprimé en bits, t : durée de la transmission en seconde. Le débit binaire mesure le nombre d'éléments binaires transitant sur le canal de transmission pendant l'unité de temps.

4.2. Représentation général de l'Habitat Intelligent pour la Santé (HIS)

La figure 7.15 donne une illustration globale de l'Habitat Intelligent pour la Santé.

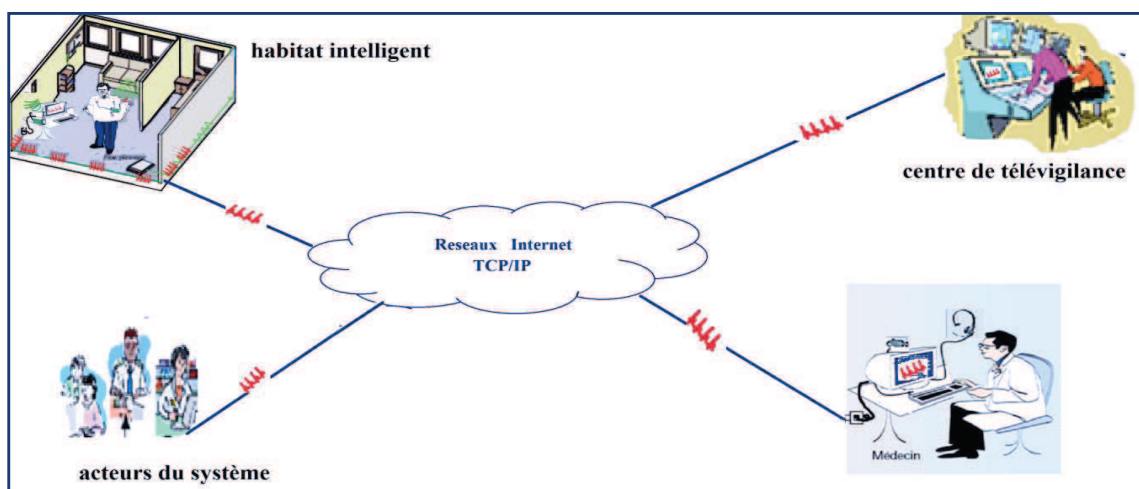


Fig.7.15 implémentation de HIS dans le réseau global

Dans le chapitre précédent nous avons décrit de manière détaillée l'implémentation hardware et software d'un HIS. La figure 7.16 donne un exemple de configuration d'un patient en domiciliation HIS poursuivant normalement ses activités journalières et bénéficiant d'une télé surveillance permanente des ses paramètres vitaux.

⁵ L'unité officielle de débit est le bit/s (invariable). L'abréviation bps pouvant être confondue avec *byte* par seconde. Rappelons que le terme bit provient de la contraction des termes « *binary digit* ».

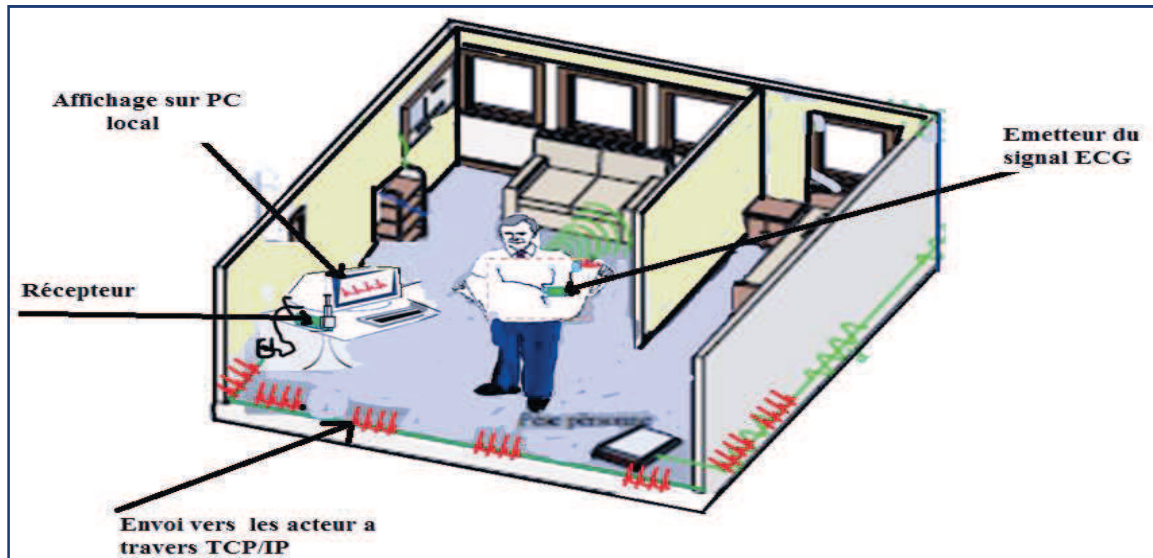


Fig.7.16 Implémentation de HIS dans le réseau local

Après avoir réalisé la transmission sans fil des paramètres vitaux prélevés sur le patient au poste local de l'HIS nous présentons dans ce qui suit l'implémentation software de l'interface de communication multimédia sous environnement Visual Basic comprenant :

- 1 – Une liaison textuelle.
- 2 - Une liaison vocale
- 3 – Une liaison vidéo
- 4- Un transfert de fichiers multiformes.

Toutes ces liaisons sont configurées selon l'architecture Client – Serveur, mettant en œuvre la technologie des sockets.

4.3. Présentation rapide du système vidéoconférence

D'une manière générale un système de visioconférence met en jeu une caméra, un microphone, un écouteur, la carte son ; la carte réseau, la carte graphique et le port USB de deux ou plusieurs terminaux informatiques interconnectés au moyen d'un logiciel dédié assurant la capture et le

transfert des différent flux (textuel, vocal, vidéo, données), d'un système d'exploitation, (Dans notre cas Windows), de la technologie des sockets (Dans notre cas le composant Winsock de VB) et d'un protocole de communication (Dans notre cas le protocole TCP/IP).

La figure 7.17 donne une illustration de système de vidéoconférence.

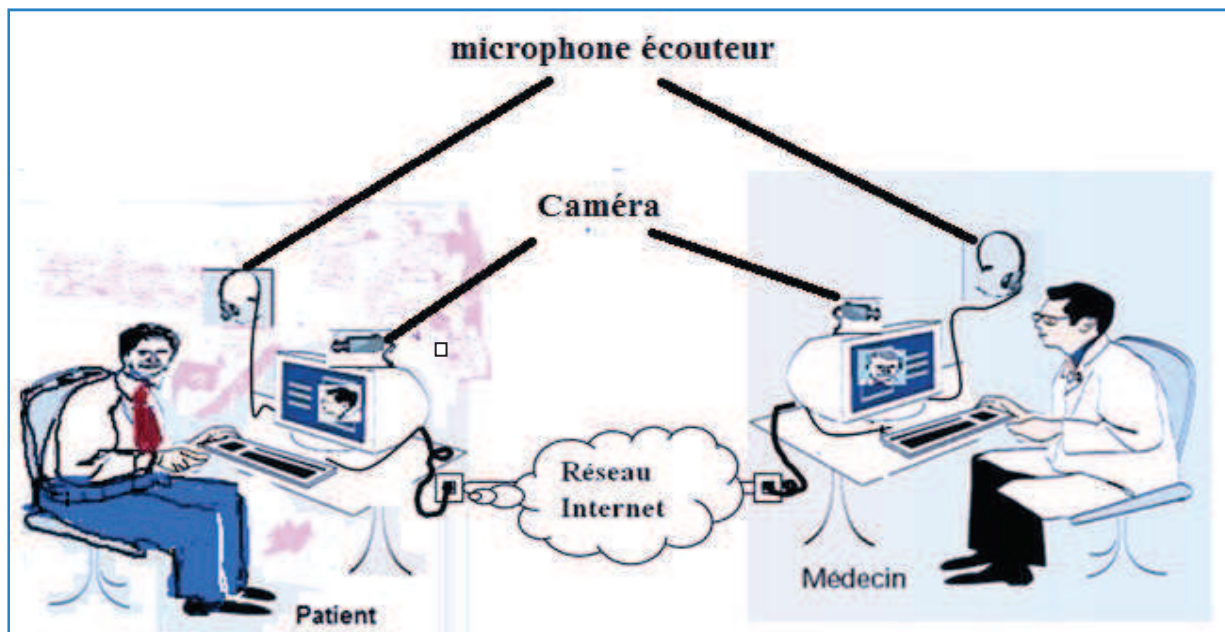


Fig.7.17 représentation de vidéoconférence

4.4. L'interface logicielle de communication

Notre programme est composé de deux parties, l'émission et la réception. Il se présente sous la forme d'un transfert en temps réel et permet donc à un utilisateur d'envoyer vers l'ordinateur récepteur les différents flux.

4.4.1. Représentation de l'interface de communication entre le patient et le médecin

Dans cette partie nous présentons l'interface développée sous environnement VB. Les figures 7.18 et 7.19 montrent que celle-ci se compose de deux parties.

Chaque coté est constitué d'une fenêtre principale pour gérer la mise en route de la connexion ainsi que les différents types de communication. Elle comporte :

- Une fenêtre pour le transfert textuel.
- Une fenêtre pour le transfert vocal.
- Une fenêtre pour le transfert vidéo
- Une fenêtre pour le transfert de fichiers

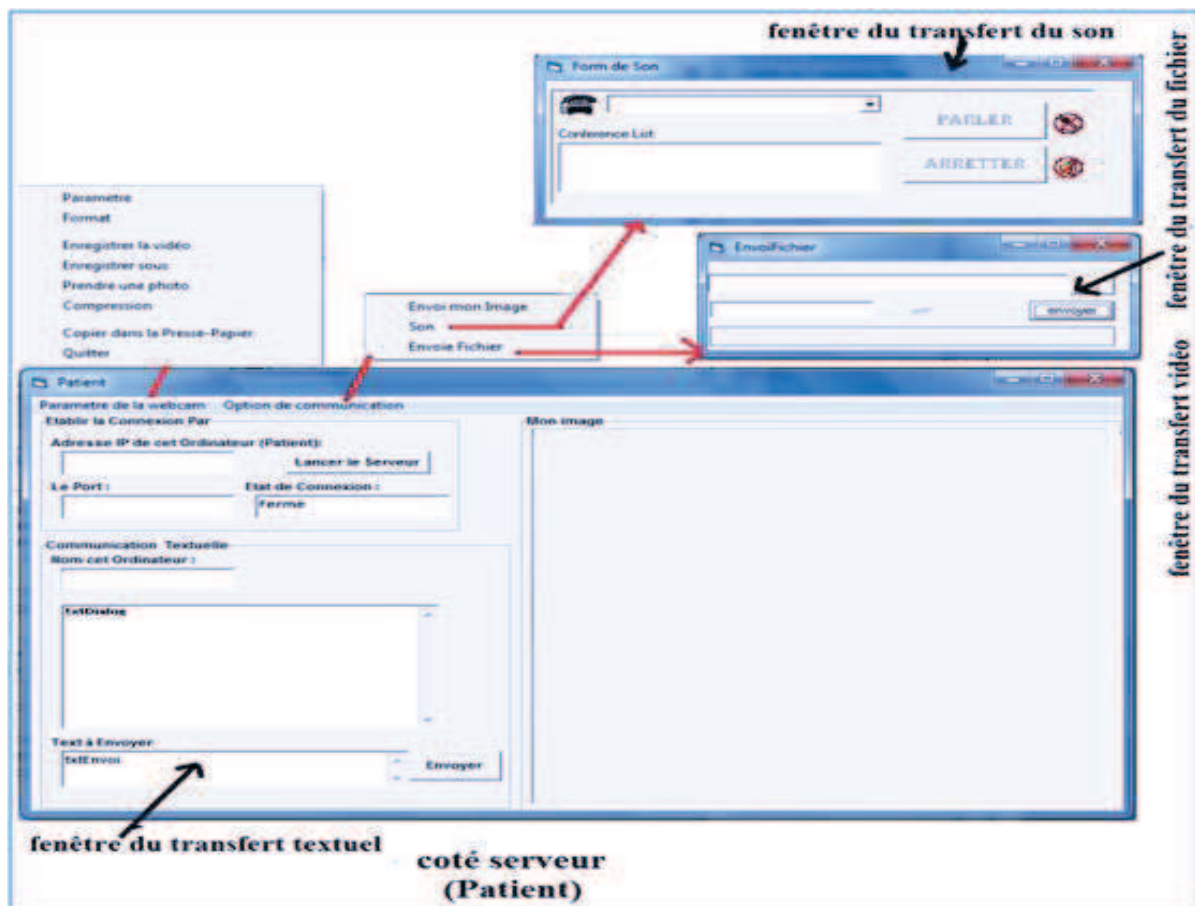


Fig.7.18 l'interface principal côté Patient

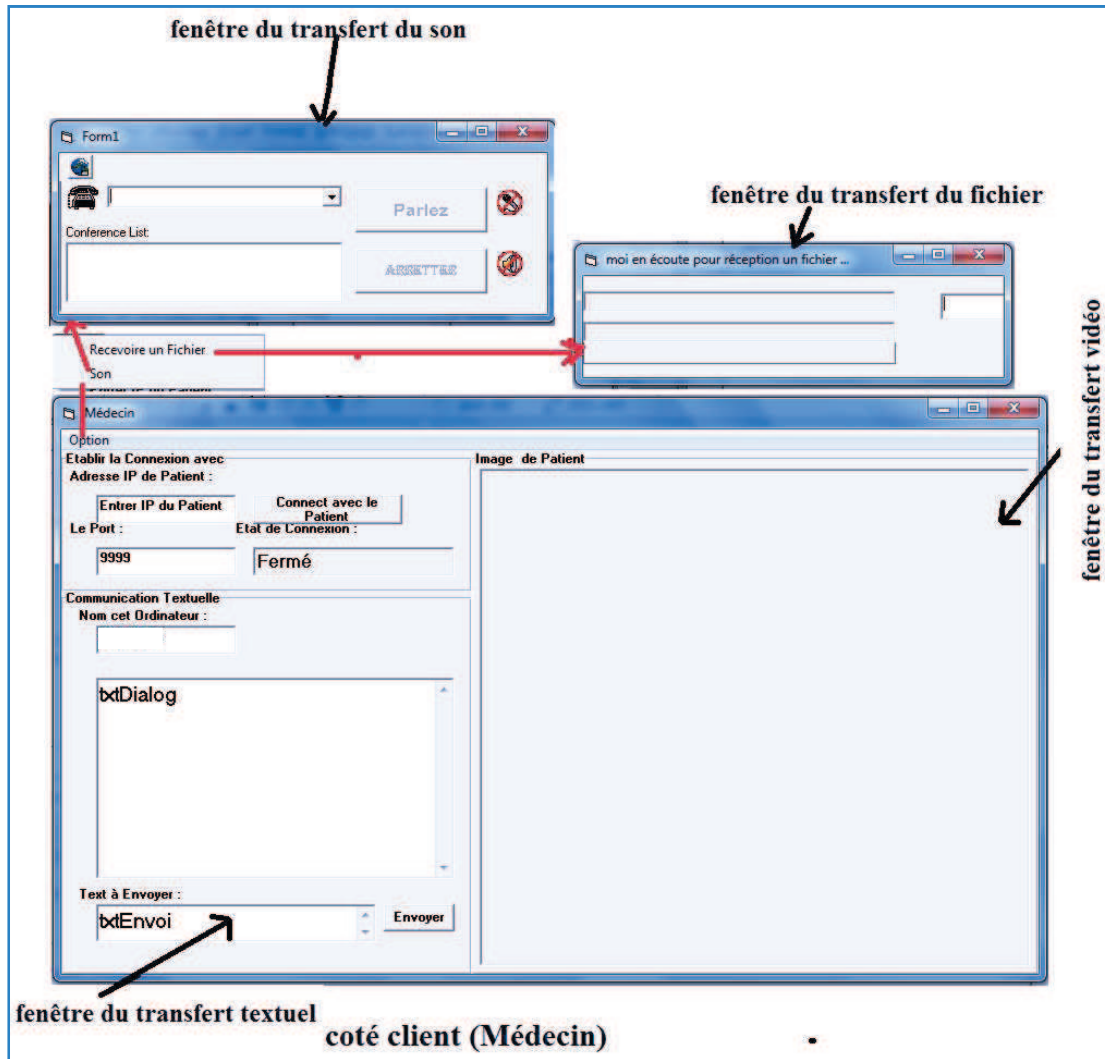


Fig.7.19 l'interface principal côté Médecin

Toutes ces fenêtres se partagent avec des procédures et des fonctions accessibles et d'autres routines masquées.

Dans ce qui suit nous expliquons en détail chaque fenêtre de l'interface, ce qu'elle comporte comme difficultés auxquelles nous avons apportés des solutions.

4.4.2. Procédure et Organigramme de l'établissement de la connexion Internet entre le serveur et le client (Patient/Médecin)

Avant l'échange de n'importe quelle information par internet sous protocole TCP/IP entre le patient et le médecin, il faut tout d'abord établir une connexion entre les deux correspondants.

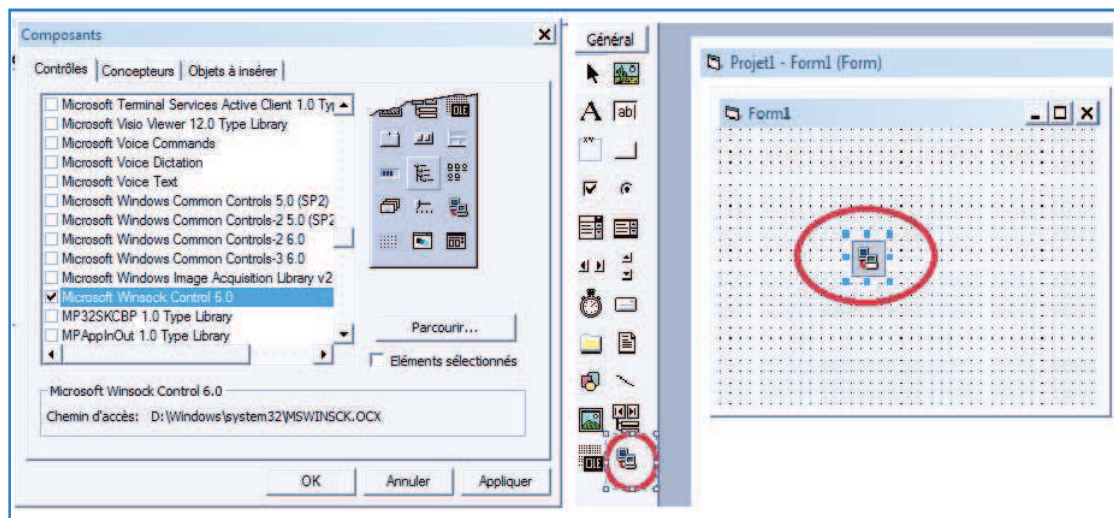
La procédure suivante décrit comment nous établissons cette connexion :

Implémentation coté patient :

Le contrôle Winsock, déjà expliqué au chapitre IV, permet à des applications client- serveur (Patient/Médecin) de communiquer *via* les protocoles *TCP* ou *UDP*. Nous n'utiliserons dans notre thèse que le protocole *TCP*.

Plusieurs étapes sont à effectuer pour construire un serveur ou un client:

- **L'étape 1** consiste à ajouter un contrôle Winsock à la feuille. Ce contrôle, non intrinsèque, est accessible à travers le composant **Microsoft Winsock Control 6.0**



- **L'étape 2** consiste à détecter et à afficher l'adresse IP du serveur (côté patient).
- **L'étape 3** consiste à spécifier le numéro de port, utilisé lors deS connexions avec des clients, à travers la propriété **Winsock1.LocalPort** du contrôle Winsock. Chaque client fera une requête au serveur via ce port.

- **L'étape 4** permet au serveur d'attendre une demande de connexion par un client à travers la propriété `Winsock1.Listen` du contrôle Winsock . Le serveur est informé d'une demande de connexion par un client à travers l'exécution de la procédure événementielle `Connection_Request` .
- **L'étape 5** consiste à accepter la connexion entrante à travers la méthode `Winsock1.Accept` du contrôle Winsock . Une fois cette méthode appelée, des données peuvent être transmises entre le serveur et le client. Avant d'accepter la connexion, IL faut toujours vérifier l'état du contrôle Winsock et s'assurer qu'il correspond à une fermeture du port de communication `WINSOCK1.CLOSED` . Dans le cas contraire, il s'agit d'appeler la méthode `Close` pour fermer la précédente connexion. Si la connexion entrante est refusée, l'homologue (client) reçoit l'événement `Close`.
- **L'ETAPE 6** est relative à la phase de communication entre le serveur et le client. La procédure événementielle `DATA_ARRIVAL` du contrôle Winsock est exécutée lorsque des données parviennent au serveur. L'instruction `WINSOCK1.GETDATA(Data)` place les données dans la chaîne de caractères `Data` arguments optionnels permettant de spécifier le type de données reçues et la longueur maximale autorisée des données). Afin d'envoyer des données au client, on utilise la méthode `SENDDATA` du contrôle Winsock. Par exemple, l'instruction `WINSOCK1.SENDDATA (Data)` permet de transmettre les données contenues dans `Data`.
- **L'ETAPE 7** se produit lorsque la transmission des données est terminée. Le fait que le client ferme la connexion provoque l'exécution de la procédure événementielle `Close` du contrôle Winsock. La connexion serveur devra être fermée via l'instruction `WINSOCK1.Close`

Un contrôle Winsock doit être attribué à chaque connexion avec un client. Le fait de pouvoir disposer dans Visual Basic de tableau de contrôles permet la création de serveurs capables de gérer simultanément plusieurs connexions, ceci sans créer a priori un ensemble suffisant de contrôles Winsock.

Implémentation cote médecin

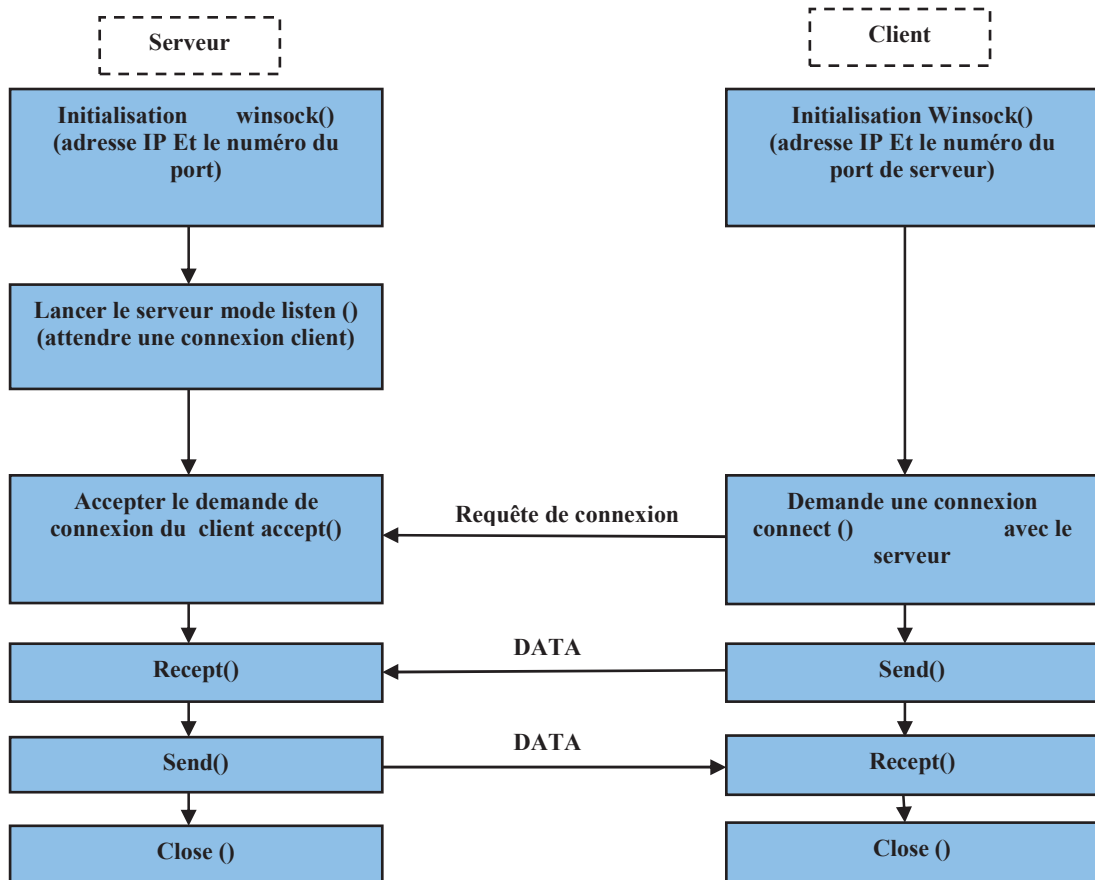
Plusieurs étapes sont à effectuer pour construire un client ou bien coté médecin) :-

- **L'étape 1** consiste à ajouter un contrôle Winsock à la feuille (accessible à travers le composant Microsoft Winsock Control 6.0).

- **L'étape 2**, le contrôle Winsock côté client doit pouvoir localiser :
 - l'ordinateur distant sur lequel un contrôle envoie, ou reçoit des données. Nous pouvons fournir soit un nom d'hôte, par exemple "www.microsoft.com", soit une adresse IP sous forme de chaîne ponctuée, telle que "127.0.1.1". Ce nom est placé dans la propriété `RemoteHost` du contrôle Winsock ;
 - le numéro de port distant auquel la connexion doit être faite. Ce numéro est placé dans la propriété `RemotePort` du contrôle Winsock .
- **L'étape 3**, la connexion au serveur est demandée via un appel de la méthode `Connect` du contrôle Winsock. En cas de succès, la procédure événementielle `Connect` du contrôle Winsock s'exécute ; en cas d'erreur, la procédure événementielle `Error` du contrôle Winsock s'exécute.
- **L'étape 4** est relative à la phase de communication entre le serveur et le client. Comme du côté serveur, la procédure événementielle `Data_Arrival` du contrôle Winsock est exécutée lorsque des données parviennent au client. L'instruction `Winsock1.GetData (Data)` place les données dans `Data`. Des données sont envoyées au serveur en utilisant la méthode `SendData` du contrôle Winsock. Par exemple, l'instruction `Winsock1.SendData (Data)` envoie au serveur des données contenues dans `Data`.
- **L'étape 5** se produit lorsque la transmission des données est terminée. Le fait que le serveur ferme la connexion provoque l'exécution de la procédure événementielle `Close` du contrôle Winsock . La connexion client devra être fermée via l'instruction `Winsock1.Close`.

Après réussite de la connexion (patient "connecté" et médecin "connecté") tous les deux peuvent échanger des informations en respectant les procédures et les contraintes de chaque type de donnée (Texte, image, son, fichier ou signal physiologique).

Nous représentons ci-dessous l'organigramme relatif à toutes ces étapes :



4.4.3. Procédure d'envoi des textes

Les textes sont très simples à envoyer après l'établissement d'une connexion.

Côté Patient : Avec l'instruction `Winsock1.SendData txtPseudo & " a dit >" & " " & vbCrLf & txtEnvoi.Text`

Le patient envoie au Médecin les textes contenus dans `txtEnvoi.Text`.

Coté Médecin : la procédure événementielle `Winsock1_DataArrival` est exécutée lorsque des données parviennent du patient. L'instruction `Winsock1.GetData (Data)` place les données dans `Data` pour être affichées dans la zone textuelle de médecin par l'instruction ;

```
txtDialog.Text = txtDialog.Text + Data + vbCrLf + "-----" + vbCrLf
```

Les es données textuelles sont envoyées au Patient en utilisant la même méthode et les mêmes instructions comme le montre la figure 7.20.

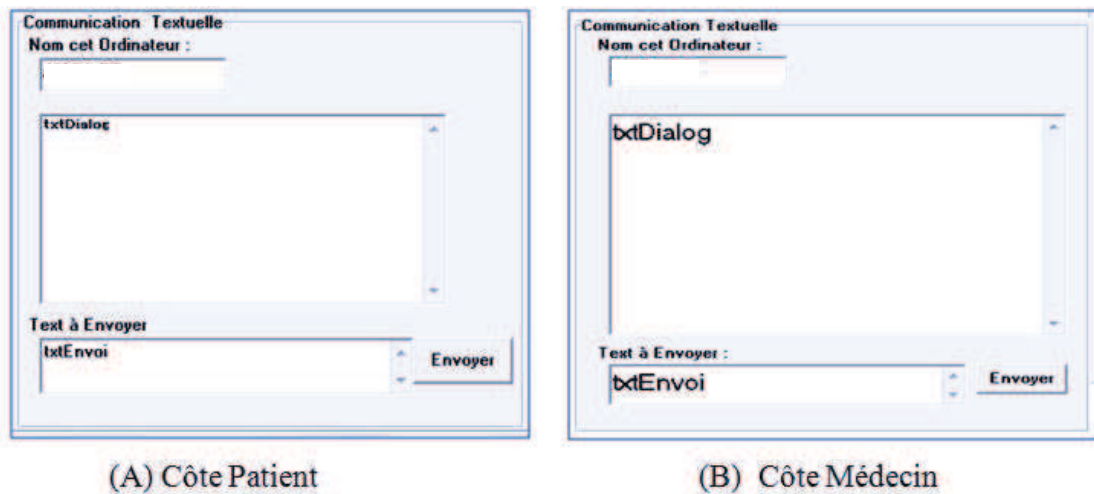


Fig.7.20 Fenêtre de transfert textuel

4.4.4. Procédure et organigramme de Visioconférence

La visioconférence consiste à réaliser une conférence à distance entre le Médecin et le patient associant l'image et le son, à l'aide d'un système comportant une caméra et un microphone. Elle nécessite la mise en place d'une connexion Internet de bonne qualité pour ne pas rencontrer de problème de qualité (image ou son).

4.4.4.1. Organigramme et procédure pour l'envoyer des images vidéo

La première partie à décrire dans cette section concerne les problèmes pouvant être rencontrés dans le développement d'une interface de communication vidéo.

Le premier problème à résoudre c'est la communication de l'interface avec la caméra à travers le port USB dans le système d'exploration Windows car on ne peut pas relier notre interface à la caméra directement étant donné que le système Windows interdit toutes communications ou accès au port de manière directe pour une protection générale du système.

Le deuxième problème est inhérent au fait que notre programme est composé de deux parties, l'émission et la réception. Pour cela il est nécessaire de programmer de telle sorte à donner au système la diversité, l'adaptation et la sensibilité de communication pour arriver à un système qui

fonctionne en temps réel avec une marge d'erreur acceptable pour des communications de vidéoconférence.

Le troisième problème est inhérent au volume des données générées par la caméra qui sont considérables, ce qui induit des problèmes de stockage et de transport

Prenons l'exemple d'une image au standard VGA (640 × 480 en 256 couleurs). Un codage sur 8 bits (1 octet) de chaque pixel de l'image donne une gamme de 256 couleurs (ou 256 niveaux de gris dans le cas d'une image en noir et blanc). Il faudra donc :

$$640 \times 480 = 307\,200 \text{ octets}$$

1 Ko = 1 024 octets donc $307\,200/1\,024 = 300$ Ko pour stocker une telle image. Avec 25 images (soit une seconde de vidéo), nous obtenons un poids de 7,5 Mo. Nous constatons sur cet exemple qu'il est impossible de transmettre en temps réel la vidéo sans passer par une technique de compression ou d'autre technique de codage.

Pour résoudre de ces problèmes on peut citer différentes méthodes avec des systèmes de développement différents mais la solution doit avoir la simplicité et la rapidité d'utilisation.

Pour résoudre le premier problème nous faisons appel au DLL (Direct Link Library, bibliothèque de liaison dynamique) qui sont des composantes de programmation avec des architectures prêtes à être utilisées. Ces DLL sont des composantes développées par le fournisseur d'origine de notre système de développement.

Pour notre application nous avons trouvé une DLL pour la communication entre notre interface et la caméra à travers le port USB. Cette DLL est dénommée « **avicap32.dll** ».

L'autre difficulté à surmonter est celle de la synchronisation des flux vidéo transmis et reçus en temps réel

Toutes les fonctions utilisées dans cette DLL sont décrites dans ce qui suit :

- Nous déclarons les variables et la fonction de la DLL comme le suit :

```
Declare Function capCreateCaptureWindow Lib "avicap32.dll" Alias
"capCreateCaptureWindowA" (ByVal lpszWindowName As String, ByVal dwStyle As Long,
ByVal X As Long, ByVal y As Long, ByVal nWidth As Long, ByVal nHeight As Integer, ByVal
hWndParent As Long, ByVal nID As Long) As Long
```

- On définit la variable nécessaire au bon fonctionnement de la capture vidéo. On lui donne un nom, son positionnement, sa taille...
- `mCapHwnd = capCreateCaptureWindow("Fenetre de capture", &H50000000, 85, 30, 352, 288, Me.Hwnd, 1)`
- On vérifie qu'il y a un périphérique connecté (on regarde si 'la webcam est branché et on déclenche son usage au moyen de la su routine suivante.

```
If SendMessage(mCapHwnd, WM_CAP_DRIVER_CONNECT, 0, 0) = 0 Then MsgBox
("La camera n'est pas connectée") retvale = SendMessage(mCapHwnd,
WM_CAP_DRIVER_DISCONNECT, 0, 0)
DestroyWindow (mCapHwnd)
End If
```

- On définit la fréquence de rafraichissement de la prévisualisation ;
`SendMessage mCapHwnd, WM_CAP_SET_PREVIEWRATE, 50, 0`

À ce stade nous pouvons dire que le premier problème a été résolu et on peut voir la vidéo sur la fenêtre image de notre interface (cote serveur).

Pour résoudre les deux problèmes qui restent, nous prenons en compte le fait que l'image est composé de petits points appelés pixels (en anglaise *picture element*) et que chaque pixel est défini par ses abscisses et ordonnées.

Par ailleurs La persistance rétinienne moyenne est d'environ 0,1 seconde. Dans ces conditions, si le temps entre l'illumination du premier point en haut de l'image (pixel) à gauche et celle du dernier point en bas à droite est inférieure à 0,1 seconde, l'œil verra une image et non pas un point. En conséquence, le nombre d'images doit être d'au moins 10 images/s. Cependant, l'impression de mouvement fluide n'est obtenue qu'à partir de 16 images/secondes (cinéma muet). Pour avoir une

reproduction du son correcte, le cinéma sonore a nécessité d'augmenter le nombre d'images et de le porter à 24 images/seconde (longueur physique du film pour l'empreinte sonore).

Le signal vidéo lorsqu'il est analogique est converti en paquets de données numériques qui seront plus faciles à transporter sur un réseau. Un des atouts majeurs du format numérique est notamment la non-dégradation du signal.

Le principe fondamental de la compression vidéo est de réduire autant que possible les redondances d'informations dans les données, sans entraîner de défauts trop perceptibles pour l'œil humain. Toute la difficulté est là, dans le dosage entre un taux de compression qui s'améliore en même temps que la qualité d'image devient médiocre.

Une séquence d'images vidéo contient une certaine quantité de redondance spatiale.

Il est possible de représenter ou d'encoder cette information sous une forme plus compacte qui élimine cette redondance.

Une séquence vidéo en mouvement contient une redondance temporelle (les trames successives sont habituellement très semblables). Il est donc possible de compresser efficacement en n'envoyant seulement que la partie de l'image qui a varié par rapport à l'image précédemment envoyée. Généralement, le changement entre images est dû aux mouvements dans un décor qui peut être considéré comme en mouvement linéaire simple. En prédisant les mouvements de certaines régions par rapport aux images précédemment envoyées et en ne transmettant que les parties qui ont varié dans les images et non leur intégralité, la quantité d'information vidéo transmise est considérablement diminuée.

La redondance spatiale est celle dans chaque image prise indépendamment des autres. On peut diminuer cette redondance en codant chaque image séparément en JPEG.

On peut aller plus loin en constatant que deux images qui se suivent dans une séquence vidéo sont quasiment identiques : c'est la redondance temporelle. Le but est alors de stocker que ce qui est modifié lors du passage d'une image à une autre.

Les images ainsi compressées sont de deux types :

- les images I (intracodées),
- les images P (prédictives).

Les images I sont des images complètes codées en JPEG, on les appelle aussi images clés. Les images P, par contre, ne contiennent que les pixels modifiés par rapport à l'image précédente, qui peut être elle-même une image I ou une image P.

Autre méthode consiste à jouer sur la taille de l'image. Ainsi, une image de dimension 320×240 ne compte qu'un quart des pixels composant une image de dimension 640×480 . Une séquence vidéo comprenant 12 images par seconde occupera un espace moindre qu'une séquence de 25 images par seconde.

Donc après avoir cité les résolutions nous expliquons les points principaux de notre programme personnel. Toutes les fonctions et les procédures principales que nous avons utilisé, sont décrites dans ce qui suit :

- Capturer une image et coder en JPEG (Nous trouvons le JPEG plus utilisé dans les secteurs de l'informatique, de la communication, etc.) puis l'enregistrer dans un répertoire, tous cela s'effectue par les instructions suivantes :

```
SavePicture EnleverImageCam, "C:\serveur\jpg.jpeg"  
Function EnleverImageCam() As Picture  
On Error Resume Next  
    SendMessage mCapHwnd, WM_CAP_GRAB_FRAME, 0, 0  
    SendMessage mCapHwnd, WM_CAP_EDIT_COPY, 0, 0  
    Set EnleverImageCam = Clipboard.GetData  
End Function  
Open "C:\serveur\jpg.jpeg" For Binary As #2  
    Set image = LoadPicture("C:\serveur\jpg.jpeg")
```

```
Picture1.Cls
```

```
Picture1.PaintPicture image, 0, 0, Picture1.ScaleWidth, Picture1.ScaleHeight
```

Après la capture et la sauvegarde d'images nous envoyons image par image ou plus précisément paquet par paquet.

- Du côté serveur nous ouvrons l'image enregistrée dans le répertoire par l'instruction ;

```
Open "C:\serveur\jpg.jpeg" For Binary As #2
```

- Le reste de la procédure d'envoi est semblable à la procédure relatives aux textes avec certaines différent dans le nomination.

```
Sub EnvDonCam(Data As String)
```

```
If Cam.State = 7 Then Cam.SendData Data & Ettiquet
```

- Procédure d'envoi d'image paquet par paquet

```
Sub ExcEnvDon(Data As String)
```

```
Static ETAT, Photo As String
```

```
Dim L3 As String
```

```
L3 = Left(Data, 3)
```

```
If ETAT = 0 And Cam1.Enabled = False Then
```

```
SavePicture EnleverImageCam, "C:\serveur\jpg.jpeg"
```

```
Open "C:\serveur\jpg.jpeg" For Binary As #2
```

```
MonImage
```

```
ETAT = 1
```

```
EnvDonCam "NOU"
```

```
Exit Sub
```

```
ElseIf ETAT = 1 Then
```

```
Photo = String(LOF(2), " ")
```

```
ETAT = 2
```

```
Get #2, , Photo
```

```
EnvDonCam "ENC" & Photo
```

```
Exit Sub
```

```
ElseIf ETAT = 2 Then
```

```
Close #2
```

```
EnvDonCam "FIN"
```

```
ETAT = 0
```

```
Exit Sub
```

```
End If
```

```
End Sub
```

```
End Sub
```

- Attendre un événement pour exécution d'envoyer le paquet suivant

```
Private Sub Cam_DataArrival(ByVal bytesTotal As Long)
    Static temp As String
    Dim VAR() As String, Data As String
    Cam.GetData Data
    temp = temp & Data
    If Right(temp, Len(Etiquette)) <> Etiquet Then Exit Sub
    VAR = Split(temp, Etiquet)
    ExcEnvDon VAR(1)
    temp = ""
End Sub
```

Du côté client dès que les données sont reçues les procédures suivantes s'exécutent :

- Réception de donnée :

```
Private Sub Cam_DataArrival(ByVal bytesTotal As Long)
    Static temp As String
    Dim VAR() As String, Data As String
    Cam.GetData Data
    temp = temp & Data
    If Right(temp, Len(Etiquette)) <> Etiquet Then Exit Sub
    VAR = Split(temp, Etiquet)
    ExcEnvFlag VAR(0)
    temp = ""
End Sub
```

- Envoie des accusées de réception de chaque paquet ;

```
Private Sub ExcEnvFlag(Data As String)
    Dim F As String
    F = Left(Data, 3)
    If F = "NOU" Then
        On Error Resume Next
        Kill "C:\client\Image.jpg"
```


- Ouvrir un fichier .JPEG dans répertoire

```
Open "C:\client\Image.jpg" For Binary As #2
```

```
ElseIf F = "ENC" Then
```

```
On Error Resume Next
```

```
Data = Right(Data, Len(Data) - 3)
```

- Poser le paquet reçu dans le fichier ouvert

```
Put #2, , Data
```

```
ElseIf F = "FIN" Then
```

```
Close #2
```

```
ImageServeur
```

```
End If
```

```
If Cam.State = 7 Then
```

```
EnvDaccord "DAC"
```

```
End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub EnvDaccord(Data As String)
```

```
If Cam.State = 7 Then Cam.SendData Data & Ettiquet
```

```
End Sub
```

- Affichage et suppression d'image du répertoire pour remplacement par l'image suivante ;

```
Private Sub ImageServeur()
```

```
Dim imag As Picture
```

```
On Error Resume Next
```

```
Set imag = LoadPicture("C:\client\Image.jpg")
```

```
Picture1.Cls
```

```
Picture1.PaintPicture imag, 0, 0, Picture1.ScaleWidth, Picture1.ScaleHeight
```

```
If Photo.Enabled = True Then Exit Sub
```

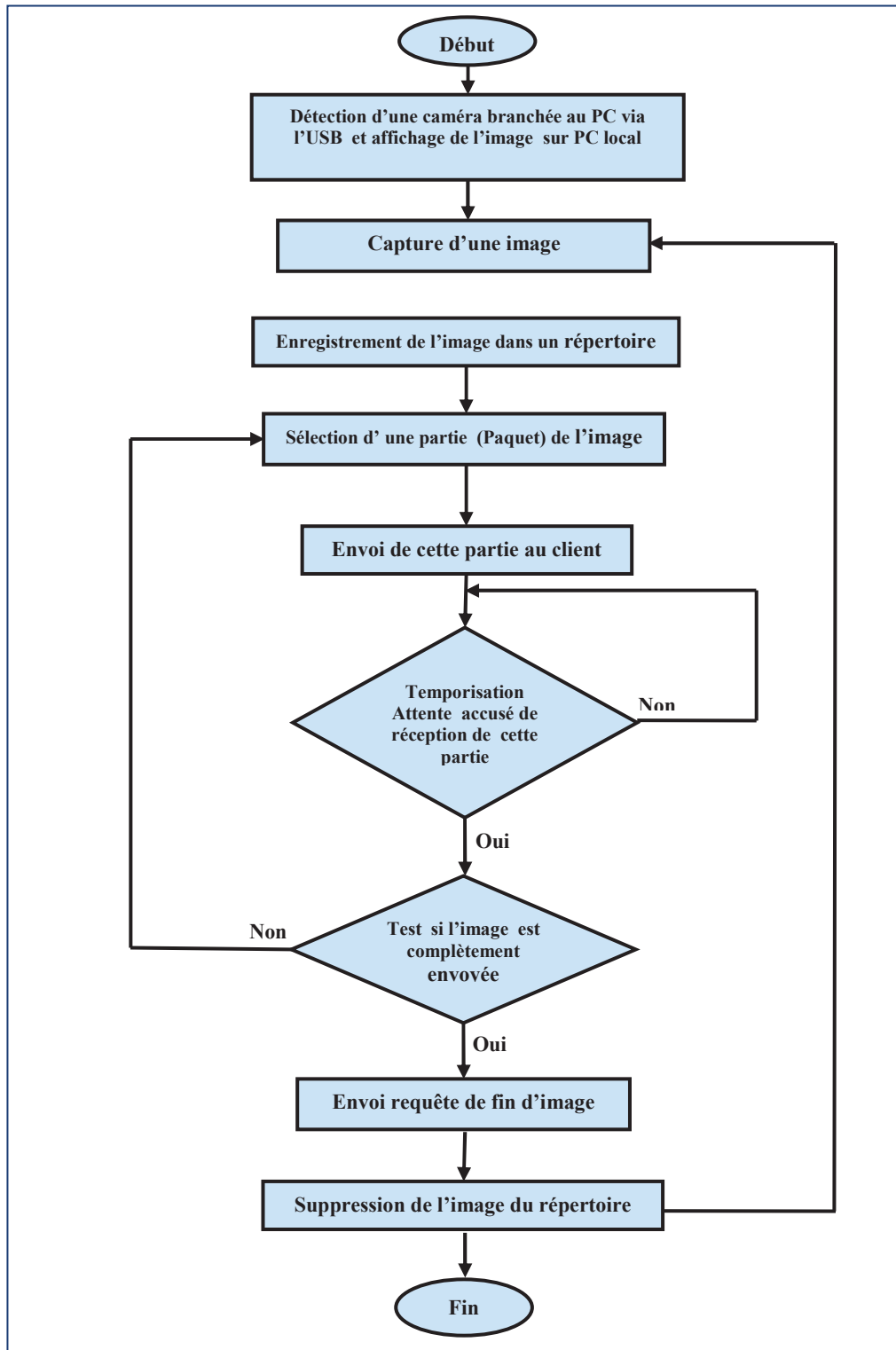
```
Photo.Enabled = True
```

```
End Sub
```

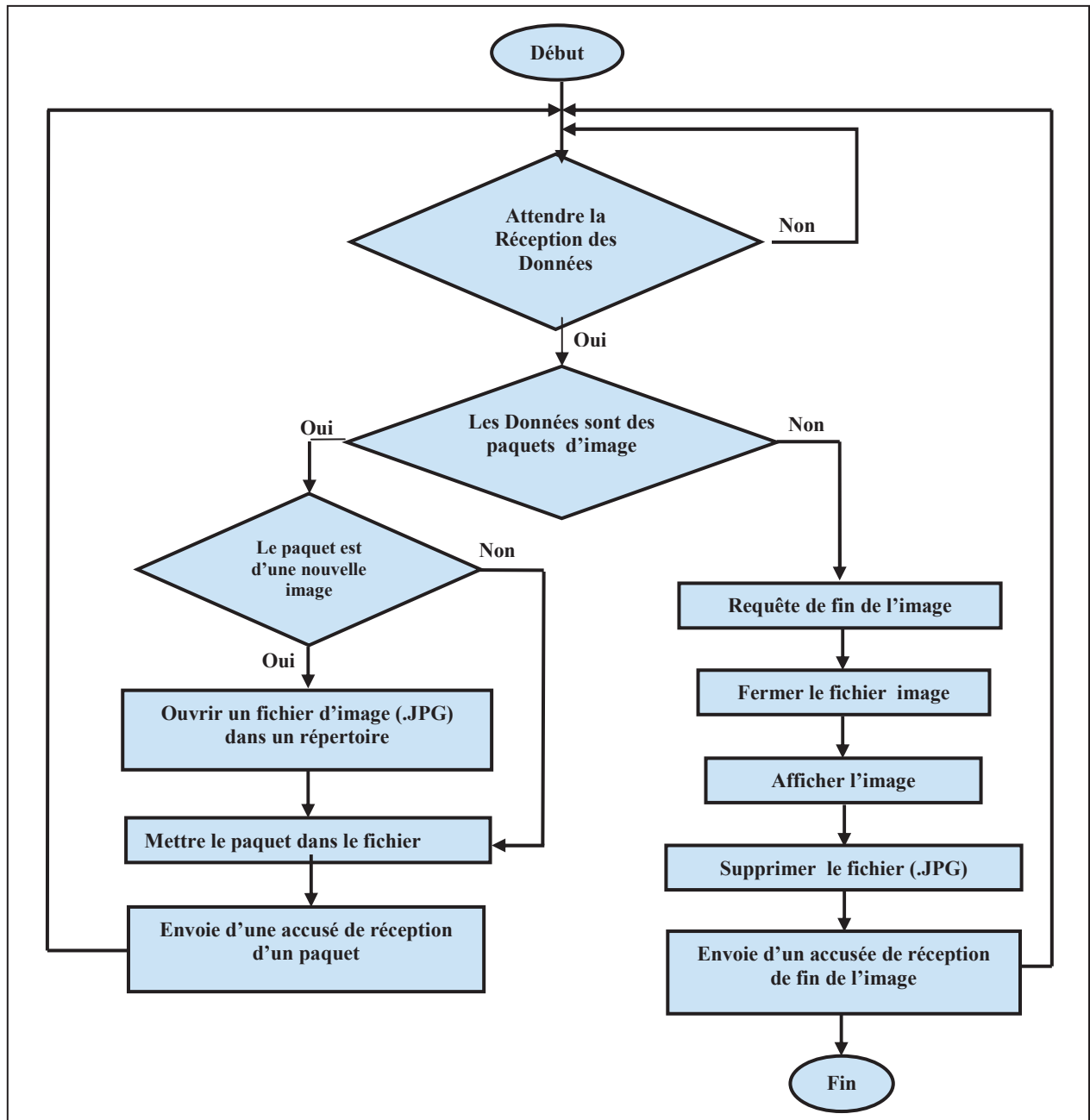
Il y a ensuite une exécution cyclique de cette procédure à de chaque côté.

L'organigramme suivant explique ce fonctionnement ;

Coté serveur (Patient)



Coté client (Médecin)



4.4.4.2. Organigramme et procédure pour le signal vocal

La première partie à décrire dans cette section concerne les problèmes qu'ont peut retrouver dans le développement de l'interface de la transmission vocale.

Le premier problème à résoudre est celui de la communication de l'interface avec le microphone à travers la carte son, ou à travers le port USB, pour les mêmes raisons citées précédemment dans le cas du transfert vidéo.

Le deuxième problème réside dans la très forte contrainte temporelle due à l'interaction entre individus. Le temps de latence doit être inférieur à 300 ms si l'on veut garder une interaction humaine acceptable. Si l'on souhaite une bonne qualité de la conversation, la latence ne doit pas dépasser 150 ms.

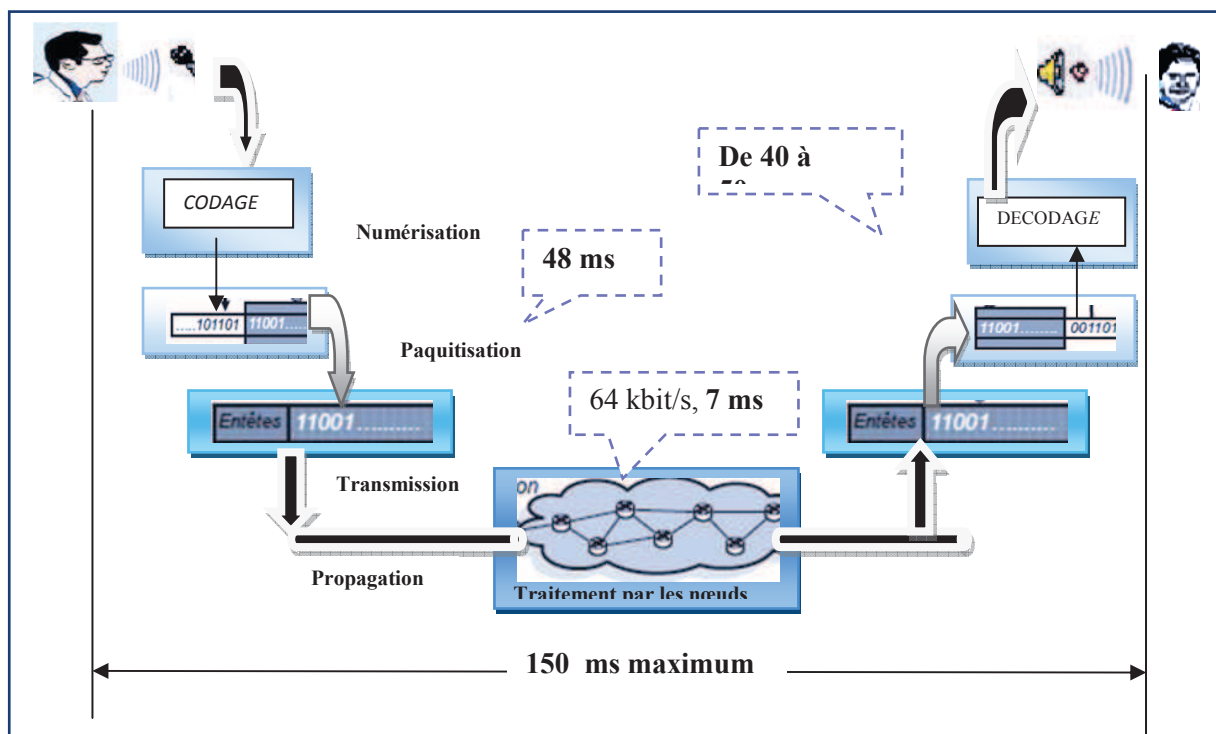


Fig.7.21 Temps de transfert d'un paquet

De la même manière que pour le transfert vidéo nous faisons appel au DLL.

Pour le son nous avons mis en œuvre les des DLL intégrées dans le système d'exploitation Windows.

Ces DLL sont :

winmm.dll, Kernel32.dll et user32.dll.

Nous pouvons accéder à l'API Windows (ou à d'autres DLL externes) en déclarant les procédures externes dans notre application Visual Basic. Une fois que nous avons déclaré une procédure, nous pouvons l'utiliser comme n'importe quel autre élément du langage compris dans le produit.

Les procédures externes les plus couramment utilisées sont celles que constituent Microsoft Windows lui-même. L'API Windows contient des milliers de fonctions, de procédures, de types et de constantes que nous pouvons déclarer et utiliser dans nos projets.

Le fichier Win32api.txt, qui se trouve dans le sous-dossier \Winapi du dossier principal Visual Basic, contient des déclarations pour un grand nombre des procédures de l'API Windows couramment utilisées en Visual Basic. Pour utiliser une fonction, un type, ou un autre élément à partir de ce fichier, nous copions celle-ci dans notre module Visual Basic. Nous pouvons visualiser et copier des procédures de Win32api.txt en utilisant l'application Visionneuse d'API, ou en ouvrant le fichier avec n'importe quel éditeur de texte.

Note :

L'API Windows contient une grande quantité de code. Pour trouver les informations de référence et d'autres détails sur les procédures incluses dans ce jeu d'API, nous nous reportons sur les fichiers Win32 SDK, qui se trouve sur le MSDN (Microsoft Developer Network)

Dans notre projet on utilise les fonctions API suivantes :

- Les fonctions d'utilisation des formats du son /

```
Declare Function waveInOpen Lib "winmm.dll" (lphWaveIn As Long, ByVal uDeviceID As Long, lpFormat As WAVEFORMATEX, ByVal dwCallback As Long, ByVal dwInstance As Long, ByVal dwFlags As Long) As Long
```

```
Declare Function waveInPrepareHeader Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveIn As Long, wH As WAVEHDR, ByVal uSize As Long) As Long
```

```
Declare Function waveInUnprepareHeader Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveIn As Long, wH As WAVEHDR, ByVal uSize As Long) As Long
```

```
Declare Function waveInAddBuffer Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveIn As Long, wH As WAVEHDR, ByVal uSize As Long) As Long
```

```

Declare Function waveInStart Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveIn As Long) As Long
Declare Function waveInStop Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveIn As Long) As Long
Declare Function waveInReset Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveIn As Long) As Long
Declare Function waveInClose Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveIn As Long) As Long
Declare Function waveOutOpen Lib "winmm.dll" (lpWaveOut As Long, ByVal uDeviceID
As Long, lpFormat As WAVEFORMATEX, ByVal dwCallback As Long, ByVal
dwInstance As Long, ByVal dwFlags As Long) As Long
Declare Function waveOutPrepareHeader Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveOut As Long, wH
As WAVEHDR, ByVal uSize As Long) As Long
Declare Function waveOutUnprepareHeader Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveOut As Long,
wH As WAVEHDR, ByVal uSize As Long) As Long
Declare Function waveOutWrite Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveOut As Long, wH As
WAVEHDR, ByVal uSize As Long) As Long
Declare Function waveOutClose Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveOut As Long) As Long
Declare Function waveOutReset Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveOut As Long) As Long
Declare Function waveOutPause Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveOut As Long) As Long
Declare Function waveOutRestart Lib "winmm.dll" (ByVal hWaveOut As Long) As Long

```

- Les fonctions d'utilisation De la mémoire ;

```

Declare Function GlobalAlloc Lib "kernel32" (ByVal wFlags As Long, ByVal dwBytes As
Long) As Long
Declare Function GlobalFree Lib "kernel32" (ByVal hMem As Long) As Long
Declare Function GlobalLock Lib "kernel32" (ByVal hMem As Long) As Long
Declare Function GlobalUnlock Lib "kernel32" (ByVal hMem As Long) As Long
Declare Sub CopyPTRtoBYTES Lib "Kernel32.dll" Alias "RtlMoveMemory" (ByRef
ByteDest As Byte, ByVal PtrSrc As Long, ByVal length As Long)

Declare Sub CopyBYTEStoPTR Lib "Kernel32.dll" Alias "RtlMoveMemory" (ByVal
PtrDest As Long, ByRef ByteSrc As Byte, ByVal length As Long)

```

- Les fonctions de codage ACM

```
Public Declare Function acmStreamOpen Lib "MSACM32" (hAS As Long, ByVal hADrv As Long, wfxSrc As WAVEFORMATEX, wfxDst As WAVEFORMATEX, ByVal wFltr As Long, ByVal dwCallback As Long, ByVal dwInstance As Long, ByVal fdwOpen As Long) As Long
```

```
Public Declare Function acmStreamClose Lib "MSACM32" (ByVal hAS As Long, ByVal dwClose As Long) As Long
```

```
Public Declare Function acmStreamPrepareHeader Lib "MSACM32" (ByVal hAS As Long, hASHdr As ACMSTREAMHEADER, ByVal dwPrepare As Long) As Long
```

```
Public Declare Function acmStreamUnprepareHeader Lib "MSACM32" (ByVal hAS As Long, hASHdr As ACMSTREAMHEADER, ByVal dwUnPrepare As Long) As Long
```

```
Public Declare Function acmStreamConvert Lib "MSACM32" (ByVal hAS As Long, hASHdr As ACMSTREAMHEADER, ByVal dwConvert As Long) As Long
```

```
Public Declare Function acmStreamReset Lib "MSACM32" (ByVal hAS As Long, ByVal dwReset As Long) As Long
```

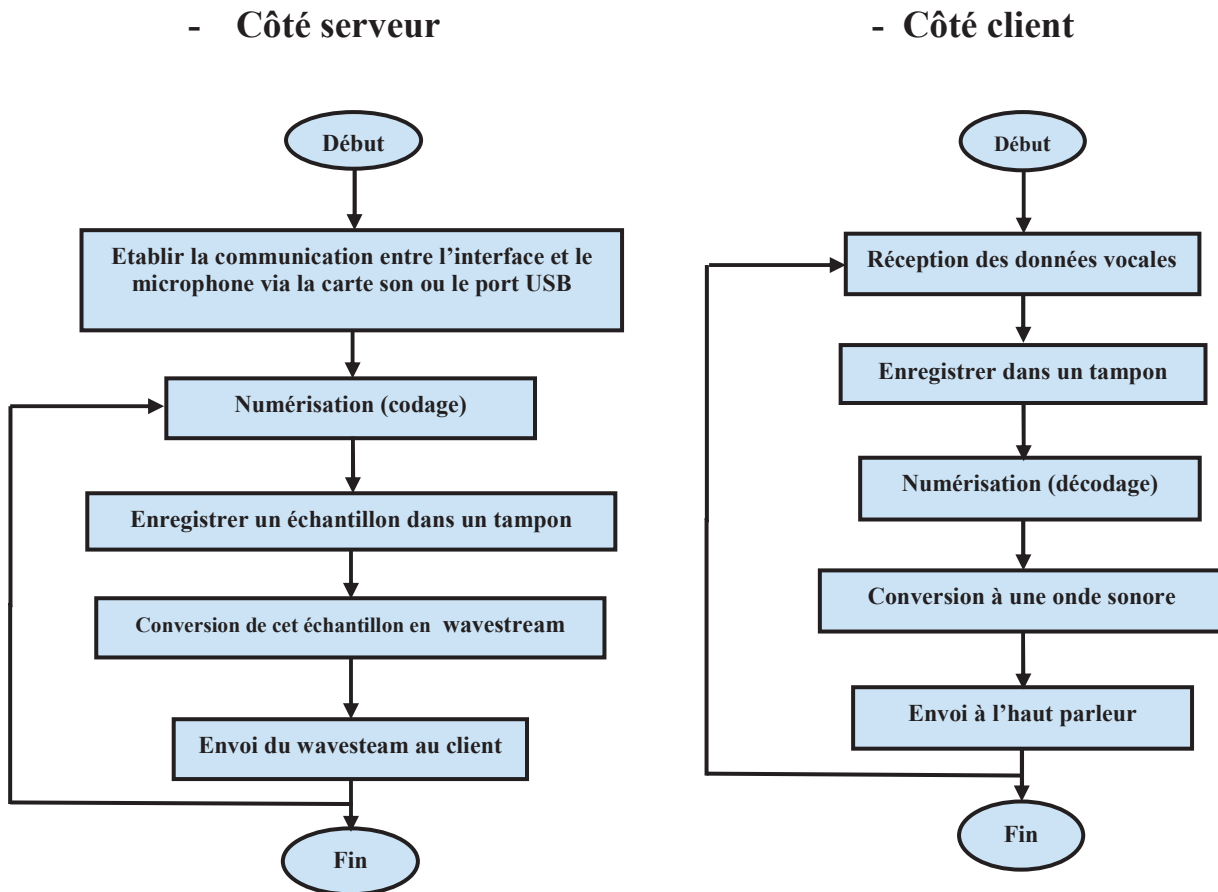
```
Public Declare Function acmStreamSize Lib "MSACM32" (ByVal hAS As Long, ByVal cbInput As Long, dwOutBytes As Long, ByVal dwSize As Long) As Long
```

La fonction d'ouvrir des formats du son

```
Declare Function sndPlaySound Lib "winmm.dll" Alias "sndPlaySoundA" (ByVal SoundData As Any, ByVal uFlags As Long) As Long
```

Le composant le plus important que nous avons trouvé est un module de classe dénommé wavestream.cls qui nous a facilité la procédure d'acquisition et de transmission des signaux vocaux sous forme wavestream, pour être transmis via TCP/IP (puisque TCP/IP support ce genre de données.)

L'organigramme suivant montre les étapes de transmission de son :



4.4.5. Organigramme et procédure du transfert de fichier

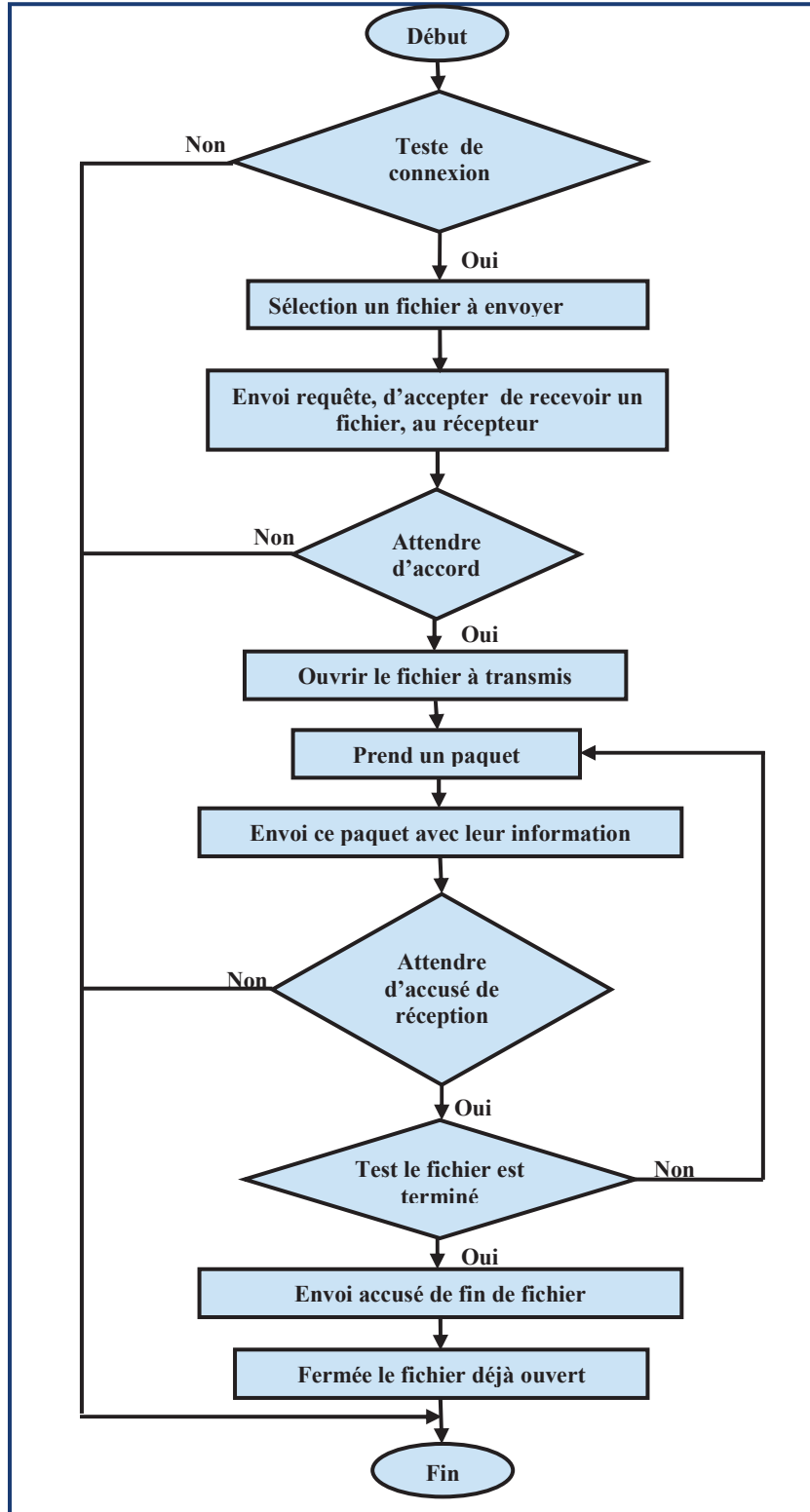
Ainsi, un transfert de fichiers correspond à un flux binaire constant. Il requiert un débit relativement important mais est très peu sensible au temps de transmission.

Pour le transfert de fichier nous avons utilisé le principe de partager ce fichier en segment de taille déterminée et puis envoyer chaque segment au récepteur tout seul, pour être regroupé coté récepteur au fichier original.

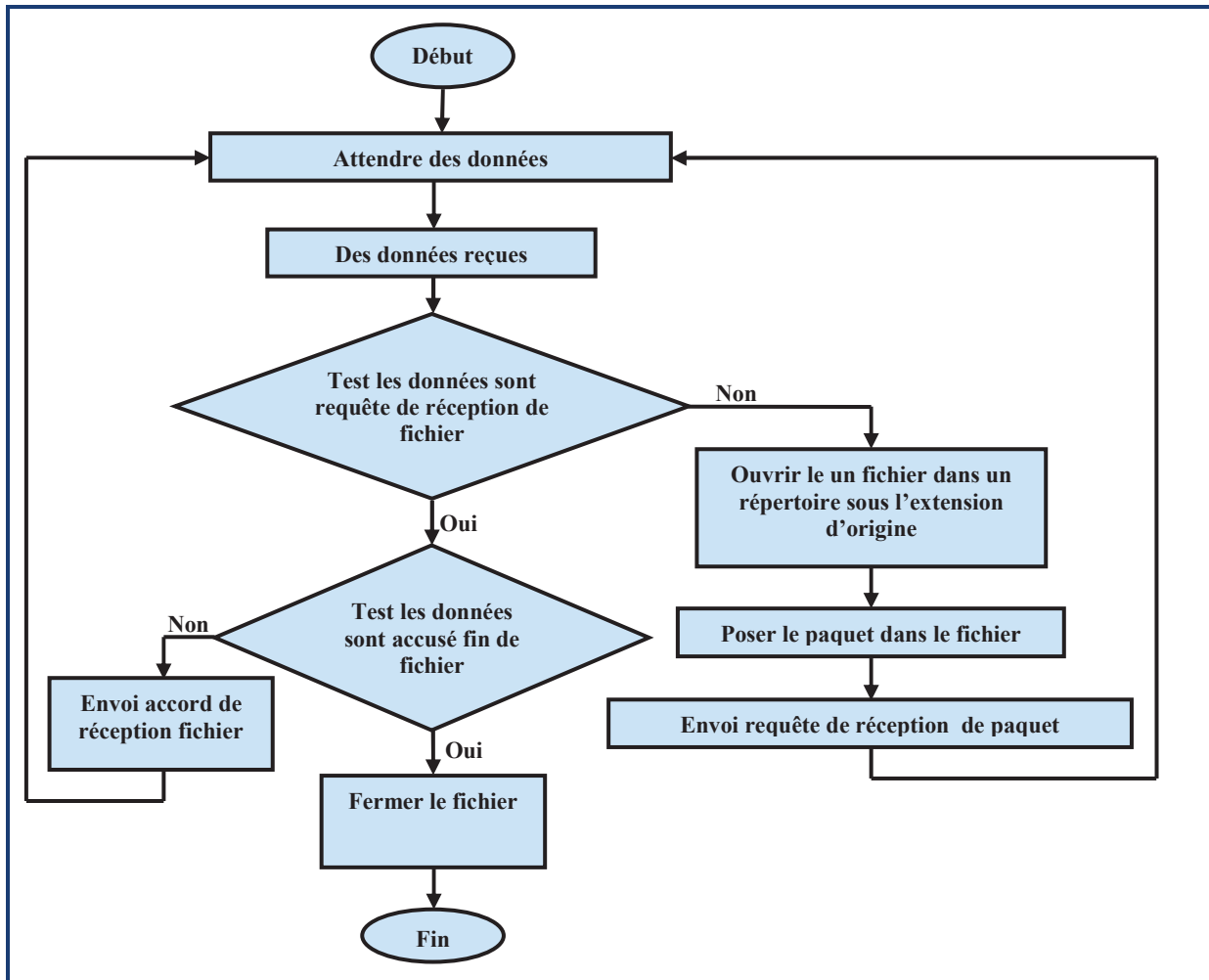
Nous n'avons utilisé aucune API dans cette partie.

Toutes les procédures d'envoi du fichier sont décrites dans l'organigramme suivant ;

Côté serveur



Côté client



CONCLUSION GENERALE

Les objectifs de ce travail étaient la conception et la réalisation d'une plateforme télé-médicale avec une application en télécardiorespirographie.

Il s'agissait donc d'un travail de développement technologique répondant à trois problématiques :

- 1- Le prélèvement sur le patient chronique en son domicile de signaux biométriques vitaux représentatifs de son état physiopathologique.
- 2- Le transfert local par voie hertzienne (afin que le patient garde sa liberté d'action) de ces signaux à un terminal informatique local permettant ainsi de matérialiser la notion de l'HIS.
- 3- Le transfert distant des données sous protocole TCP/IP matérialisant ainsi la notion de HIS globalisé.

Il nous semble que tous les objectifs fixés au départ ont été atteints et sont présentés dans les chapitres consacrés aux contributions personnelles de ce travail.

Par ailleurs l'état de l'art que nous avons présenté démontre l'intérêt que porte la société internationale de ce sujet.

Ce plateau technique est opérationnel et ses perspectives d'utilisation sont liées à la décision de la mise en œuvre de la Télé-médecine en général dont la problématique se pose en termes d'aménagement du territoire sanitaire.

Ce plateau technique a d'ores et déjà trouvé une application en Télé-chirurgie de compagnonnage pour la transmission d'un champ chirurgical à une salle de conférence ou réciproquement. L'assistance télé-chirurgicale à partir d'une salle de conférence est en cours d'expérimentation au service de chirurgie B du C.H.U. de Tlemcen.

Nous joignons en annexe les communications nationales et internationales relatives à ce travail.

Les perspectives de celui-ci sont de réaliser une interface Homme-Machine d'information et de communication Télé-médicale multidimensionnelle, polyvalente, multimédia,

intégrative et évolutive, capable de remplacer une panoplie de plateaux techniques médicaux, de rendre possible des caractérisation multiparamétriques de fonctions physiologiques différentes, de faire des traitements numériques corrélatives de signaux physiologiques acquis simultanément, de les archiver, et de les transmettre pour arriver à concrétiser à terme la notion de Télé-Hôpital.

REFERENCES

- [1] www.medecine-et-sante.com/anatomie/coeur.
- [2] <http://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur>
- [3] <http://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectrocardiographie>
- [4] <http://www3.chu-rouen.fr/NR/rdonlyres/81B2F909-09D5-4DE5-BEBF-7BD9CDA7FFFD/0/anatomie.pdf>
- [5] <http://cours.cegep-st-jerome.qc.ca/Respiratoire/volumesrespiratoires.htm>
- [6] J. Pottecher, G. Bouzou, A. Van de Louw * « Monitorage de la saturation de pouls : intérêts et limites Pulse oximetry's monitoring: avantages and limitas », 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS
- [7] <http://plongee.amiral.free.fr/formation/niveau2/circulation2.htm> © JL-JC Courtens, 1997-2001, Tous droits réservés Création avril 1997 Revue : 02 mars 2006, La date 02-02-2012
- [8] Sedrati Sammy et Debache Nadjib « surveillance du rythme cardiaque par microcontrôleur », mémoire de fin d'étude Université Badji Mokhtare_Annaba_2000-2001.
- [9] Peck Y S Cheang and Peter R Smith, "An Overview of Non-contact Photoplethysmography", Department of Electronic and Electrical Engineering, Loughborough University, LE11 3TU, UK, ELECTRONIC SYSTEMS AND CONTROL DIVISION RESEARCH 2003.
- [10] <http://www.medix.free.fr/sim/physiologie-circulation-arterielle.php>
- [11] NOURY (N.) et RIALLE (V.). *Habitat intelligent pour la santé : systèmes et équipements*. Techniques de l'Ingénieur in9, 10/04/2003.
- [12] BROWSELL (S.J.), WILLIAMS (G.), BRADLEY (D.A.), BRAGG (R.), CATLIN (P.) et CARLIER (J.). . *Future systems for remote health care*. Jour. Telemedicine & Telecare, 5, 141-152 (1999).
- [13] VETEL (J.M.). . *Le logiciel AGGIR*. Revue Hospitalière de France, 1, 108 (1995).
- [14] KATZ (S.) et coll. . *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).
- [15] KATZ (E.), DOWNS (T.D.), CASH (H.R.) et GROTZ (R.C.). . *Index of independence in activities of daily living*. Gerontologist, Part I, 20-30 (1970).
- [16] HAIGH (K.Z.) et YANCE (H.A.). . *Automation as caregiver : a survey of issues technologies*. Proc. AAAI Workshop (2000).
- [17] RIALLE (V.), DUCHÊNE (F.), NOURY (N.), BAJOLLE (L.) et DEMONGEOT (J.). . *Health .Smart. Home : information technology for patients at home*. Telemedicine Journal and E-Health, 8, 4, 395-409 (2003).
- [18] TAMURA (T.), TOGAWA (T.) et MURATA (M.). . *A bed temperature monitoring system for assessing movement during sleep*. Clinical Physics and Physiological Measurement, 9, 139-145 (1988).
- [19] YAMAGUCHI (A.), OGAWA (M.), TAMURA (T.) et TOGAWA (T.). . *Monitoring behaviour in the home using positioning sensors*. Proc. 20th IEEE conference on engineering in Medicine and Biology, 1977-79 (1998).
- [20] OGAWA (M.) et TOGAWA (T.). . *Attempt at Monitoring Health Status in the Home*. Proc. 1st Int IEEE-EMBS Special Topics Conf. on Microtechnol. in Med. and Biol., 552-556 (2000).
- [21] INADA (H.), HORIO (H.), SEKITA (Y.), ISIKAWA (K.) et YOSHIDA (K.). . *A study on a home care support information system*. Proc. of the 7th world congress on Medical Informatics, 349-353 (1992).
- [22] NOURY (N.) et PILICHOWSKI (P.). . *A telematic system tool for home health care*. 14th Annual Intern. Conference of the IEEE-EMBS, part 3/7, 1175-1177 (1992).
- [23] RICHARDSON (S.J.), POULSON (D.F.) et NICOLLE (C.). *Supporting independent living through adaptable smart home (ASH) technologies*. Human welfare and technologies : papers from the human service information technology applications (HUSITA) conference on information technology and the quality of life and services, 87-95 (1993).
- [24] RICHARDSON (S.J.), POULSON (D.F.) et NICOLLE (C.). *User requirements capture for adaptable smarter home technologies*. Rehabilitation Technology : Proc. of the 1st TIDE congress, 244-248 (1993).
- [25] ALYFUKU (K.) et HIRUTA (Y.). . *Networked health care and monitoring system*. US Patent 5 410 471 (1993).
- [26] CELLER (B.G.), EARNSHAW (W.), ILSAR (E.D.), BETBEDER- MATIBET (L.), HARRIS (M.F.), CLARK (R.), HESKETH (T.) et LOVELL (N.H.). . *Remote monitoring of the health status of the elderly at home, a multidisciplinary project on aging at the University of New South Wales*. International Journal of Biomedical Computing, 40, 147-155 (1995).
- [27] CHAN (M.), HARITON (C.), RINGEARD (P.) et CAMPO (E.). . *Smart House automation system for the elderly and the disabled*. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 1586-1589 (1995).

- [28] CHAN (M.), BOCQUET (H.), CAMPO (E.), VAL (T.) et POUSS (J.). . *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).
- [29] STEENKESTE (F.), BOCQUET (H.), CHAN (M.) et CAMPO (E.). . *La mise en place d'une technologie pour observer le comportement nocturne des personnes âgées en institution*. Innovation and Technology in Biology and Medicine . Revue of Biomedical Engineering (ITBMRBM), 22, 25-30 (2001).
- [30] ROTH (A.), CARTHY (Z.) et BENEDEK (M.). . *Telemedicine in emergency home care . the « Shahal » experience*. J. Telemed Telecare, 3, 58-60 (1997).
- [31] LEIKAS (J.), SALO (J.) et PORAMO (R.). . *Security alarm system support independant living of demented persons*. Proc. Gerontechnology 2nd international Conference, 402-405 (1998).
- [32] MOZER (M.C.). . *The neural network house : an environment that adapts to its inhabitants*. AAAI Spring Symposium on Intelligent Environments, 110-114 (1998).
- [33] WILLIAMS (G.), DOUGHTY (K.) et BRADLEY (D.A.). . *A system approach to acheiving CarerNet . an integrated and intelligent telecare system*. IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine, 2, 1-9 (1998).
- [34] WILLIAMS (G.), DOUGHTY (K.) et BRADLEY (D.A.). . *Distributed intelligent nodes as information filters in advanced telecare systems*. Proc. 21st Ann. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (1999).
- [35] DOUGHTY (K.), ISAK (R.), KING (P.J.), SMITH (P.) et WILLIAMS (G.). . *MIDAS . Miniature Intelligent Domiciliary Alarm System . a practical application of telecare*. Proc. 1st Joint BMES/EMBS Conf. Serving Humanity, Advancing Technology (1999).
- [36] ELGER (G.) et FURUGREN (B.). . *SmartBo . An ICT and computer-based demonstration home for disabled people*. Proc. 3rd TIDE ongress : Technology for Inclusive Design and Equality Improving the Quality of Life for the European Citizen (1998).
- [37] BONNER (S.G.). . *Assisted Interactive Dwelling HOUSE*. Proc. 3rd TIDE Congress : Technology for Inclusive Design and Equality Improving the Quality of Life for the European Citizen, Helsinki, Finlande (1998).
- [38] VAN BERLO (A.). . *A « smart » model house as research and demonstration tool for telematics development*. Proc. 3rd TIDE Congres : Technology for Inclusive Design and Equality Improving the Quality of Life for the European Citizen (1998).
- [39] SIXSMITH (A.J.). . *An evaluation of an intelligent home monitoring system*. J. Telemed. Telecare, 6, 63-72 (2000).
- [40] GLASCOCK (A.P.) et KUTZIK (D.M.). . *Behavioral telemedicine : a new approach to the continuous non intrusive monitoring of activites of daily living*. Telemedicine Journal, 6(1), 33-44 (2000).
- [41] KUTZIK (D.M.), GLASCOCK (A.P.), CHUTE (D.L.), HEWETT (T.T.) et HORNUM (B.G.). . *System for generating periodic reports, generating trend analysis and intervention in accordance with trend analysis from a detection subsystem for monitoring daily activity*. US patent no 5 692 215 (nov. 1997).
- [42] NOURY (N.), HERVÉ (T.), RIALLE (V.) et VIRONE (G.). . *Monitoring Behavior in Home Using a Smart Fall Sensor and Position Sensors*. Proc. IEEE-EMBS Microtechnologies in Medicine & Biology, 607-610 (2000).
- [43] RIALLE (V.), NOURY (N.) et HERVÉ (T.). . *An experimental Health Smart Home and its distributed Internet-based Information and Communication System : first steps of a research project*. Medinfo 2001 (2001).
- [44] MAGLAVERAS (N.), KOUTKIAS (V.), MELETIADIS (S.), CHOUVARDA (I.) et BALAS (E.A.). . *The Role of Wireless Technology in Home Care Delivery*. Medinfo 2001, Londres (2001).
- [45] KIDD (C.D.), ORR (R.), ABOWD (D.), ATKESON (C.G.), ESSA (I.A.), MACINTYRE (B.), MYNATT (E.), STARNER (T.E.) et NEWSTETTER (W.). . *The Aware Home : A Living Laboratory for ubiquitous computing research*. Proc. 2nd International Workshop on Cooperative Buildings . CoBuild.99 (1999).
- [46] KAUTZ (H.), ARNSTEIN (L.), BORIELLO (G.), ETZIONI (O.) et FOX (D.). . *An overview of the assisted cognition project*. Proc. AIII Workshop « Automation as caregiver » (2002).
- [47] Gilles VIRONE « architecture et simulation locales du système d'information domotique-sante intégré a domicile (sid²) pour la détection de situations a risque et l'aide a la décision » thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université joseph fourrier le 26 novembre 2003.
- [48] XUAN HOA BINH LE, MARIA DI MASCOLO, ALEXIA GOUIN, NORBERT NOURY (Habitat Intelligent pour la Santé - Vers un outil d'aide à l'évaluation automatique de la dépendance d'une personne âgée) e-STA copyright 2007 by see Volume 4 (2007) , N 3 PP 7-12.

- [49] Pierre Simon et Dominique Acker Conseillers généraux des établissements de santé (Rapport La place de la télémédecine dans l'organisation des soins) CGES – Rapport Mission thématique n° 7/PS/DA - Novembre 2008 – http://urpsmedpc.fr/images/publications_hors_urps/Rapport_dhos_Telemedecine_2008.pdf 25-01-2012
- [50] L'HAD de Bagatelle <http://www.mspb.com/had01.html>.
- [51] Noury N., Virone G., Ye J., Rialle V. et Demongeot J., « Nouvelles directions en habitats intelligents pour la santé », ITBM-RBM, 2003, 24, 122-135.
- [52] Ohta S., Nakamoto H., Shinagawa Y. et Tanikawa T., « A health monitoring system for elderly people living alone », Journal of Telemedicine and Telecare, 2002, 8, 151-156.
- [53] M. Ogawa, T. Tamura and T. Togawa, "Automated acquisition system for routine, noninvasive monitoring of physiological data," Telemedicine journal, Vol 4, No. 2, 1998.
- [54] 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.
- [55] 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.
- [56] 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.
- [57] 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.
- [58] 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.
- [59] 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.
- [60] 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.
- [61] 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.
- [62] Université de Rochester - <http://www.futurehealth.rochester.edu/>
- [63] 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.
- [64] B.G. Celler, E. Ilsar 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.
- [65] B.G. Celler, T. Hesketh, W. Earnshaw and E. D. Ilsar, "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.
- [66] B.G. Celler, W. Earnshaw, E.D. Ilsar, 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.
- [67] Livre RÉSEAUX ET TÉLÉCOMS (Cours et exercices corrigés), Claude Servin (Chargé de cours au CNAM de Paris et en écoles d'ingénieur Ancien responsable télécom au ministère de la Défense), DUNOD.
- [68] H. GHANNOUM, « Etude conjointe antenne/canal pour les communications Ultra Large Bande en présence du corps humain ». Thèse de Doctorat en Electronique et Communications Ecole Doctoral d'Informatique, Télécommunications et Electronique de Paris, 11 Décembre 2006.
- [69] Patrice KADIONIK (BASES DE TRANSMISSIONS NUMERIQUES : Les modulations numériques) ENSEIRB, Bordeaux, 2000.
- [70] F.de COULON, Théorie et traitement des signaux, Paris, Dunod, 1984.
- [71] Claude Servin ,RÉSEAUX & TÉLÉCOMS Cours avec 129 exercices corrigés 2e édition , Dunod, Paris, 2003, 2006.
- [72] Rm di Scala , l'Essentiel en Informatique & programmation, éditions Berti à Alger, Novembre 2004.
- [73] Gerardo RUBINO et Laurent TOUTAIN, Réseaux locaux, École Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne - Campus de Rennes, Techniques de l'Ingénieur, traité Informatique.
- [74] Karanjit S.SIYAN ,TCP/IP, le campus,campusePRESS,2002.
- [75] Philippe Latu , Modélisations réseau ,2000,2012 , <http://www.inetdoc.net>.
- [76] DI GALLO Frédéric, COURS DERéseaux et Systèmes. CNAM BORDEAUX 1999-2000.
- [77] <http://www.framip.nCOM>.

- [78] **Florence DUCH'ENE** « Fusion de données multi capteurs pour un système de télésurveillance médicale de personnes à domicile » Thèse pour l'obtention du grade de docteur de l'université Joseph Fourier le vendredi 15 octobre 2004
- [79] **J.P. Thomesse**, "TISSAD : Technologies de l'Information Intégrées aux Services des Soins À Domicile," Télémedecine et e-santé, R. Beuscart, P. Zweigenbaum, A. Venot, et P. Degoulet (eds), Springer-Verlag, collection "Informatique et Santé", Paris, France, pp. 27-34, 2002.
- [80] **M. Jean CLUZEL, Ghislaine ALAJOUANINE, Elisabeth GREBOT** Rapport sur "L' APPORT DES NOUVELLES TECHNOLOGIES DE L'INFORMATION ET DE LA COMMUNICATION AU SERVICE DE LA SANTÉ EN AFRIQUE DANS LE CADRE DU NEPAD".
- [81] **Lareng et Salvoldelli** I.E.T, Institut Européen de Télémedecine, brochure de présentation, La télémedecine dans sa réalité pratique, *La Presse Médicale*, 10 décembre 1994, 23, n°39.

ANNEXE



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- >0 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/°C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio ($G = 10$)

Low noise

- 9 nV/√Hz @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth ($G = 100$)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

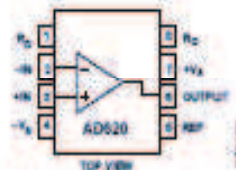


Figure 1. 8-Lead PDIP (A), CERDIP (C), and SOIC (B) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/°C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/√Hz at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/√Hz input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one m-amp per channel.

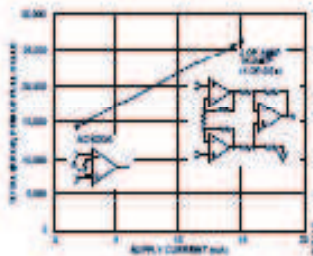


Figure 2. Three-Op Amp IA Designs vs. AD620

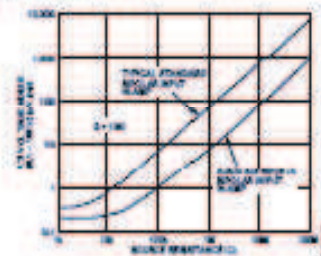


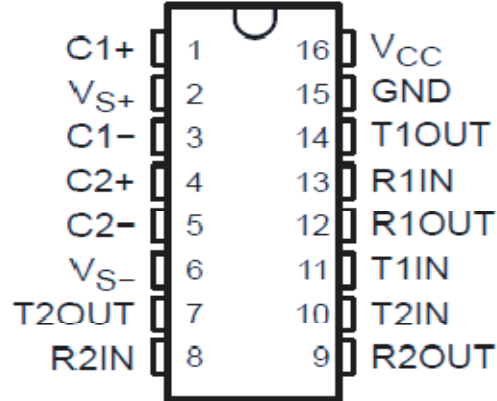
Figure 3. Input Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. G

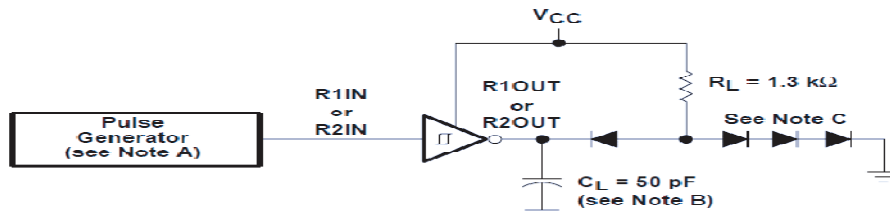
Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 www.analog.com
Fax: 781.326.8700 © 2004 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

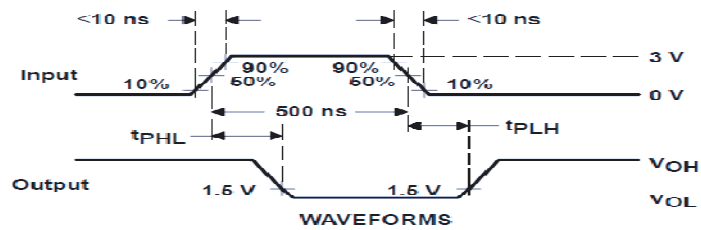
MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE
 MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE
 (TOP VIEW)



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

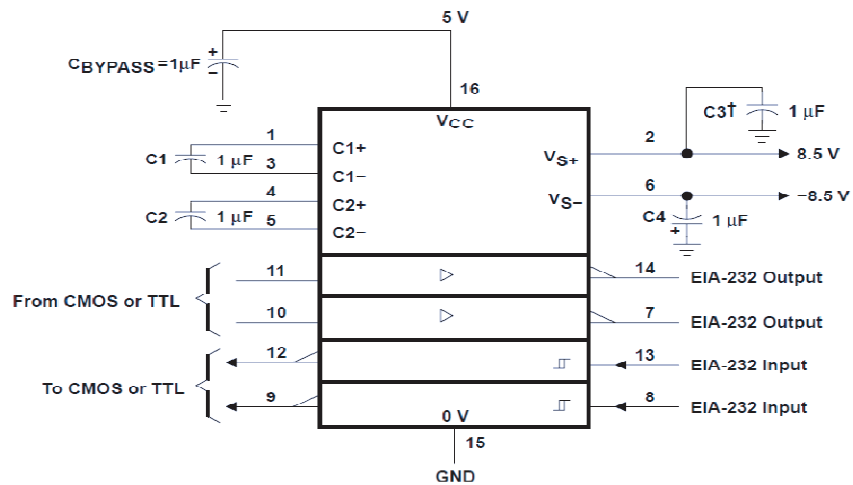


TEST CIRCUIT



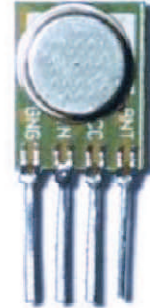
WAVEFORMS

APPLICATION INFORMATION



Transmitter Module : TX433N (433.92 MHz)

*Frequency Range: 433.92 MHz
 *Modulate Mode: ASK
 *Circuit Shape: SAW
 *Data Rate: 8kbps
 *Supply Voltage: 3~ 12 V
 *Power Supply and All Input / Output Pins: -0.3 to +12.0 V
 *Non-Operating Case Temperature: -20 to +85 °C
 *Soldering Temperature (10 Seconds) : 230 °C (10 Seconds)



Absolute Maximum Ratings

Rating	Value	Unit
Power Supply and All Input/Output Pins	-0.3 to +12.0	V
Non-Operating Case Temperature	-20 to +85	°C
Soldering Temperature(10 seconds)	230	°C

Electrical Characteristics, T=25°C, Vcc=3.6v, Freq=433.92MHz

Characteristic	Sym	Min.	Typ.	Max.	Unit
Operating Frequency (200KHZ)	Vcc		433.92		MHZ
Data Rate	ASK			100	Kbps
Transmitter Performance(OOK@2.4kbps)					
Peak Input Current,12 Vdc Supply	ITP			45	mA
Peak Output Power	PO		10		mW
Turn On/ Turn Off Time	T ON/T OFF			1	US
Power Supply Voltage Range	Vcc	3		12	VDC
Operating Ambient Temperature	TA	-20		+85	°C
Tx Antenna Out (3V) +2.4dB	Vcc				mA

Application Note:



pin 1: GND
 pin 2: Data in
 pin 3: VCC
 pin 4: ANT

Velleman: RX433N

Receiver Module Systems (RF ASK)



- *Frequency Range: 433.92MHz
- *Modulate Mode: ASK
- *Circuit Shape: LC
- *Data Rate: 4800bps
- *Selectivity: -108dBm
- *Channel Spacing: ± 500 KHz
- *Supply Voltage: 5V
- * High Sensitivity Passive Design.
- *Simple To Apply with Low External Count.

Electrical Characteristics :

Characteristics	Sym.	Min.	Typ.	Max.	Unit
Operating Radio Frequency	FC	433.42	433.92	434.42	MHz
Sensitivity	Pref.	-106	-108	-110	dBm
Channel Width		-500		+ 500	KHz
Noise Equivalent BW	NEB		5	4	
Baseboard Data Rate				3	KB/S
Receiver Turn On Time				3	ms