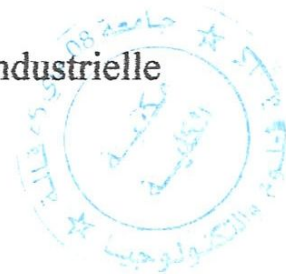


M/621.838

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université 8Mai 1945 – Guelma
Faculté des Sciences et de la Technologie
Département de Génie Electrotechnique et Automatique



Domaine : Sciences et Technologie
Filière : Automatique et Informatique Industrielle
**Spécialité : Commande et Diagnostic
des Systèmes Industriels**



**Mémoire de fin d'études
pour l'obtention du diplôme de Master Académique**

**Système intelligent pour le monitoring clinique des personnes
multi-pathologiques**

Présenté par :

ZARZOUR Walid

Sous la direction de :

Dr. BABOURJ Abdesselam

Mai 2014

جامعة 08 ماي 1955
24/30 85





REMERCIEMENTS

Je remercie tout d'abord ALLAH tout puissant de m'avoir guidé durant toutes mes années d'études et qui m'a permis ainsi la réalisation de ce mémoire, en me donnant la force, la patience et la volonté.

Je tiens à exprimer toutes mes reconnaissances à monsieur

DR-BABOURI ABDSELAME qui a dirigé ce travail avec intérêt et compétences, et qui m'a conseillé tous le long de cette période.

J'adresse mes remerciements à tous ceux qui ont participé de près ou de loin à l'accomplissement de ce mémoire.

J'exprime mes gratitudes et mes remerciements à ma mère et à toute ma famille pour leur encouragement.

WALID ZARZOUR

DEDICACE

A la mémoire de mon Père Mohamed,

A:

- *Ma chère mère pour ses Sacrifices à notre bonheur.*
- *Mes frères.*
- *Mes sœurs.*
- *Mes oncles et tantes.*

A mon encadreur Dr. BABOURI Abdesselam.

A tous ceux qui m'ont aidé de loin ou de près durant les moments difficiles

Que je leur dédis ce mémoire.

WALID ZARZOUR

Table des matières

Introduction générale05

Chapitre I : les paramètres physiologiques

Introduction 06

I-1 L'électrocardiographie (ECG) 06

I.1.1 L'emplacement des electrode sur le corp 07

I.1.2 L'onde d'ECG 07

I.1.3 Technique de mesure l'ECG 08

I.2 L'électroencéphalographie (EEG) 09

I.2.1 Le graphe d'EEG 09

I.2.2 Techniques d'enregistrement EEG 10

I.2.3 Électrodes d'enregistrement 10

I.3 Glycémie 11

I.3.1 Valeurs normales 11

I.3.2 Techniques de mesure 12

I.3.3 Capteur de glycémie 12

I.4 Saturation sanguine en oxygène 13

I.4.1 Technique de mesure 13

I.4.2 Mesure par oxymètres 14

I.5 La température corporelle 15

I.5.1 Valeur de base 15

I.5.2 La variation de la température corporelle 15

I.5.3 Exemple d'un capteur de température à infrarouges 'optris CSLaser

LT' 16

I.6 Pression artérielle_ 16

I.6.1 Technique de mesure 16

I.6.2 Capteur de Pression artérielle 17

I.7 Le débit cardiaque 18

I.7.1 Mesure de débit cardiaque par thermodilution	18
I.7.2 Techniques de monitoring du débit cardiaque par Impedancemetrie thoracique	19
I.8 Défibrillation	19
I.8.1 Le défibrillateur implantable	20
I.9 Respiration	21
I.9.1 Capteur de respiration (Spiromètre)	21
I.10 L'activité physique	22
I.10.1 Capteur de l'activité physique	22
Chapitre II : Matériel et Logiciel	
Introduction	26
II.1 Présentation de la carte Arduino	26
II.2 Types des cartes Arduino	26
II.2.1 La carte Romeo	26
II.2.2 La carte Arduino Duemilanove	27
II.2.2.1 Caractéristiques de la carte	29
II.2.2.2 Alimentation de la carte	30
II.2.2.3 Mémoire de la carte	31
II.2.2.4 Entrées et sorties numériques	31
II.2.2.5 Entrées analogiques	32
II.2.2.6 Broches de Communication de la carte.....	33
II.2.3 La carte ArduinoUNO.....	33
II.2.4 La carte Arduino Mega 2560.....	33
II.2.4.1 Caractéristiques de la carte	35
II.2.4.2 Alimentation de la carte	35
II.2.4.3 Mémoire de la carte.....	35
II.2.4.4 Entrées et sorties numériques	36
II.2.4.5 Entrées analogiques.....	37

II.2.4.6 Broches des Communications de la carte.....	37
II.2.5 Les autres cartes Arduino	38
II.3 Logiciel de programmation	38
II.3.1 Fenêtre générale de l'application Arduino.....	39
II.3.2 Principe général d'utilisation	40
II.3.3 Le langage de programmation	42
II.3.3.1 La structure d'un programme	42
II.3.3.2 Coloration syntaxique.....	42
II.3.3.3 La syntaxe du langage	43
II.3.3.4 Les variables	43
II.3.3.5 Les sous routines ou fonctions.....	43
II.3.3.6 Les structures de contrôle.....	44
II.3.3.7 Bibliothèque externe	44
II.3.3.8 Bibliothèques fournies par défaut dans le logiciel	45
II.4 La transmission des données	45
II.4.1 Transmission par câble sur le port USB.....	45
II.4.2 Transmission sans fil (ZIGBEE)	48

Chapitre III : Mise en œuvre d'un système de monitoring

Introduction	53
III.1 description de projet	53
III. 2 Unité de traitement de donnée physiologique	54
III.2.1 L'acquisition des mesures	54
III.2.1.2 Constitution d'un capteur	54
III.2.1.3 Mode de fonctionnement des capteurs	55
III.2.1.4 Numérisation d'un signal analogique	55
III.2.1.5 Le capteur de température LM 35	57
III.2.2 La carte Arduino Mega 2560	57
III.2.2.1 Caractéristiques technique de la carte	58

III.2.2.2 Communication de la carte	59
III.2.2.3 Alimentation de la carte	60
III.2.2.3 Logiciel de Programmation	60
III.2.2.4 Pilotage de la camera de surveillance	62
III.3 Présentation du système de monitoring	63
III.4 Affichage et visualisation	64
III.4.1 Interface Graphique	64
III.4.2 Visualisation et contrôle des résultats	64
Conclusion générale	67
Référence bibliographique	

Introduction Générale

Introduction générale

L'évolution démographique va dans le sens d'une population plus âgée. Les taux de fertilité en Europe, en Asie orientale, au Canada, Cela entraîne un taux de croissance négatif de la population, donc une structure de population de plus en plus âgée. En l'an 2035 un tiers de la population des pays développés devrait avoir plus de 65 ans (source OMS).

Avec l'amélioration du niveau de vie des populations, les gens commencent à mettre en avant plus haut exigence de soins de santé.

La surveillance continue des paramètres vitaux est un concept émergeant dans le domaine de la santé et nécessite l'utilisation de techniques non invasives.

Les progrès technologiques récents dans le domaine des capteurs, des télécommunications, ainsi qu'en traitement du signal, favorisent le développement d'outils de surveillance et de diagnostic. Ces outils, souvent intégrés dans de nouveaux textiles dits 'intelligents', permettent une pratique simplifiée du suivi médical personnalisé.

Notre travail contient trois chapitres avec l'état de l'art :

- Le premier chapitre présente une étude détaillée sur les paramètres physiologiques, les capteurs biomédicaux et les techniques de mesure et d'acquisition de ces paramètres.

Le deuxième chapitre présente le matériel et logiciel utilisés pour le traitement des données physiologiques et leur transmission à petite distance ou à grande distance vers un centre de santé, ce qu'on appelle la télésurveillance, dans le but de faire un diagnostic fiable et de détecter l'éventuelles pathologies.

Le troisième chapitre présente la mise en œuvre d'un système de monitoring clinique des paramètres physiologiques et la structure complète du système de monitoring et en fin nous avons pris comme application la température de l'homme comme paramètre physiologique.

Nous terminons notre travail par une conclusion générale.

Chapitre I

Les paramètres physiologiques

Introduction

Nous abordons ici quelques paramètres physiologiques (Electrocardiographie, Electroencéphalographie, glycémieetc.) ainsi une étude détaillée sur les capteurs d'acquisition de ces paramètres.

I.1 L'électrocardiographie (ECG) [1]

L'électrocardiographie ou E.C.G. correspond à l'enregistrement de l'activité électrique qui traverse le cœur, via des électrodes cutanées positionnées dans les différents points du corps.

On appelle électrocardiogramme le tracé de l'activité électrique.

On a recours à l'ECG pour les raisons suivantes :

- détecter les arythmies qui peuvent avoir favorisé la formation de caillots;
- dépister des problèmes cardiaques, comme une crise cardiaque récente ou en cours, des arythmies (battements irréguliers), un blocage des artères coronaires, des régions endommagées du muscle cardiaque (causées par une crise cardiaque antérieure), la dilatation du volume du cœur et l'inflammation de la membrane qui le recouvre (péricardite);
- détecter des troubles non cardiaques comme les déséquilibres d'électrolytes et les maladies pulmonaires;
- surveiller la récupération à la suite d'une crise cardiaque, la progression d'une maladie cardiaque ou l'efficacité de certains médicaments ou d'un stimulateur cardiaque;
- écarter les possibilités de maladie du cœur chez les personnes en attente d'une intervention chirurgicale.

I.1.1 L'emplacement des electrode sur le corp [2]

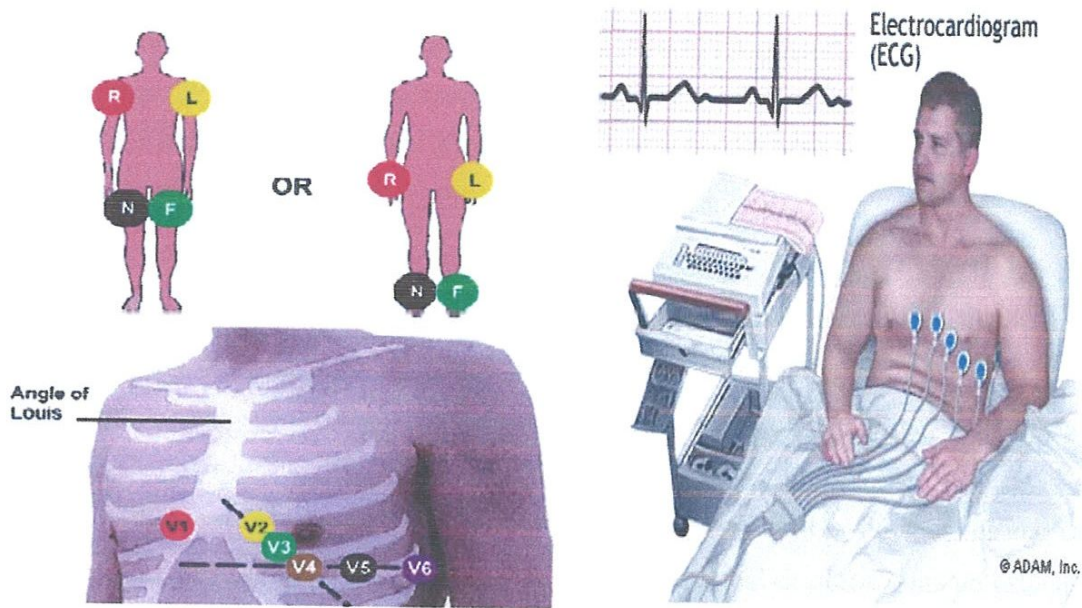


Fig. (I.3) : la position des électrodes sur le Corp.

I.1.2 L'onde d'ECG

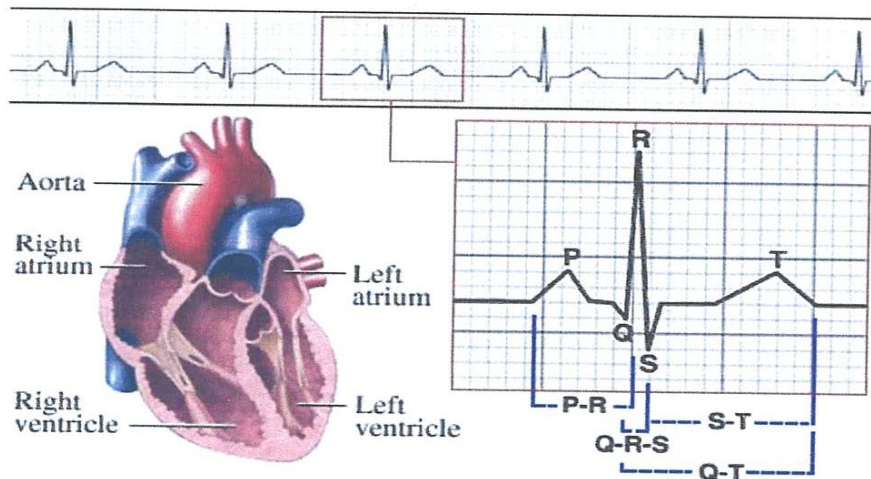


Fig. (I.4) : L'onde de l'ECG [3]

La durée de P-Q correspond au temps de conduction que prend l'excitation pour aller des oreillettes aux ventricules alors que S-T traduit la diastole électrique.

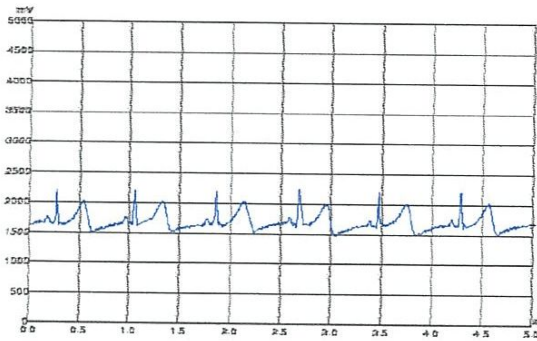


Fig. (I.6) : Les résultats obtenus avec les fils L1 et L3 sur la poitrine

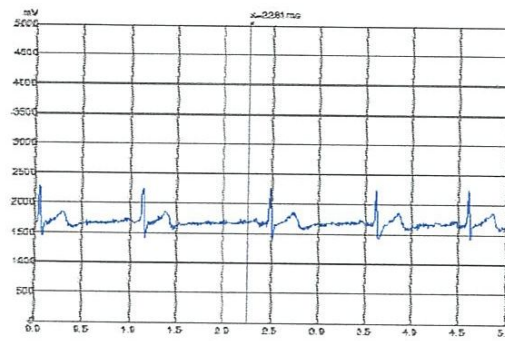


Fig. (I.7) : Les résultats obtenus avec les fils L1 et L2 sur les poignets

I.2 L'électroencéphalographie (EEG)

L'électroencéphalogramme (EEG) est l'activité électrique spontanée du cortex cérébral en fonction du temps, constituant un indicateur non invasif de son activité.

L'amplitude de ce signal électrique est de 5 à 10 μ V, 100 fois inférieure à celui du signal de l'électrocardiogramme (ECG). [5]

I.2.1 Le graphe d'EEG

Le graphe ci-dessous représente le signal d'EEG d'une personne

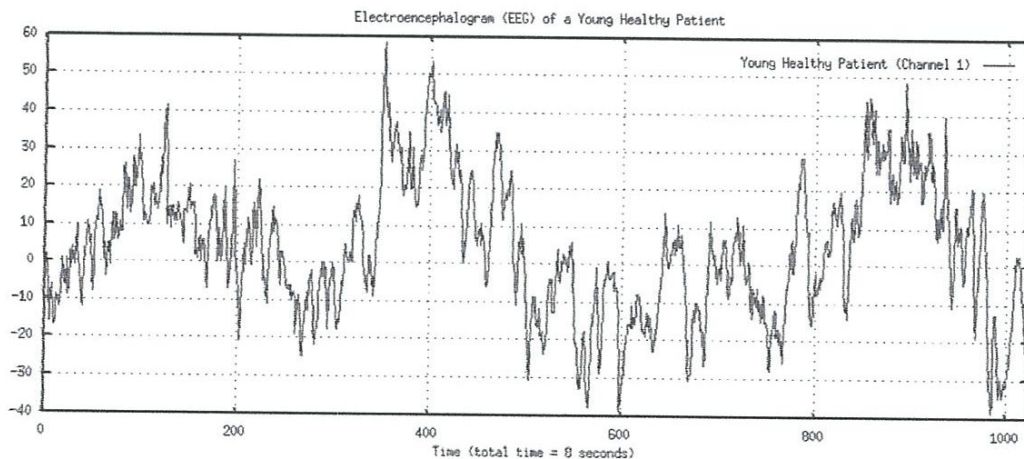


Fig. (I.8) : Exemple d'EEG d'une personne [6]

➤ Analyse et interprétation du signal EEG

L'apparence aléatoire du tracé, contrairement à celle d'un enregistrement ECG, ne fait que rendre compte du degré de complexité de l'activité cérébrale.

Initialement, l'interprétation de l'EEG repose sur des bases empiriques établies après l'expertise et l'observation de nombreux tracés.

➤ Analyse standard de l'EEG

L'analyse standard de l'EEG consiste en l'interprétation manuelle, visuelle et dynamique du tracé EEG, qui est caractérisé par :

- L'amplitude de l'onde : comprise entre 10 et 100 μ V,
- La fréquence : le rythme est classé en fonction de la fréquence dominant le tracé EEG qui apparaît comme un mélange complexe de différentes fréquences. Historiquement, le premier rythme individualisé est celui du sujet éveillé aux yeux fermés dont la fréquence est comprise entre 8 et 13Hz. C'est le rythme α de Hans Berger décrit en 1929. D'autres rythmes ont été décrits par la suite : β (13-30Hz), δ (0,5-3Hz), et θ (4-8Hz), [7]

I.2.2 Techniques d'enregistrement EEG

mesures encéphalographiques emploient le système d'enregistrement constitué de :

- Electrodes avec les médias conducteur
- Amplificateur avec des filtres.
- Convertisseur A / N.
- Appareil d'enregistrement.
- Electrodes lire le signal de la surface de la tête, amplificateurs amener les signaux dans la gamme microvolt où ils peuvent être numérisés avec précision, les changements convertisseur de signaux de l'analogique au format numérique, et l'ordinateur personnel (ou d'autres périphériques) stocke et affiche les données obtenues.

Scalp enregistrements de l'activité neuronale dans le cerveau, identifié comme l'EEG, permettent de mesurer les changements éventuels au cours du temps dans le circuit électrique de base tenue entre le signal (actif) électrode et une électrode de référence.

I.2.3 Électrodes d'enregistrement

Les électrodes d'enregistrement EEG et leur bon fonctionnement est essentiel pour l'acquisition de la qualité des données suffisamment élevé pour l'interprétation. De nombreux types d'électrodes existent, souvent avec des caractéristiques différentes. Fondamentalement, Il existe des types suivants d'électrodes:

- Jetables (types de gel-moins, et pré-gélifiées)
- Électrodes disque réutilisables (or, argent, acier inoxydable ou en fer) [8]

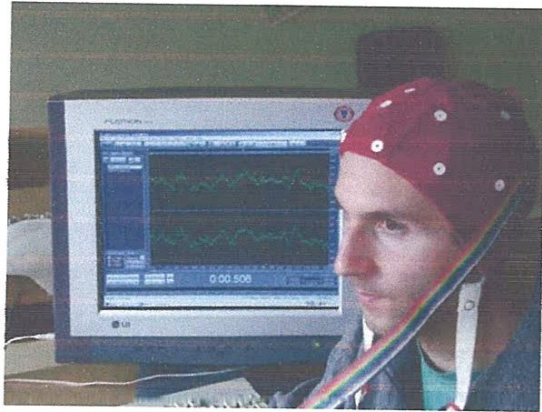


Fig. (I.9) : chapeau d'électrode avec électrodes placé ensuite 10-20 système de placement.

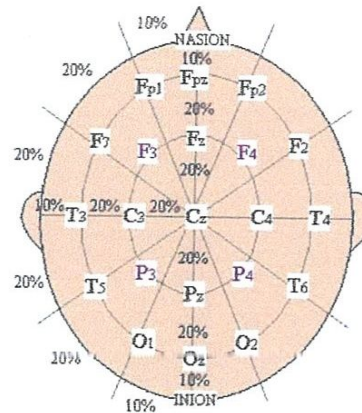


Fig. (I.10) : Etiquettes pour les points en fonction à 10-20 systèmes de positionnement des électrodes.

I.3 Glycémie

La glycémie est la concentration de glucose dans le sang, ou plus exactement dans le plasma sanguin.

Elle est mesurée en général en gramme de glucose par litre de sang, ou en milli moles de glucose par litre de sang.

I.3.1 Valeurs normales

Chez l'homme, la glycémie est très finement régulée. On peut donc parler de valeurs normales et de valeurs pathologiques. Les seuils varient selon l'état nutritionnel, en particulier la différence entre la glycémie à jeun et la glycémie post-prandiale (c'est-à-dire après un repas). Elle varie aussi en fonction de l'âge et en cas de gestation principalement. Ces valeurs sont différentes dans d'autres espèces animales.

La valeur maximale à jeun, admissible pour ne pas être considérée diabétique, qui était autrefois de 1,4 g/l a été ramenée à 1,2 g/l dans les années 1990.

En 2006, une glycémie est considérée normale si elle est comprise entre 0,74 g/l et 1,06 g/l, avec une moyenne de 0,85g/l. Une glycémie postprandiale (après un repas) peut aller jusqu'à 1,8 g/l soit 7,8 mmol/l.

Si la glycémie est trop élevée, on parle d'hyperglycémie. Si elle est trop basse, on parle d'hypoglycémie.

Des appareils portatifs à électrode jetable (« glucomètres ») permettent de la mesurer de façon indolore et peu coûteuse. Aux États-Unis, ceux-ci sont en vente dans les *supermarchés*.

1.3.2 Techniques de mesure

Presque toutes les techniques actuelles reposent sur l'utilisation de la glucose-oxydase, couplée à une réaction colorimétrique. Une technique non-invasive, mais indirecte, part de mesures de la résistivité cutanée, en supposant que celle-ci dépend essentiellement de la natrémie, elle-même inversement corrélée à la glycémie.

Cette courbe représente la variation de glucose dans le sang en temps.

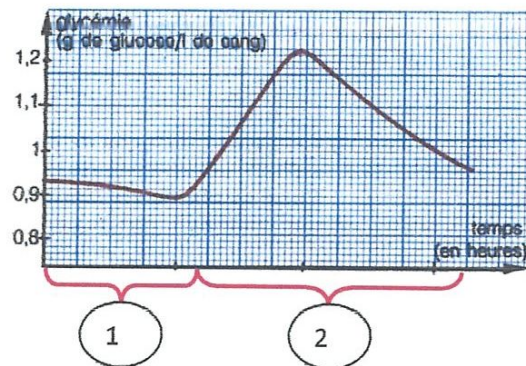


Fig. (I.11) : Glycémie chez l'homme après ingestion de glucose

- 1- Avant d'injection du glucose
- 2- Après d'injection du glucose [9]

1.3.3 Capteur de glycémie

Le glucomètre est une ancienne marque de commerce de "glycomètre". Le glycomètre est un appareil qui permet de connaître le taux de glucose dans le sang. La plupart des glucomètres fonctionnent à l'aide d'une aiguille que l'on pique au bout d'un doigt. Il peut se présenter sous différentes formes, est très pratique et indispensable pour les diabétiques et peut s'emporter partout.

Dans la langue française, nous confondons glucomètre et glycomètre mais ils deviennent en quelque sorte des synonymes. On peut aussi l'appeler lecteur de glycémie.

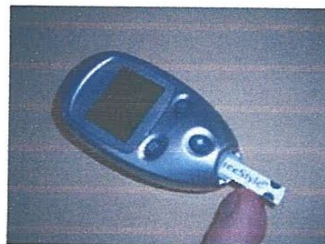


Fig. (I.12) : Glucomètre en prise de taux de glucose [10]

I.4 Saturation sanguine en oxygène

Saturation en oxygène du sang mesure la capacité des poumons à fournir l'oxygène dans le sang. Dans le sang, l'oxygène est réalisée chimiquement l'hémoglobine et dissous physiquement dans le plasma.

(Valeurs normales: SaO₂: 95-100%, PaO₂: 90-95 mmHg)

I.4.1 Technique de mesure

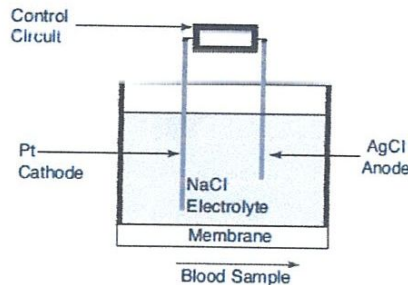


Fig. (I.13) : La pression partielle d'oxygène dans le sang artériel (PaO₂)

La mesure est effectuée pour évaluer l'oxygénation et la saturation de l'hémoglobine dans le sang. Il ya plusieurs paramètres en jeu, la pression partielle (en mmHg) de l'oxygène dans le sang artériel (PaO₂), qui est une méthode utilisée pour mesurer le pourcentage de sang artériel, tandis que SaO₂ et SpO₂ référer à la mesure directe et indirecte du pourcentage du niveau de saturation du sang en oxygène, respectivement. Le premier est mesuré par oxymétrie de pouls et celui-ci est mesuré par l'échantillonnage des gaz du sang artériel. Bien que SaO₂ et SpO₂ peut sembler similaires, ces deux paramètres diffèrent fondamentalement. Des conditions telles que la thrombolyse et l'influence de médicaments anticoagulants peuvent influencer considérablement sur les résultats des mesures dans un prélèvement de gaz du sang artériel. Ces paramètres sont liés à la respiration que l'inhalation apporte de l'oxygène dans les poumons alors expiration met en dioxyde de carbone.

PaO₂ est sur le point de mesure des gaz qui peuvent être mesurés par l'oxygène polarographique électrode comme illustré à la figure (I.13). Il se compose d'une cathode en platine et une anode en chlorure d'argent, où un courant électrique est généré qui est proportionnelle à la tension d'oxygène. L'échantillon de sang est isolé de l'électrode par une membrane pour éviter le dépôt de protéines. L'appareil doit être conservé dans un four à température contrôlée afin de maintenir une température similaire à celle du corps humain de l'ordre de 37 ° C. Une autre précaution est de s'assurer que la membrane n'a pas de dépôts de protéines qui peuvent s'accumuler sur sa surface au fil du temps.

1.5 La température corporelle

La température corporelle est une notion de physiologie. C'est la température moyenne des organes d'un être vivant. Ce terme est plus particulièrement usité pour le règne animal, où la gamme de température nécessaire à la vie est réduite.

Certains prédateurs (serpents par exemple) sont sensibles aux infrarouges émis par leurs proies.

L'être humain est un organisme homéotherme, ce qui veut dire que sa température centrale reste fixe (37°).

1.5.1 Valeur de base

La température centrale usuelle du corps humain est de 37,0°C ou 98,6°F. Les animaux ont une température basale différente selon l'espèce. Il s'agit d'une valeur au repos, un effort important et prolongé pouvant faire augmenter naturellement cette valeur. La température corporelle dans la norme varie entre 36,1° et 37,8°. [12]

1.5.2 La variation de la température corporelle

Pour illustrer l'ampleur de la variation de la température corporelle normale pendant la journée, nous prenons un coup d'œil à une lecture d'un échantillon de trois personnes en parfaite santé à l'âge de 5, 35, et 70 à la figure (I.16). Bien que les activités menées par chaque sujet varient pendant la journée, les rythmicités circadiennes de tous les acteurs semblent assez cohérentes. L'importance de cette

Comportement nous dit que la mesure de la température du corps pour ce qui est considéré «normal» peut être assez capricieuse. [13]

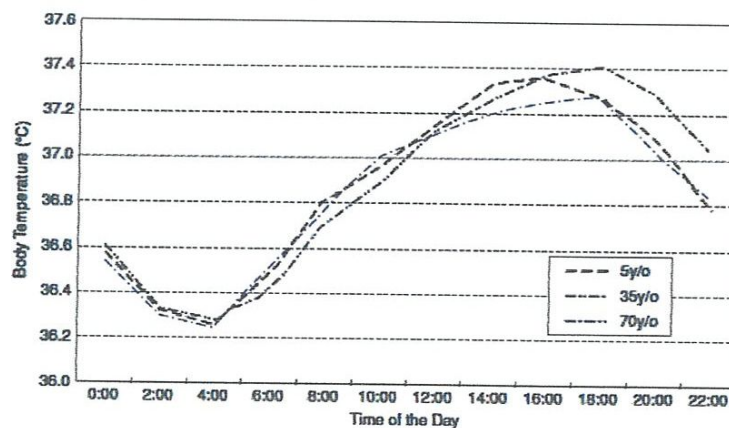


Fig. (I.16) : variation normale de la température du corps pendant toute la journée

I.5.3 Exemple d'un capteur de température à infrarouges 'optris CSlaser LT'

- Large domaine de température allant de -30°C à 1000°C
- Réponse spectrale : de 8 à $14\ \mu\text{m}$
- Résistance de la tête de mesure aux températures jusqu'à 85°C sans refroidissement
- Résolution optique de 50 : 1
- Système de visée innovant à laser double pour marquage précis du spot de mesure à toute distance
- Acquisition d'objets très petits de 1,4 mm à une distance de 70 mm



Fig. (I.17) : capteur de température à infrarouges

I.6 Pression artérielle

La pression artérielle est une mesure de la pression (force divisée par la surface) exercée sur les parois des artères. Il rend le sang circulé dans le corps de sorte que l'oxygène et les nutriments peuvent être remis à tous les organes.

- La pression systolique moyenne (la pression maximale dans les artères) est d'environ 120 mmHg, mais peut varier d'environ 20 mmHg au-dessus ou en dessous de la moyenne au cours des activités normales.
- La pression artérielle diastolique (pression minimale dans les artères) de la même personne est généralement un peu plus de la moitié de celle de la valeur systolique avec une fourchette saine de l'ordre de 80 à 90 mmHg
(Valeurs normales de pression systolique: 100-140 mmHg)

I.6.1 Technique de mesure

La mesure de pression artérielle est d'environ. Tout simplement, il s'agit d'une mesure de la pression exercée à l'intérieur d'un vaisseau sanguin lorsque le cœur bat et pomper le sang dans

les artères du corps humain. Cette mesure est connue sous le nom de la pression systolique. Cela peut être fait essentiellement là où il ya une artère près de la peau. La pression diastolique doit également être mesurée dans la plupart des circonstances, et la pression lorsque le cœur est au repos entre deux battements consécutifs. Une condition hypertension est définie si l'un de ces paramètres est trop élevé. Pour mesurer les deux paramètres de pression artérielle à l'aide de la méthode traditionnelle avec un sphygmomanomètre, habituellement utilisé en conjonction avec un stéthoscope pour écouter les battements du cœur de sorte que les lectures peuvent être prises au moment opportun; soit une impulsion est entendu pour la pression systolique ou de la absence d'impulsion correspond à la pression diastolique. [14]

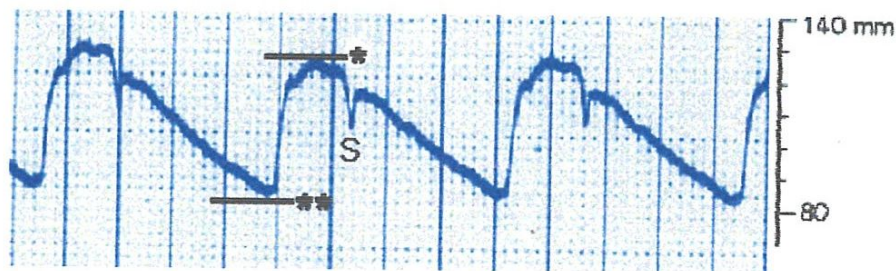


Fig. (I.18) : la variation de la pression artérielle

* : pression systolique ; ** : pression diastolique ; S : accident dû à la fermeture des valvules sigmoïdes.

I.6.2 Capteur de Pression artérielle



Fig. (I.19) : Panasonic EW3153W moniteur de tension artérielle avec écran sans fil.

Le moniteur Panasonic EW3153W mesuré la tension artérielle permet de vérifier votre tension artérielle lorsque vous avez besoin, si votre voyage ou dans le confort de votre propre maison. Le moniteur fonctionne via des signaux infrarouges et est relayée par une communication sans fil entre les deux unités. Vous pouvez consulter vos résultats avec l'écran LCD grand écran. Elle prend également en moyenne entre AM PM et les résultats et les compare. Ce tensiomètre est aussi capable de ramasser rythme cardiaque irrégulier et alerter l'utilisateur. [11]

1.7 Le débit cardiaque

Le débit cardiaque (abrégié de manière courante en Q_c) est un volume de sang éjecté sur un laps de temps donné. Il est très souvent exprimé en litre de sang par minute (l/min).

Il dépend de la fréquence cardiaque (nombre de battements par minute) et du Volume d'éjection systolique (Volume de sang éjecté par le cœur dans la circulation systémique à chaque battement).

$$Q_c(l/min) = VES(l) \times F_c(contractions/min)$$

Physiologiquement, il dépend de nombreux facteurs : travail effectué par le sujet, stress, situations anormales diverses (fièvre, hémorragie...). Il dépend également de la corpulence du sujet : on le rapporte alors à la surface corporelle sous forme d'Index Cardiaque (= Q_c /surface corporelle) exprimé en litre/minute/m² de surface corporelle.

1.7.1 Mesure de débit cardiaque par thermodilution

Réalisée à l'aide d'un cathéter de Swan-Ganz, cette technique permet de déterminer le débit cardiaque de façon indirecte :

- Une certaine quantité de liquide (à température de la pièce ou à 0°) est injectée par le site proximal du cathéter.
- La variation de la température par la thermistance située au bout du cathéter (donc, en aval du lieu d'injection) est globalement proportionnel au débit cardiaque.

C'est la méthode de référence en exploration hémodynamique mais elle comporte une assez grande variabilité (dépend en particulier de la vitesse d'injection) : elle doit être donc répétée plusieurs fois et moyennée.

Les courbes ci-dessous vous permettent de donner Q_c au repos et en activité.

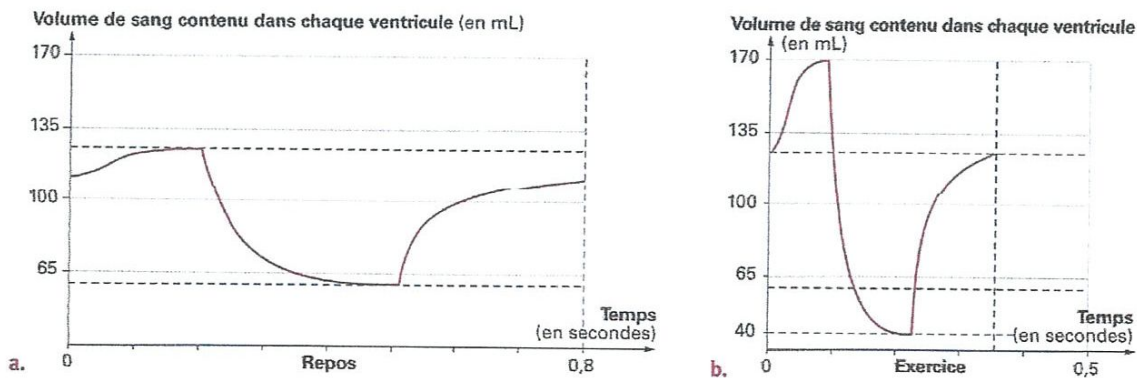


Fig. (I.20) : Variation du volume de sang dans chaque ventricule cardiaque suivant l'intensité de l'effort. (a : repos ; b : effort).

I.7.2 Techniques de monitoring du débit cardiaque par Impedancemétrie thoracique

Principe :

- Entrées et sorties de sang dans le thorax → modifications des propriétés électriques du thorax.
- Estimation du volume de la cavité thoracique à partir du poids, taille et sexe du patient.
- Calcul de l'impédance thoracique par application d'un courant de faible amplitude et haute fréquence entre 2 paires d'électrodes (cou et abdomen)

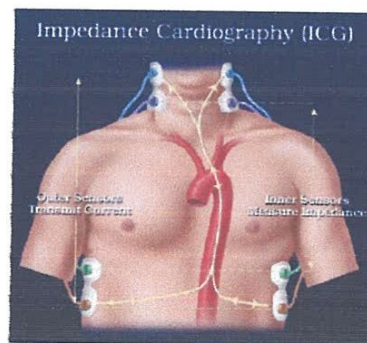


Fig. (I.21) : mesure du débit cardiaque

Avantage

- Non invasif
- Non opérateur dépendant
- Mesure continue

Limite

- Difficultés techniques: acquisition du signal, défauts de validité de modélisation informatique
- Altération de la fiabilité des mesures après ouverture abdominale
- Peu d'expérience clinique manque de validation [11]

I.8 Défibrillation

La défibrillation, appelée aussi choc électrique externe ou cardioversion est le geste médical consistant à faire passer volontairement et de manière brève un courant électrique dans le cœur lorsqu'il présente certains troubles du rythme appelés fibrillation.

Par extension, on parle parfois de défibrillation chimique ou pharmacologique ou de cardioversion chimique ou pharmacologique lorsque la correction de la fibrillation (en l'occurrence, auriculaire) est effectuée par l'administration de médicaments.

I.8.1 Le défibrillateur implantable

L'objectif d'un défibrillateur étant d'éviter la mort subite par un choc à haute énergie afin de resynchroniser les cellules cardiaques, le rythme est constamment analysé en quête de tachycardie potentiellement dangereuse.

Il est fait de trois composantes : deux générateurs d'impulsions, des électrodes qui relient le générateur au cœur et un dispositif de programmation (conservé par le médecin pour des vérifications et changements ultérieurs).

➤ **Le générateur d'impulsions**

C'est le centre des opérations du défibrillateur. Il sauvegarde toutes les informations sur votre rythme cardiaque afin que le médecin y ait accès au moment de vos contrôles réguliers.

➤ **Les électrodes**

Elles constituent la liaison entre le défibrillateur et le cœur.

Elles permettent l'enregistrement de votre rythme cardiaque et délivrent les impulsions électriques au cœur.

➤ **Installation du défibrillateur**

Le défibrillateur est installé sous le muscle pectoral, ce qui le rend à peine visible de l'extérieur. Dans certains cas, il peut être nécessaire de l'implanter dans l'abdomen. Les électrodes sont introduites dans une veine et conduites jusqu'au cœur.

Cette méthode est sans douleur et s'effectue sous anesthésie locale. La durée de l'intervention est d'environ une heure.

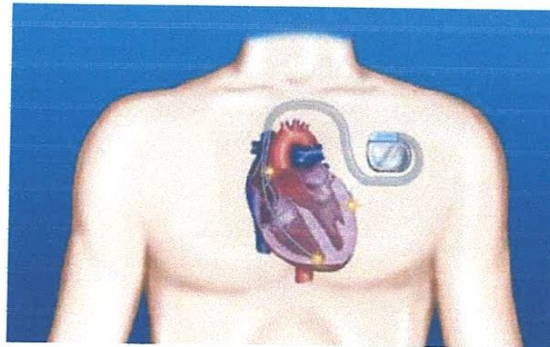


Fig. (I.22) : Un défibrillateur interne est le plus souvent placé à gauche près de l'épaule. Il est relié au cœur au moyen de 1, 2 ou 3 électrodes. [15]

I.10 L'activité physique

On appelle activité physique tout mouvement produit par les muscles squelettiques, responsable d'une augmentation significative de la dépense énergétique.

La dépense physique peut d'abord apparaître au cours de la pratique professionnelle, la vie domestique et les loisirs. Bien qu'elle soit effectuée sans méthode, en changeant ses habitudes pour les rendre plus dynamiques, on peut atteindre la demi-heure minimum d'activité physique hebdomadaire que recommandent les spécialistes.

Une activité physique qui produit un bénéfice sur la santé, pour les personnes de 18 à 65 ans, c'est une activité :

- Qui dure minimum 30 minutes
- D'intensité modérée (marche soutenue)
- Pratiquée au moins 5 jours/semaine
- Qui dure 20 minutes
- D'intensité élevée (jogging)
- Pratiquée 3 fois/ semaine

À noter qu'activité physique et activité sportive sont deux choses différentes. D'après l'OMS, l'activité sportive est un « sous-ensemble de l'activité physique, spécialisé et organisé ». Par activité physique, l'Inserm entend le sport, l'activité à la maison, au travail, dans les transports en commun ou au cours de loisirs.

I.10.1 Capteur de l'activité physique

- Affiche les valeurs de la composition corporelle pour chaque segment du corps : bras, jambes et tronc.
- Poignées rétractables.
- Rappel du poids, du taux de graisse corporelle, du taux de masse hydrique et de la masse musculaire précédents.

Le capteur mesure instantanément :

- Le poids (kg),
- Le taux de graisse corporelle (%),
- Le taux de masse hydrique (%),
- Le niveau de graisse viscérale (de 1 à 59) ,
- La masse osseuse (kg),
- Le métabolisme de base (Kcal ou Kj),
- L'âge métabolique (de 12 à 50),
- La masse musculaire (kg),
- L'évaluation de la constitution physique (de 1 à 9) [19]

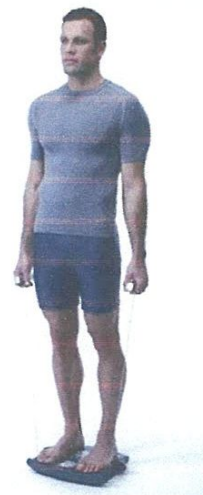


Fig. (I.25) : capteur de l'activité physique

Etat de l'art

Dans ce paragraphe nous présentons l'état de l'art du monitoring clinique des paramètres physiologie. De nombreuses études comportant les différentes techniques de communication utilisée dans la chambre intelligente entre la salle de patient et la salle de médecin, nous allons présenter une bibliographie des principaux travaux regroupés :

1- Chan, Campo et Steenkeste [18] au CHU de Toulouse, divisent la surface d'une chambre hospitalière en plusieurs zones fonctionnelles, à l'aide de capteurs volumétriques, ils peuvent ainsi monitorer précisément l'environnement du patient et, par un apprentissage par réseau de neurone, détecter de manière automatique certains événements (sorties de lits, fuites du patient, visites de l'infirmière).

2- Noury et Rialle [19] ont construit au sein de la Faculté de Médecine de Grenoble un véritable appartement appelé « Habitat Intelligent pour la Santé » (HIS), câblé d'un réseau domotique de type CAN, sur lequel sont connectés les capteurs et actionneurs (Figure 31) qui coopèrent entre eux et avec un système d'information reposant sur les technologies WEB et JAVA. L'architecture mise en place permet de mettre en réseau plusieurs « Habitats Intelligents pour la Santé (HIS) », recueillir les variables physiologiques et d'activité de la personne, détecter des scénarios de situations anormales ou de crises à l'aide d'un système distribué à base d'agents intelligents (Figure (L26)), et d'agir sur l'environnement du domicile.

3- Habitat intelligent et téléassistance

Des services de téléassistance ont été mis en place, sous l'impulsion de certaines collectivités Territoriales, mais la technologie de ces systèmes a peu évolué en 15 ans. Le développement des produits s'est effectué non pas en fonction des besoins des utilisateurs mais sous l'influence des principaux acteurs du marché, principalement des compagnies d'assurance. Les cahiers des charges imposés par les marchés publics n'ont pas non plus favorisé l'innovation. Le groupe suédois Attendo Senior Care est présent dans 10 pays européens et se positionne clairement sur le marché de l'aide aux personnes âgées. Il est actif aussi bien dans le domaine de la recherche et du développement de nouveaux produits, la gestion de centres d'appels spécialisés et la fourniture de soins à domicile.

Sa stratégie de développement est claire et non agressive : rechercher la coopération avec tous les professionnels concernés par le maintien à domicile des personnes âgées : professions

médicales et paramédicales, associations d'aide aux personnes âgées, collectivités territoriales mais aussi architectes et gestionnaires d'immeubles

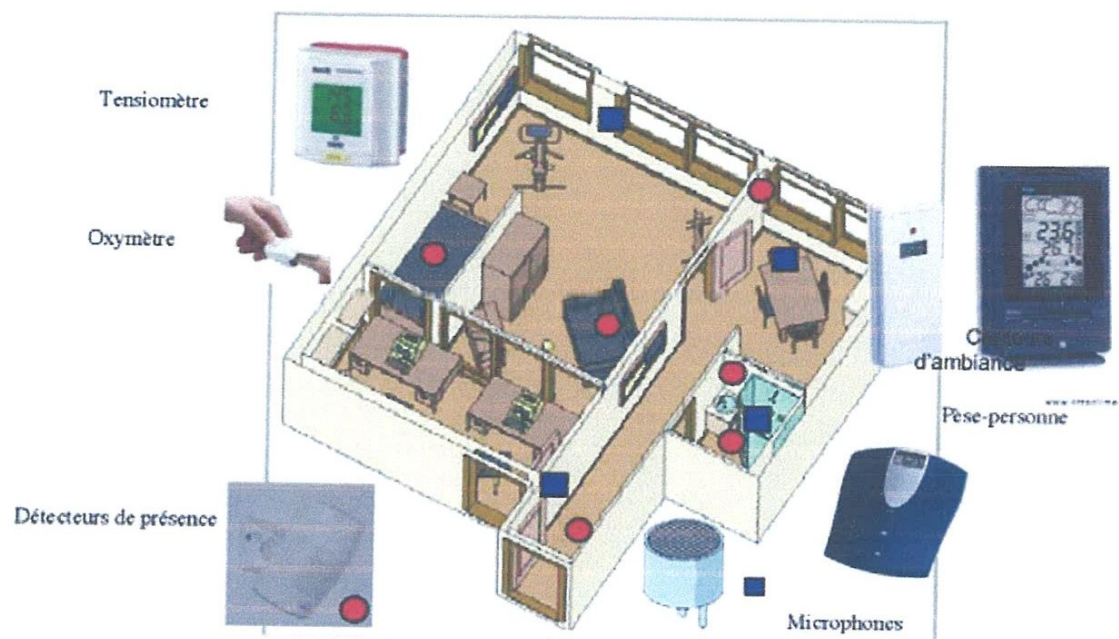


Fig. (L26) : Le HIS du laboratoire TIMC-IMAG de Grenoble est un système domotique multi-capteurs

3. Ansari [20] a décrit beaucoup d'options d déploiement que le telemedicine sans fil peut servir différentes situations en cas d'urgence. Les téléphones cellulaires équipés des appareils-photo peuvent faire beaucoup plus qu'appelant le centre de secours pour l'aide. Parmi de divers exemples Martinez [21] rapportés l'utilisation des téléphones cellulaires pour que le diagnostic à distance transmette des informations sur le changement de couleur a détecté quels résultats des expositions aux marqueurs de la maladie.
4. Pappas [22] et Bamberg [23] ont entrepris des études complètes en installant les sondes de démarche intégrées par chaussure sur les insoles courants de chaussure, avec des combinaisons des accéléromètres, des gyroscopes, des sondes de champ électrique, des sondes piézoélectriques, et de la bande résistive sondes Morris [24]. Cet ensemble de sondes est installé pour capturer le mouvement de pied. Un émetteur minuscule peut envoyer les données dehors pour l'analyse du niveau de l'activité et dépister l'état de l'utilisateur.
5. Steenkeste, Chan et Campo au CHU de Toulouse [25, 26], divisent la surface de leur chambre hospitalière en plusieurs zones fonctionnelles, à l'aide de capteurs infrarouges. Ils

peuvent surveiller précisément l'environnement du patient et grâce à un apprentissage par réseau de neurone, ils parviennent à détecter de manière automatique certains événements tels que des sorties de lits, des fuites du patient et également comptabiliser les visites de l'infirmière.

6. Ohta et al. [27] ont surveillé pendant 80 mois un appartement équipé de capteurs infrarouges dans lequel 8 sujets vivant seuls se sont succédés. Ils ont présenté des résultats statistiques sur la distance parcourue par l'occupant, la distribution de la durée de séjour dans chaque pièce et des critères pour classifier un jour 'habituel' ou 'inhabituel'. Ils ont remarqué que chaque sujet avait un modèle spécifique de mouvement.

7. Banerjee et al. [28] ont analysé des mouvements suivant deux critères : l'intervalle de temps séparant deux déclenchements consécutifs des capteurs, et le nombre de déclenchements des capteurs. Leur étude a été réalisée dans une chambre d'hôpital équipée de capteurs infrarouges. Leur système pouvait analyser les changements d'état des capteurs et les représenter sous forme de séquences de mouvements (lieu, heure de début et heure de fin pour chaque mouvement). [29]

8. LeBellego et al. [30] ont surveillé des patients dans une chambre d'hôpital. Ils ont proposé trois indicateurs pour représenter des activités de la vie quotidienne du patient : profil d'agitation, profil de mobilité et profil d'occupation.

Dans sa thèse, Wilson [31] a utilisé le filtre bayésien et le filtre de particules pour le suivi des activités et de la localisation de plusieurs occupants. Il a proposé des pistes pour reconnaître certaines ADL.

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les différents paramètres physiologiques et les techniques de mesure utilisée, avec l'état de l'art.

Dans le deuxième chapitre on va présenter le matériel et logiciel utilisé (cartes Arduino, Visual Basic (VB), et les techniques de transmission de données.

Chapitre II

Matériel et Logiciel

Introduction

Il y a de nombreux microcontrôleurs et de nombreuses plateformes basées sur des microcontrôleurs disponibles pour l'électronique programmée. Parallax Basic Stamp, Netmedia's BX-24, Phidgets, MIT's Handyboard, et beaucoup d'autres qui offrent des fonctionnalités comparables. Tous ces outils prennent en charge les détails compliqués de la programmation des microcontrôleurs et les intègrent dans une présentation facile à utiliser. De la même façon, le système Arduino simplifie la façon de travailler avec les microcontrôleurs, tout en offrant plusieurs avantages pour les enseignants, les étudiants et les amateurs intéressés par les autres systèmes.

II.1 Présentation de la carte Arduino

Le système Arduino est un outil pour fabriquer de petits ordinateurs qui peuvent capter et contrôler davantage de choses du monde matériel que votre ordinateur de bureau. C'est une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR), et un logiciel, véritable environnement de développement intégré, pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour développer des objets interactifs, pouvant recevoir des entrées d'une grande variété d'interrupteurs ou de capteurs, et pouvant contrôler une grande variété de lumières, moteurs ou toutes autres sorties matérielles. Les projets Arduino peuvent être autonomes, ou bien ils peuvent communiquer avec des logiciels tournant sur un ordinateur (tels que Flash, Processing ou MaxMSP).

II.2 Types des cartes Arduino

Il existe plusieurs versions de cartes Arduino :

II.2.1 La carte Romeo

Ref : Carte Romeo (ATMega328) rev 1.1

Spécifications de la carte:

- Microcontrôleur Atmel ATmega328 à 16 Mhz, 2K RAM, 32K flash.
- 14 Entrées/Sorties numériques dont 6 Sorties MLI (PWM).
- 8 Entrées analogiques utilisables en Entrées/Sorties numériques.
- Interface USB à base d'Atmega8U compatible UNO.
- Alimentation à commutation automatique USB/Externe.

- Connecteur pour programmation directe ICSP.
- Interface série à niveaux TTL.
- Entrée AREF.
- Support des connecteurs à broches mâles et femelles.
- Connecteur pour module radio APC220 ou Bluetooth.
- jeux de connecteurs à broches pour bus I2C.
- Double contrôleur de moteur CC (2A maximum).
- 5 boutons poussoir d'entrées et un bouton poussoir de réinitialisation.
- Alimentation par port USB ou alimentation externe de 7V à 12V CC.
- Sorties d'alimentation en 5V / 3.3V et externe

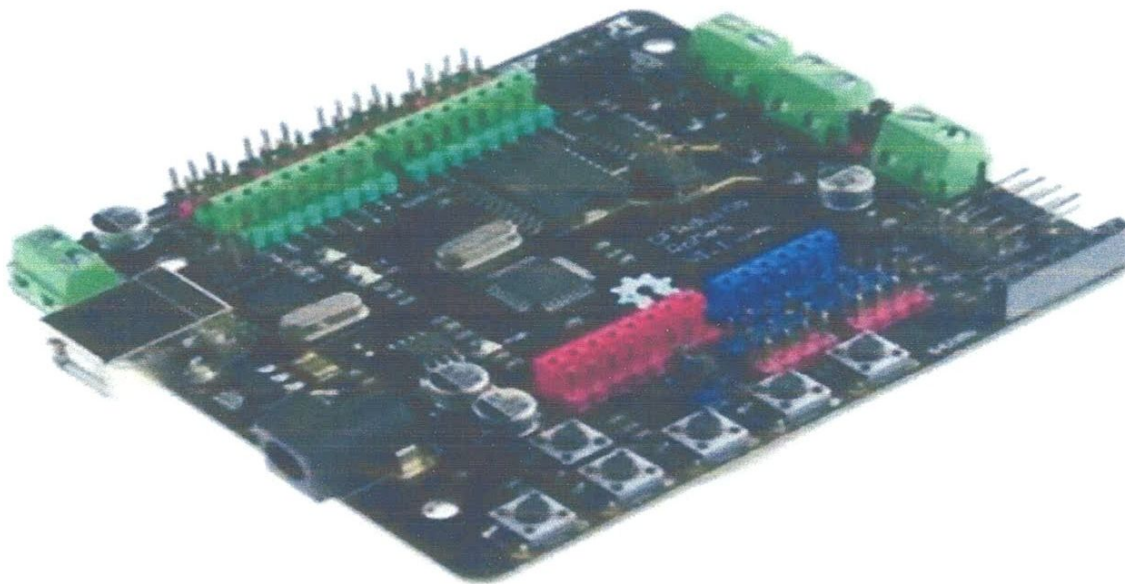
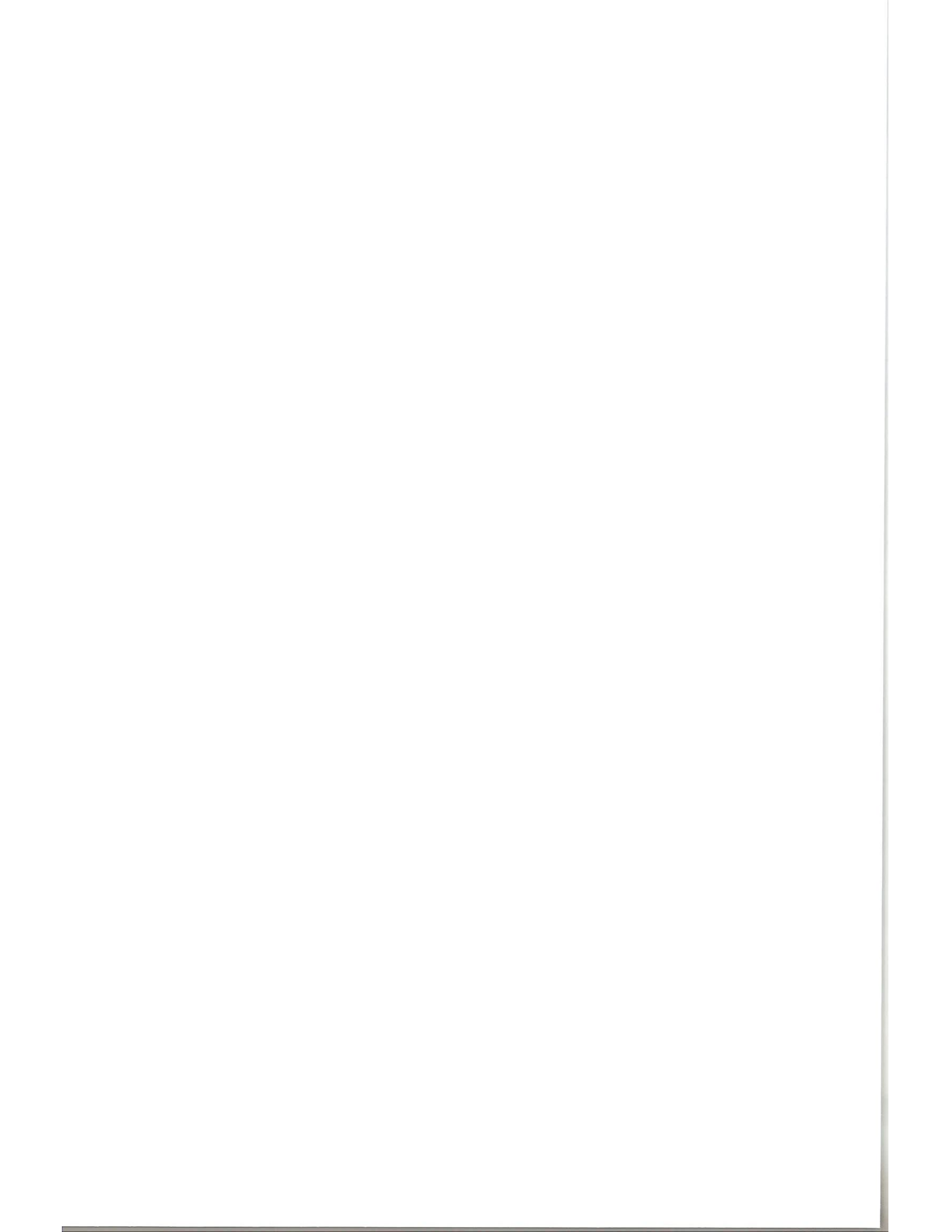


Fig. (II.1): Carte Romeo pour Arduino

II.2.2 La carte Arduino Duemilanove [32]

La carte Arduino Duemilanove (2009 en italien - les créateurs de l'Arduino sont des italiens...), est une carte à microcontrôleur basée sur l'ATmega168 pour les premières versions ou sur l'ATmega328 pour les versions actuelles. Elle dispose :

- de 14 broches numériques d'entrées/sorties (dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée)),



- de 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- d'un quartz 16Mhz,
- d'une connexion USB,
- d'un connecteur d'alimentation jack,
- d'un connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),
- et d'un bouton de réinitialisation (reset).

Elle contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur; Pour pouvoir l'utiliser, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB (ou de l'alimenter avec un adaptateur secteur ou une pile, mais ceci n'est pas indispensable, l'alimentation étant fournie par le port USB).

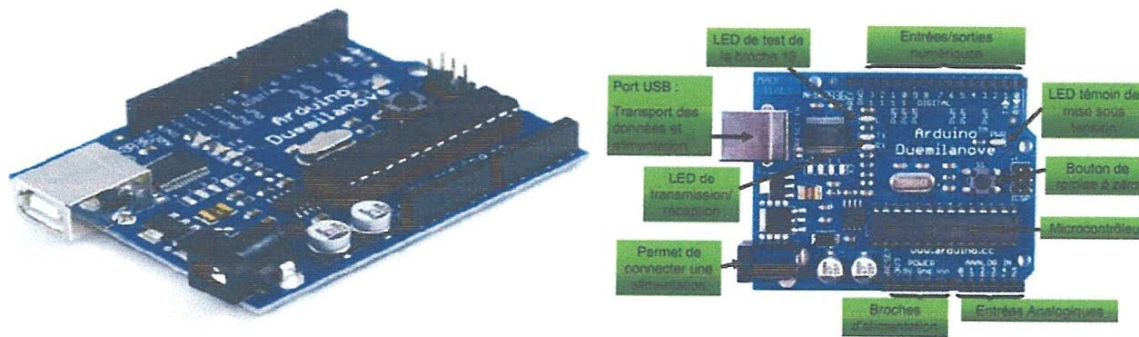


Fig. (II.2): Carte Arduino Duemilanove [33]

II.2.2.1 Caractéristiques de la carte

Microcontrôleur	ATmega328 pour les versions actuelles (ATmega168 pour les premières versions)
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	14 (dont 6 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	6 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	16 KB (ATmega168) or 32 KB (ATmega328) dont 2 KB sont utilisés par le bootloader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	1 KB (ATmega168) ou 2 KB (ATmega328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	512 bytes (ATmega168) ou 1 KB (ATmega328)
Vitesse d'horloge	16 MHz

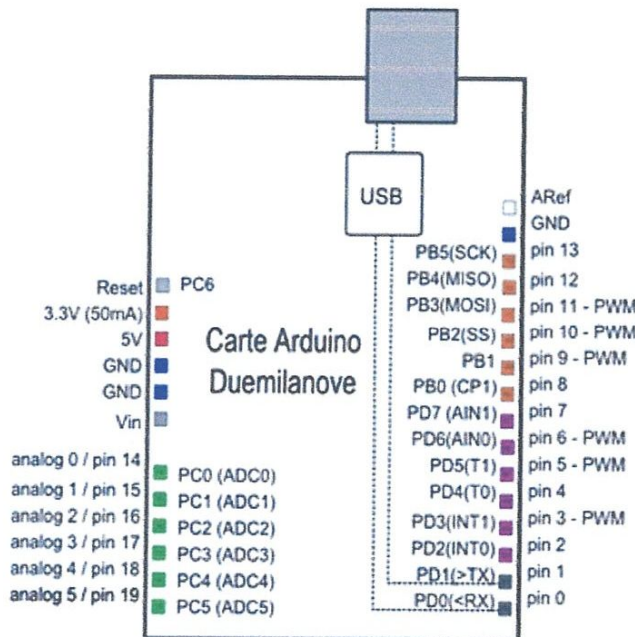


Fig. (II.3): Brochage de la carte Duemilanove

II.2.2.2 Alimentation de la carte

La carte Arduino Duemilanove peut-être alimentée soit via la connexion USB (qui fournit 5V jusqu'à 500mA) ou à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte.

L'alimentation externe (non-USB) peut être soit un adaptateur secteur (pouvant fournir typiquement de 3V à 12V sous 500mA) ou des piles (ou des accus). L'adaptateur secteur peut être connecté en branchant une prise 2.1mm positif au centre dans le connecteur jack de la carte. Les fils en provenance d'un bloc de piles ou d'accus peuvent être insérés dans les connecteurs des broches de la carte appelées Gnd (masse ou 0V) et Vin (Tension positive en entrée) du connecteur d'alimentation.

La carte peut fonctionner avec une alimentation externe de 6 à 20 volts. Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche 5V pourrait fournir moins de 5V et la carte pourrait être instable. Si on utilise plus de 12V, le régulateur de tension de la carte pourrait chauffer et endommager la carte.

Les broches d'alimentation sont les suivantes :

- **VIN** : La tension d'entrée positive lorsque la carte Arduino est utilisée avec une source de tension externe (à distinguer du 5V de la connexion USB ou autre source 5V régulée). Vous pouvez alimenter la carte à l'aide de cette broche, ou, si l'alimentation est fournie par le jack d'alimentation, accéder à la tension d'alimentation sur cette broche.
- **5V** : La tension régulée utilisée pour faire fonctionner le microcontrôleur et les autres composants de la carte (pour info : les circuits électroniques numériques nécessitent une tension d'alimentation parfaitement stable dite "tension régulée" obtenue à l'aide d'un composant appelé un régulateur et qui est intégré à la carte Arduino). Le 5V régulé fourni par cette broche peut donc provenir soit de la tension d'alimentation VIN via le régulateur de la carte, ou bien de la connexion USB (qui fournit du 5V régulé) ou de tout autre source d'alimentation régulée.
- **3V3** : Une alimentation de 3.3V fournie par le circuit intégré FTDI (circuit intégré faisant l'adaptation du signal entre le port USB de votre ordinateur et le port série de l'ATmega) de la carte est disponible : ceci est intéressant pour certains circuits

externes nécessitant cette tension au lieu du 5V). L'intensité maximale disponible sur cette broche est de 50mA.

- **GND** : Broche de masse (ou 0V).

II.2.2.3 Mémoire de la carte

L'ATmega 168 a 16 Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme (dont 2ko sont utilisés par le bootloader) et 1Ko de mémoire SRAM (volatile) et 512Ko d'EEPROM (non volatile) (mémoire qui peut être écrite et lue à l'aide de la librairie EEPROM) par contre l'ATmega 328 a 32Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme (dont 2Ko également utilisés par le bootloader) et 2ko de mémoire SRAM (volatile) et 1Ko d'EEPROM (non volatile)

Le bootloader est un programme qui permet la communication entre l'ATmega et le logiciel Arduino via le port série, notamment lors de chaque programmation de la carte.

II.2.2.4 Entrées et sorties numériques

Chacune des 14 broches numériques de la carte Duemilanove (numérotées des 0 à 13) peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique, en utilisant les instructions `pinMode()`, `digitalWrite()` et `digitalRead()` du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V. Chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité et dispose d'une résistance interne de "rappel au plus" (pull-up) (déconnectée par défaut) de 20-50 KOhms. Cette résistance interne s'active sur une broche en entrée à l'aide de l'instruction `digitalWrite(broche, HIGH)`.

De plus, certaines broches ont des fonctions spécialisées :

- **Communication Série**: Broches 0 (RX) et 1 (TX). Utilisées pour recevoir (RX) et transmettre (TX) les données sériées de niveau TTL. Ces broches sont connectées aux broches correspondantes du circuit intégré FTDI de la carte, composant qui assure l'interface entre les niveaux TTL et le port USB de l'ordinateur.
- **Interruptions Externes**: Broches 2 et 3. Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption sur une valeur basse, sur un front montant ou descendant, ou sur un changement de valeur.

- **Impulsion PWM (largeur d'impulsion modulée):** Broches 3, 5, 6, 9, 10, et 11. Fournissent une impulsion PWM 8-bits à l'aide de l'instruction **analogWrite()**.
- **SPI (Interface Série Périphérique):** Broches 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Ces broches supportent la communication SPI (Interface Série Périphérique) qui, bien que disponible d'un point de vue matériel, n'est pas actuellement inclut dans le langage Arduino. Une **librairie pour communicationSPI** est cependant disponible.
- **I2C:** Broches 4 (SDA) et 5 (SCL). Supportent les communications de protocole I2C (ou interface TWI (Two Wire Interface - Interface "2 fils"), disponible en utilisant la **librairie Wire /I2C (ou TWI-Two-Wire interface-interface « 2fils »)**.
- **LED:** Broche 13. Il y a une LED incluse dans la carte connectée à la broche 13. Lorsque la broche est au niveau HAUT, la LED est allumée, lorsque la broche est au niveau BAS, la LED est éteinte.

II.2.2.5 Entrées analogiques

La carte Duemilanove dispose de 6 entrées analogiques (numérotées de 0 à 5), chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (c.à.d. sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023) à l'aide de la très utile fonction **analogRead (-)** du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre le 0V (valeur 0) et le 5V (valeur 1023), mais il est possible de modifier la référence supérieure de la plage de mesure en utilisant la broche AREF et l'instruction **analogReference (-)** du langage Arduino.

- **Autres broches**

Il y a deux autres broches disponibles sur la carte :

1. **AREF** : Tension de référence pour les entrées analogiques (si différent du 5V). Utilisée avec l'instruction **analogReference (-)**.
2. **Reset** : Mettre cette broche au niveau BAS entraîne la réinitialisation (redémarrage) du microcontrôleur. Typiquement, cette broche est utilisée pour ajouter un bouton de réinitialisation sur le circuit qui bloque celui présent sur la carte.

II.2.2.6 Broches de Communication de la carte

La carte Arduino dispose de toute une série de facilité pour communiquer avec un ordinateur, une autre carte Arduino, ou avec d'autres microcontrôleurs. L'ATmega 168 et l'ATmega 328

dispose d'une UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter ou émetteur-récepteur asynchrone universel en français) pour communication série de niveau TTL (5V) et qui est disponible sur les broches 0 (RX) et 1 (TX). Un circuit intégré FT232RL (circuit FTDI) sur la carte assure la connexion entre cette communication série vers le port USB de l'ordinateur et les **drivers FTDI** (qui sont inclus avec le logiciel Arduino) qui créent un port COM virtuel sur l'ordinateur utilisable par les logiciels.

II.2.3 La carte ArduinoUNO [34]

C'est la révision la plus récente de la carte de base Arduino USB. Elle se connecte sur l'ordinateur avec un câble USB standard et contient tout ce dont vous avez besoin pour programmer et utiliser la carte. Elle peut être complétée avec toute une variété de circuits : des cartes-filles personnalisées avec des caractéristiques spécifiques. Elle est similaire à la carte précédente **Duemilanove**, mais elle dispose d'un circuit intégré USB-vers-série différent, l'ATMega8U2, ainsi qu'un nouveau design du texte de la carte afin de rendre les entrées et les sorties plus faciles à identifier.

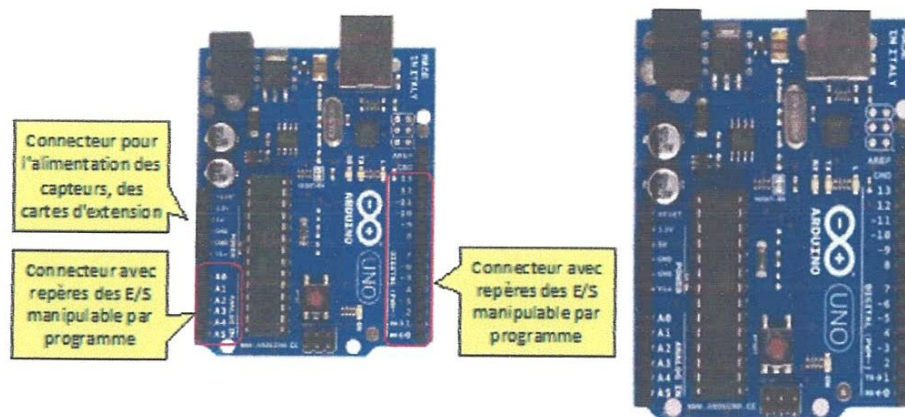


Fig. (II.4): La carte Arduino UNO

II.2.4 La carte Arduino Mega 2560 : [35]

La version de la **Mega** sortie en même temps que la carte UNO. Cette version est basée sur l'ATmega2560, qui dispose de deux fois plus de mémoire, et utilise également l'ATMega 8U2 pour la communication USB-vers-série.

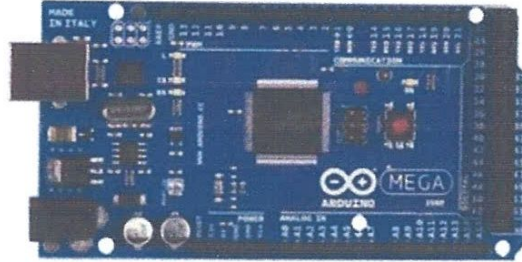


Fig. (II.5): La carte Arduino Mega 2560

Cette carte dispose :

- de 54 broches numériques d'entrées/sorties (dont 14 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée)),
- de 16 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- de 4 UART (port série matériel),
- d'un quartz 16Mhz,
- d'une connexion USB,
- d'un connecteur d'alimentation jack,
- d'un connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),
- et d'un bouton de réinitialisation (reset).

Elle contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur; Pour pouvoir l'utiliser et se lancer, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB (ou de l'alimenter avec un adaptateur secteur ou une pile, mais ceci n'est pas indispensable, l'alimentation étant fournie par le port USB).

La carte Arduino Mega 2560 est compatible avec les circuits imprimés prévus pour les cartes Arduino Uno, Duemilanove.

II.2.4.1 Caractéristiques de la carte

Microcontrôleur	ATmega2560
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	54 (dont 14 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	16 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	256 KB dont 8 KB sont utilisés par le boot loader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	8 KB
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	4 KB
Vitesse d'horloge	16 MHz

II.2.4.2 Alimentation de la carte

La carte Arduino Mega 2560 peut-être alimentée soit via la connexion USB (qui fournit 5V jusqu'à 500mA) ou à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte.

La carte Arduino Mega2560 diffère de toutes les cartes précédentes car elle n'utilise par le circuit intégré FTDI usb-vers-série. A la place, elle utilise un Atmega8U2 programmé en convertisseur USB-vers-série.

Les broches d'alimentation sont les mêmes celles des autres cartes (VIN, 5V, 3V3 et GND)

II.2.4.3 Mémoire de la carte

L'ATmega 2560 à 256Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme (dont 8Ko également utilisés par le bootloader). L'ATmega 2560 a également 8 ko de mémoire SRAM (volatile) et 4Ko d'EEPROM (non volatile - mémoire qui peut être lue à l'aide de **la librairie EEPROM**).

II.2.4.4 Entrées et sorties numériques

Chacune des 54 broches numériques de la **Carte Mega** peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique, en utilisant les instructions **pinMode(-)**, **digitalWrite(-)** et **digitalRead(-)** du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V. Chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité et dispose d'une résistance interne de "rappel au plus" (pull-up) (déconnectée par défaut) de 20-50 KOhms. Cette résistance interne s'active sur une broche en entrée à l'aide de l'instruction **digitalWrite(broche,HIGH)**.

De plus, certaines broches ont des fonctions spécialisées :

- **Communication Serie:** Port Serie Serial : 0 (RX) and 1 (TX); Port Serie Serial 1: 19 (RX) and 18 (TX); Port Serie Serial 2: 17 (RX) and 16 (TX); Port Serie Serial 3: 15 (RX) and 14 (TX). Utilisées pour recevoir (RX) et transmettre (TX) les données séries de niveau TTL. Les broches 0 (RX) and 1 (TX) sont connectées aux broches correspondantes du circuit intégré ATmega8U2 programmé en convertisseur USB-vers-série de la carte, composant qui assure l'interface entre les niveaux TTL et le port USB de l'ordinateur.
- **Interruptions Externes:** Broches 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), et 21 (interrupt 2). Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption sur une valeur basse, sur un front montant ou descendant, ou sur un changement de valeur.
- **Impulsion PWM (largeur d'impulsion modulée):** Broches 0 à 13. Fournissent une impulsion PWM 8-bits à l'aide de l'instruction **analogWrite (-)**.
- **SPI (Interface Série Périphérique):** Broches 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS). Ces broches supportent la communication SPI (Interface Série Périphérique) disponible avec la **librairie pour communicationSPI**. Les broches SPI sont également connectées sur le connecteur ICSP qui est mécaniquement compatible avec les cartes Uno, Duemilanove.
- **I2C:** Broches 20 (SDA) et 21 (SCL). Supportent les communications de protocole I2C (ou interface TWI (Two Wire Interface - Interface "2 fils"), disponible en utilisant la **librairie Wire /I2C (ou TWI-Two-Wire interface-interface « 2fils »)**. Noter que ces broches n'ont pas le même emplacement que sur les cartes Uno, Duemilanove .

II.2.5 Les autres cartes Arduino : [36]

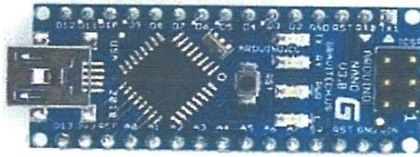


Fig. (II.6A): Carte Arduino Nano

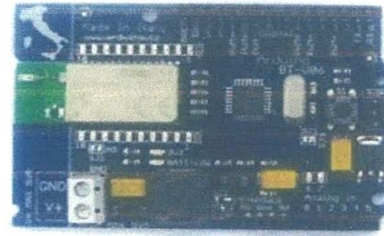


Fig. (II.6B): Carte Arduino Bluetooth

➤ Les Modules disponibles avec les cartes Arduino :

Les modules sont des cartes prévues pour être enfichées directement sur une carte Arduino. Ces cartes élargissent les fonctionnalités de la carte Arduino pour contrôler différents composants, acquérir des données, etc...

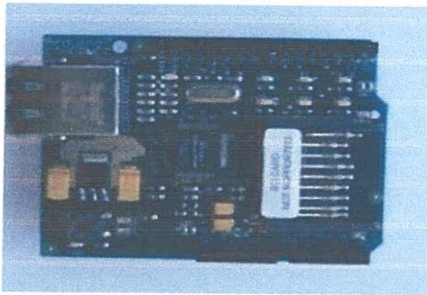


Fig. (II.7A): Module Ethernet

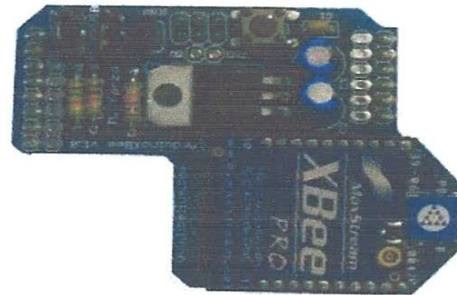


Fig. (II.7B): Module XBee

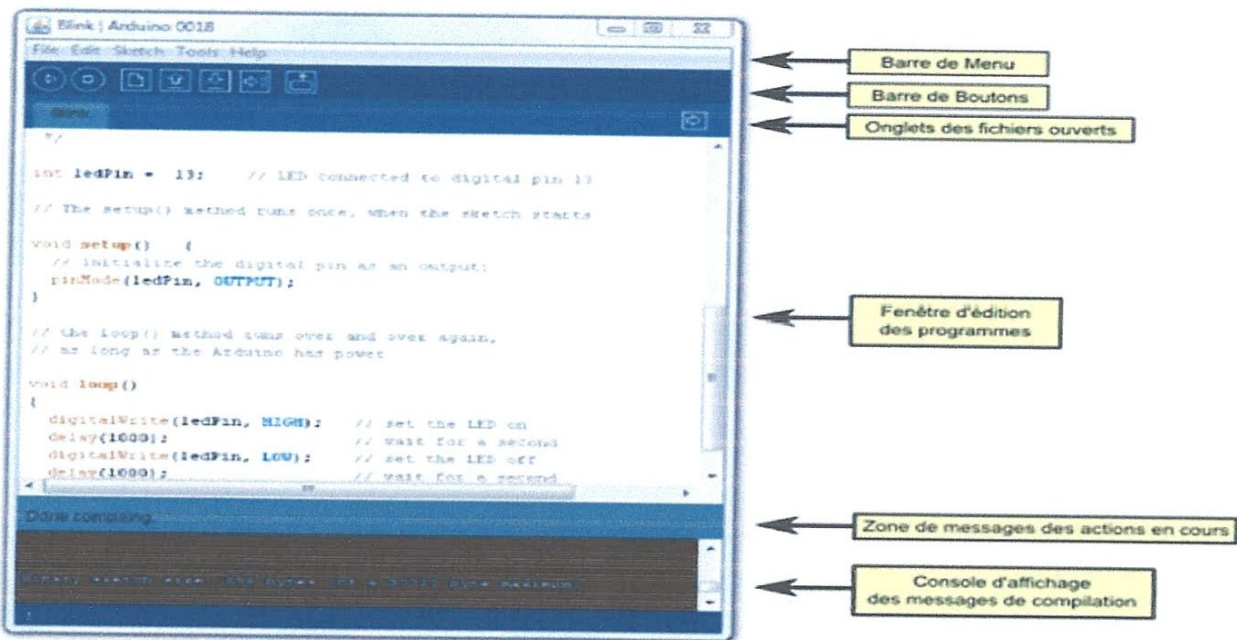
II.3 Logiciel de programmation

L'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java.

L'IDE permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte.

IL3.1 Fenêtre générale de l'application Arduino

La fenêtre de l'application Arduino comporte les éléments suivants :

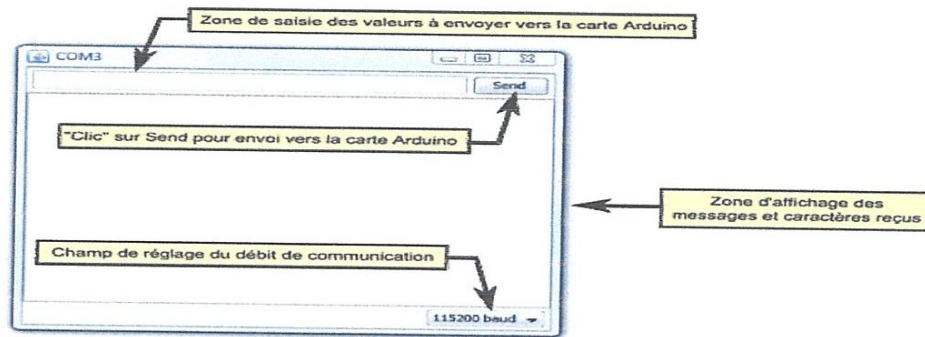


- une **BARRE DE MENUS** comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI),
- une **BARRE DE BOUTONS** qui donne un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation,
- un **EDITEUR** (à coloration syntaxique) pour écrire le code du programme, avec onglets de navigation,
- une **ZONE DE MESSAGES** qui affiche indique l'état des actions en cours,
- une **CONSOLE TEXTE** qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme

Le logiciel Arduino intègre également :

1. un **TERMINAL SERIE** (fenêtre séparée) qui permet d'afficher des messages textes reçus de la carte Arduino et d'envoyer des caractères vers la carte Arduino. Cette fonctionnalité permet une mise au point facilitée des programmes, permettant d'afficher sur l'ordinateur l'état de variables, de résultats de calculs ou de conversions analogique-numérique : un élément essentiel pour améliorer, tester et corriger ses

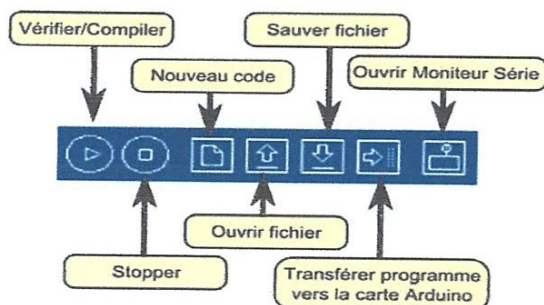
programmes.



II.3.2 Principe général d'utilisation

Le code écrit avec le logiciel Arduino est appelé un programme (ou une séquence - sketch en anglais) :

- ces programmes sont écrits dans l'**éditeur de texte**. Celui-ci a les fonctionnalités usuelles de copier/coller et de rechercher/remplacer le texte.
- la **zone de messages** donne l'état de l'opération en cours lors des sauvegardes, des exportations et affiche également les erreurs.
- la **console texte** affiche les messages produits par le logiciel Arduino incluant des messages d'erreur détaillés et autres informations utiles.
- la **barre de boutons** vous permet de vérifier la syntaxe et de transférer les programmes, créer, ouvrir et sauvegarder votre code, et ouvrir le moniteur série.
- la **barre des menus** vous permet d'accéder à toutes les fonctionnalités du logiciel Arduino.



Vérifier/compiler : Vérifie le code à la recherche d'erreur.



Stop : Stoppe le moniteur série ou les autres boutons activés.



Nouveau : Crée un nouveau code (ouvre une fenêtre d'édition vide)



Ouvrir : Ouvre la liste de tous les programmes dans votre "livre de programmes". Cliquer sur l'un des programmes l'ouvre dans la fenêtre courante.



Sauver : Enregistre votre programme.



Transférer vers la carte : Compile votre code et le transfère vers la carte Arduino.



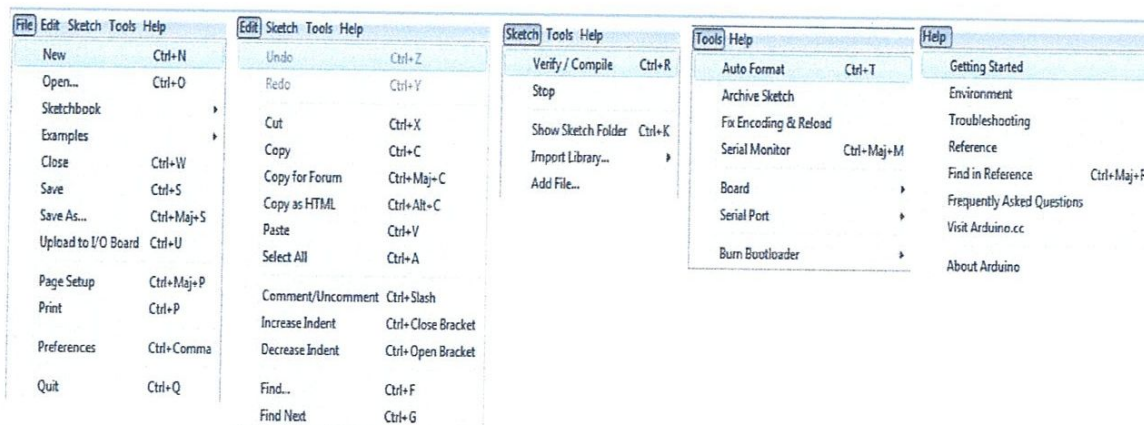
Moniteur Série : Ouvre la fenêtre du moniteur (ou terminal) série.

➤ Description des menus

Des commandes complémentaires sont disponibles dans cinq menus :

1. **File** (Fichier),
2. **Edit** (Editer),
3. **Sketch** (Programme ou Séquence),
4. **Tools** (Outils),
5. **Help** (Aide),

Le menu est sensible au contexte ce qui signifie que seulement les items correspondant au travail en cours sont disponibles.



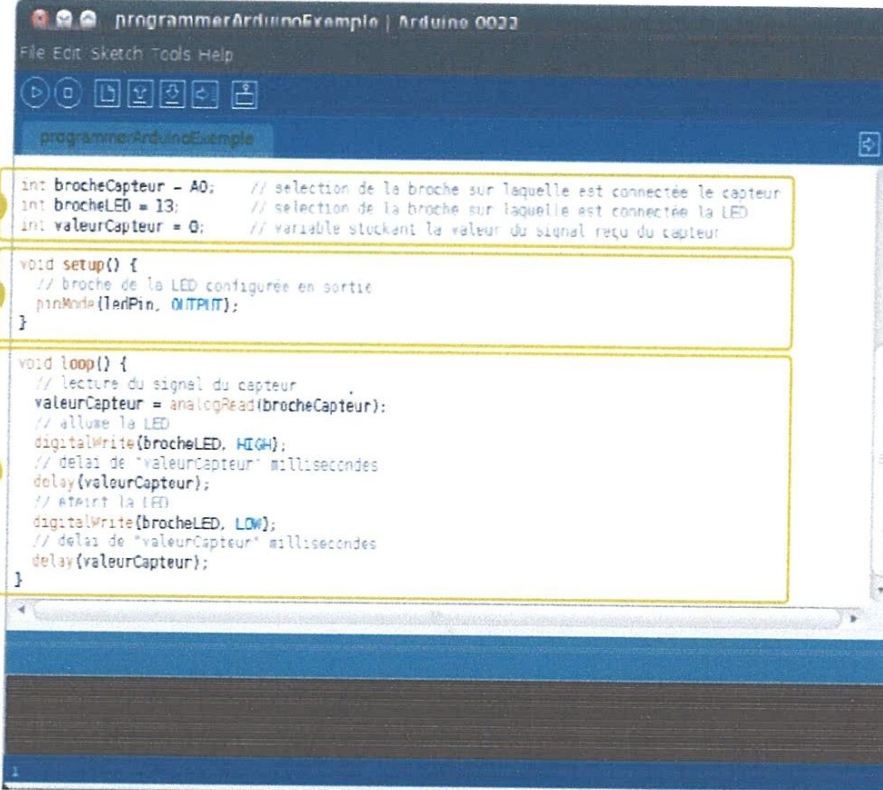
II.3.3 Le langage de programmation

Un langage de programmation est un langage permettant à un être humain d'écrire un ensemble d'instructions (code source) qui seront directement converties en langage machine grâce à un compilateur (c'est la compilation).

L'exécution d'un programme Arduino s'effectue de manière séquentielle, c'est-à-dire que les instructions sont exécutées les unes à la suite des autres.

II.3.3.1 La structure d'un programme

Un programme Arduino comporte trois parties :



```
int brocheCapteur = A0; // selection de la broche sur laquelle est connectée le capteur
int brocheLED = 13; // selection de la broche sur laquelle est connectée la LED
int valeurCapteur = 0; // variable stockant la valeur du signal reçu du capteur

void setup() {
  // broche de la LED configurée en sortie
  pinMode(13, OUTPUT);
}

void loop() {
  // lecture du signal du capteur
  valeurCapteur = analogRead(brocheCapteur);
  // allume la LED
  digitalWrite(brocheLED, HIGH);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
  // éteint la LED
  digitalWrite(brocheLED, LOW);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
}
```

1. la partie déclaration des variables (optionnelle)
2. la partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction `setup ()`
3. la partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction `loop ()`

II.3.3.2 Coloration syntaxique

Lorsque du code est écrit dans l'interface de programmation, certains mots apparaissent en différentes couleurs qui clarifient le statut des différents éléments :

En **orange**, apparaissent les mots-clés reconnus par le langage Arduino comme des **fonctions** existantes. Lorsqu'on sélectionne un mot coloré en orange et qu'on effectue un clic avec le

bouton droit de la souris, l'on a la possibilité de choisir « Find in reference » : cette commande ouvre directement la documentation de la fonction sélectionnée.

En **bleu**, apparaissent les mots-clés reconnus par le langage Arduino comme des **constantes**.

En **gris**, apparaissent les **commentaires** qui ne seront **pas exécutés dans le programme**. Il est utile de bien commenter son code pour s'y retrouver facilement ou pour le transmettre à d'autres personnes. L'on peut déclarer un commentaire de deux manières différentes :

Dans une ligne de code, tout ce qui se trouve après « // » sera un commentaire.

L'on peut encadrer des commentaires sur plusieurs lignes entre « /* » et « */ ».

II.3.3.3 La syntaxe du langage

➤ Ponctuation

Le code est structuré par une ponctuation stricte :

Toute ligne de code se termine par un point-virgule « ; »

Le contenu d'une **fonction** est délimité par des accolades « { » et « } »

Les **paramètres** d'une fonction sont contenus pas des parenthèses « (» et «) ».

Une erreur fréquente consiste à oublier un de ces éléments.

II.3.3.4 Les variables

Une variable est un espace réservé dans la mémoire de l'ordinateur. C'est comme un compartiment dont la taille n'est adéquate que pour un seul type d'information.

Elle est caractérisée par un nom qui permet d'y accéder facilement.

Il existe différents types de variables identifiés par un mot-clé dont les principaux sont :

Nombres entiers (Int)

Nombres à virgule flottante (float)

Texte (String)

Valeurs vrai/faux (boolean).

Un nombre à décimales, par exemple 3.14159, peut se stocker dans une variable de type float.

Notez que l'on utilise un point et non une virgule pour les nombres à décimales. Dans Arduino, il est nécessaire de déclarer les variables pour leurs réserver un espace mémoire adéquat. On déclare une variable en spécifiant son type, son nom puis en lui assignant une valeur initiale (optionnelle).

II.3.3.5 Les sous routines ou fonctions

Quand votre code commence à tenir une place importante et que vous utilisez à plusieurs reprises les mêmes blocs d'instructions, vous pouvez utiliser une sous-routine qui vous permet

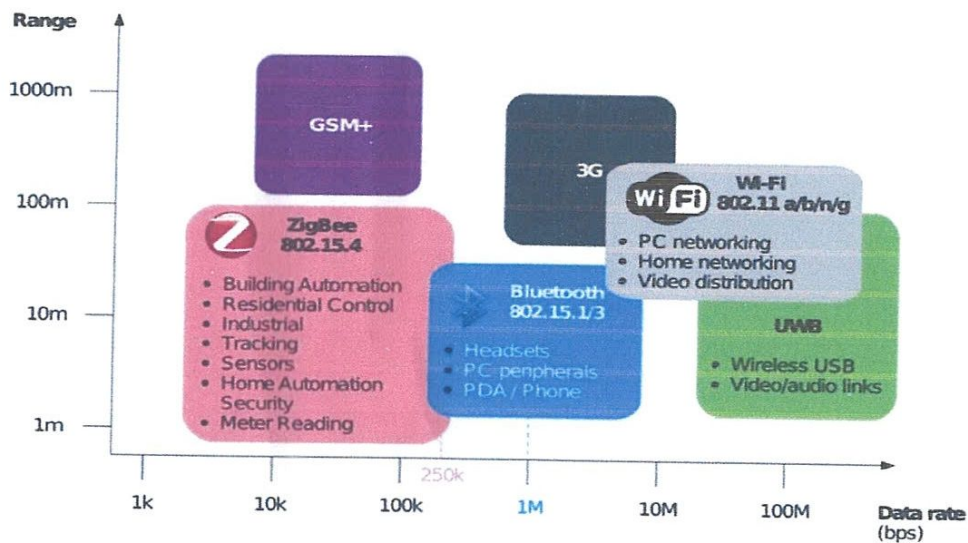
connexion du périphérique à l'hôte, ce dernier détecte l'ajout du nouvel élément grâce au changement de la tension entre les fils **D+** et **D-**. A ce moment, l'ordinateur envoie un signal d'initialisation au périphérique pendant 10 ms, puis lui fournit du courant grâce aux fils **GND** et **VBUS** (jusqu'à 100mA). Le périphérique est alors alimenté en courant électrique et récupère temporairement l'adresse par défaut (l'adresse 0). L'étape suivante consiste à lui fournir son adresse définitive (c'est la procédure *d'énumération*). Pour cela, l'ordinateur interroge les périphériques déjà branchés pour connaître la leur et en attribue une au nouveau, qui en retour s'identifie. L'hôte, disposant de toutes les caractéristiques nécessaires est alors en mesure de charger le pilote approprié.

II.4.2 Transmission sans fil (ZIGBEE)

ZIGBEE est un protocole de haut niveau permettant la communication de petites radios, à consommation réduite, basée sur la norme IEEE 802.15.4 pour les réseaux à dimension personnelle (Wireless Personal Area Networks : WPANs).

Cette technologie a pour but de la communication de courte distance telle que le propose déjà la technologie Bluetooth, tout en étant moins chère et plus simple. À titre d'exemple, les nœuds ZigBee classiques nécessitent environ 10 % du code nécessaire à la mise en œuvre de nœuds Bluetooth ou de réseaux sans fil, et les nœuds ZigBee les plus élémentaires peuvent ainsi descendre jusqu'à 2 %

➤ **Comparaissant le protocole ZIGBEE par rapport à d'autres protocoles sans fil**



➤ **Le protocole ZIGBEE 802.15.4**

Le **802.15.4** est un protocole de communication défini par l'IEEE. Il est destiné aux réseaux sans fil de la famille des LR WPAN (Low Rate Wireless Personal Area Network) du fait de leur faible consommation, de leur faible portée et du faible débit des dispositifs utilisant ce protocole.

La norme IEEE802.15.4 est utilisé par de nombreuses implémentations basées sur des protocoles propriétaires ou sur IP (Internet Protocol), comme le ZIGBEE.

Les caractéristiques des LR WPAN sont :

- la formation d'un réseau de type étoile ou maillé,
- l'allocation d'une adresse de 16 bits ou de 64 bits,
- l'utilisation de CSMA/CA pour communiquer,
- la faible consommation d'énergie,
- la détection d'énergie (ED),
- l'indication de la qualité de la liaison (LQI),
- l'utilisation de :
 - 16 canaux dans la bande de fréquence de 2.4 à 2.4835 GHz,
 - 10 canaux dans la bande de fréquence de 902 à 928 MHz,
 - 1 canal dans la bande de fréquence de 868 à 868.6 MHz.

L'IEEE a défini deux types de dispositifs pouvant participer à un réseau :

- le dispositif ayant toutes les fonctions possibles (FFD : Full Function Device)
- le dispositif ayant des fonctions limitées (RFD : Reduced Function Device)

Le *FFD* peut assurer trois rôles dans un réseau : coordinateur PAN, routeur ou dispositif relié à un capteur (plus petite fonction possible, appelé dispositif de fin).

Le *RFD* est prévu pour des applications simples (signaler l'état d'un capteur, contrôler l'activation d'un actionneur). Il est considéré comme un dispositif "de fin" (end device), dans le sens où il n'est pas essentiel au réseau.

Pour communiquer sur un même réseau, un FFD (au moins) et des RFD doivent utiliser le même canal physique parmi ceux définis selon la bande de fréquence choisie. Le FFD peut dialoguer avec des RFD et des FFD, tandis que le RFD dialogue avec un FFD uniquement.

La communication par ZIGBEE définit par les couches : réseau, sécurité et application. La couche réseau supporte trois topologies : en étoile, en arbre et maillée. La topologie en étoile donne l'avantage de la consommation minimale d'énergie, alors que la topologie maillée donne l'avantage de la fiabilité de transmission en définissant plusieurs trajets entre deux points

quelconques dans le réseau.

La topologie la plus fréquemment utilisée est celle en maille. Afin de garantir une consommation minimale de puissance, la spécification du standard distingue deux types de périphériques à savoir ceux à fonctions réduites (RFD) et ceux à fonctions complètes (FFD). Un réseau ZIGBEE nécessite au minimum un FFD. Ce dernier peut jouer le rôle d'un coordinateur de réseau ou de connexion ou juste un nœud de communication.

Les FFD peuvent communiquer entre eux et avec les RFD pour établir des connexions. Ils sont généralement alimentés par des lignes de courant. Par contre, les RFD sont implémentés avec des ressources mémoire limitées, alimentées par des batteries et sont conçus pour être des nœuds d'émission/réception simples. Ces périphériques peuvent chercher les réseaux disponibles, transférer des données et être en veille hors des communications afin de minimiser la consommation d'énergie.

Les modules ZIGBEE que nous avons utilisés sont associés à des kits qui possèdent une interface RS-232 ou une interface USB. Ainsi ils peuvent être connectés à n'importe quel système (ex : μ C, ordinateur) qui possède une interface compatible. La (Fig. (II.9)) présente un exemple de communication entre deux modules ZIGBEE et la figure suivante présente la structure d'un paquet de données :

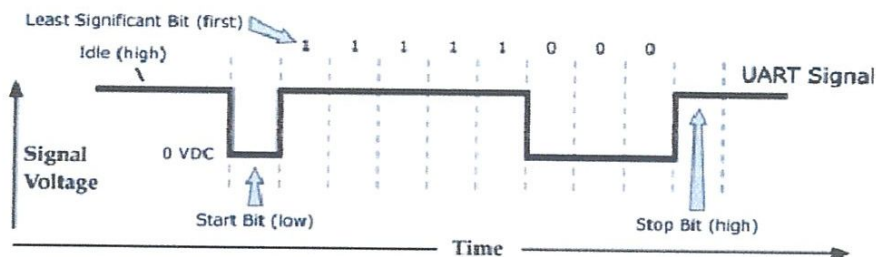


Fig. (II.9): structure d'un paquet de données [38]

- Exemple d'application le protocole ZigBee [39]
- La carte XBee

Bee signifiant "abeille", le choix du nom donne l'image qu'il peut y avoir plusieurs petits modules connectés ensemble comme une colonie d'abeilles. Au début, on peut confondre les termes XBee et ZigBee. En fait, comme expliqué au début de l'article, le **ZigBee** est un protocole de communication qui s'appuie sur le travail du groupe IEEE 802.15.4 et est défini par le groupe de professionnels *ZigBee Alliance*. Le **XBee** est une marque, un produit qui utilise le protocole ZigBee.



Fig. (II.10): Le module XBee



Fig. (II.11): Communication XBee vers un ordinateur



Fig. (II.12): Communication entre l'Arduino et l'ordinateur



Fig. (II.13): Communication Arduino vers Arduino

Conclusion

L'acquisition des paramètres physiologiques nécessite les outils (matériel et logiciel) qu'on a expliqués dans ce chapitre.

Le chapitre trois consiste à étudié la possibilité de la mise en œuvre d'un système de monitoring clinique des paramètres physiologiques dans cette partie nous présentons les étapes de la réalisation du système de monitoring comme application nous présentons une démonstration permettant le monitoring de la température corporelle.

Chapitre III

*Mise en œuvre d'un système de
monitoring*

Introduction

En médecine, le monitoring est une technique qui permet d'enregistrer l'évolution temporelle de certains paramètres physiologiques caractéristiques de l'état de santé d'un patient avant, pendant ou à la suite d'une intervention chirurgicale par exemple. Un des paramètres vital est la mesure de la température corporelle du patient.

III.1 description de projet

Dans une salle équipée d'un camera de surveillance on va mise en oeuvre d'un système de monitoring permettant de contrôler en temps réel la situation des patients à distance à partir d'une interface graphique. Cette dernière permet d'afficher les différentes paramètres physiologique sous forme valeur numérique (température corporelle, glycémie, saturation sanguine... etc.) ou bien sous forme graphe (ECG, EEG, EMG... etc.)

Vue le manque des moyens, notre système est testé par un seul capteur qui permet de mesurer le signal de la température corporelle du patient en utilisant une carte d'acquisition qui est l'Arduino Mega 2560 et un capteur de température (LM35) comme partie hardware et les logiciels Visual basic 6 et Arduino v 1.0.5 comme partie software.

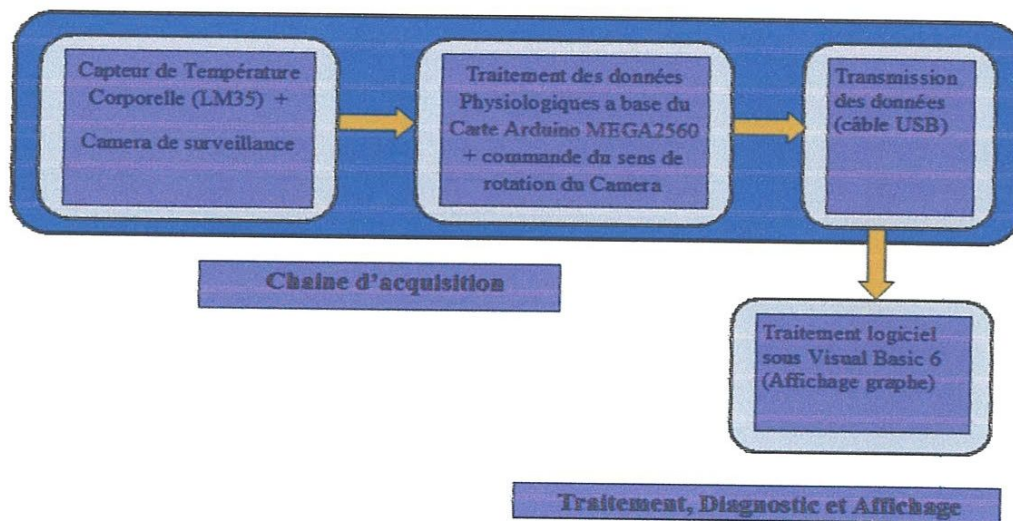


Fig. (III.1): Structure complète du system de monitoring

Le system contient trois parties :

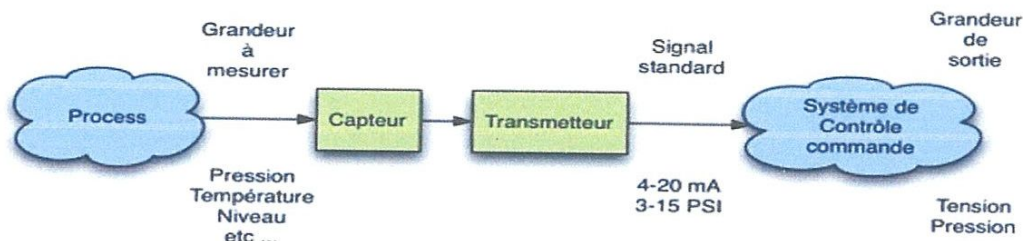
- La première partie représente l'acquisition des paramètres physiologiques on utilisant des capteurs biomédicaux, (chapitre 1).
- La deuxième partie : réalisation d'un system à base de la carte Arduino MEGA2560 permet le traitement et l'émission des données.
- La troisième partie : l'affichage des paramètres physiologiques sur interface graphique.

III. 2 Unité de traitement de donnée physiologique

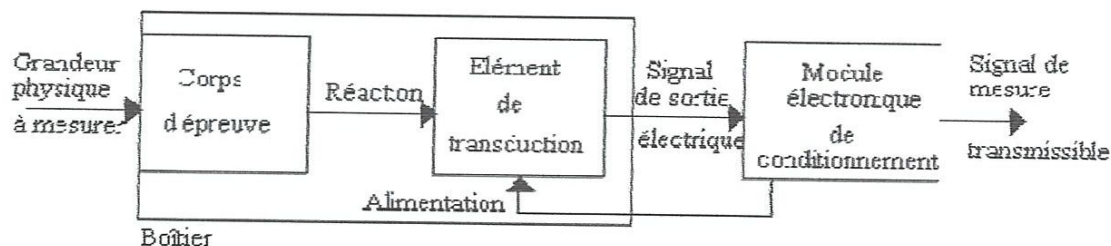
III.2.1 L'acquisition des mesures [40]

Un capteur est un organe chargé de prélever une grandeur physique à mesurer et de la transformer en une grandeur exploitable. Le capteur est un organe de saisie d'informations. C'est le premier maillon de toute une chaîne de mesure, acquisition de données, de tout système d'asservissement, régulation, de tout dispositif de contrôle, ...

➤ Mise en situation :



III.2.1.2 Constitution d'un capteur



- **Corps d'épreuve** : élément mécanique qui réagit sélectivement à la grandeur à mesurer (appelée aussi mesurande).

- **Élément de transduction** : élément sensible lié au corps d'épreuve. Il traduit les réactions du corps d'épreuve en une grandeur électrique constituant le signal de sortie.
- **Boîtier** : élément mécanique de protection, de maintien et de fixation du capteur.
- **Module électronique de fonctionnement** : il a selon les cas, les fonctions suivantes :
 1. alimentation électrique du capteur (si nécessaire)
 2. mise en forme et amplification du signal de sortie
 3. filtrage, amplification
 4. conversion du signal (CAN,...)

III.2.1.3 Mode de fonctionnement des capteurs

Les capteurs fonctionnent selon deux principes de base suivant l'origine du signal électrique de sortie. On distingue :

1. les capteurs actifs fonctionnant en générateur
2. les capteurs passifs fonctionnant en modulateur.

Dans les capteurs actifs; une partie de l'énergie physique prélevée sur la mesurande est transformée directement en une énergie électrique qui constitue le signal de sortie. Ce signal est un courant, une tension ou une quantité d'électricité. Les signaux de sortie délivrés par les capteurs actifs sont de faible puissance. Ils sont dits de bas niveau et doivent être amplifiés pour pouvoir être ensuite transmis à distance.

Dans les capteurs passifs, c'est l'impédance du capteur qui est sensible aux variations du mesurande. Ces variations d'impédance ne sont mesurables que par l'intermédiaire d'un circuit électronique de pré-conditionnement. Les capteurs passifs doivent être alimentés par une source d'énergie extérieure. Cette source peut être une tension continue ou modulée en fréquence.

Ces modes de fonctionnement correspondent à des principes de base et s'adapte essentiellement aux capteurs à sortie analogique. Le mode de fonctionnement des capteurs à sortie numérique et logique sont des cas particuliers.

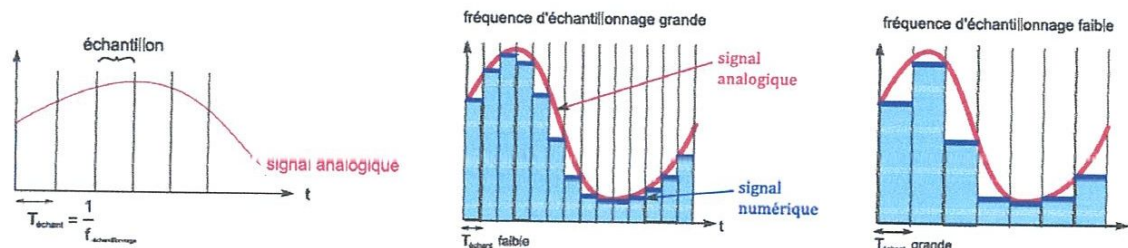
III.2.1.4 Numérisation d'un signal analogique

La numérisation d'un signal analogique dépendant du temps $S(t)$ se décompose selon les étapes suivantes :

1. L'échantillonnage

L'échantillonnage consiste à découper le signal électrique analogique à intervalle de temps Régulier T_e (en s) appelé période d'échantillonnage.

La fréquence d'échantillonnage f_e (en Hz) définie par $f_e = 1/T_e$ correspond au nombre de points retenus par seconde sur le signal analogique.



Donc en remarque que Plus la fréquence d'échantillonnage sera grande, plus la période d'échantillonnage sera [grande / petit], plus le nombre d'échantillons sera [grand / petit], plus le signal numérique sera [proche/éloigné] du signal analogique et donc [meilleure/moins bonne] sera la numérisation :

2. Quantification

Lors de la numérisation, il faut également discrétiser les valeurs de l'amplitude du signal. La quantification consiste, pour chaque échantillon, à lui associer une valeur d'amplitude.

Cette valeur de l'amplitude s'exprime en « bit » et l'action de transformer la valeur numérique de l'amplitude en valeur binaire s'appelle le **codage**.

➤ Exemples de quantifications :

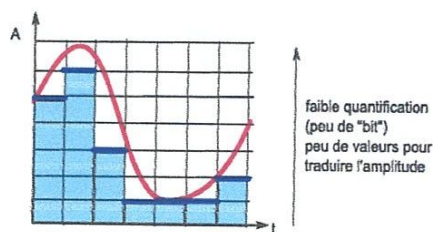


Fig. (III.2A): quantification de 8 bit

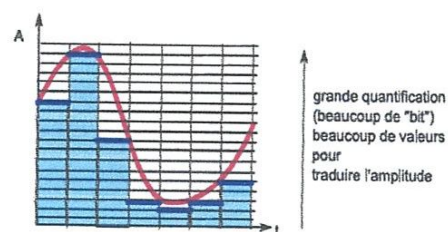


Fig. (III.2B): quantification de 16 bit

III.2.1.5 Le capteur de température LM 35

Le capteur LM 35 est un circuit intégré construit à partir d'une diode Zéner dont la tension inverse varie avec la température.

Ses caractéristiques sont : alimentation entre 4 et 20 V

Tension de sortie proportionnelle à la température en degré Celsius (10 mV/°C)

Il existe plusieurs modèles ; celui utilisé permet de mesurer des températures comprises entre 0°C et 100°C ; les connexions sont celles indiquées dans la Fig. (III.3).

- **Attention ! le LM 35 n'aime pas être branché à l'envers !**

Réalisez les connexions et vérifiez le fonctionnement du thermomètre à l'aide d'un multimètre.

La figure suivante représente le capteur de température LM35 :

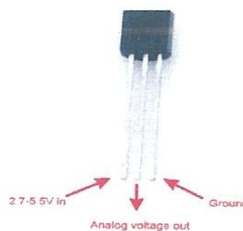


Fig. (III.3): Capteur de température LM35 [41]

Le capteur LM35 convertit une paramètre physiologique (température) vers une grandeur électrique (0 – 5V).

La carte **ArduinoMEGA2560** faire la conversion du signal analogique vers un signal numérique ensuite, faire l'émission des suites binaire du signal numérique sur le port USB.

L'ordinateur lire le signal numérique sur le port USB en code HEX puis faire la correspondance de chaque code hexadécimal en code ASCII puis faire la correspondance de chaque code ASCII en caractères ou en numéro, après il affiche les valeurs de température sur une interface graphique.

III.2.2 La carte Arduino Mega 2560

La carte **Arduino Mega2560** est une carte à microcontrôleur construite autour de l'ATmega2560. Elle possède 54 broches d'entrée/sortie numériques (dont 14 peuvent servir de sorties PWM/MLI), 16 entrées analogiques, 4 ports série (UART), un oscillateur à quartz de 16 MHz, un connecteur USB, un jack d'alimentation, une embase ICSP, et un bouton d'initialisation (reset). La carte **Mega2560** contient tout ce qui est nécessaire au fonctionnement du microcontrôleur. Pour l'utiliser, il suffit de la relier à un ordinateur avec un

câble USB, ou encore de l'alimenter à l'aide d'un adaptateur CA/CC ou de piles. La carte Mega est compatible avec la plupart des cartes d'extension (**shields**) conçus pour les cartes Arduino **Duemilanove** ou **Diecimila**.

Contrairement aux cartes de fabrication antérieure, la carte **Mega2560** n'utilise pas de puce FTDI pour la conversion USB-série. Cette puce est remplacée par un ATmega16U2 (ATmega8U2 pour la révision 1 et 2 de la carte) programmé pour servir de convertisseur USB-série.

III.2.2.1 Caractéristiques technique de la carte [42]

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB (ATmega2560) of which 4KB used by bootloader
SRAM	8 KB (ATmega328)
EEPROM	4 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

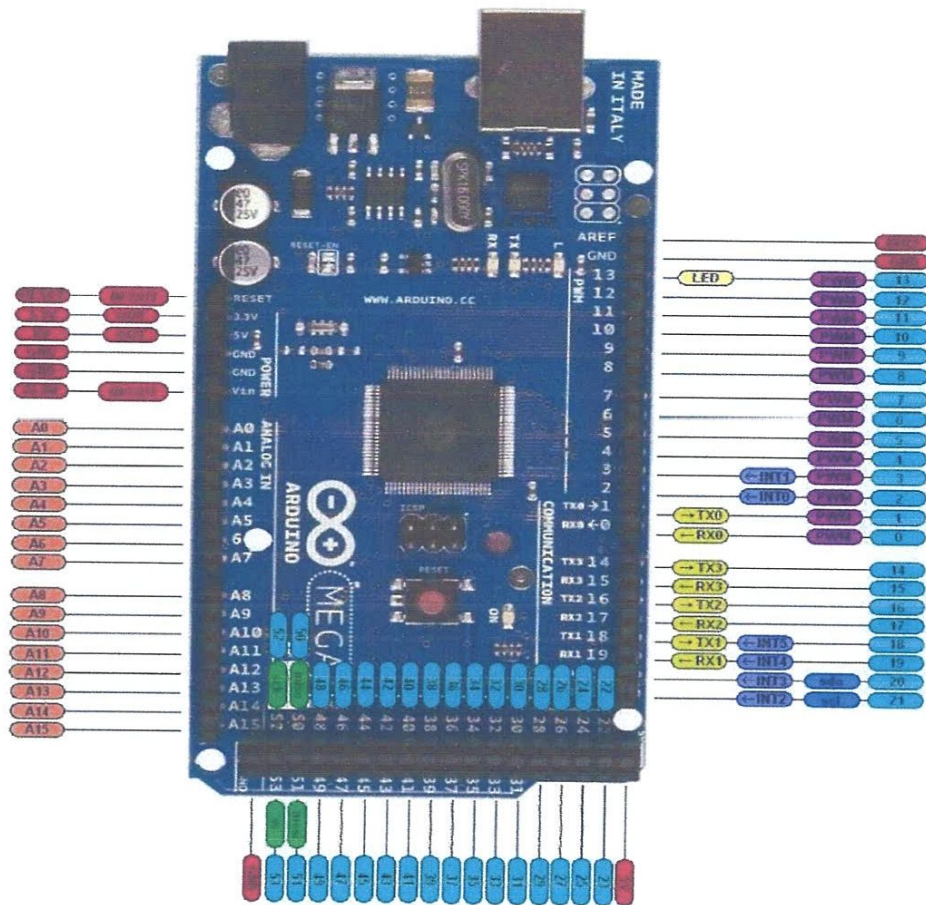


Fig. (III.4): Vue de la carte Arduino Mega 2560 [43]

III.2.2.2 Communication de la carte

L'Arduino Mega2560 a un certain nombre de moyens pour communiquer avec un ordinateur, un autre Arduino, ou d'autres microcontrôleurs.

Le ATmega2560 fournit quatre UART de matériel pour TTL (5V) de communication série. Un ATmega16U2 (ATmega 8U2 sur les 2 planches révision 1 et de révision) sur les chaînes de bord d'un de ces plus USB et fournit un port COM virtuel pour le logiciel sur l'ordinateur (machines Windows aura besoin d'un inf., Mais OSX et Linux machines seront reconnaître le conseil comme un port COM automatiquement. le logiciel Arduino comprend un moniteur de série qui permet aux données textuelles simples pour être envoyés vers et depuis la carte. les LEDs RX et TX sur la carte clignote lorsque des données sont transmises via la ATmega8U2/ATmega16U2 puce et d'une connexion USB à l'ordinateur (mais pas pour la communication série sur les broches 0 et 1).

Une bibliothèque SoftwareSerial permet une communication série sur l'une des broches numériques de la Mega2560.

Le ATmega2560 prend également en charge TWI et de la communication SPI.

Le logiciel Arduino inclut une bibliothèque de fil pour simplifier l'utilisation du bus TWI.

Pour la communication SPI, utiliser la bibliothèque SPI.

III.2.2.3 Alimentation de la carte

L'Arduino Mega peut être alimenté via la connexion USB ou avec une alimentation externe.

La source d'alimentation est automatiquement sélectionnée.

L'alimentation Externe (non - USB) peut provenir d'un adaptateur AC -DC ou batterie.

La plage recommandée est de 7 à 12 volts; si on utilise plus de 12v, le régulateur de tension peut surchauffer et endommager la carte.



Fig. (III.5): vue d'une alimentation externe

III.2.2.3 Logiciel de Programmation [44]

Afin de pouvoir programmer la carte **Arduino Mega2560**, il faudra le logiciel Arduino pour charger le code en question.

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales :

- de pouvoir écrire et compiler des programmes pour la carte **Arduino Mega2560**
- de se connecter avec la carte **Arduino Mega2560** pour y transférer les programmes
- de communiquer avec la carte **Arduino Mega2560**

Le logiciel Arduino intègre également un **TERMINAL SERIE** (fenêtre séparée) qui permet D'afficher des messages textes reçus de la carte **Arduino Mega2560** et d'envoyer des caractères vers la carte **Arduino Mega2560**.

Cette fonctionnalité permet une mise au point facilitée des programmes, permettant d'afficher sur l'ordinateur l'état de variables, de résultats de calculs ou de conversions analogique-numérique : un élément essentiel pour améliorer, tester et corriger ses programmes.

Cet espace de développement intégré (EDI) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino comporte :

- une **BARRE DE MENUS** comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI),
- une **BARRE DE BOUTONS** qui donne un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation,
- un **EDITEUR** (à coloration syntaxique) pour écrire le code de vos programmes, avec onglets de navigation,
- une **ZONE DE MESSAGES** qui affiche indique l'état des actions en cours,
- une **CONSOLE TEXTE** qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme

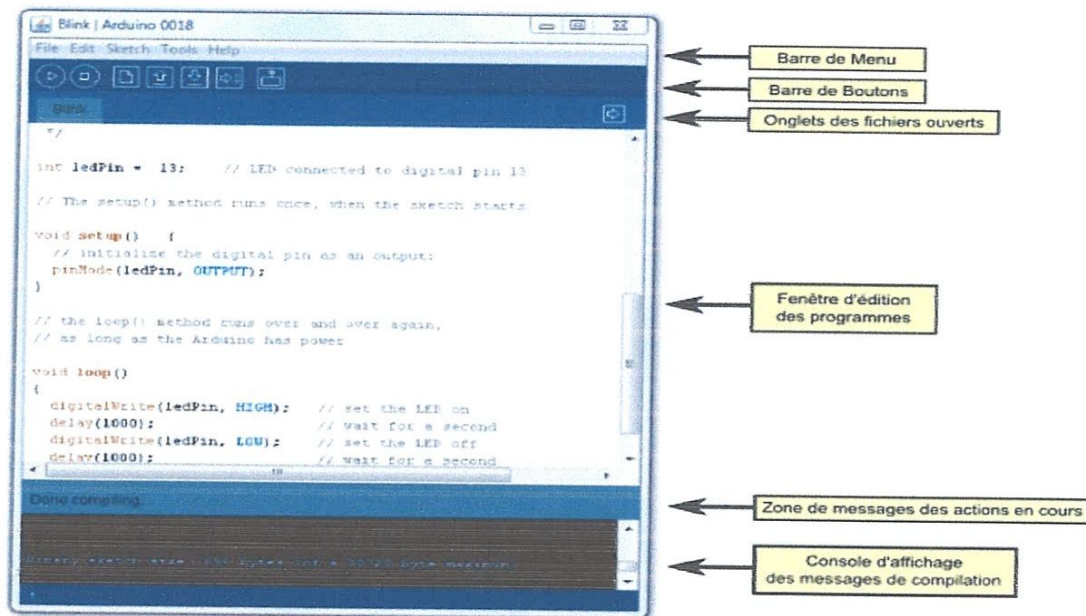


Fig. (III.6): Vue de la programmation

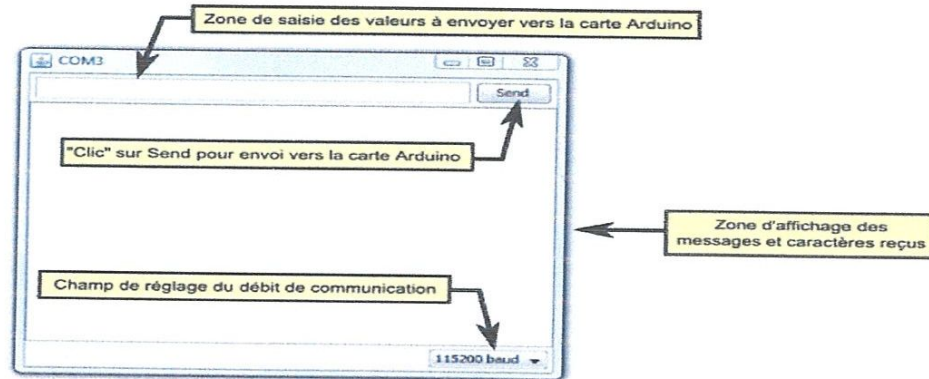


Fig. (III.7). Vue de la TERMINAL SERIE

III.2.2.4 Pilotage de la camera de surveillance

Pour qu'on puisse piloter la camera dans les quatre directions on a besoin du deux moteurs a courant continue (12 V) et un circuit intégrer (L2932D) pour l'inversion du sens de rotation



Fig. (III.8): la Camera de surveillance

➤ Description du circuit de commande du Camera

Le **L293D** est un double pont-H, ce qui signifie qu'il est possible de l'utiliser pour commander quatre moteurs distincts (dans un seul sens) grâce à ses 4 canaux. Il est également possible de constituer deux pont-h afin de piloter deux moteurs distincts, dans les deux sens et indépendamment l'un de l'autre.

➤ Caractéristiques techniques

Voici les caractéristiques techniques du composant **L293D**:

- Nombre de pont-H: 2
- Courant Max Régime continu: 600mA (x2)
- Courant de pointeMax < 2ms: 1200mA
- VS Max Alim moteur: 36v
- VSS Max Alim logique: 7v
- Nombre de Broches: 16 DIP
- Perte de tension: 1.3v

➤ **Branchement du L293D :**

Le schéma suivant détaille les différentes broches du composant L293D:

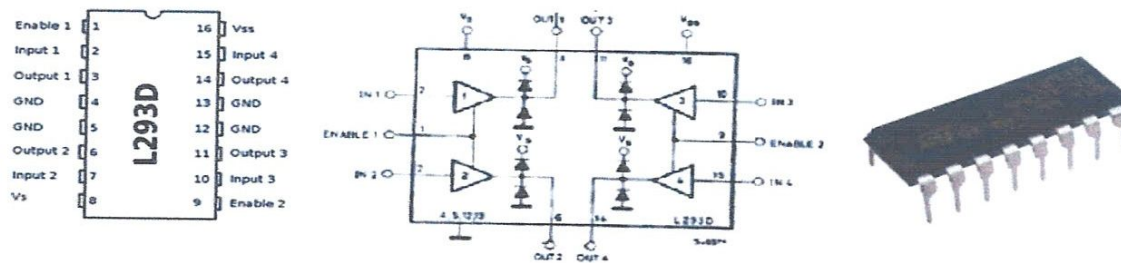


Fig. (III.9): L293D

III.3 Présentation du système de monitoring

Le système réalisé comporte un capteur de température (LM35) et unité de traitement a base d'une carte ArduinoMega2560 et un circuit de commande des moteurs (A, B) permettant d'orienter le camera de surveillance (Fig. (III.10))

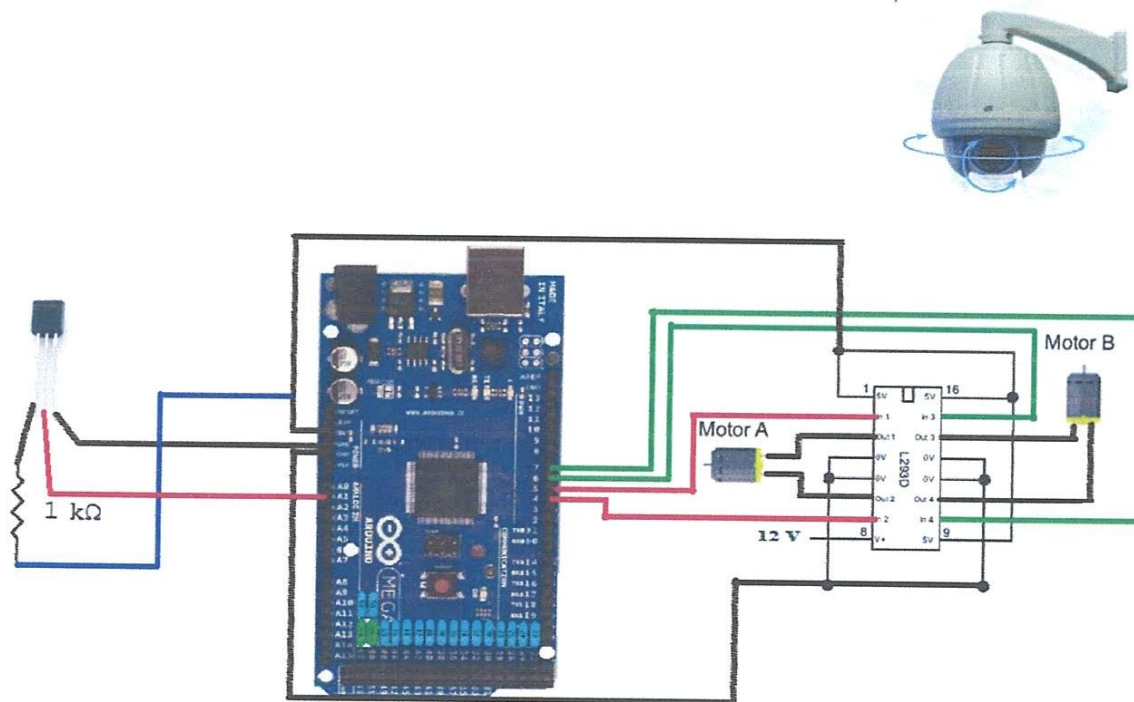


Fig. (III.10): Schéma de projet

III.4 Affichage et visualisation

III.4.1 Interface Graphique

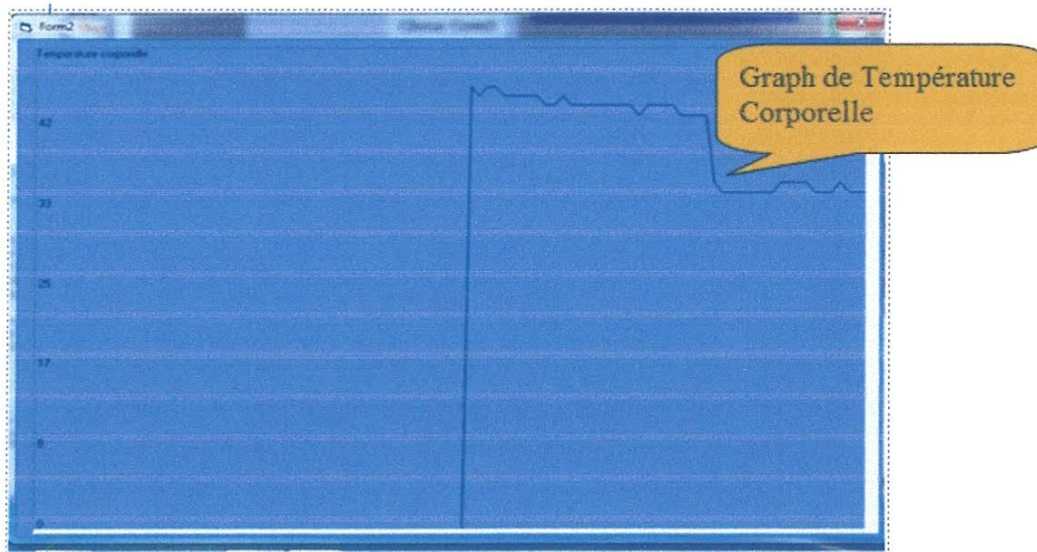
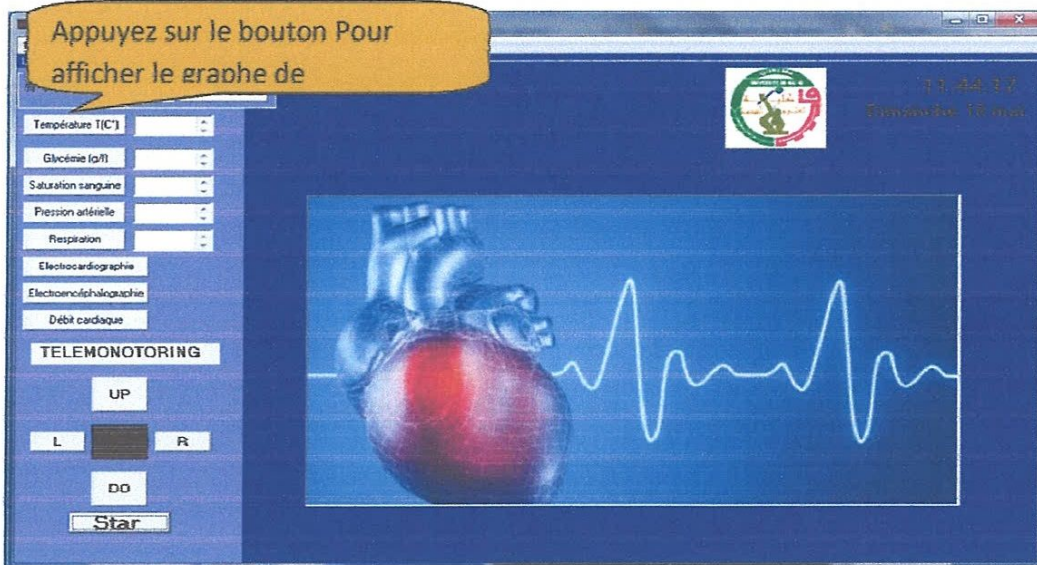
Visual Basic (VB) est un langage de programmation événementiel de troisième génération ainsi qu'un environnement de développement intégré, créé par Microsoft pour son modèle de programmation COM. Visual Basic est directement dérivé du BASIC et permet le développement rapide d'applications, la création d'interfaces utilisateur graphiques, l'accès aux bases de données en utilisant les technologies DAO, ADO et RDO, ainsi que la création de contrôles ou objets ActiveX. Les langages de script tels que **Visual Basic for Applications** et **VBScript** sont syntaxiquement proches de Visual Basic, mais s'utilisent et se comportent de façon sensiblement différente.

Un programme en VB peut être développé en utilisant les composants fournis avec Visual Basic lui-même. Les programmes écrits en Visual Basic peuvent aussi utiliser l'API Windows, ceci nécessitant la déclaration dans le programme des fonctions externes.

Visual Basic est un des langages les plus utilisés pour l'écriture d'applications commerciales, c'est-à-dire d'applications ne faisant que manipuler des chiffres et des lettres. Ce BASIC est particulièrement adapté à cet usage, pas d'accès système, pas de performances critiques, développement rapide, compétences apparemment faibles. Le défaut étant justement sa facilité de mise en œuvre : un débutant VB pourra rapidement faire un programme opérationnel mais souvent tellement mal fait (sans analyse, structures ni règles, sans même la moindre expérience en programmation parfois...) qu'il sera difficilement maintenable par la suite. Beaucoup de projets VB sont à refaire entièrement car ils ont été trop mal faits par des débutants VB. [45]

III.4.2 Visualisation et contrôle des résultats

Les données seront affichées sur l'interface graphique suivant :



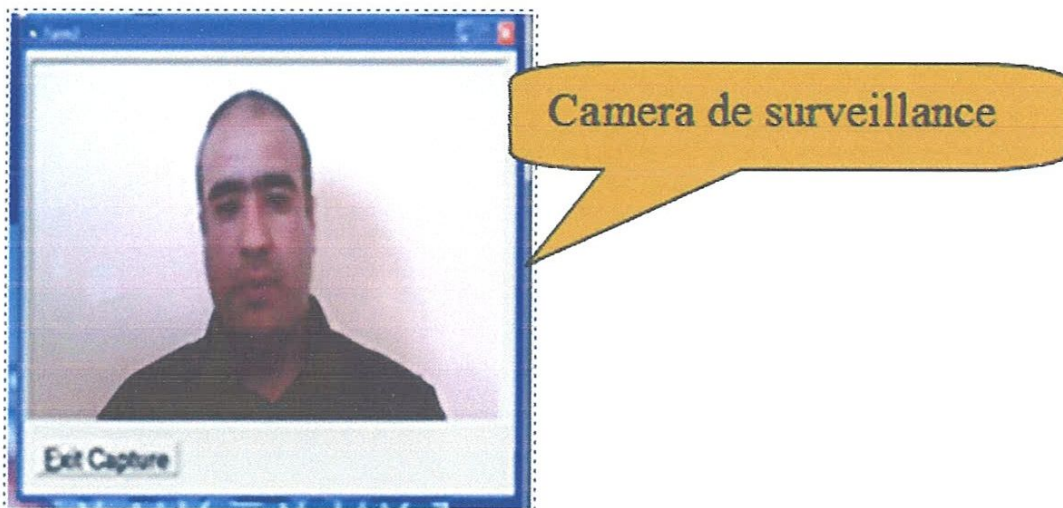
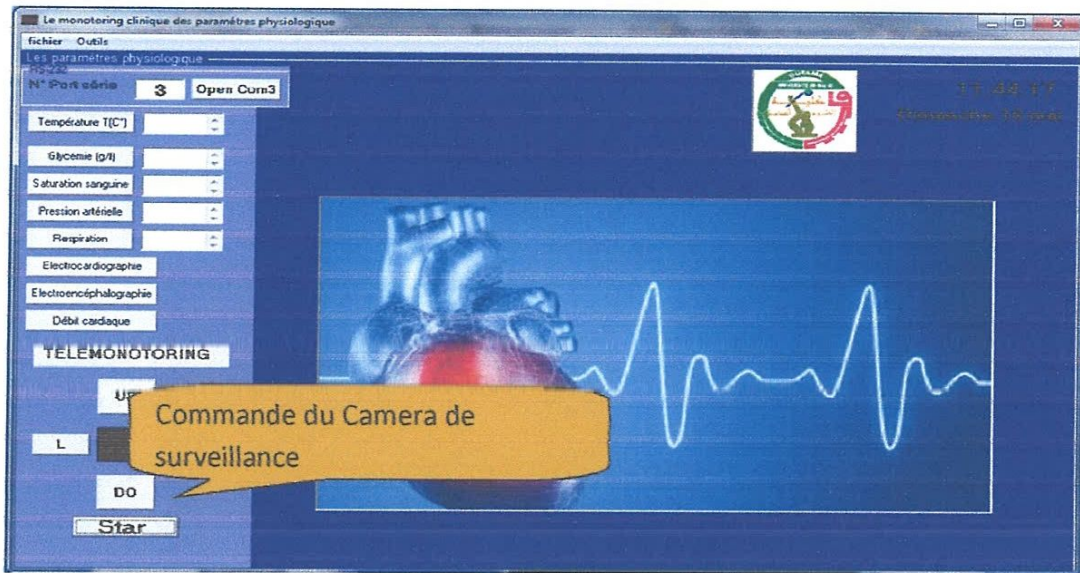


Fig. (III.11): affichage des résultats

Conclusion Générale

Conclusion générale

Vue de l'importante influence de l'instabilité du paramètre physiologique sur le bon fonctionnement du corps de l'être humain.

Le monitoring et l'interprétation de ces derniers est indispensable

Dans ce travail de fin d'étude nous avons proposé un système électronique permettant d'acquérir les paramètres physiologiques (température, ECG, glycémie...etc.) et surveiller le patient lui-même à l'aide d'une camera de surveillance motorisé.

Nous avons abordé dans un premier temps une étude de ces paramètres et leur acquisitions, après nous avons présenté les techniques de mesure possible matériel et outil pour la transmission des données physiologiques vers une Autre place, enfin nous avons terminé notre contribution avec simple test du système permettant d'acquérir un paramètre physiologique (température) et l'afficher sur une interface graphique.

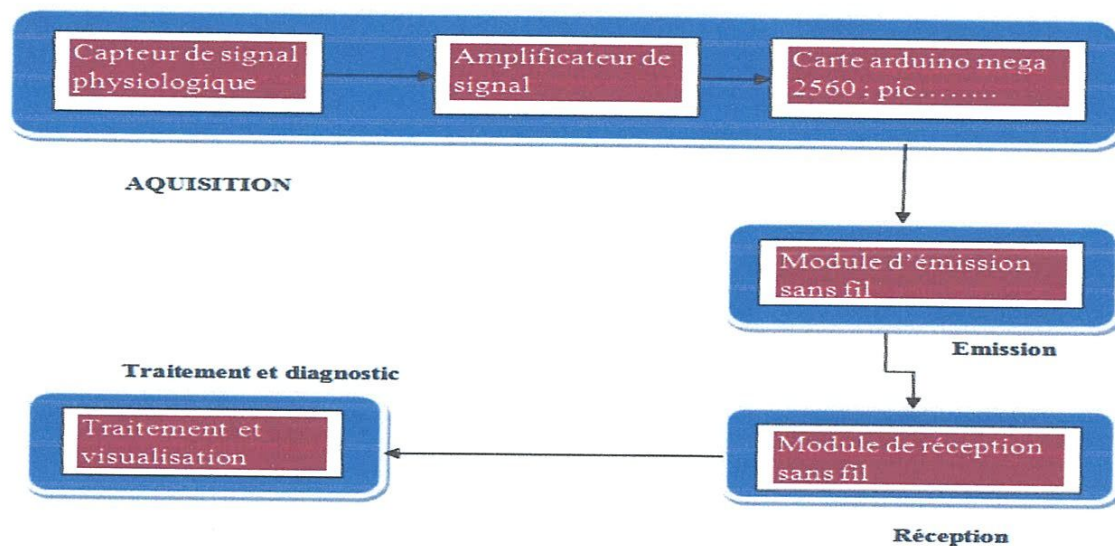


Fig. (III.12): Schéma synoptique de la chaîne de transmission sans fil des signaux physiologie

Bibliographies :

- [1]: <http://www.soins-infirmiers.com/electrocardiogramme.php>
- [2] : <http://www.nytimes.com/health/guides/disease/heart-attack/diagnosis.html>
- [3] : <http://www.davita-shop.co.uk/ecg-instruments.html>
- [4]: Elmaghraby, A. S., Kantardzic, M. M., and Wachowiak, M. P. (2006), Chapter 16: Data Mining from Multimedia Patient Records, *Data Mining and Knowledge Discovery Approaches Based on Rule Induction Techniques*, edited by Triantaphyllou, E. and Felici G., Springer Massive Computing Series, Germany, pp. 551–595.
- [5]: Rampil, I.J., A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Anesthesiologie* , 1998.(4) : P980-1002.
- [6]: Sydney Louis, Department of Neurology, Brown University School of Medicine, <http://www.emedicine.com/neuro/topic275.htm>
- [7]: Billard , V . and I. Constant, [automatic analysis of electroencephalogram: what is its value in the year 2000 for monitoring anesthesia depth].*Ann Fr Anesth Reanim*, 2001.20(9): P.763-85 .
- [8]: P. L. Nunez. 1995. *Neocortical Dynamics and Human EEG Rhythms*, Oxford University Press, New York.
- [9]: Rao G., R.H ., Glikfeld P ., et al ., “Reverse intophoresis : development of Non invasive approach for glucose monitoring “ *Pharm Res* ,vol.10 .pp 1751- 1755, 1993
- [10]: 1. COTE GL, FOX MD, NORTHROP RB. Noninvasive optical polarimetric glucose sensing using a true phase measurement technique. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1992, 39 : 752-756.
- [11]: Cover, T. M. and Thomas, J. A. (2006), *Elements of Information Theory*, 2/e, Wiley Series in Telecommunications and Signal Processing, Wiley-Interscience USA, ISBN: 978-0471241959.
- [12]: The Physics Factbook [archive] [archive], *Temperature of a Healthy Human (Body Temperature)*, édité par Glenn Elert écrit par ses étudiants
- [13]: Cranston,W. I., Hellon, R. F. and Mitchell, D. (1975), Proceedings: Fever and brain prostaglandin release, *Journal of Physiology*, 248(1):27P–29P.
- [14]: Marchiando R. J. and Elston, M. P. (2003), Automated ambulatory blood pressure monitoring: clinical utility in the family practice setting, *American Family Physician*, pp. 2343-2352.

Références bibliographiques

- [15]: Moss AJ et al. NEJM 2002;346:877-83
- [16]: AARC Clinical Practice Guideline: Incentive Spirometry. *Respiratory Care*;36:1402-1405.
- [17]: Parkka, J, M Ermes, K Antila, M van Gils, A Manttari, and H Nieminen. Estimating intensity of physical activity: a comparison of wearable accelerometer and gyro sensors and 3 sensor locations. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2007; 2007. 1511-4.
- [18]:F. Steenkeste, H. Bocquet, M. Chan, E. Campo, "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.
- [19]: N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, "Monitoring Behavior In Home Using a Smart Fall Sensor And Position Sensors," in *Proc. IEEE-EMBS "Microtechnologies in Medicine & Biology" Lyon-France Oct 2000*, pp. 607-610.
- [20]: Ansari, N., Fong, B., and Zhang, Y. T. (2006), Wireless technology advances and challenges for telemedicine, *IEEE Communications Magazine*, 44(4):39–40.
- [21]: Martinez, A. W., Philips, S. T., Carrilho, E., Thomas, S. W., Sindi, H., and Whitesides, G. M. (2008), Simple telemedicine for developing regions: camera phones and paper-based microfluidic devices for real-time, off-site diagnosis, *Analytical Chemistry*, 80(10):3699–3707.
- [22]: Pappas, I. P. I., Keller, T., Mangold, S., Popovic, M. R., Dietz, V., Morari, M. (2004), A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole. *IEEE Sensors Journal*, 4(2):268–274.
- [23]: Bamberg, S. J. M., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., Paradiso, J. A. (2008), Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12(4):413–423.
- [24]: Morris, S.J. and Paradiso, J.A. (2002), Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback, 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society Conf. Proc., Vol. 3 pp. 2468 – 2469, 23–26 Oct. 2002.
- [25] : 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 », *ITBM-RBM*, 2001, 22, 25-30.
- [26] : <http://www.laas.fr/PROSAFE/>
- [27]: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.

Références bibliographiques

- [28]: Banerjee S., Steenkeste F., Couturier P., Debray M. et Franco A., « Telesurveillance of elderly patients by use of passive infra-red sensors in a 'smart' room », *Journal of Telemedicine and Telecare*, 2003, 9, 23-29.
- [29] : Virone G., « Architecture et simulation locales du système d'information domotique santé intégré à domicile (SID²) pour la détection de situations à risque et l'aide à la décision », Thèse de doctorat de l'UJF, 2003.
- [30]: LeBellego G., Noury N., Virone G., Mousseau M. et Demongeot J., « A model for the measurement of patient activity in a hospital suite », *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, vol. 9, n° 4, 2005.
- [31]: Wilson D.H., « Assistive intelligent environments for automatic health monitoring », Thèse de doctorat de Carnegie Mellon University – Robotics Institute, 2005.
- [32]: http://www.monclubelec.fr/pmwiki_reference_arduino/pmwiki.php?n=Main.MaterielDuemilanove
- [33]: <http://chamayou.franck.free.fr/spip/spip.php?article177>
- [34]: http://www.mon-club-elec.fr/pmwiki_reference_arduino/pmwiki.php?n=Main.Materiel
- [35]: http://www.mon-clubelec.fr/pmwiki_reference_arduino/pmwiki.php?n=Main.MaterielMega2560
- [36]: http://www.mon-club-elec.fr/pmwiki_reference_arduino/pmwiki.php?n=Main.Materiel
- [37]: <http://www.commentcamarche.net/contents/773-usb>
- [38]: http://www.mon-club-elec.fr/pmwiki_reference_arduino/pmwiki.php?n=Main.MaterielMega2560
- [39]: http://fr.wikipedia.org/wiki/Visual_Basic
- [40]: <http://www.mecarazi.com/cours.item.26/capteurs-analogiques.html>
- [41]: <http://jf.chene2.free.fr/chaine/chaine.htm#1>
- [42]: <http://fr.aliexpress.com/item/SINTRON-Arduino-MEGA-2560-R3-USB-cable-reference-PDF-files-for-starter/878813783.html>
- [43]: <http://flmvp.perso.sfr.fr/Robotic/arduino.htm>
- [44]: Le groupe de travail 802.15.4 <http://www.ieee802.org/15/pub/TG4.html>
- [45]: <http://faitmain.org/volume-2/xbec-arduino.html>