

جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان



Université Abou Bakr Belkaïd - Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

Cherif Samiya

Systeme de mesure pédiatrique

Soutenu le 27 juin 2013 devant le Jury

Mr.	HACHIM Abdelah	MAA	Université de Tlemcen	Président
Mr.	DIB Nabil	MAA	Université de Tlemcen	Examineur
Mr.	BECHAR Hassane	MAA	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2012-2013

Remerciements

Je remercie d'abord le Dieu tout puissant de m'avoir donné la volonté, le courage et la foi.

Je tiens à manifester ma profonde reconnaissance et ma gratitude à mon encadreur Mr. Bechar, qui m'a beaucoup aidé dans la réalisation pratique de mon travail et qui m'a, au jour le jour, convaincu de l'utilité de cette démarche et qui, par ses questions précises, m'a incité à une réflexion et une justification permanente. Ce qui m'a beaucoup aidé dans l'élaboration de ce mémoire. Ainsi que pour sa relecture attentive et sa participation à la construction de ce travail.

Ma profonde reconnaissance s'adresse également à Mr. Hachim pour avoir accepté de présider le jury ainsi qu'à Mr Dib d'avoir accepté d'être mon examinateur.

Je tiens à remercier également le personnel de laboratoire pour leurs aides et leurs soutiens, en particulier Melle Makoudi Malika qui était toujours présente et m'a apportée son aide dans le déroulement de toutes les étapes de mon projet.

Ma profonde reconnaissance s'adresse également à tous mes enseignants, qui m'ont permis, durant ses cinq dernières années d'études, d'acquérir toutes mes connaissances.

Mes remerciements s'adressent également à mes parents pour leur patience et leur soutien dans mes études mais j'avoue aussi et surtout dans la « vie ». Je leurs suis reconnaissante pour avoir accepté d'examiner les premières versions de ce travail. Mais comme dit le proverbe « le cordonnier est le plus mal chaussé » puisqu'ils ont beaucoup d'enfants à la fac !

J'éprouve beaucoup de gratitude envers ma très chère sœur qui a consacré beaucoup de temps pour enrichir ce travail malgré son petit « boutchou » ; sans oublier, aussi, de remercier mon très cher frère que j'ai privé de connexion.

Nos vives et sincères gratitudes vont à toutes les personnes qui, de près ou de loin, nous ont permis de faire murir ce travail et ont contribué à la construction de ce mémoire.

Le monde où nous vivons impose efficacité, rapidité et justesse etc... C'est la raison essentielle qui a poussé les chercheurs à s'intéresser, il y a quelques années, à une science qui permettrait de faciliter le quotidien de l'homme en lui offrant certains outils qui peuvent l'aider à optimiser son temps pour répondre aux exigences de la vie actuelle.

La science dont nous parlons ne peut être autre que l'électronique, technique utilisant des variations de grandeurs électriques (charge, courant champ électrique...) en vue de la transmission d'informations conformes aux attentes de beaucoup de disciplines.

De cette manière l'électronique s'est introduite dans quasiment tous les domaines de la vie quotidienne. Son évolution a permis l'invention puis le développement des appareils servant en informatique, en mécanique, en biologie, en médecine... Appliquée à cette dernière, l'électronique se voit dotée d'une nouvelle discipline connue sous le nom de génie biomédical.

Le génie biomédical représente donc une application des principes et des techniques de l'ingénierie dans le domaine médical visant au contrôle des systèmes biologiques ou au développement d'appareils servant au diagnostic et au traitement des patients.

Grâce à des activités interdisciplinaires intégrant les sciences de l'ingénieur avec les sciences biomédicales et de la pratique clinique, le génie biomédical permet de contribuer d'abord à la compréhension des systèmes vivants puis d'apporter une amélioration de la santé humaine d'une part ; puis dans une systémique, cette discipline va faire progresser les connaissances en ingénierie, en médecine et en biologie.

Dans l'approche de notre travail, nous nous sommes intéressés à la pédiatrie plus précisément à la mesure et le suivi de la croissance de l'enfant. On dit souvent que « les courbes de croissance disent beaucoup sur la santé des enfants et lorsqu'elles s'écartent de la norme, il faut savoir tirer la sonnette d'alarme».

Il convient donc de détecter précocement ces retards afin d'y remédier à temps dans la mesure du possible.

Ainsi, nous proposons un système très utilisé dans l'industrie mais peu connu dans les services de pédiatrie à savoir un télémètre à ultrason qui servira à déterminer la mesure de la taille chez l'enfant.

Notre ambition est de pouvoir souligner l'importance que revêt la mise en place de traitement de données de manière instantanée.

Nous avons essayé d'étudier méthodiquement ce processus de mesure, en divisant notre travail en trois parties qui vont être ensuite divisé en différents chapitres.

Tout d'abord, nous avons consacré la première partie du mémoire à la description des outils de travail, le premier chapitre correspondant a été réservé pour la description des ondes ultrasonores, le second chapitre explique le principe de la télémétrie et du télémètre à ultrason et enfin le dernier explique la technologie des microcontrôleurs.

La deuxième partie est dédiée à la mesure de la taille en médecine, en expliquant ce qu'est la croissance, les facteurs intervenants dans son déroulement, comment évalué la croissance et les maladies qui peuvent être diagnostiquées et qui ralentissent le processus de la croissance.

La troisième et dernière partie de ce mémoire, correspond à la partie pratique de notre travail : elle est scindée en deux chapitres, l'un englobe les différents circuits réalisés avec leur interprétation et l'autre la programmation du microcontrôleur.

Nous espérons, par cette démarche, avoir réussi à présenter l'importance du génie biomédical à travers la contribution d'un instrument électronique dans le domaine de la santé. L'outil choisi n'est peut être pas le plus complexe mais illustre bien l'utilité de l'électronique dans la détection et la prévention en matière de santé.

Introduction générale.....	03
----------------------------	----

Partie I : Description des outils de travail

Chapitre I : Description des ondes ultrasonores

1. Qu'est-ce qu'une onde ?.....	07
2. Onde sonore ou acoustique.....	07
3. Définition des ultrasons.....	08
4. Histoire et développement des ultrasons dans l'instrumentation médicale.....	09
5. Caractéristique des ultrasons.....	10
6. Principe de fonctionnement des ultrasons.....	10
7. Rappel théorique sur les ultrasons.....	11

Chapitre II : Télémètre à ultrason

1. Qu'est-ce que la télémétrie ?.....	13
2. Qu'est-ce qu'un télémètre ?.....	13
3. Principe d'un télémètre à ultrason.....	13

Chapitre III : Le microcontrôleur

1. Qu'est-ce qu'un microcontrôleur ?.....	15
2. Qu'est-ce qu'un PIC ?.....	15
3. Le microcontrôleur 16F876.....	16
4. Caractéristiques du 16F876.....	16
5. Structure externe du microcontrôleur.....	17
6. Structure interne du microcontrôleur.....	18
A. Le module TIMER.....	19
• Le Timer TMR0.....	19
• Le Timer TMR1.....	19
• LE Timer TMR2.....	19
B. Mode PWM.....	20
C. Le bus I2C.....	21
D. La liaison SPI.....	21
E. La liaison SCI.....	22
F. Le RS232.....	22

Partie II : Mesure de la taille en médecine

Introduction.....	24
1. Qu'est-ce que la croissance ?.....	25
2. Facteurs intervenant dans la croissance ?.....	25
3. Evaluation de la croissance.....	25
a. Outils d'évaluation de la croissance staturale.....	25
b. Evaluation de la croissance et interprétation des mesures.....	26
4. Trouble de croissance.....	26
a. Petite taille constitutionnelle ou génétique.....	27
b. Retard de puberté.....	27
c. Retards staturale d'origine endocrinienne.....	27
d. Syndrome de Turner.....	28
e. Retard de croissance secondaire à une maladie chronique.....	28
Conclusion.....	29

Partie III : Réalisation pratique

Introduction.....	31
-------------------	----

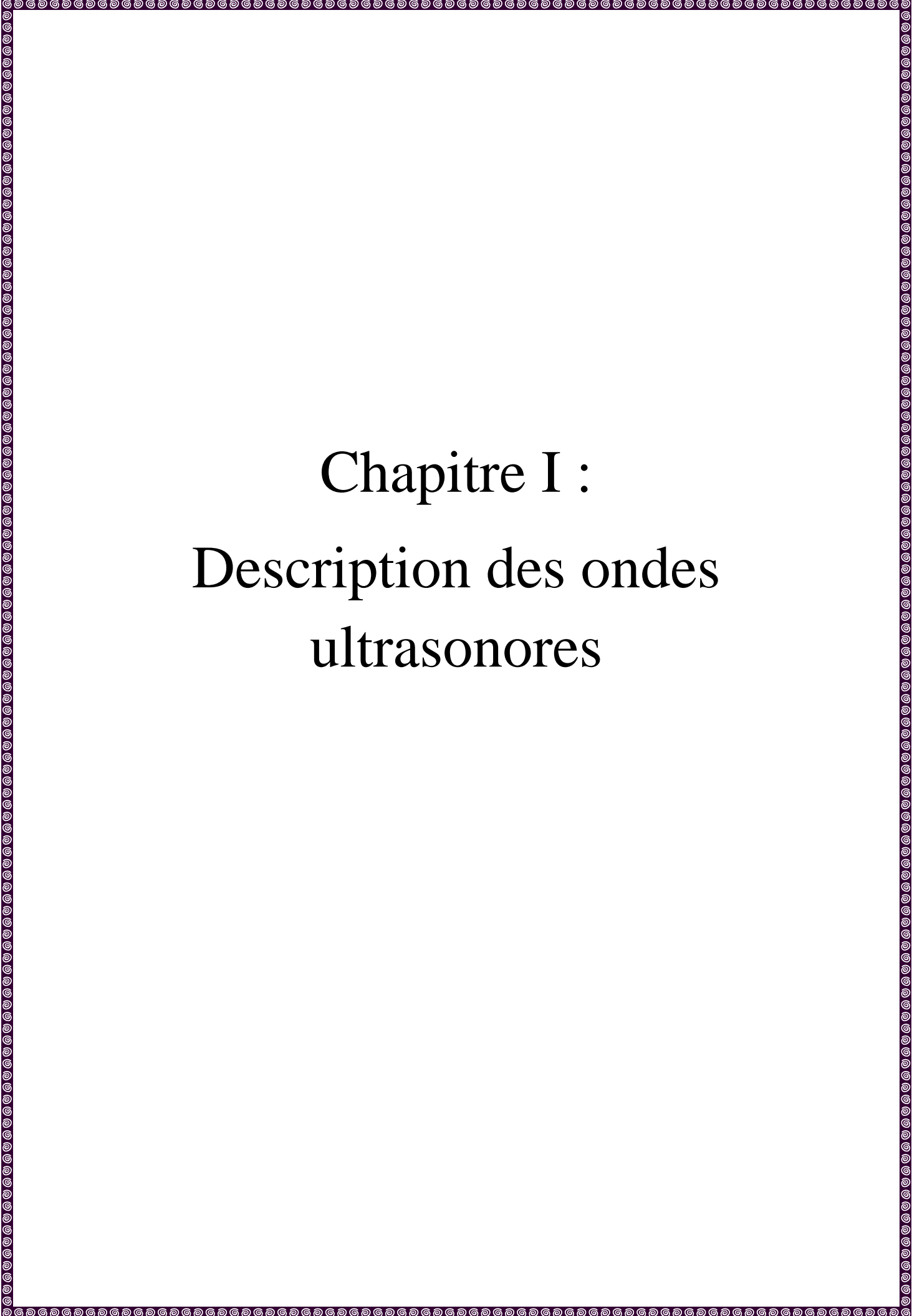
Chapitre I : Réalisation de la partie analogique du télémètre

1. Schéma électrique du circuit N°1.....	35
2. Interprétation du circuit N°1.....	36
3. Etude des différents étages du schéma N°1.....	38
4. Schéma électrique du circuit N°2.....	42
5. Interprétation du circuit N°2.....	43
6. Etude des différents étages du circuit N°2.....	45

Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N°2.

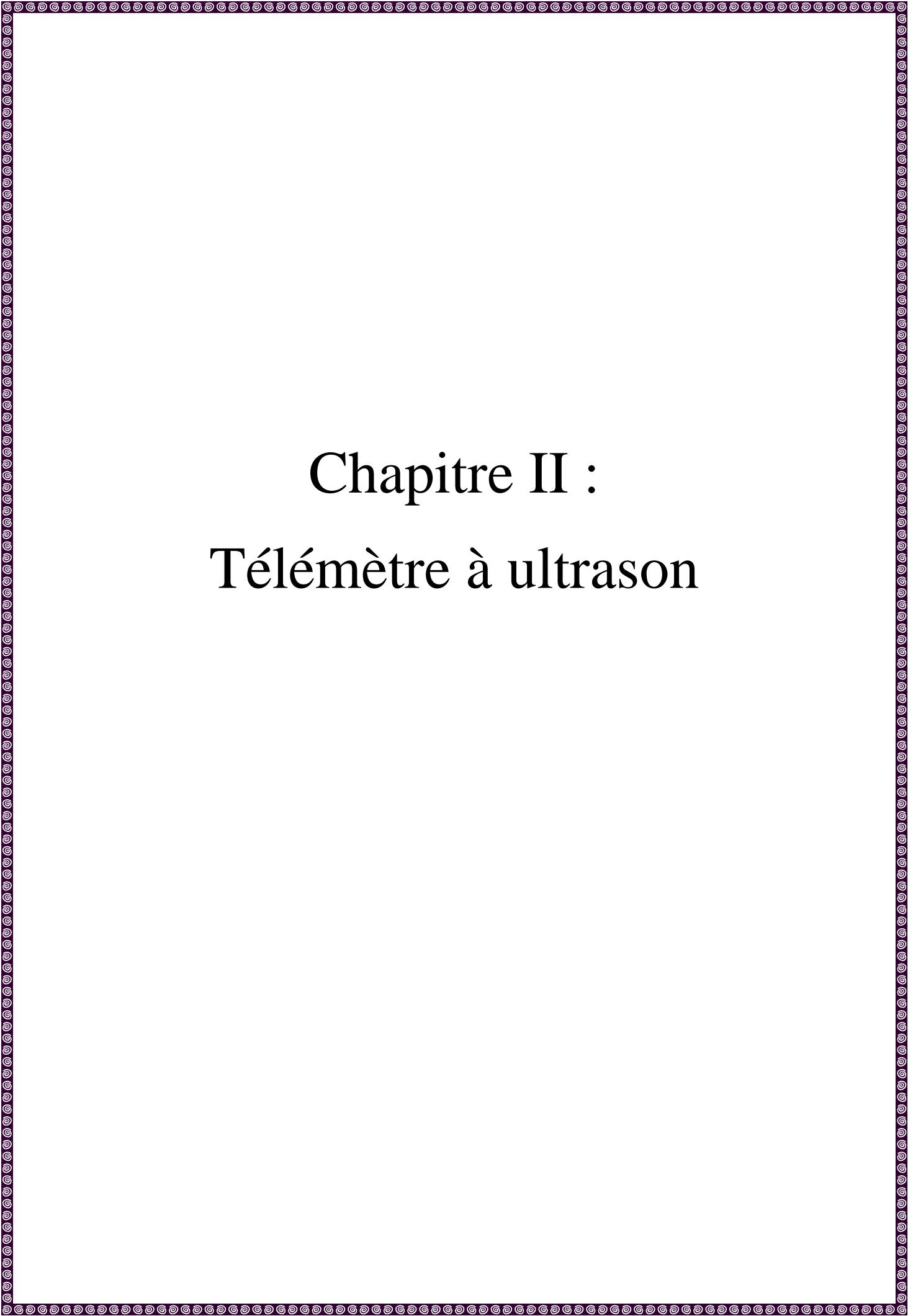
1. Organigramme général de fonctionnement.....	54
2. Organigramme de la partie mesure.....	55
3. Organigramme de la partie affichage.....	56
4. Interprétation du programme.....	57
Conclusion générale.....	59
ANNEXE.....	60

Partie I : Description des outils de travail



Chapitre I :

Description des ondes ultrasonores



Chapitre II :

Télémètre à ultrason

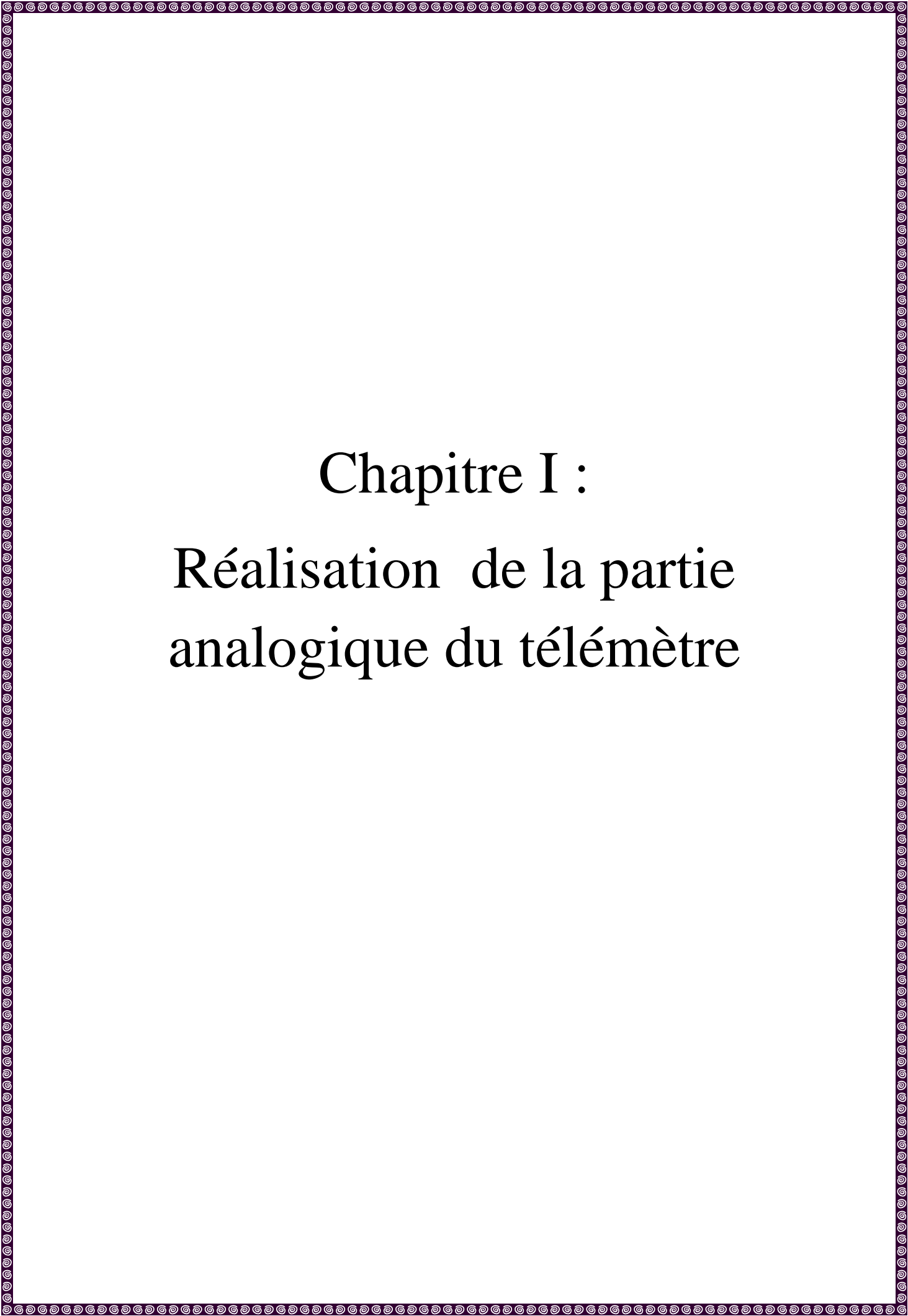


Chapitre III :

Le microcontrôleur

Partie II : Mesure de la taille en médecine

Partie III : Réalisation pratique



Chapitre I :

Réalisation de la partie analogique du télémètre

Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N°2

ANNEXE

Bibliographies

1. Qu'est-ce qu'une onde ?

Une simple illustration, peut bien nous éclairer sur ce qu'est une onde. Ainsi, lorsque l'on jette une pierre dans l'eau, de petites vagues successives se forment à la surface de l'eau. Ces vaguelettes progressent dans toutes les directions (en cercles concentriques à partir de l'endroit où est tombée la pierre) et s'atténuent petit à petit : ce sont des ondes. Une onde est donc un phénomène physique qui résulte d'une perturbation (ici l'impact de la pierre dans l'eau), dont les effets se propagent dans un milieu (comme la surface de l'eau).

Une onde se caractérise par sa direction, sa vitesse de propagation et son amplitude, qui dépend de l'intensité avec laquelle se produit la perturbation qui en est à l'origine : plus l'on tape fort sur une cloche, et plus le son émis est intense.

Enfin, une onde se caractérise par sa longueur d'onde ou sa fréquence qui représente un cycle par seconde.

Il existe plusieurs types d'ondes qui se différencient en fonction du milieu dans lequel elles se forment et du milieu dans lequel elles se propagent (eau, air, champ électromagnétique...ect), tel que la lumière, les vagues et le son.

Mes recherches se sont limitées uniquement aux ondes sonores, car ils représentent la partie la plus importante de mon travail.

2. Onde sonore ou acoustique :

De la même façon que précédemment, on peut illustrer que le fait de parler perturbe les molécules d'air (en parlant par exemple), on crée des ondes sonores (c'est-à-dire des sons). Si on pouvait voir ces molécules, on verrait une alternance de fines couches d'air comprimées et d'autres dilatées.

On peut cependant remarquer que le terme de son est parfois restreint aux ondes acoustiques qui se propagent dans l'air, mais actuellement les physiciens en étendent la portée aux vibrations similaires qui se produisent dans les milieux liquides et solides.

On perçoit plusieurs types d'ondes acoustiques comme le montre la figure suivante : Les sons de fréquence inférieure à 20 Hz sont appelées infra-sons, et ceux de fréquence supérieure à 20 KHz sont appelés ultra-sons ; entre ces deux fréquences se trouve les sons (fréquence audible par l'être humain).

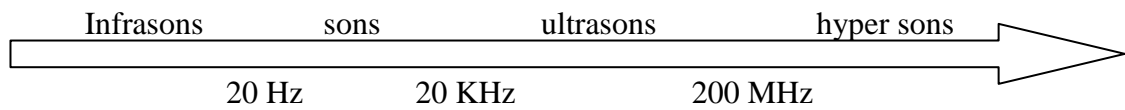


Fig 1.1 : Représentation des bandes de fréquences des ondes acoustiques

La sensibilité auditive chez l'homme, correspond aux vibrations qui atteignent l'oreille interne, correspondant aux fréquences audibles par l'être humain. Ces dernières sont comprises entre 20 Hz et 20 000 Hz.

De nombreux animaux perçoivent et émettent les ultrasons comme les insectes, les chiens....

On sait tous que la chauve souris ne possède pas le sens de la vision, mais elle arrive à se déplacer sans heurter aucun obstacle et ceux par l'émission réception des ultrasons principe sur lequel est basé ce travail.

3. Définition des ultrasons:

Les ultrasons sont des ondes acoustiques, donc mécaniques, de fréquence supérieure à la fréquence de coupure de l'oreille humaine.

La discipline des ultrasons est née véritablement au cours de la première guerre mondiale. En effet, dans le but de détecter les sous-marins, P. Langevin (physicien) eut l'idée d'utiliser la « piézo-électricité » pour produire et recevoir les ondes sonores ; il donna ainsi naissance à l'acoustique sous-marine, à ce titre il devint un ancêtre du Sonar (Sound Navigation Ranging).

L'effet piézo-électrique est défini comme la propriété que possède certains corps de se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique. Il fut découvert en 1880 sur le quartz et le sel de Rochelle, par Pierre Curie et son frère Jacques, qui lui donnèrent le nom de piézo-électricité (du grec *piezein*, « presser »).

L'effet piézo-électrique peut être observé sur un grand nombre de substances cristallines, comme le titanate de baryum et la tourmaline. Il est dû au déplacement d'ions dans un cristal dont la cellule élémentaire. Sous l'effet de la compression du cristal, les ions de toutes les cellules élémentaires sont déplacés, ce qui engendre une polarisation de ces cellules. Comme la structure cristalline est régulière, cette polarisation se propage vers d'autres cellules, créant ainsi une différence de potentiel entre certaines faces du cristal. Lorsqu'un champ électrique externe est appliqué au cristal, les ions des cellules élémentaires sont déplacés par des forces électrostatiques, ce qui engendre la

déformation mécanique du cristal. Pouvant convertir un effort mécanique en tension électrique, et réciproquement, les cristaux piézo-électriques sont utilisés dans la fabrication de dispositifs tels que le transducteur et le microphone.

Ainsi, nous pouvons remarquer donc que la piézo-électricité a été la chance des ultrasons, permettant de les produire et de les observer à une échelle industrielle sur une vaste plage de puissances (émissions pouvant être inférieures au dixième du mWatt/ cm² en diagnostic médical, souvent supérieures au KWatt/cm² pour les applications énergétiques industrielles), et de fréquences (depuis le KHz en acoustique sous-marine, jusqu'au GHz en microscopie acoustique).

Depuis, les ultrasons ont de nombreuses applications : Sonar, métallurgie, échographie médicale ainsi qu'on télémétrie.

4. Histoire et développement des ultrasons dans l'instrumentation médicale :

L'utilisation des ultrasons ont permis de nombreuses innovations quant à l'instrumentation médicale engendrant ainsi facilité, rapidité et précision ce qui a induit beaucoup de progrès dans le domaine médical. Mais, ce développement n'a pu avoir lieu que progressivement dans le temps.

Dans une perspective un peu historique, nous décrivons les découvertes qui ont eu lieu, à savoir :

- 1927 : Mise en évidence de leurs actions sur les structures biologiques.
- 1933 : Première utilisation à des fins thérapeutiques.
- 1942 : Première utilisation diagnostique médicale par Karl DUSSIK pour localiser la déviation des ventricules cérébraux en mode A.
- 1950 à 1960 : Mise sur le marché d'appareils capables d'effectuer toutes les explorations profondes et superficielles avec des sondes allant de 1 MHz à 20 MHz, de taille variable associant toutes les technologies : mode B, doppler pulsé, doppler couleur ainsi que de nouveaux modes d'exploration qui permettent de caractériser les tissus et d'évaluer leur perfusion
- 1962 : mise en évidence de la «Sonophorèse»: la pénétration par les sons.

Plusieurs types d'ultrasons entrent alors dans l'arsenal thérapeutique : la réhabilitation fonctionnelle, l'échographie, etc...

- 1992 : apparition des premiers ultrasons de basse fréquence (environ 30 kHz) pour les traitements des lipodystrophies en médecine esthétique.

Pour la réalisation de notre projet, nous avons saisi l'opportunité de cette dernière découverte citée ci-dessus, pour l'utiliser dans la mesure de la distance dans le domaine pédiatrique.

5. Caractéristiques des ultrasons:

Il nous semble important, lorsqu'on aborde la notion des ultrasons de citer leurs caractéristiques puisque celles-ci sont en cohérence avec la marge de fréquence que nous avons utilisé.

- Caractérisés par leurs fréquences comprises entre 20 KHz et 200 MHz, ils ne peuvent se propager que dans un milieu matériel.
- Leurs fréquences n'interfèrent pas avec le bruit audible produit par la majorité des corps physiques de notre environnement.
- Leurs fréquences sont très précises, rapides et peuvent être personnalisées.
- Ce sont des ondes élastiques⁽¹⁾ et cohérentes ⁽²⁾.

6. Principes de fonctionnement des ultrasons :

Les transducteurs et les capteurs ultrasonores ont pour rôle de mesurer le temps mis entre l'aller et le retour d'une onde sonore émise par l'émetteur. La vitesse du son étant stable, on en déduit la distance de l'obstacle.

Les transducteurs fournis ont souvent la forme d'une paire car il y a deux parties essentielles :

- L'émetteur et le récepteur

L'émetteur émet un son à une fréquence définie et le capteur récepteur collecte le son répercuté par les obstacles. La distance aux objets est calculée par le temps mis par le son pour revenir au récepteur.

a. **Capteurs et transducteurs :**

Les capteurs et les transducteurs servent à mesurer des grandeurs mécaniques, thermiques, électriques ou chimiques. Un capteur est sensible aux variations de la grandeur mesurée, par exemple la température d'un élément, la position d'une pièce d'une machine ou la concentration chimique d'une solution. Les valeurs ainsi mesurées sont alors converties en signaux électriques par le transducteur, puis transmises à un dispositif capable de lire, enregistrer ou contrôler les grandeurs mesurées par rétroaction.

(1) Une onde élastique dans l'air correspond à la propagation d'une variation de pression.

(2) Ondes cohérentes, ondes caractérisées par une relation de phase entre elles. En général, on distingue la cohérence temporelle de la cohérence spatiale.

Un capteur est un dispositif qui, soumis à une action physique non électrique (déplacement, température, pression, etc.) nommée mesurande et notée m , fournit une caractéristique électrique désignée par s (tension, courant, charge ou impédance).

La relation qui relie s et m est :

$$s = f(m) \quad \text{souvent, on a: } \Delta s = S \Delta m$$

S : sensibilité du capteur, elle doit rester constante, indépendante de tous les paramètres.

On trouve une grande variété de capteurs dans l'industrie pour toutes sortes de grandeurs non électriques telles que la température, le son, l'humidité, le rayonnement...

7. Rappel théorique sur les ultrasons :

Une onde acoustique est produite par la vibration d'un objet matériel. Dans l'air, il peut s'agir de la membrane d'un haut-parleur par exemple. Chaque molécule composant l'air en contact avec cette source acoustique vibre à son tour.

Dans ce projet nous avons utilisé des vibrations de fréquence 40 KHz ce qui correspond à une période :

$$T = \frac{1}{F} \Rightarrow T = \frac{1}{40} * 10^{-3}$$

$$\Rightarrow T = 25 \mu s$$

La vitesse de propagation de ces ultrasons dépend du milieu (solide, gaz, liquide) dans lequel elle se propage.

Dans notre application, les ultrasons sont véhiculés par l'air ambiant à la même vitesse que le son c'est-à-dire 340 m/s, vitesse avec laquelle nous avons travaillé.

Cette vitesse peut être déterminée mathématiquement à l'aide de la relation suivante :

$$V = \sqrt{\lambda R T_0}$$

Où :

V : vitesse du son exprimée en m/s.

λ : coefficient d'élasticité du milieu. Pour l'air il est égal à 1.4

R : constante des gaz parfaits exprimée en J/Kg ($R=281.8 \text{ J/Kg}$).

T_0 : température exprimée en degrés Kelvin ($T=t^{\circ}\text{C}+273$).

Ainsi compte tenu de la température de l'air ambiant, on peut constater que la vitesse des ultrasons dans l'air à 0°C est inférieure à celle enregistrée à 20°C d'une valeur de 3.5%.

1. Qu'est-ce que la télémétrie :

La télémétrie est une technique qui consiste à recueillir des données et à les transmettre à distance au moyen d'un équipement électrique ou électronique.

Les données physiques sont détectées, collectées et traitées sur un site, puis retransmises à une station réceptrice située sur un autre site. Une des applications de la télémétrie est de recueillir des mesures réalisées sur des sites proches des récepteurs mais difficiles, voire inaccessibles. Par exemple, on peut placer des capteurs biologiques dans le corps humain pour transmettre des informations à contenu médical à des détecteurs placés à l'extérieur du corps (pacemaker).

2. Qu'est-ce qu'un télémètre :

C'est un instrument de mesure des distances par des procédés acoustiques, optiques ou électromagnétiques.

Il existe plusieurs types de télémètre, on peut citer le télémètre ultrasons à microcontrôleur qui a été l'objet de notre travail pratique.

3. Principe d'un télémètre à ultrason :

Ce système se base sur le principe de réflexion des ondes sur un obstacle non absorbant :

Toute surface « dure » comme le bois, le métal, un mur en béton ou en plâtre peut être considérée comme étant un obstacle non absorbant. Une surface plane non absorbante provoque la réflexion des ondes ultrasonores à la même vitesse, à condition que cette surface reste immobile. Lorsqu'une onde ultrasonore brève et orientée perpendiculairement à une surface non absorbante frappe cette dernière, elle est aussitôt renvoyée suivant la même direction vers l'émetteur mais affaiblie.

L'émetteur ultrason envoie pendant une durée très brève, des impulsions d'une durée déterminée, une onde sonore de fréquence 40 KHz : dès que cette onde rencontre un obstacle, elle est réfléchi puis perçue par le récepteur ultrason.

La distance entre l'émetteur et l'obstacle est d , le trajet parcouru par l'onde est de $2d$.

De plus, on sait tous que le son se déplace dans l'air à une vitesse constante $V = 340 \text{ m/s}$, il suffit de mesurer le temps T écoulé entre l'émission et la réception pour obtenir la distance d de l'obstacle :

$$d = V * T / 2$$

1. Qu'est-ce qu'un microcontrôleur :

Totalement inconnus il y a une dizaine d'années, les microcontrôleurs (en notation abrégée μC) sont des circuits intégrés qui rassemble tous les éléments essentiels d'un ordinateur : un microprocesseur, une mémoires (mémoire morte pour le programme, mémoire vive pour les données), unités périphériques, des interfaces d'entrées-sorties //, série (RS232, I2C, SPI, PWM), des interfaces d'entrées-sorties analogique, des TIMER pour générer le temps et d'autres modules plus moins sophistiqués selon la taille des microcontrôleurs. Ils se caractérisent par un degré d'intégration très élevé, ainsi qu'une consommation électrique et une vitesse de fonctionnement très faible (de quelques mégahertz jusqu'à plus d'un gigahertz). Grâce au fait qu'ils peuvent être programmés pour donner les résultats souhaités, les microcontrôleurs connaissent aujourd'hui un succès planétaire et sont omniprésents dans les appareils les plus divers. Il existe plusieurs types de microcontrôleur possédant chacun un nombre de broche différent et des caractéristiques spécifiques.

Les microcontrôleurs permettent de diminuer la taille, la consommation électrique et le coût des produits. Ils ont ainsi permis de démocratiser l'utilisation de l'informatique dans un grand nombre de produits et de procédés.

Pour la réalisation de notre projet de fin d'étude nous avons choisi d'utiliser un PIC 16F876.

2. Qu'est-ce qu'un PIC :

Le PIC n'est rien d'autre qu'un microcontrôleur, c'est-à-dire une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessité l'ajout de composants externes.

Les PIC sont des microcontrôleurs à architecture RISC (Reduce Instructions Construction Set), ou encore composant à jeu d'instructions réduit ceci s'explique par le faite que plus le nombre d'instruction est réduit plus facile et plus rapide en est le décodage et vite le composant fonctionne. Les PIC sont des composants STATIQUES, ils peuvent fonctionner c'est-à-dire que la fréquence d'horloge peut être abaissée jusqu'à l'arrêt complet sans perte de données et sans dysfonctionnement.

La famille des PIC est subdivisée en 3 grandes familles :

- La famille Base-Line, qui utilise des mots d'instructions de 12 bits ;
- La famille Mid-Range, qui utilise des mots de 14 bits (dont font partie le 16F876 et le 16F877) ;
- La famille High-End, qui utilise des mots de 16 bits.

3. Le microcontrôleur 16F876 :

Le PIC 16F876 est un microcontrôleur appartenant à la famille MID-RANGE " milieu de gamme ".

- Le chiffre 16 signifie qu'il fait partie de la famille "MID-RANGE".
- La lettre F indique que la mémoire programme de ce PIC est de type "Flash".
- Les trois derniers chiffres permettent d'identifier précisément le PIC, ici c'est un PIC de type 876.

4. Caractéristiques du 16F876 :

Les éléments essentiels du PIC 16F876 sont :

- Une mémoire programme de type EEPROM flash de 8K mots de 14 bits,
- Une RAM donnée de 368 octets ;
- Une mémoire EEPROM de 256 octets ;
- Trois ports d'entrée sortie, A (6 bits), B (8 bits), C (8 bits) ;
- Convertisseur Analogiques numériques 10 bits à 5 canaux pour le 16F876 ;
- Trois TIMERS avec leurs prédiviseurs TMR0, TMR1, TMR2 ;
- Deux modules de comparaison et capture CCP1 et CCP2 ;
- Un chien de garde ;
- 13 sources d'interruption ;
- Générateur d'horloge, à quartz (jusqu' à 20 MHz) ou à Oscillateur RC ;
- Protection en code ;
- Fonctionnement en mode sleep pour réduire la consommation,
- Programmation par mode ICSP (In Circuit Serial Programming) 12V ou 5V,
- Possibilité aux utilisateurs d'accéder aux applications de la mémoire programme,
- Tension de fonctionnement de 2 à 5V,
- Jeux de 35 instructions

5. Structure externe du microcontrôleur :

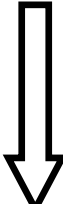
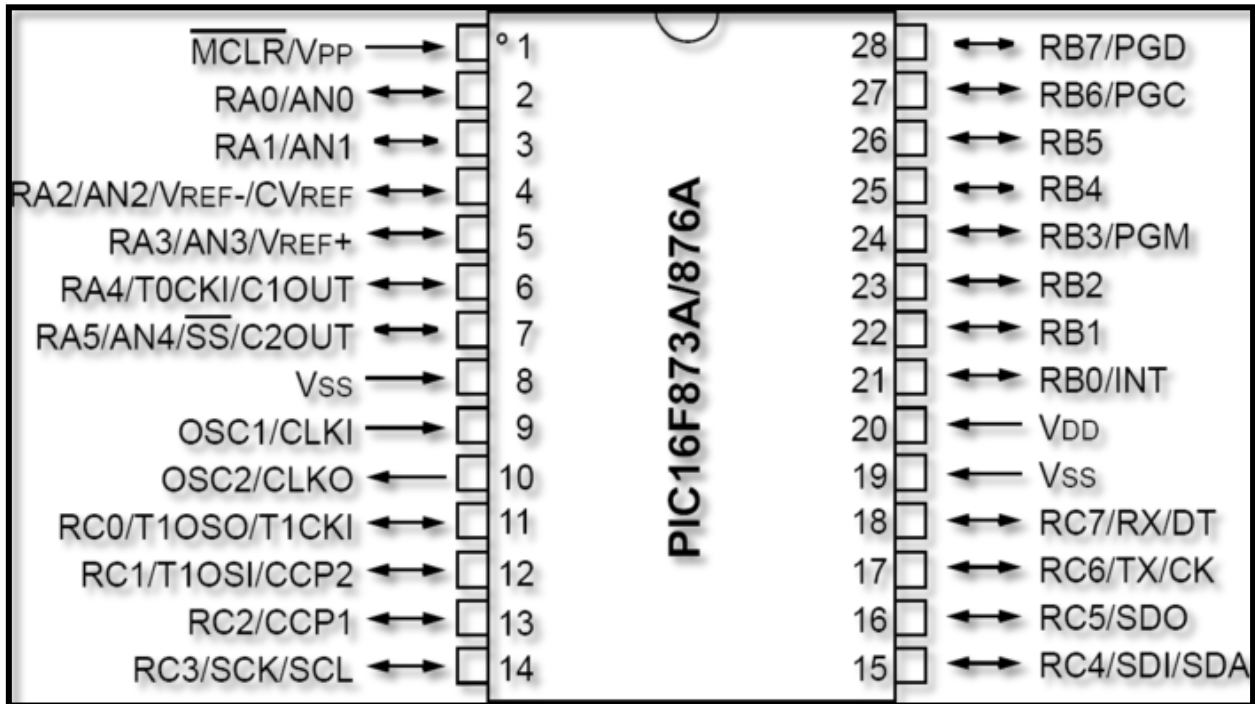


Fig 3.1 : structure externe du PIC 16F876

6. Structure interne du microcontrôleur :

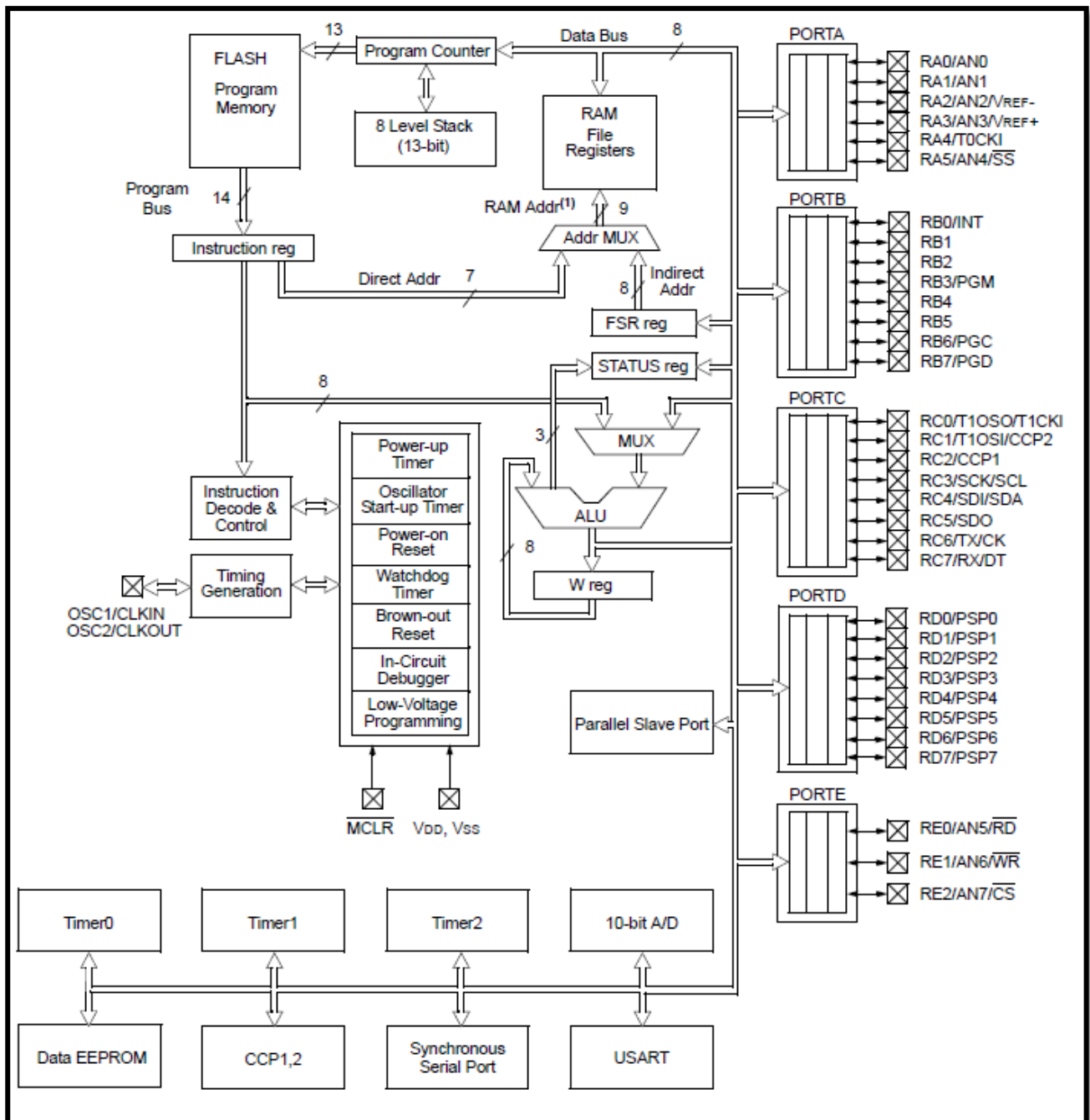


Fig 3.2 : structure interne du 16F876

Comme le montre la figure 3.2 le PIC 16F876 contient plusieurs registres, nos recherches se sont limitées uniquement sur les parties utilisées pour la réalisation de la partie pratique de ce mémoire.

A. Le module TIMER :

- Le Timer TMR0 :

C'est un compteur 8 bits ayant les caractéristiques suivantes :

Il est incrémenté en permanence soit par l'horloge interne, soit par une horloge externe appliquée à la broche RA4 du port A (mode compteur).

Chaque fois que le compteur complète un tour, le drapeau flag TMR0IF se lève. Si on note TH la période de l'horloge source, T0 l'horloge de TMR0 et TF0 le temps qui sépare 2 levés de drapeau successifs :

Sans prédiviseur : $TF0 = 256 T0 = 256 TH$

Avec prédiviseur : $TF0 = 256 T0 = 256 \times (DIV \times TH)$

Avec prédiviseur et compteur N dans le programme: $TF0 = N \times 256 \times (DIV \times TH)$

- Le Timer TMR1 :

TMR1 est un Timer/Compteur 16 bits accessible en lecture/écriture par l'intermédiaire des registres 8 bits TMR1H (bank0) et TMR1L (bank0) qui constituent sa partie haute et sa partie basse.

Le registre TMR1 (constitué de TMR1H et TMR1L) s'incrémente de h'0000' jusqu'à h'FFFF' et repasse ensuite à h'0000' pour continuer le comptage.

Ce module peut fonctionner en mode TIMER, quand il s'incrémente à chaque cycle instruction ou en mode compteur, quand il s'incrémente à chaque front montant de l'horloge externe appliquée sur le Port C0.

L'horloge externe peut également être l'oscillateur interne, dont la fréquence est fixée par un quartz externe branché entre la broche Port C0 et la broche Port C1.

Le contrôle du TIMER 1 se fait par le registre T1CON en h'10' (bank0).

- Le TIMER TMR2 :

Le module Timer 2 est un compteur 8 bits avec pré diviseur et post diviseur.

Ce compteur est un registre en lecture ou écriture. Il possède un registre 8 bits pour la période : PR2. Le compteur s'incrémente de h'00' jusqu'à la valeur contenue par PR2 et repasse ensuite à "0" pour continuer le comptage. Au reset PR2 est initialisé à "FF".

L'entrée du compteur est l'horloge cycle interne : $F_{osc}/4$ qui passe à travers un pré diviseur programmable par 1, 4 ou 16.

La sortie du compteur passe dans un post diviseur programmable sur 4 bits entre 1 et 16.

Quand la sortie du compteur passe par la valeur programmée dans PR2, il y a génération d'une interruption et le flag TMR2IF est positionné à "1".

Ceci bien entendu en considérant le post diviseur programmé à "1".

B. MODE PWM :

Le PWM « Pulse Width Modulation », ou encore modulation de largeur d'impulsion est un signal binaire de fréquence fixe, qui peut prendre 2 états : 0 ou 1.

Le PWM a un rapport cyclique (rapport entre le temps où il se trouve à l'état « 1 » par rapport au temps total d'un cycle) qui peut être modulé donc modifié par la grandeur à transmettre.

Un cycle n'étant constitué, par définition, que d'un état « 1 » suivi d'un état « 0 », la somme des temps des 2 états étant constante.

Notez donc qu'il y a 2 paramètres qui définissent un signal « PWM » :

- La durée d'un cycle complet (ou, par déduction, sa fréquence de répétition)
- Le rapport cyclique

Donc, si on pose :

- T_c = Durée d'un cycle
- R_c le rapport cyclique
- T_h = durée de l'état haut
- T_b = durée de l'état bas

On peut dire :

$T_c = T_h + T_b$ (Durée d'un cycle en secondes = durée de l'état haut + durée de l'état bas)

- Fréquence du signal (en hertz) = $1/T_c$

- $R_c = T_h / T_c$ (rapport cyclique en % = temps à l'état haut divisé par le temps de cycle)

C. Le bus I2C :

Le bus I2C permet d'établir une liaison entre les différents composants électroniques grâce à trois fils seulement : un signal de donnée (SDA), un signal d'horloge (SCL) et un signal de référence électrique (masse).

Il fonctionne selon le principe suivant :

Comme les lignes SDA et SCL sont utilisées dans les deux sens par les deux circuits qui communiquent entre eux, on peut avoir un circuit qui place la ligne à 1 (Vcc) et l'autre qui la place à 0 (masse) ce qui correspond à un court circuit qui peut détruire les deux composants. Pour éviter ce problème, les E/S SDA et SCL fonctionnent en mode collecteur ouvert (ou drain ouvert) de sorte qu'un circuit ne peut imposer que le niveau bas ou ouvrir la ligne, le niveau haut est obtenu par une résistance de tirage externe. Ainsi une ligne est à 0 quand un des deux circuits impose le 0. Elle passe à 1 quand les deux circuits imposent le 1 (circuit ouvert). Le protocole I2C jongle avec cette situation pour organiser l'échange des données entre les deux composants.

Un bus I2C peut être relié à plusieurs circuits, mais pendant une communication, un des circuits est le maître, c'est lui qui génère l'horloge et initie les séquences de transmission, l'autre est l'esclave, il subit l'horloge du maître sur la ligne SCL mais il peut tout de même recevoir et émettre des données sur la ligne SDA. Chaque esclave a une adresse, au début d'une séquence de communication, le maître qui initie la séquence envoie l'adresse du premier esclave avec lequel il désire communiquer, celui-ci reconnaît son adresse et répond, les autres esclaves (s'il y en a) restent muets.

D. La liaison SPI :

SPI ou encore « Serial Peripheral Interface ». Ce mode correspond donc à un fonctionnement « Standard » du port série synchrone. Il permet d'interconnecter, de façon flexible et paramétrable, différents composants avec les 16F876.

Le mode SPI nécessite la présence du brochage suivant dans le PIC utilisé :

- Une entrée de données série (SDI pour Serial Data Input).
- Une sortie de données série (SDO pour Serial Data Output).
- Une entrée/sortie horloge (SCK pour Serial Clock).
- Une entrée optionnelle de sélection du PIC (SS pour Slave Select).

Dans ce mode, le module peut évidemment émettre et recevoir. Il peut gérer lui-même l'horloge (mode « master ») ou subir l'horloge gérée par un autre microprocesseur (mode « Slave »). Dans ce dernier cas, il peut également y avoir d'autres esclaves (mode « multi slave »)

E. La liaison SCI :

L'interface de communication série ou SCI pour Serial Communication Interface dont sont équipés certains microcontrôleurs est en fait ce que l'on appelle plus communément un USART, c'est-à-dire un émetteur / récepteur universel de données synchrones et asynchrones.

La SCI peut fonctionner comme une interface série asynchrone classique en Full Duplex mais aussi comme une interface série synchrone, restreinte dans ce cas au seul mode Half Duplex.

Son mode d'utilisation le plus courant reste bien évidemment le mode série synchrone permettant ainsi la connexion de l'application dans laquelle elle est utilisée à la majorité des équipements informatiques classiques.

F. Le RS232 :

C'est un convertisseur permettant la conversion des signaux de communication série asynchrone entre les entrées / sorties TTL d'un microcontrôleur et un port série RS232 d'un ordinateur.

Les niveaux TTL : 0 correspond à 0V et 1 à 5V ;

Les niveaux RS232 : 0 correspond à -12V et 1 à +12V ;

Introduction

Au début de la vie, tout être humain est encore totalement en phase précoce de développement corporel et dépendant de son environnement sensoriel et humain. Du nourrisson jusqu'à l'âge adulte, il se développe de façon permanente.

Les premières années de vie constituent des étapes importantes dans le développement physique (croissance et maturation), moteur, psychologique (intellectuel et affectif) et social de l'enfant.

Le bilan du développement d'un enfant est un outil indispensable pour son évaluation complète, une connaissance approfondie du développement normal devrait représenter la base de l'étude des enfants. Ces connaissances doivent faire partie des compétences du pédiatre (médecin spécialisé en pédiatrie c'est-à-dire médecine consacrée à l'enfant et ses maladies).

La pédiatrie est différente de la médecine générale puisque s'adressant spécialement à un organisme en développement et en transformation permanente. La précocité du diagnostic est ici, encore plus qu'ailleurs, vitale pour la santé future de l'enfant et déterminante pour le pronostic.

Le suivi de ce développement est d'une importance capitale pour le diagnostic. Parmi les composantes de ce développement la croissance reflète particulièrement l'état de santé d'un enfant, c'est le premier signal d'alarme dès l'apparition d'un éventuel problème. C'est pourquoi son évaluation est obligatoire. Elle est appréciée aisément permettant ainsi un gain de temps lors de l'établissement du diagnostic. Le premier outil de son évaluation étant la taille, cette dernière représente le premier plan de notre travail qui consiste à réaliser un système qui permet une mesure minutieuse de la taille tout en facilitant celle-ci.

1. Qu'est ce que la croissance ?

La croissance est définie, physiologiquement, comme étant le processus par lequel les organismes vivants grandissent, au travers de transformations morphologiques et fonctionnelles jusqu'à atteindre leur maturité physiologique :

- Morphologiques par la multiplication des cellules et l'augmentation de leur taille aboutissant à une augmentation en taille, mais aussi en poids, en surface et en volume
- Fonctionnelles par la maturation qui consiste en un perfectionnement progressif du fonctionnement des organes.

Et ceux ayant lieu naturellement de la naissance à la fin de l'adolescence.

Il faut savoir que la croissance est un témoin de l'état de santé d'un enfant. Son suivi est d'une importance capital.

2. Facteurs intervenant dans la croissance ?

De nombreux facteurs ont une incidence sur la croissance d'un enfant. Parmi lesquels :

- Génétique : les facteurs héréditaires justifient que la taille d'un enfant soit toujours évaluée, en fonction de la taille des parents ;
- Les facteurs alimentaires : apport calorique et protéique...
- Fonction endocrinienne : les facteurs hormonaux sont représentés surtout par l'hormone de croissance sécrétée par l'hypophyse, glandes endocriniennes situés à la base du cerveau. Les hormones de la glande thyroïde et les hormones sexuelles interviennent aussi dans la croissance.

3. Evaluation de la croissance :

L'évaluation de la croissance repose sur les mensurations de la taille (hauteur du corps humain appelé également stature), du poids (masse du corps humain) et du périmètre crânien qui ; faites à des intervalles de temps précis dès l'âge nourrisson jusqu'à l'adolescence ; serviront à construire les courbes de croissance ; dont l'analyse rigoureuse permettra d'établir le suivi.

a. Outils d'évaluation de la croissance staturale :

✚ Mesures :

Prise de la taille. La taille est mesurée chez l'enfant en position couchée jusqu'à l'âge de 2–3ans puis en position debout.

Ces mesures doivent être faites :

- Tous les mois jusqu'à 6 mois ;
- Tous les trois mois jusqu'à un an ;
- Tous les quatre mois au cours de la deuxième année ;
- Puis deux fois par an jusqu'à 6 ans et de façon plus espacée après.

✚ Courbes :

Construire les courbes de croissance : Les chiffres obtenus lors des mesures sont reportés sur un graphique en constituant le tracé de la courbe de croissance de l'enfant au cours du temps.

De plus, des courbes de référence sont établies en fonction du sexe, de l'âge et de l'ethnie.

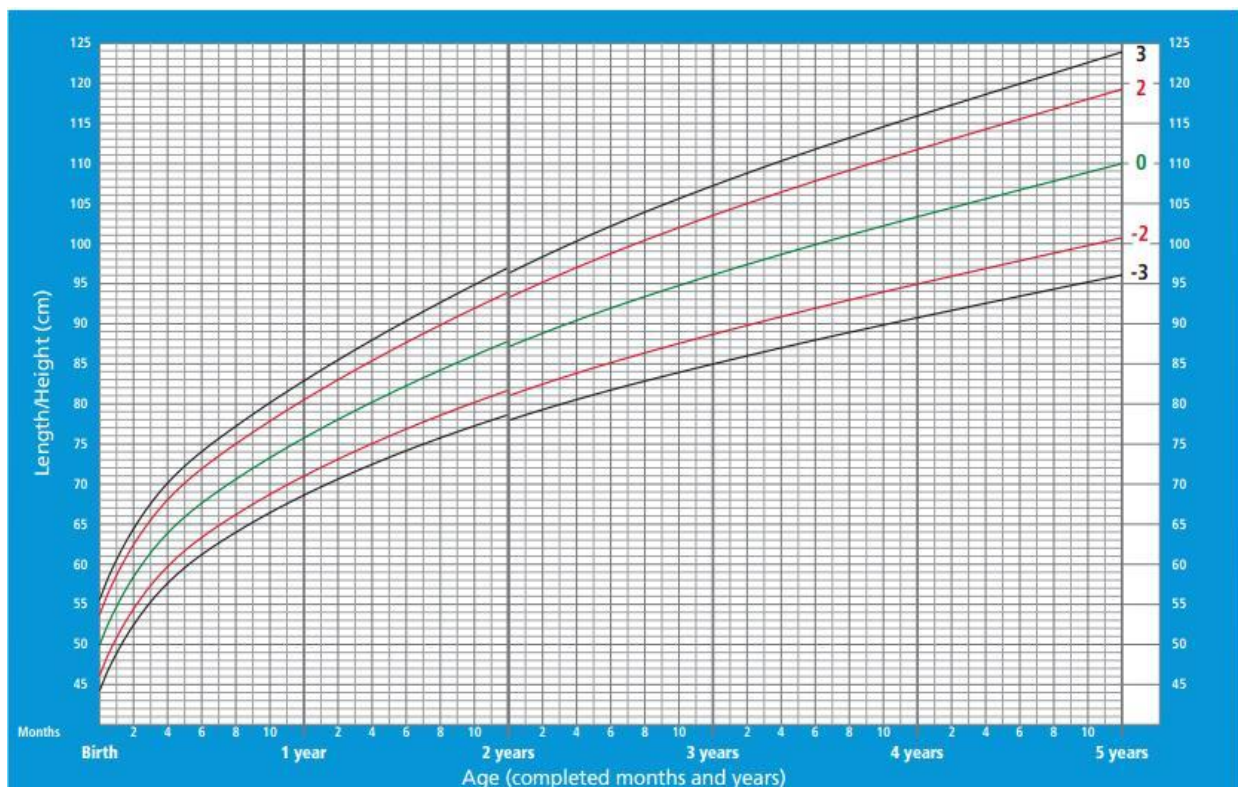


Fig 1.1 : Courbe d'évaluation de la taille chez un garçon

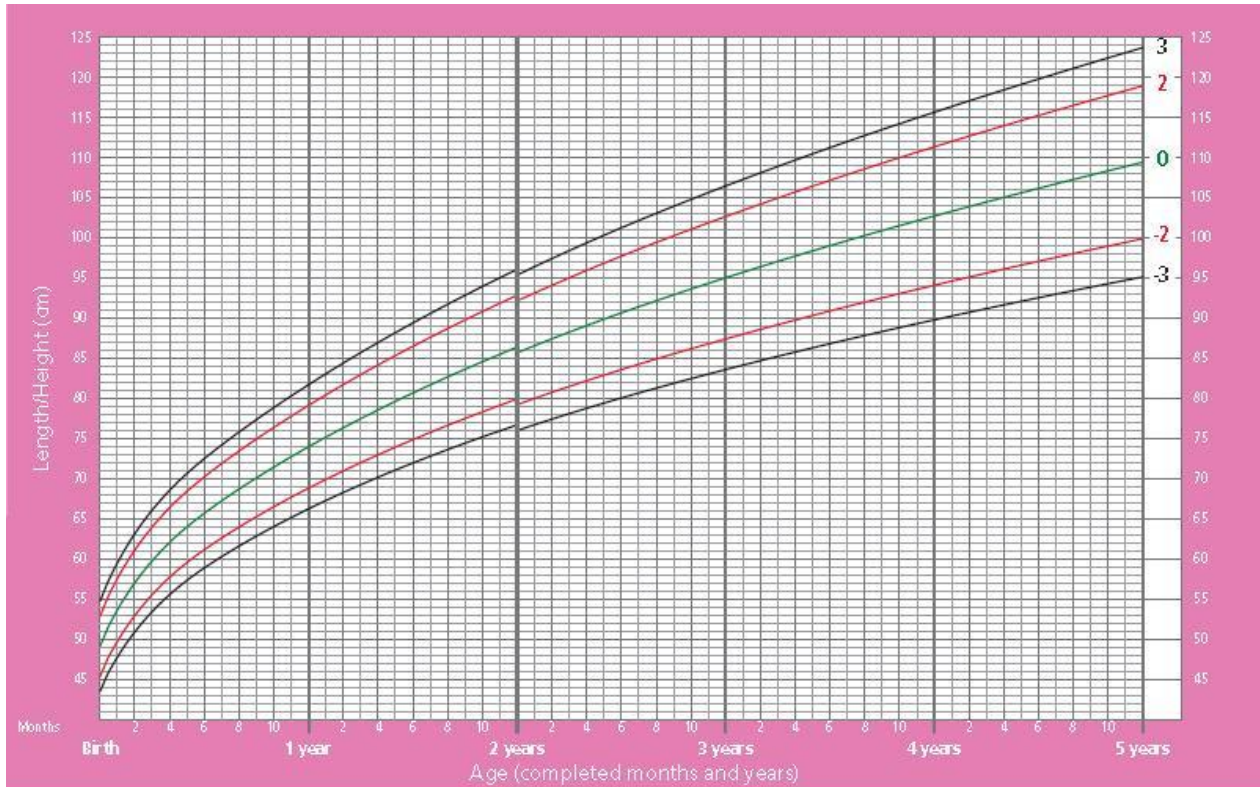


Fig 1.2 : Courbe d'évaluation de la taille chez une fille

✚ Vitesse de croissance :

La vitesse de croissance statural est le gain de taille en centimètre par année. Elle est variable, évolue en diminuant, en fonction des étapes de la croissance à savoir : croissance de la première enfance (de 1 mois à 2 ans), de la seconde enfance (de 2 ans à 12 ans) et de la puberté.

b. Evaluation de la croissance et interprétation des mesures :

Le suivi de l'évolution statural de l'enfant se fait :

- Par appréciation de la dynamique de la croissance propre à l'enfant (forme régulière de sa courbe de croissance, absence de cassure, vitesse de croissance...)
- Par comparaison aux courbes de référence du même âge et du même sexe (tracé faisant parti du même couloir ou pas, déviations par rapport aux courbes de référence).

L'interprétation de l'évolution de la croissance permet de définir :

- Croissance normale : vitesse de croissance régulière dans un même couloir des courbes de référence entre plus ou moins deux déviations standard.
- Croissance pathologique : ralentissement ou cassure de la croissance avec changement de couloir.

4. Troubles de la croissance :

Le retard de croissance peut être staturale, pondéral ou mixte (statur pondéral). La vitesse de croissance staturale est le premier outil d'évaluation.

Le retard de croissance est diagnostiqué avec certitude si l'analyse de la courbe de croissance statural montre :

- Une courbe harmonieuse dans un couloir inférieur à la normale.
- Une courbe infléchie de façon progressive ou brutale « cassure ».

Une carence nutritionnelle ou affective peut être à l'origine du trouble de croissance.

L'origine endocrinienne est la première cause à redouter même si une cause « essentielle » (génétique) est la plus fréquente.

Beaucoup plus rarement, une petite taille est liée à d'autres pathologies : anomalie chromosomique, pathologie du squelette, syndrome de Turner, maladie chronique...

Une grande taille, la plupart du temps constitutionnelle, ne rentre pas dans le cadre des troubles de la croissance, sauf lorsqu'elle fait partie d'un syndrome malformatif (syndrome de Marfan).

a. Petite taille constitutionnelle ou génétique :

C'est la cause la plus fréquemment évoquée. Une petite taille est souvent héréditaire, sans caractère pathologique (vitesse de croissance non réduite et courbe régulière).

b. Retard de puberté :

Surtout chez le garçon, il s'agit d'un simple retard de la puberté, qui se produira normalement, mais un peu plus tard que pour la moyenne ; il est lié à un retard de l'accélération de la vitesse de croissance staturale. Le pronostic de la taille finale est en général favorable (contexte souvent familial).

c. Retards staturale d'origine endocrinienne :

L'appareil endocrinien est le système de message chimique du corps, à savoir le système hormonal. Les hormones aident à réguler les processus du corps, y compris la croissance. Tout problème avec l'appareil endocrinien peut perturber la croissance.

Les causes endocriniennes d'un retard de croissance sont précises :

- Déficit en hormone de croissance : insuffisance de sécrétion d'hormone de croissance.
- Déficit en hormone thyroïdienne : hypothyroïdisme (insuffisance de sécrétion de la glande thyroïde).
- Hypercorticisme : taux élevé de cortisol (excès de sécrétion de la glande surrénale) ; soit syndrome de Cushing, soit traitement prolongé aux corticoïdes.

d. Syndrome de Turner :

Le syndrome de Turner est en cause quand une fille naît avec un chromosome X manquant ou endommagé. Les filles atteintes de Turner présentent une petite stature. Elles ne peuvent pas se reproduire, car leurs ovaires se développent mal et peuvent montrer d'autres signes physiques.

e. Retard de croissance secondaire à une maladie chronique :

Les principales maladies chroniques susceptibles d'induire un retard de croissance sont :

- Graves maladies du cerveau et cardiopathies
- Insuffisance respiratoire sévère
- Insuffisance rénale chronique
- Anémies sévères
- Maladies digestives comme la maladie intestinale inflammatoire (maladie de Crohn) ou l'intolérance au gluten (maladie de Cœliaque)

Conclusion

La croissance reflète l'état de santé d'un enfant, si il s'arrête de grandir il est suspect de maladie sévère. C'est pourquoi son évaluation est obligatoire durant toute la période de croissance tout en étant clairement enregistrée et faisant l'objet d'un contrôle à chaque visite.

Un problème de croissance peut être présent à la naissance ou acquis plus tard. De ce fait la croissance est surveillée pendant toute l'enfance jusqu'à l'adolescence afin de pallier si possible une insuffisance, mais surtout afin de dépister une maladie responsable de retard de croissance, qui pourrait être grave et dans certains cas curable.

La croissance statural étant le premier outil d'évaluation, tous patient pédiatrique doit avoir sa courbe de croissance tracé. Les mesures de taille ne doivent être notés que si la mesure est faite dans les règles de l'art, sous peine de points aberrants... La mesure notée restera et fera partie de courbes qui seront interprétées durant toute la période de croissance. D'où l'utilité d'un appareillage électronique permettant d'effectuer des mesures prises d'une manière précise avec un enregistrement automatique de celles-ci, à ces avantages s'ajoute le fait que la courbe de croissance est tracé machinalement et comparer systématiquement avec la courbes de référence.

Introduction

Ce mémoire a pour thème " système de mesure pédiatrique ". Le concept réalisé dans ce projet va cibler les principales grandeurs mesurées en examen de routine pédiatrique, à savoir la taille et le poids.

La conception de ce système va se diviser, comme le représente la figure 1, en quatre parties:

La 1^{ère} concerne l'amélioration de la mesure de la taille en pédiatrie et ce à travers la réalisation d'un système électronique : télémètre ultrason à microcontrôleur (correspondant à la partie pratique de ce mémoire) sous forme d'un module autonome avec un bus de communication multistandard (SCI, SPI, I2C).

La 2^{ème} sera destinée à la mesure du poids par l'utilisation d'une jauge de contrainte et fera l'objet d'un autre module avec les mêmes normes de communications.

La 3^{ème} correspondra à la réalisation d'une carte mère qui représente le cerveau du système elle sera relié aux deux modules de mesures et sera doté d'une carte mémoire pour le stockage des informations médicales des patients ainsi que d'une liaison réseaux pour la communication à distance avec le pédiatre. Une identification par carte à puce chifa sera envisagée en option.

La 4^{ème} aboutira à l'informatisation du système avec réalisation d'une carte à puce qui permettra de regrouper toutes les informations par patient.

Afin de mettre en évidence l'objectif et le fonctionnement de ce système nous allons prendre l'exemple d'un patient X. Lors de sa visite chez le pédiatre l'infirmière va prendre ces mensurations. Pour ce fait l'enfant X est mis en position debout bien droit sur un pèse personne et adossé contre un axe vertical (voir figure 2). Une fois le malade X bien positionné, il suffira à l'infirmière d'appuyer sur le bouton MESURE du module TAILLE pour effectuer la mesure de la taille de l'enfant X et la même opération sur le module POIDS pour le poids. Pour avoir un résultat plus fiable, il conviendrait que la manipulatrice répète l'opération si nécessaire (mauvais positionnement ou enfant turbulent).

Toutes les données de tailles et de poids sont stockées sur une carte mémoire de type SD située sur la carte mère. Pour la transmission des résultats des deux modules vers à la carte mère, la manipulatrice doit appuyer sur le bouton ACQUISITION situé lui sur la carte mère.

A travers une liaison réseaux, le pédiatre peut consulter directement la mesure actuelle ainsi que les mesures précédentes sur un écran d'ordinateur et ceux sous forme d'une courbe superposée aux

courbes de références. Cette liaison permet d'exécuter, en même temps, une sauvegarde locale sur l'ordinateur du pédiatre par sécurité.

Cet instrument a pour principal objectif d'automatiser et d'archiver la mesure dans un service de pédiatrie et faciliter l'évaluation de la croissance de l'enfant en comparaison avec les courbes de croissance de référence.

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

Afin de pouvoir effectuer l'objectif de notre travail dans de meilleur condition, nous avons choisis de réaliser deux systèmes de mesure différents mais permettant d'obtenir les mêmes résultats. Afin de pouvoir comparer les résultats entre eux.

1. Schéma électrique analogique du circuit N°1 :

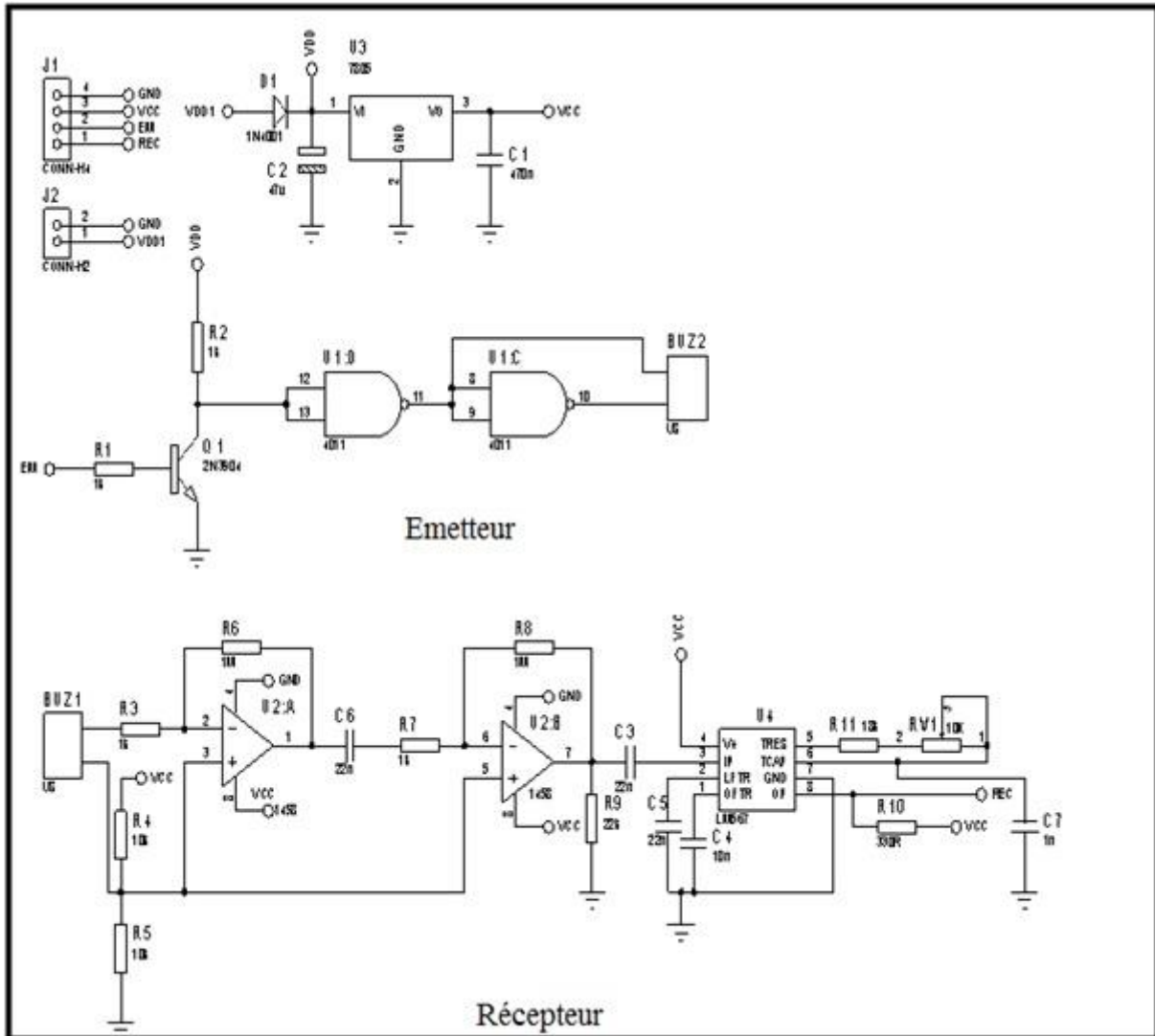


Fig 1.3 : Schéma électrique du système de mesure n°1

2. Interprétation du circuit N°1 :

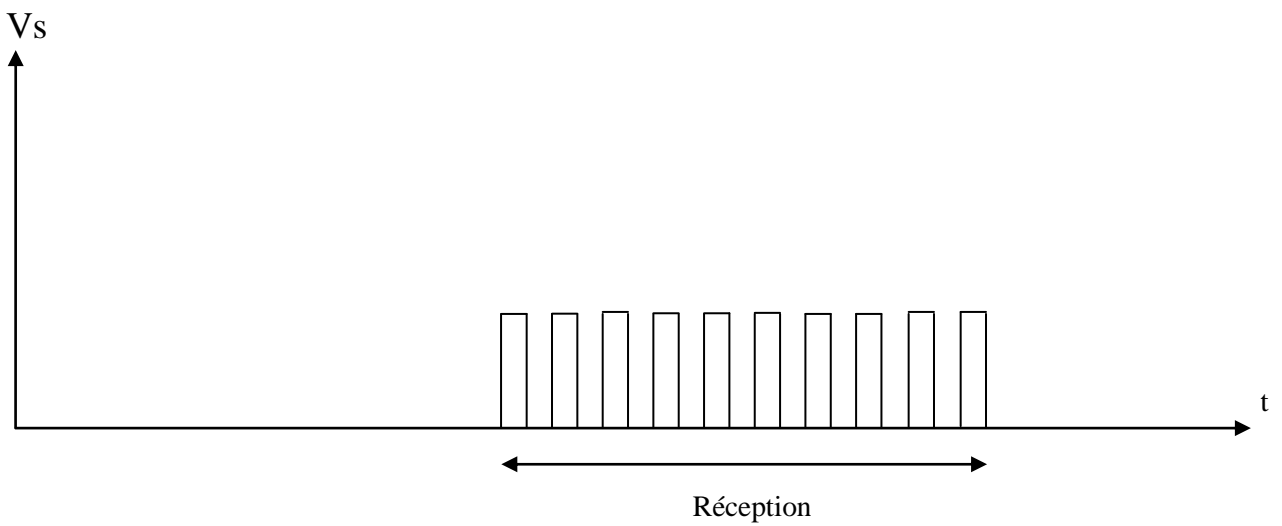
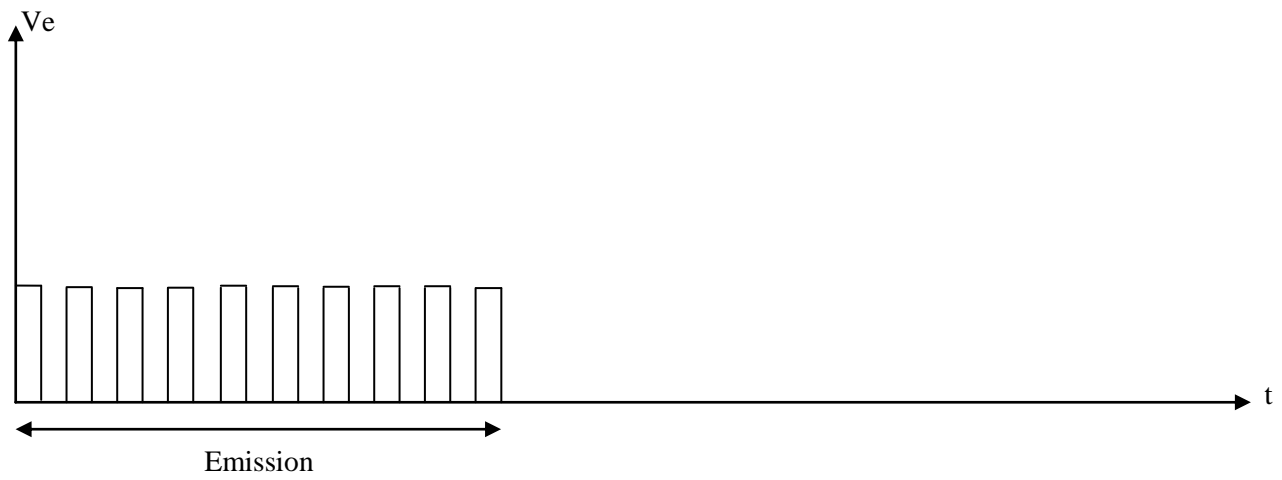
Le schéma de la figure 1 représente l'émetteur et le récepteur du train d'onde de mesure voici le principe de fonctionnement :

On envoie un train d'onde de 10 impulsions de 40 KHz sur la base du transistor Q1 au travers de la résistance R1, lorsque le transistor est passant, les entrées 12 et 13 du circuit intégré CD4011 sont donc à l'état bas. Les deux sorties 10 et 11 sont inversés donc lorsque la sortie 11 est à 12V la sortie 10 est à 0V et l'inverse lorsque le transistor est bloqué. Ce système permet de faire circuler le courant dans les deux sens dans le transducteur ultrason ceci est équivalent à une commande symétrique -12V et +12V ainsi l'émetteur ultrasonore reçoit des impulsions avec une amplitude équivalente à 24V crête à crête. L'onde est émise par l'émetteur puis réfléchi sur un obstacle, cette dernière est captée par le capteur du récepteur. Les impulsions reçues vont être amplifiées par deux étages d'amplificateur opérationnel. Le gain de chaque étage à la fréquence de 40 KHz est d'environ 25, par la suite le signal va attaquer une boucle à verrouillage de phase.

La liste des composants utilisés pour la réalisation de ce projet ce trouve dans l'ANNEXE 1.

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

Le schéma suivant représente les 10 impulsions du lancement de la mesure et aussi l'écho de retour :



3. Etude des différents modules du schéma N°1 :

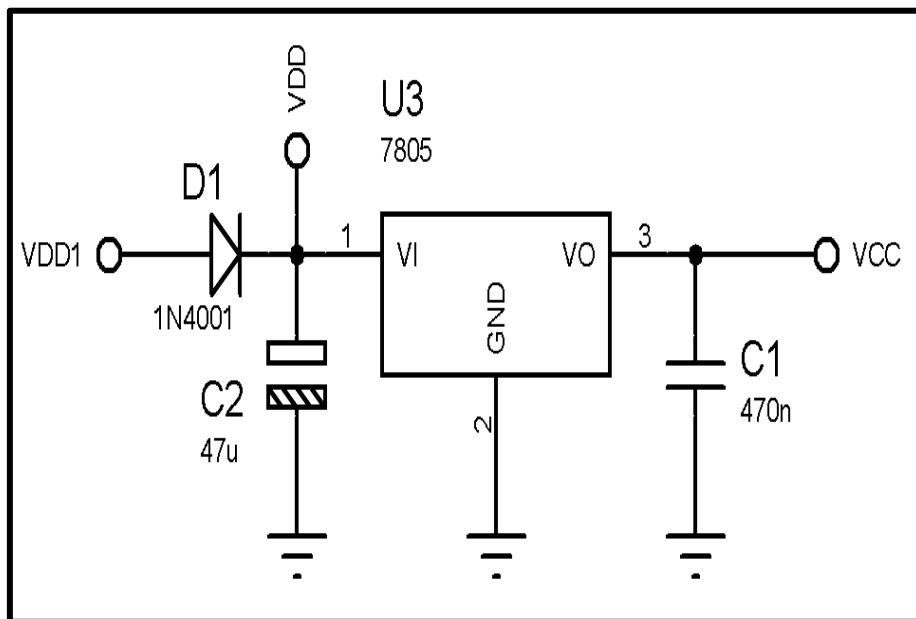


Fig 1.4 : circuit d'alimentation

- ❖ La diode D1 a pour rôle la protection du circuit.
- ❖ Le condensateur C1 sert pour le filtrage.
- ❖ Le régulateur 7805 est un composant dont le rôle consiste à rendre quasi continue une tension qui présente une ondulation et à stabiliser sa valeur. Cette régulation s'opère en amont et en aval :
 - En amont car la tension d'entrée V_{in} peut fluctuer.
 - En aval car la charge branchée aux bornes de V_{out} peut aussi varier dans ses caractéristiques.
- ❖ La tension V_{DD1} est la tension d'entrée du circuit.
- ❖ La tension $V_{DD} = 12V$ est la tension d'entrée de l'émetteur.
- ❖ La tension $V_{CC} = 5V$ est la tension d'entrée du récepteur.

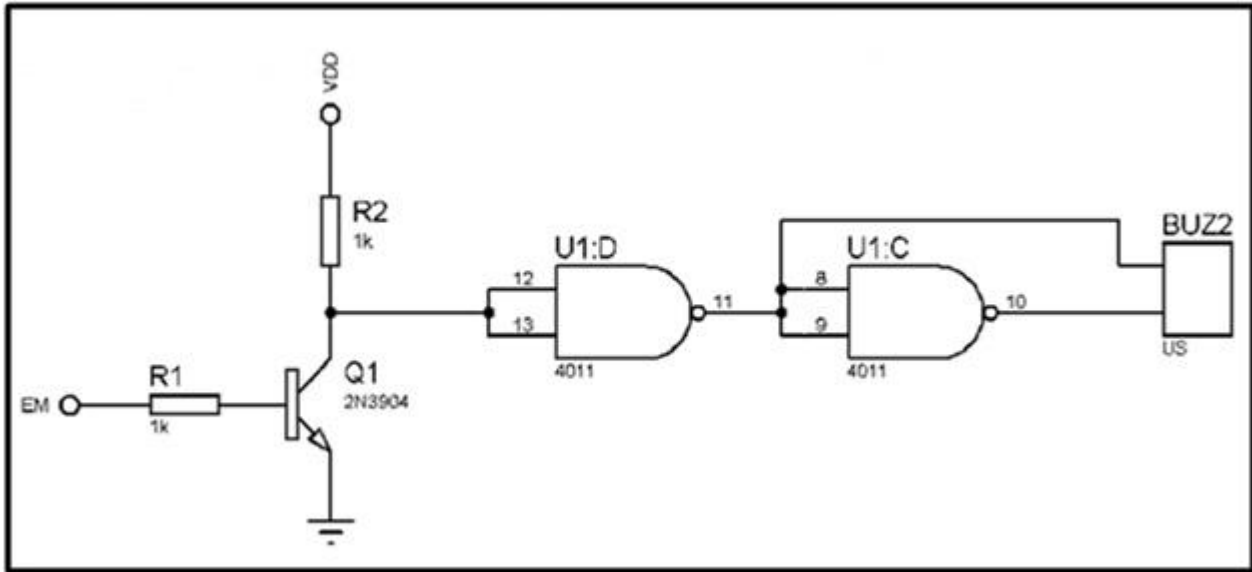


Fig 1.5 : circuit d'émission

❖ La première partie du circuit, c'est-à-dire les résistances R1 et R2 ainsi que le transistor Q1, sert à l'adaptation d'un niveau logique TTL (5V) vers un niveau logique CMOS (12V).

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

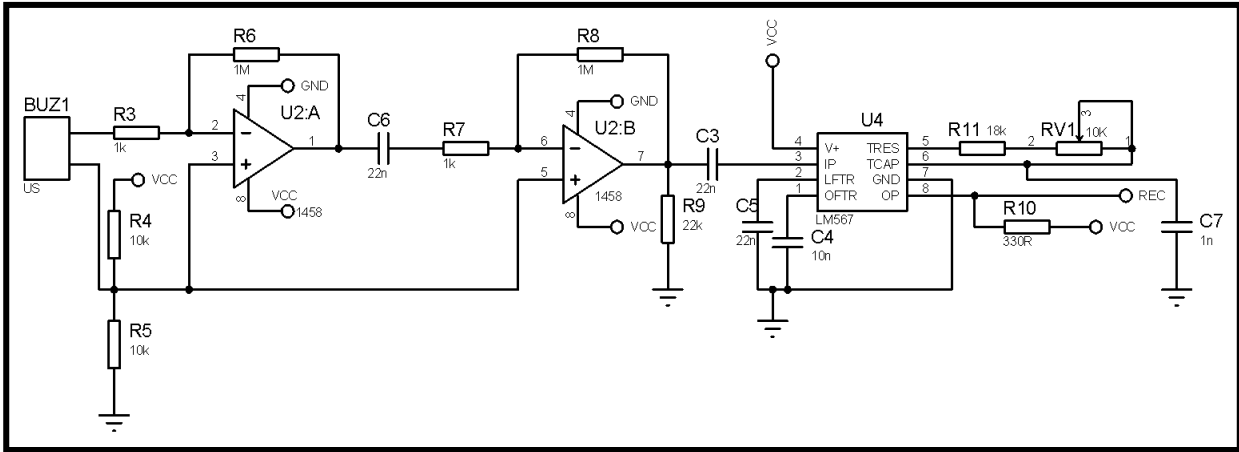


Fig 1.6 : circuit de réception

Le circuit de réception contient deux principaux étages qui sont :

1^{ère} étage : Montage d'amplification à base d'amplificateur opérationnel

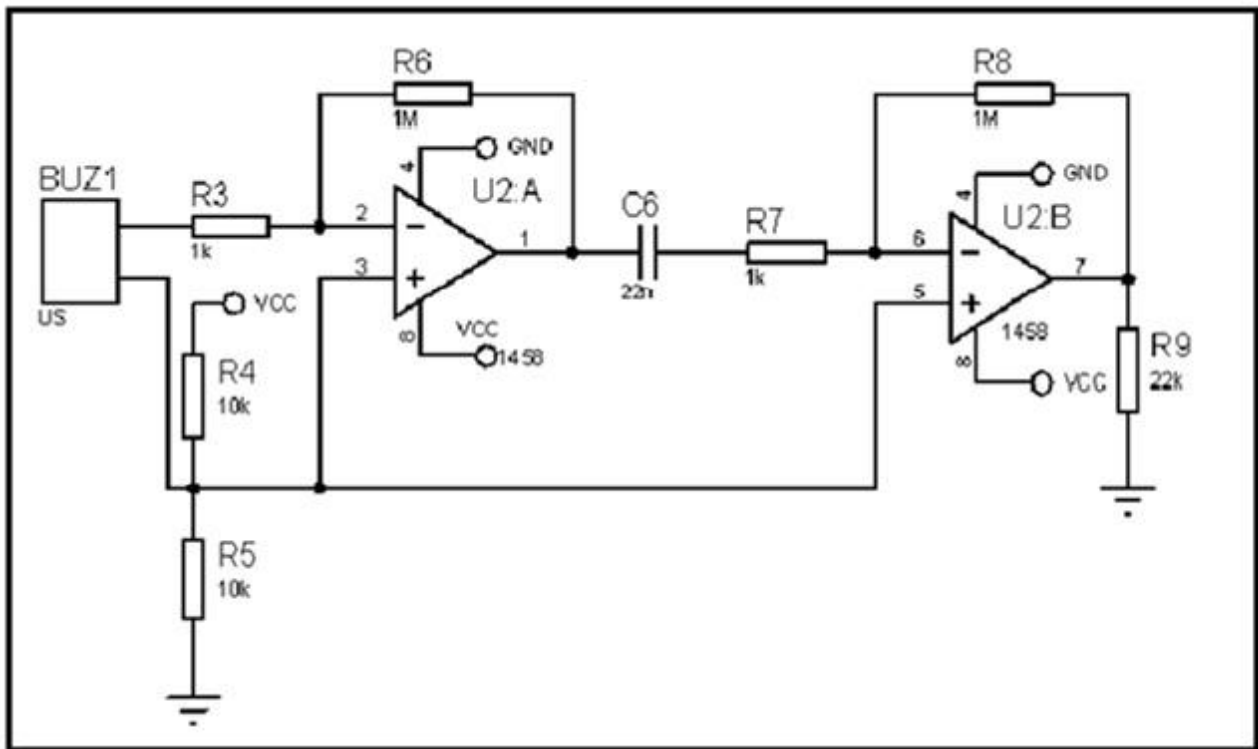


Fig 1.6.1 : circuit d'amplification

Un amplificateur de tension classe A est souvent constitué de transistors bipolaires, ou de transistors à effet de champs (FET). Ce genre d'amplificateur est le plus souvent utilisé en électronique analogique à transistors.

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

2^{ème} étage : Montage du détecteur de fréquence

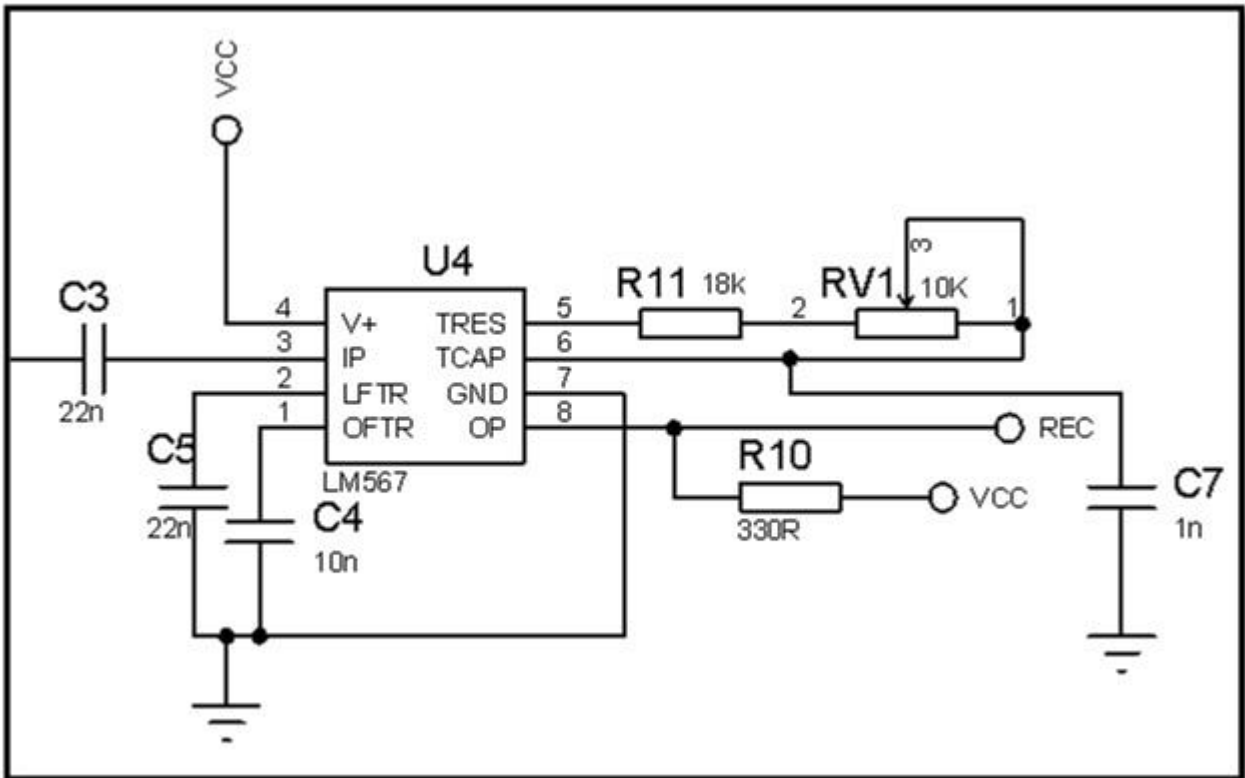


Fig 1.6.2 : circuit du détecteur de fréquence

- ❖ Le circuit 567 est un décodeur de tonalité intégré qui ne requiert que peu de composants externes pour sa mise en œuvre. Il est possible d'ajuster précisément sa fréquence centrale de détection (F_0) et sa largeur de bande, et son fonctionnement reste fiable même quand le signal à détecter est entaché d'un assez fort niveau de bruit. Il dispose d'une sortie qui passe à 0 V (sortie collecteur ouvert, broche 8) quand le signal BF appliqué sur son entrée In (broche 3) possède une fréquence qui est égale ou proche de la fréquence centrale F_0 qui elle-même est spécifiée par deux composants simples (un condensateur et une résistance).
- ❖ les valeurs du condensateur C_7 , de la résistance R_{11} et du potentiomètre RV_1 détermine la fréquence F qui doit être détectée sur ce circuit.

$$F = \frac{1}{1.1 * C_7 * (R_{11} + RV_{11})}$$

$$F = \frac{1}{1.1 * 1 * 10^3 * (18 * 10^3 + 10^4)}$$

Donc :

$$F = 40 \text{ KHz}$$

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

Remarque : ce circuit a été réalisé sur circuit imprimé mais malheureusement notre travail n'a pas donné les résultats souhaités probablement dû aux caractéristiques soit de l'émetteur soit du récepteur.

4. Schéma électrique analogique N°2 :

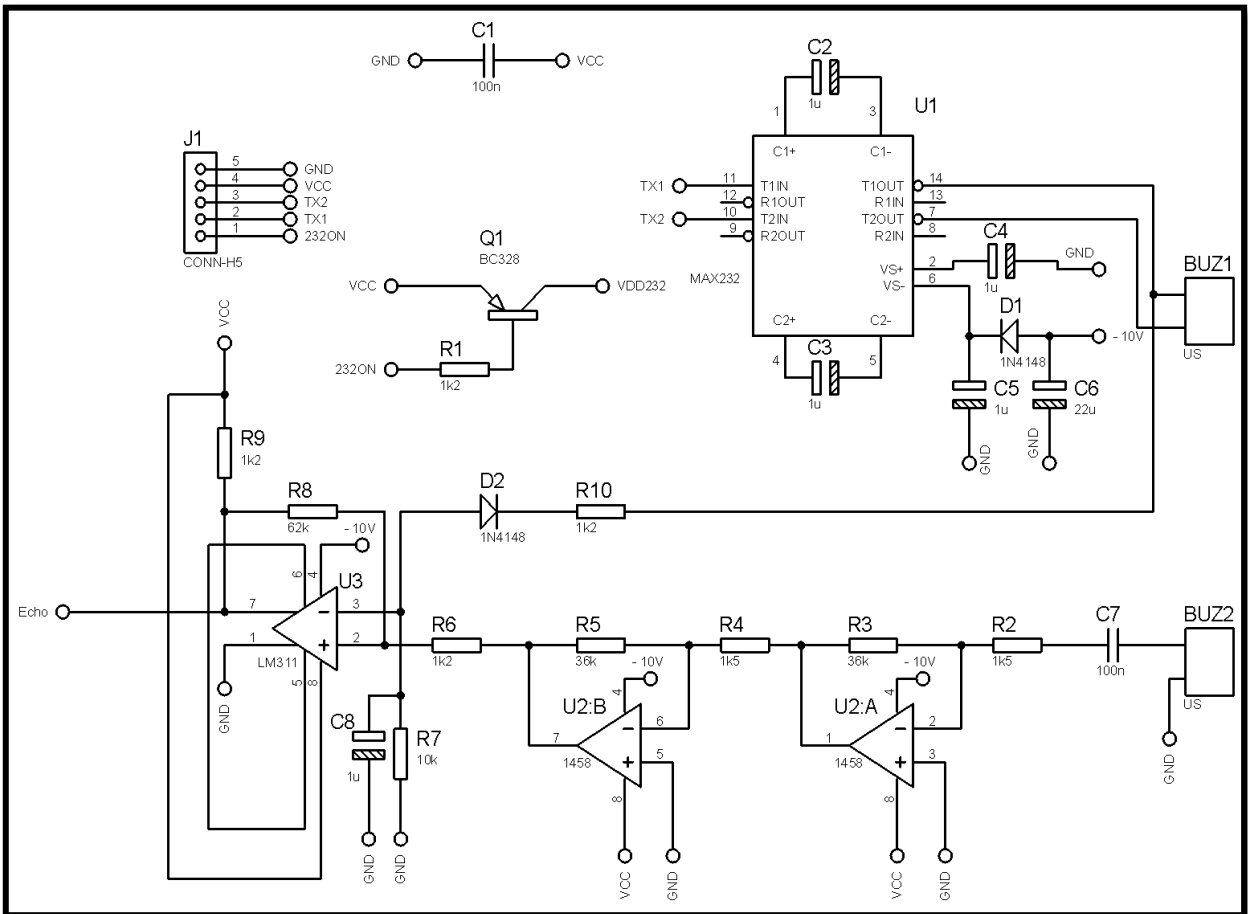


Fig 1.8 : Schéma électrique du système de mesure n°2

5. Interprétation du circuit N°2 :

Le schéma de la figure 6 représente la partie analogique du télémètre. Le synoptique ci-dessous permettra de mieux comprendre le principe de fonctionnement de ce circuit.

Nous avons programmé un microcontrôleur de type PIC 16F876 afin qu'il nous envoie deux salves en opposition de phase de 10 impulsions à 40KHz sur les deux entrées TX1 et TX2 du MAX232.

Le transistor Q1 joue le rôle d'un interrupteur commandé via la résistance R1 pour alimenter momentanément le circuit MAX232 durant la phase d'émission et de couper l'alimentation durant la phase d'écoute (attente de l'écho) pour éviter les interférences entre l'oscillateur interne du MAX232 et le signal reçu.

Le MAX232 est un circuit adaptateur de niveaux entre les signaux TTL et RS232 avec générateur de tension intégré. Donc il génère en interne deux tensions une de +10V et une autre de -10V. Il transforme un signal logique 0 en 10V et un signal logique 1 en -10V ce qui fait que notre émetteur ultrason est attaqué par une tension de 20V entre ces deux bornes. En plus comme il y a une permutation des tensions positif et négatif à ces bornes dû aux deux signaux en opposition de phase il y a inversion de courant dans l'émetteur et ceci est équivalent à une alimentation symétrique -20V et +20V. La tension négatif de -10V récupérée à la borne VS- broche 6 est utilisée pour alimenter le double amplificateur opérationnel LM1458, la diode D1 et le condensateur C6 permettent de stocker l'énergie durant la phase de réception lorsque le MAX232 n'est pas alimenté.

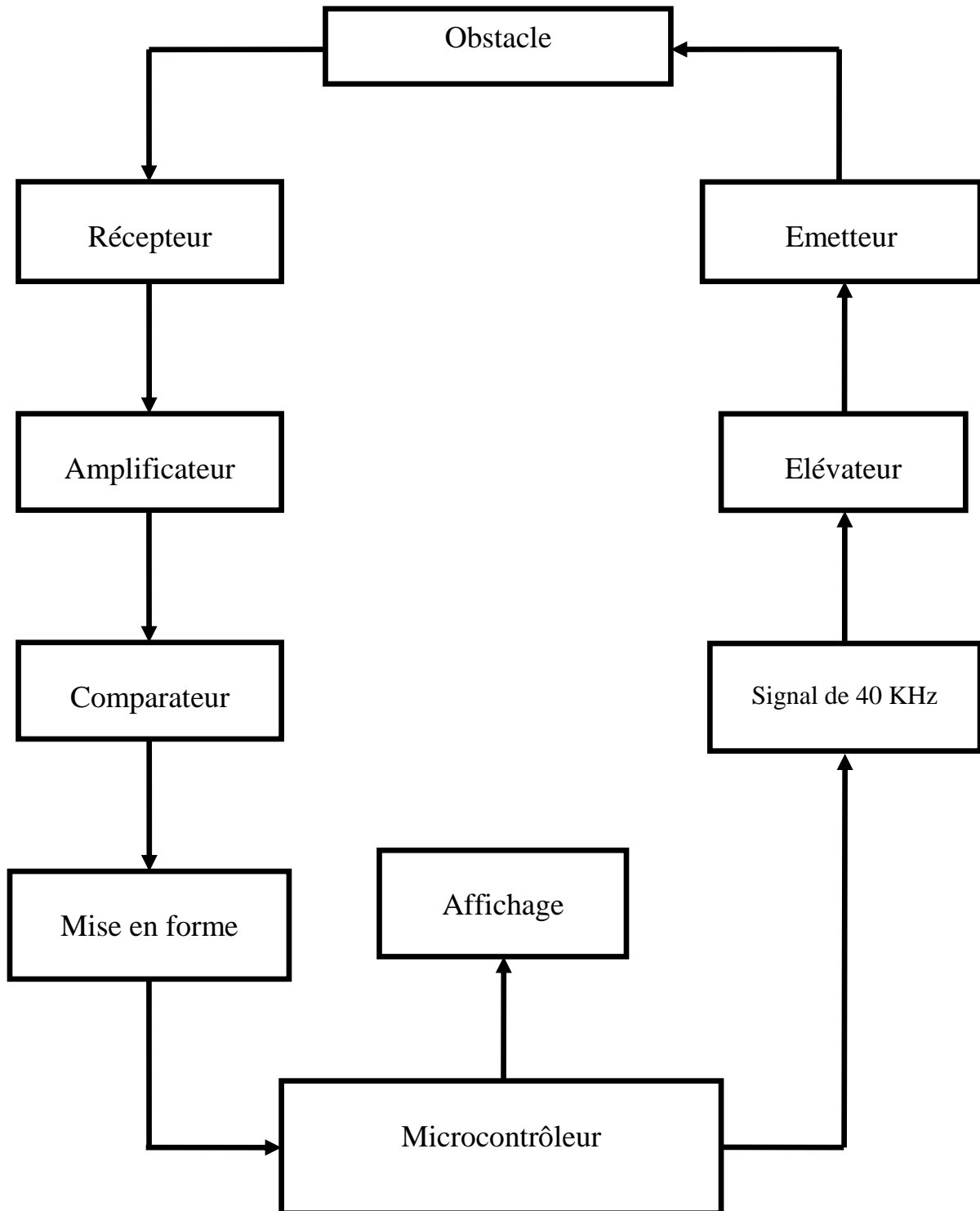
Une fois les tensions générées, l'émetteur émet des ondes qui vont être reçues, après réflexion sur un obstacle, par le récepteur.

Le récepteur comprend deux étages d'amplification, chaque étage à un gain de 24 pour un gain total de 576.

On retrouve à l'extrémité du récepteur un LM311 qui joue le rôle de comparateur pour reconstituer le signal logique d'émission.

La liste des composants utilisés pour la réalisation de ce projet se trouve dans l'ANNEXE 1.

Organigramme général du télémètre



6. Etude des différents modules du circuit N°2 :

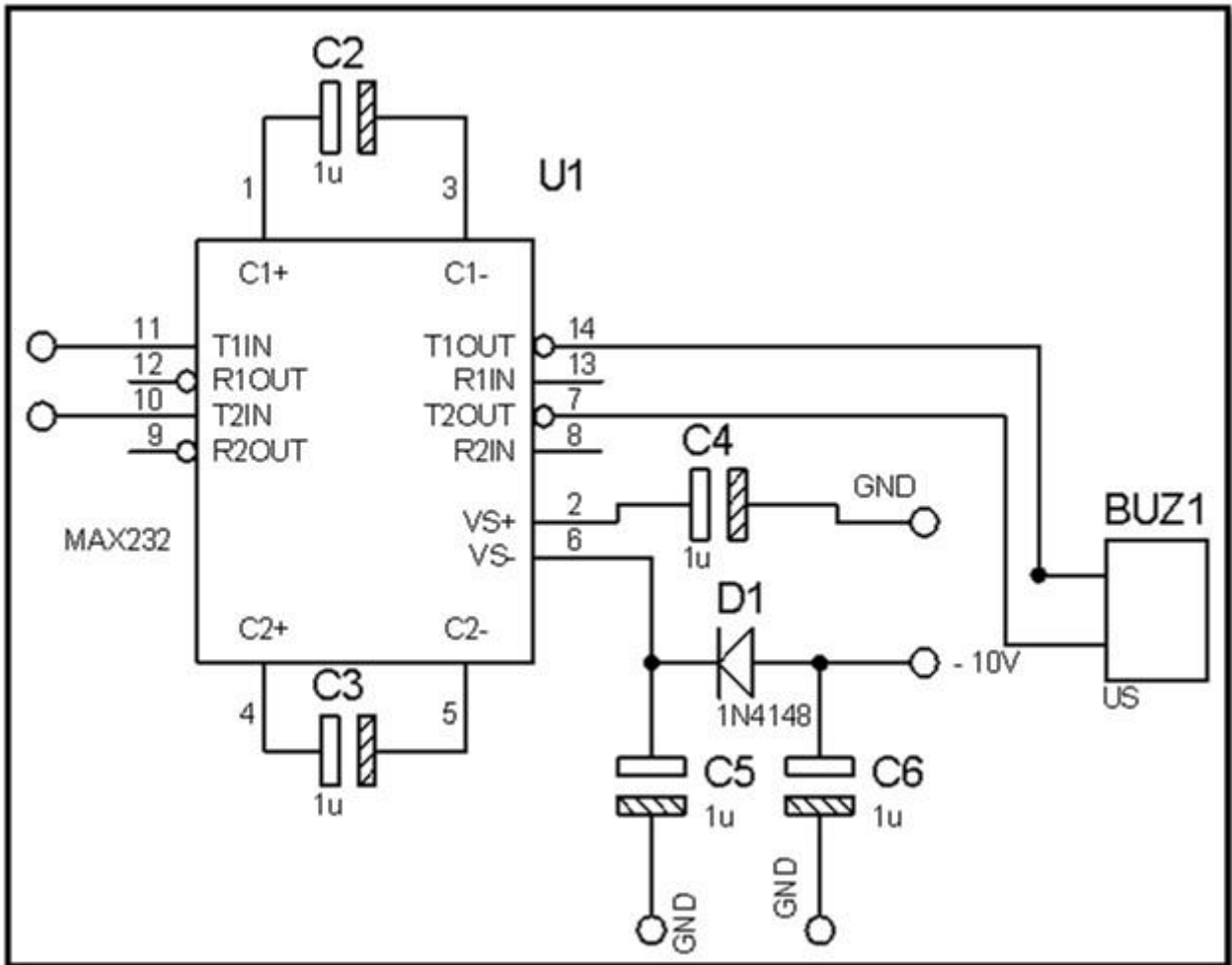
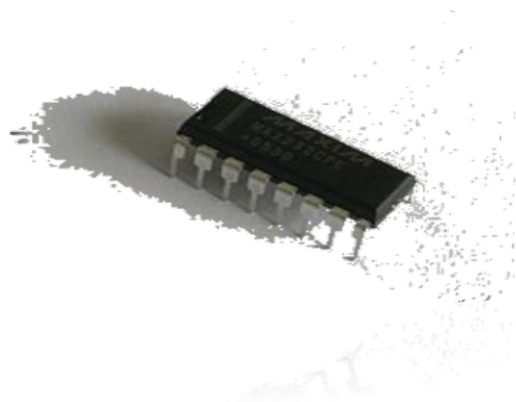


Fig 1.9 : circuit d'émission

❖ Le MAX 232 est un circuit intégré, créé par Maxim Integrated Products. Il fonctionne à base d'oscillateur et joue le rôle d'un élévateur de tension. A fin d'obtenir une tension nécessaire d'une dizaine de volts, le MAX 232 a besoin de quatre condensateurs identiques (C2, C3, C4 et C5). Dans notre circuit, le MAX 232 est alimenté par une tension $VCC = 5V$ et à sa sortie il nous génère approximativement $\pm 10V$.



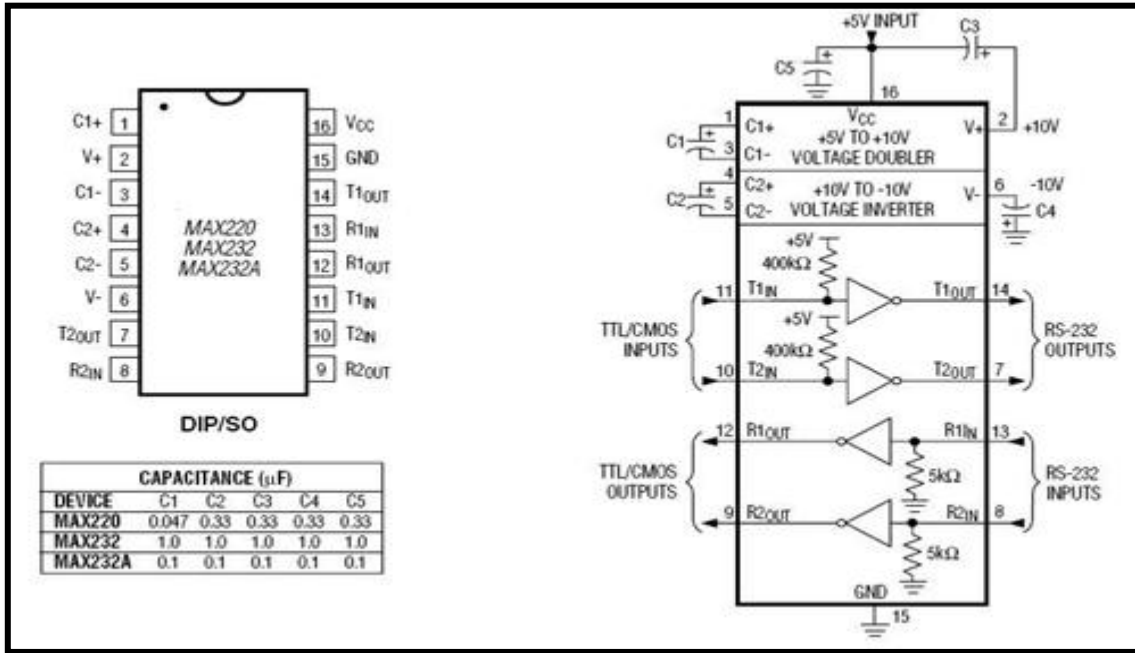


Fig 1.10 : Structure interne du MAX232

- ❖ Lorsque le MAX232 est alimenté le condensateur C6 se charge c'est-à-dire il va emmagasiner de l'énergie. Ce qui permettra au condensateur C6 d'alimenter les deux étages d'amplifications durant la phase de réception.
- ❖ La diode D1 sert à éliminer les tensions positives.

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

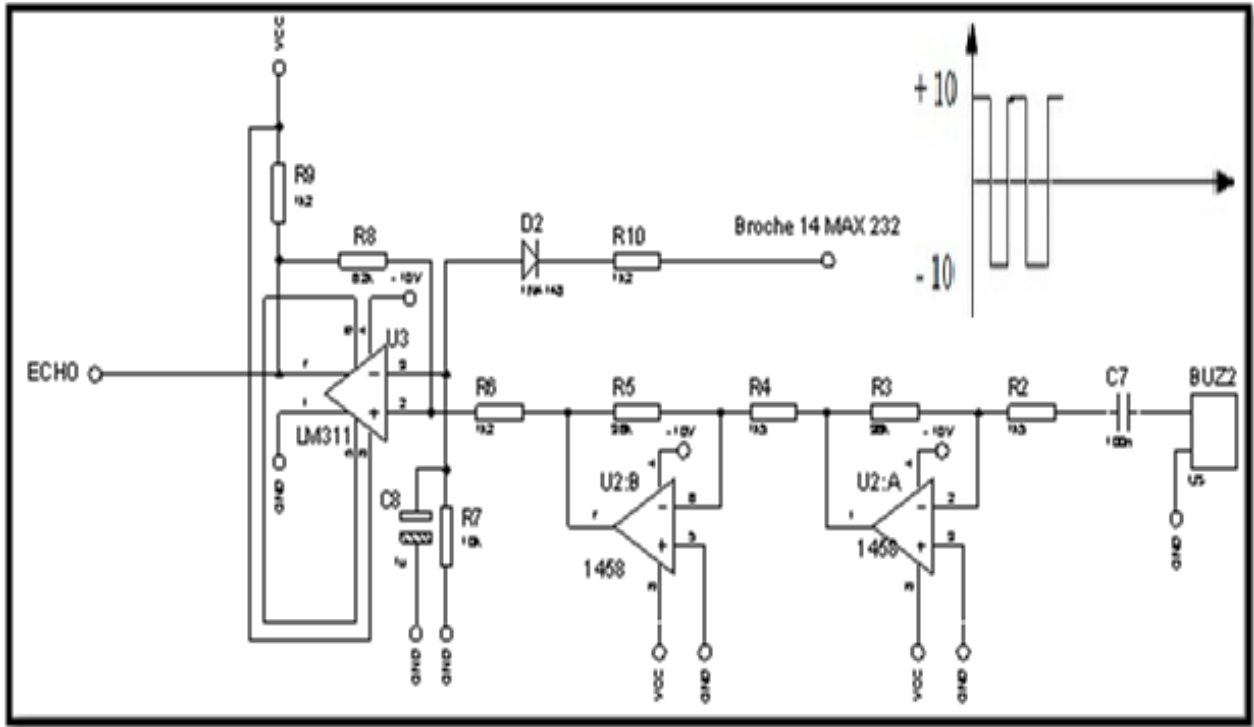


Fig 1.11: circuit de réception

Le circuit de réception contient deux principaux étages qui sont :

1^{ère} étage : Montage d'amplification à base d'amplificateur opérationnel

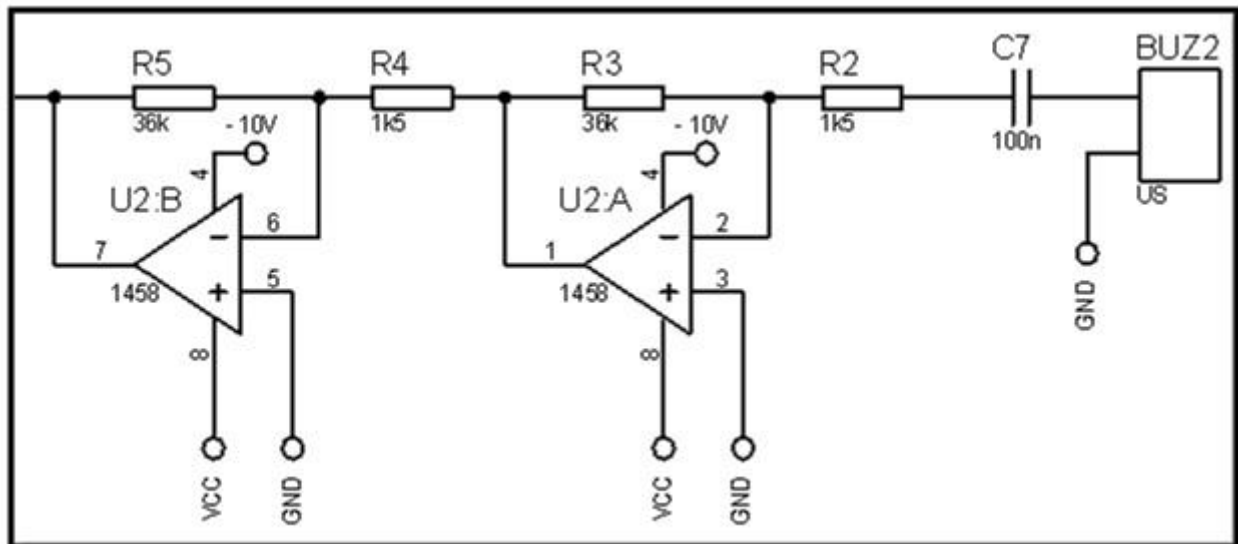


Fig 1.11.1 : Montage d'amplification à base d'AOP

L'amplification du signal reçu par le récepteur est assurée par l'amplificateur opérationnel LM1458 avec un gain de tension global d'environ 576 avec un gain de 24 à chaque étage.

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

❖ Calcul du gain :

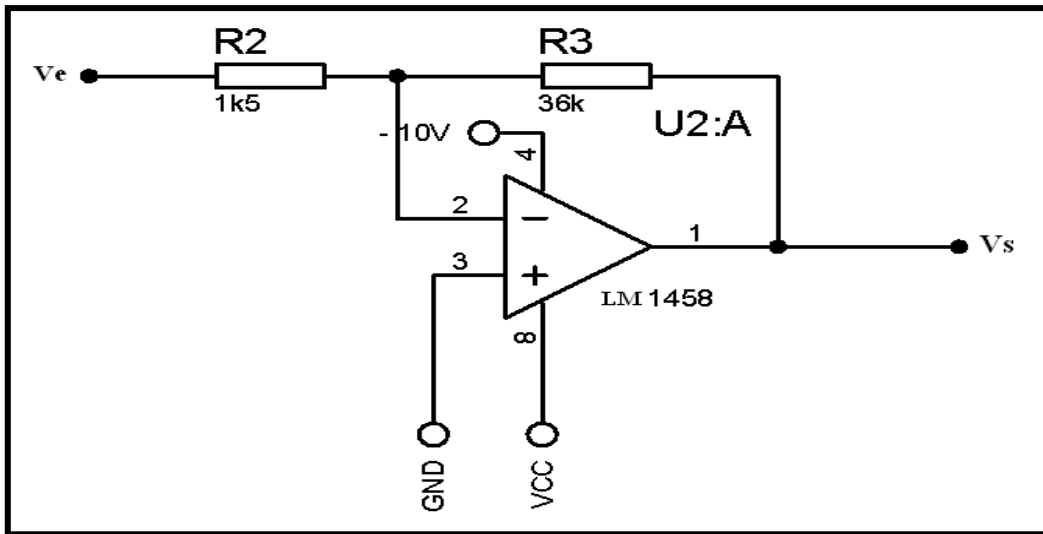


Fig 1.11.1.1 : un étage d'amplification

Pour le calcul du gain nous avons choisi d'utiliser la méthode de Millmann :

$$\left\{ \begin{array}{l} V_+ = 0 \\ V_- = \frac{\frac{V_e}{R_2} + \frac{V_s}{R_3}}{\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}} = \frac{V_e R_3 + V_s R_2}{R_2 + R_3} \end{array} \right.$$

On considère l'amplificateur comme parfait $\Rightarrow V_+ = V_-$

$$\text{Donc : } V_e R_3 + V_s R_2 = 0 \Rightarrow \frac{V_s}{V_e} = -\frac{R_3}{R_2} = A$$

$$A = -24$$

Le gain total = $(-24) * (-24) = 576$

2^{ème} étage : Montage du comparateur

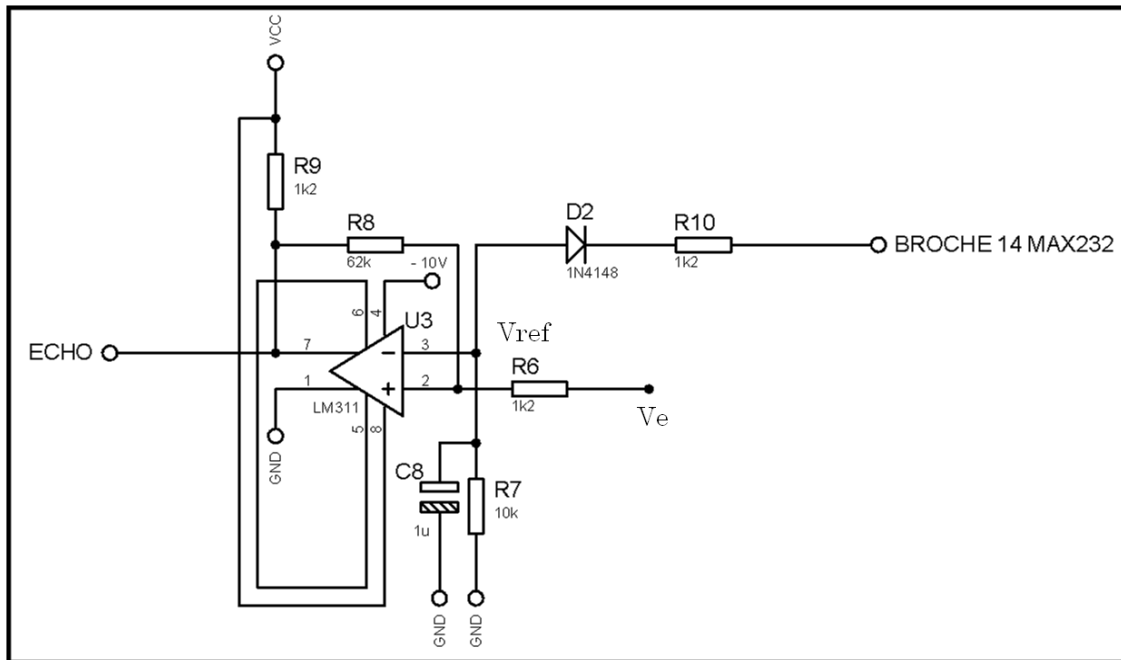


Fig 1.11.2 : Montage du comparateur

Dans ce montage on retrouve :

- ❖ Un comparateur : c'est un amplificateur opérationnel monté en boucle ouverte et possédant un gain important (100 000 voire plus) optimisé pour la comparaison entre deux tensions : la tension de référence V_{ref} et une tension d'entrée V_e .

Afin de bien comprendre le fonctionnement du comparateur on peut prendre l'exemple suivant :

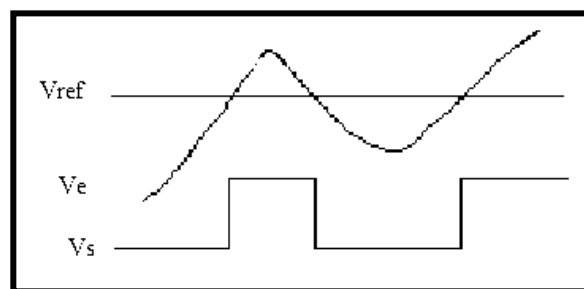
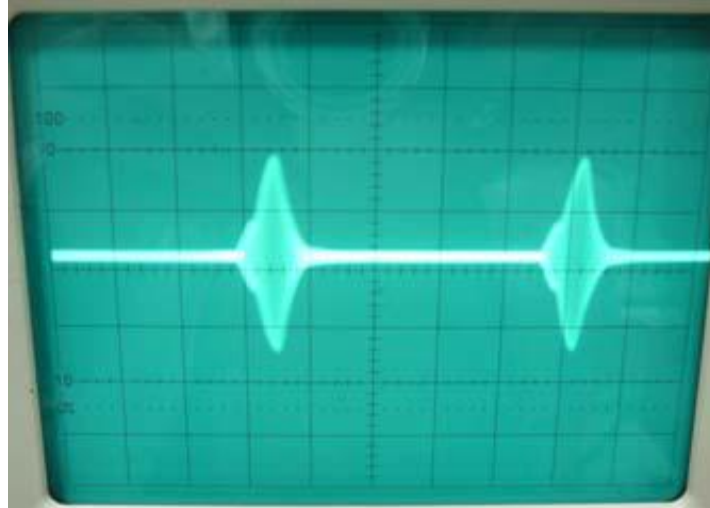


Fig 1.12 : Exemple de signaux de comparaison

Dans le cas de notre circuit, la tension de référence est obtenue par la charge du condensateur C8 à travers la sortie T1OUT du MAX232 lors de l'émission cette tension de référence sera réduite à travers une décharge dans la résistance R7 pour ajuster automatiquement le niveau de comparaison pour les faibles signaux lorsque la distance de l'obstacle est plus importante.

Chapitre I Réalisation de la partie analogique du télémètre

Les signaux obtenus, sur oscilloscope, à la sortie de la partie réception sont représentés ci-dessous sur la figure 1.13.



Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N 2

Comme décrit précédemment (partie I chapitre III), le microcontrôleur contient des éléments essentiels lui permettant de prendre les commandes du système. Ces derniers, génèrent les impulsions de 40 KHz nécessaires pour l'émission des ultrasons d'une part et de recevoir l'écho de ces ondes d'autre part afin d'effectuer une mesure.

Parmi ces éléments, l'un d'entre eux a été choisi pour assurer la transmission des mesures vers la carte mère et l'affichage de la valeur mesuré.

Nous avons choisi, la broche RA0 qu'on a relié au bouton B2 qui déclenche la mesure. La broche RA1 est destinée pour la réception de l'écho reçu par le capteur récepteur.

Les broches RB0 jusqu'à RB3 servent à envoyer les différents chiffres décimaux, écrient en code BCD, au afficheur pour poster la valeur de la mesure.

Les sorties (AF1, AF2, AF3, AF4) on pour rôle de gérer l'affichage multiplexé.

Afin de bien comprendre, on présente le système dans la figure suivante :

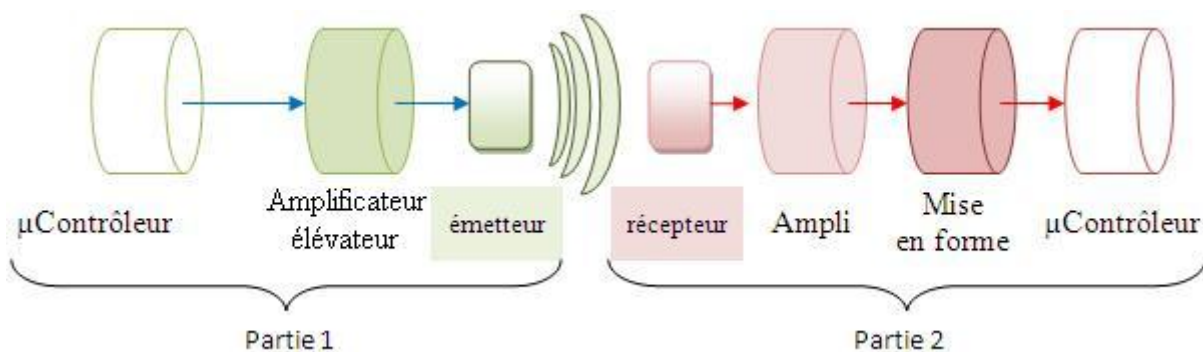


Fig 2.2 : Organisation général du télémètre réalisé en pratique

Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N 2

1. Organigramme général de fonctionnement :

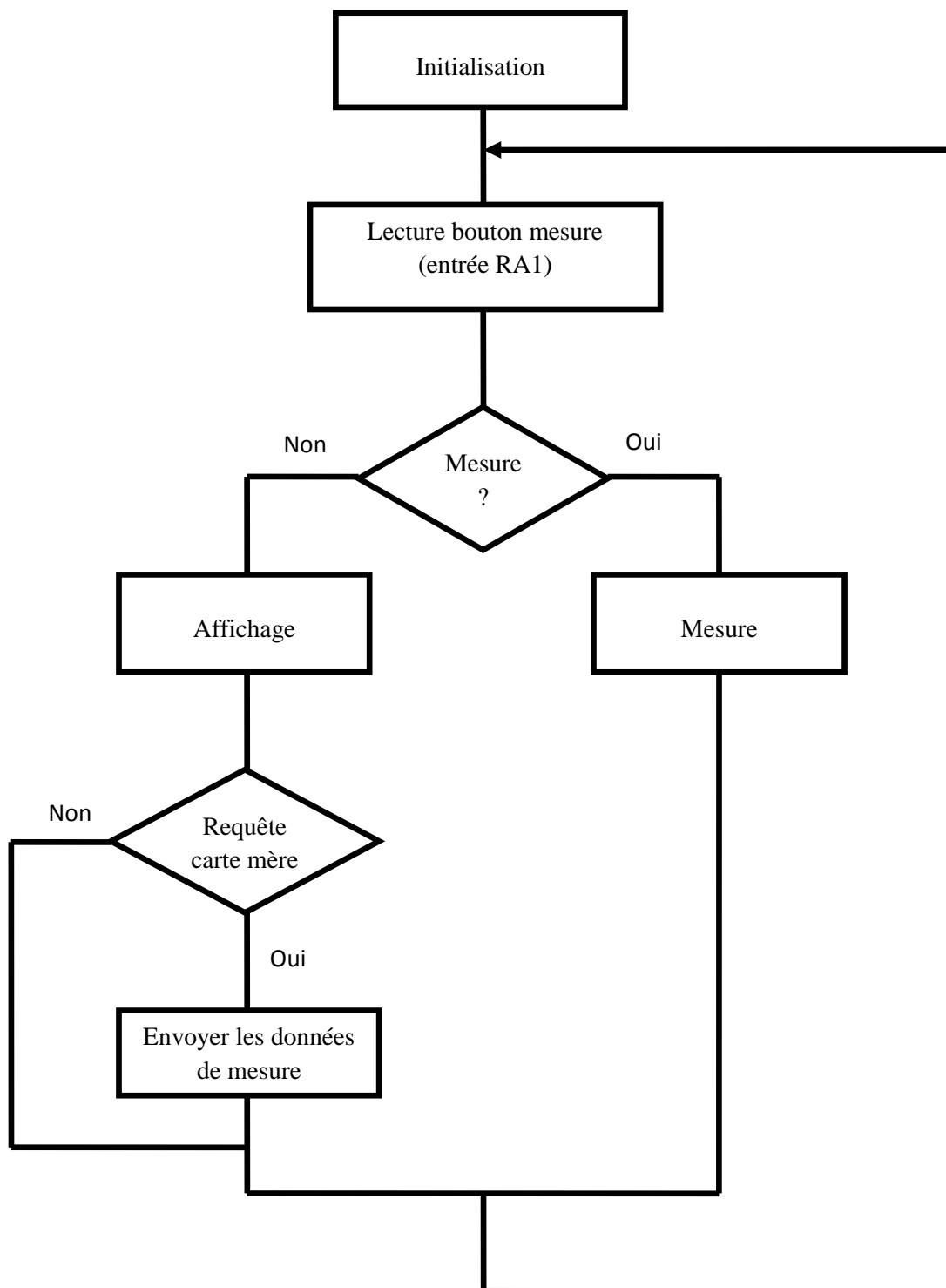


Fig 2.3 : Organigramme général de fonctionnement

2. Organigramme de la partie mesure :

Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N 2

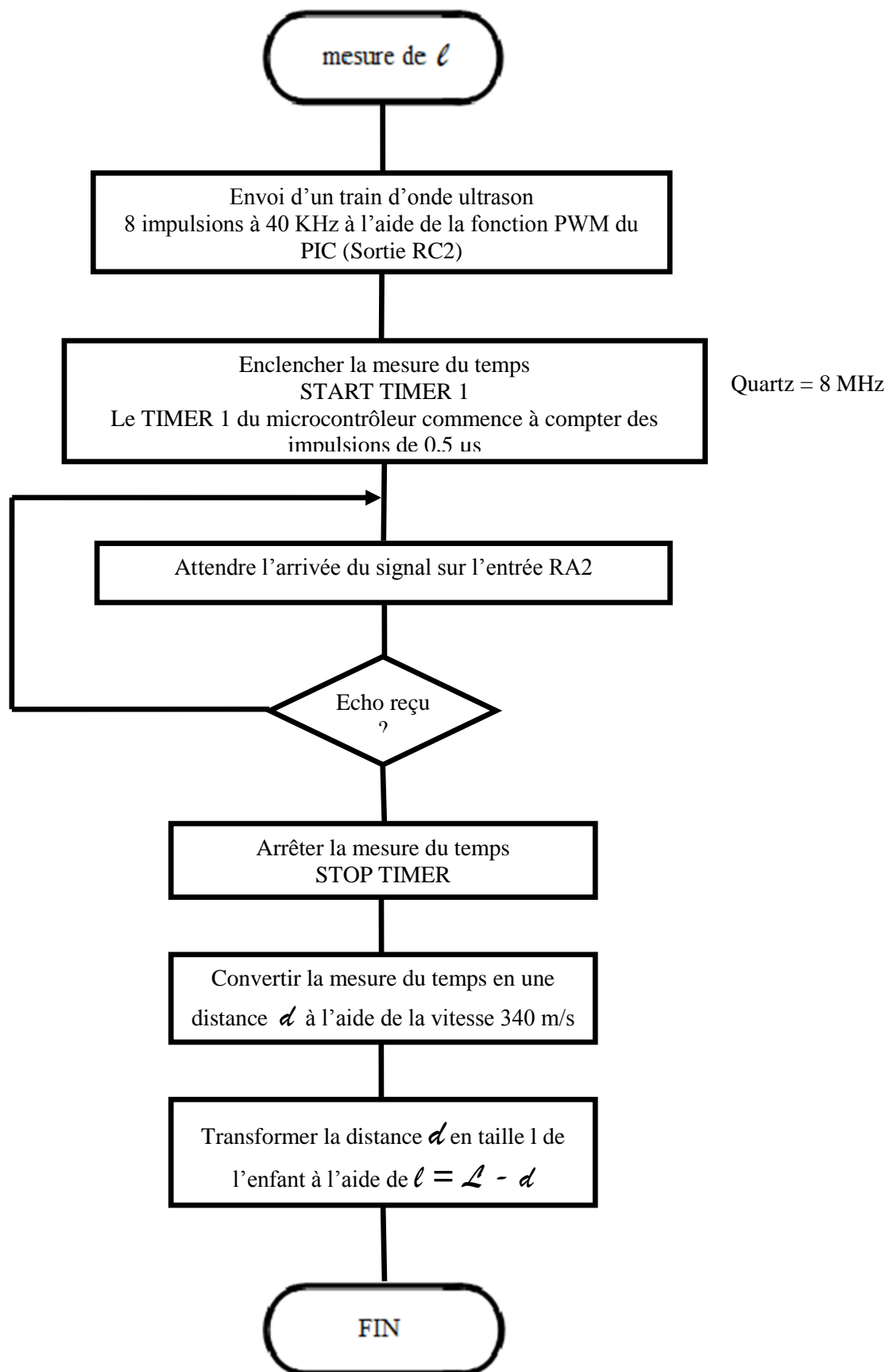


Fig 2.4 : Organigramme de la partie mesure

Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N 2

3. Organigramme de la partie affichage :

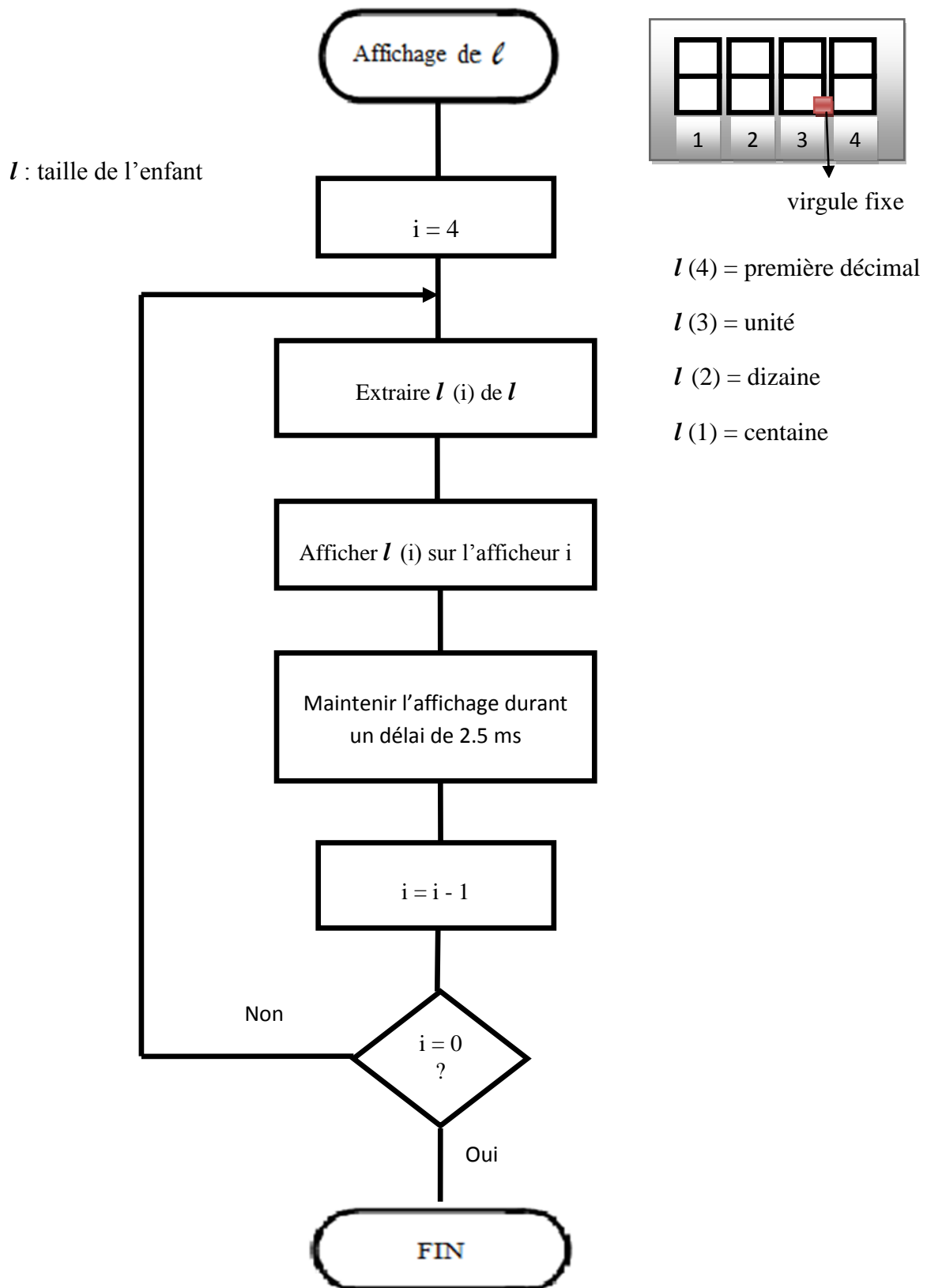


Fig 2.5 : Organigramme de la partie affichage

Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N 2

4. Interprétation du programme :

Une fois la réalisation pratique de la partie mesure de notre travail achevée, nous entamons la programmation du PIC16F876 ⁽¹⁾; celle-ci consiste à créer un programme qui permet de répondre au cahier de charge du système réalisé : ce programme (représenté en ANNEXE 2) a été écrit langage pascal sous l'environnement MikroPascal 8.01 de la société MikroElektronika.

Le système que nous avons réalisé, a comme principal but de permettre la mesure de la taille d'un enfant, d'afficher le résultat de la mesure sur des afficheurs 7 segments et d'envoyer la valeur de la mesure à la carte mère sur une requête de celle-ci.

Pour cela, on appuie sur le bouton de démarrage RA1 qui actionne la mesure puis l'affiche. Ensuite, on envoie une requête de la carte mère afin de pouvoir récupérer et stocker la valeur mesurée.

En première partie du programme, nous nous sommes intéressés uniquement à l'obtention de la mesure de la taille de l'enfant que nous notons l et ce en suivant le déroulement des différentes phases schématisées par l'organigramme de la figure 2.

Il s'agit d'abord de l'envoi d'un train d'ondes ultrasonores de 40 KHz à l'aide de la fonction PWM et tout de suite après déclencher le TIMER qui commence à compter les impulsions avec un cycle de $0,5\mu s$.

Le transducteur ultrasonore émetteur émet les ondes qui vont être reçu par le capteur récepteur après un temps correspondant à un aller retour. Le signal sous forme d'écho va être reçu et détecté sur l'entrée RA2 du microcontrôleur. Une fois le signal reçu, le TIMER est arrêté, sa valeur est proportionnelle à la distance parcourue par l'onde ultrasonore. Dans le cas où l'écho n'est pas reçu, il y aura un débordement du TIMER, le drapeau signalant l'interruption et remis à 0 pour que le TIMER recommence à compter pour la prochaine mesure.

Puis à l'aide de la formule $V = d/t$, on déduit la distance d .

Pour convertir cette distance obtenue en taille l , on soustrait la grandeur d de la distance L séparant la source émettrice-réceptrice du plan de référence d'où : $l = L - d$. (voir figure 3.2)

En seconde partie du programme, nous nous sommes penchés sur l'affichage qui suit les étapes de l'organigramme n°3 :

Chapitre II : Réalisation de la partie microinformatique du circuit N 2

Quatre afficheurs 7 segments ont été choisis afin d'obtenir un nombre qui contient quatre chiffres décimaux dont un après la virgule, ainsi la valeur affichée va aller de 000,0cm jusqu'à 299,5cm par pas de 0.5cm. Dans l'organigramme, ces afficheurs sont indexés par i allant de 1 à 4.

⁽¹⁾ (voir description du microcontrôleur dans la partie 1 chapitre 3)

Les afficheurs utilisés sont multiplexés : dans un système d'affichage, le multiplexage est un procédé qui consiste à utiliser plusieurs voyants ou plusieurs afficheurs et à ne pas tous les allumer à la fois.

Nous avons choisi un pas de $\frac{1}{T} = 100Hz \Rightarrow T = 10ms$

Donc : le temps réservé pour chaque afficheur est de $\frac{T}{4} = 2.5ms$

L'objectif même du génie biomédical est de concevoir et d'améliorer l'appareillage de diagnostic et de traitement médical. C'est dans ce contexte que nous avons réalisé ce modeste travail d'investigation et de recherche. Il consiste à réaliser un appareil de mesure de la taille en pédiatrie. Cette grandeur est choisie car elle indique le premier outil d'évaluation des troubles de croissance pouvant être due à des maladies parfois graves.

La conception de notre instrument consiste en l'étude et la réalisation d'un télémètre ultrason piloté par un microcontrôleur de type PIC 16F876 ; l'étude m'a permis bien sûr de compléter et d'enrichir mes connaissances théoriques en électronique alors que la réalisation pratique qui paraît simple à première vue ne peut se faire qu'en résolvant les problèmes et les difficultés qu'on peut rencontrer au fur et à mesure qu'on avance dans cette étape pratique.

D'ailleurs, nous avons rencontrés beaucoup de difficultés pour obtenir les résultats souhaités, car les caractéristiques des capteurs ultrasonores existant dans le laboratoire ne convenaient pas à notre applications, ce qui a beaucoup ralenti l'avancement de notre travail pratique.

La maquette du système a été réalisée grâce au logiciel PROTEUS (ISIS et ARES) de la société Labcenter et la partie logiciel grâce au logiciel MICROPASCAL de la société MICROELECTRONICA.

Enfin, les perspectives pour ce projet sont d'arriver au concept final, à savoir la réalisation d'un système pour la mesure du poids, puis d'établir une connexion entre les deux systèmes de mesure (taille et de poids) et la carte mère pour permettre le stockage des informations pour être traitées et transformées en courbes de croissance pour chaque patient.

Sonar

Projet : Master IGB 2012/2013

Etudiante : CHERIF Samya

Module de mesure de taille à l'aide d'ultrasons

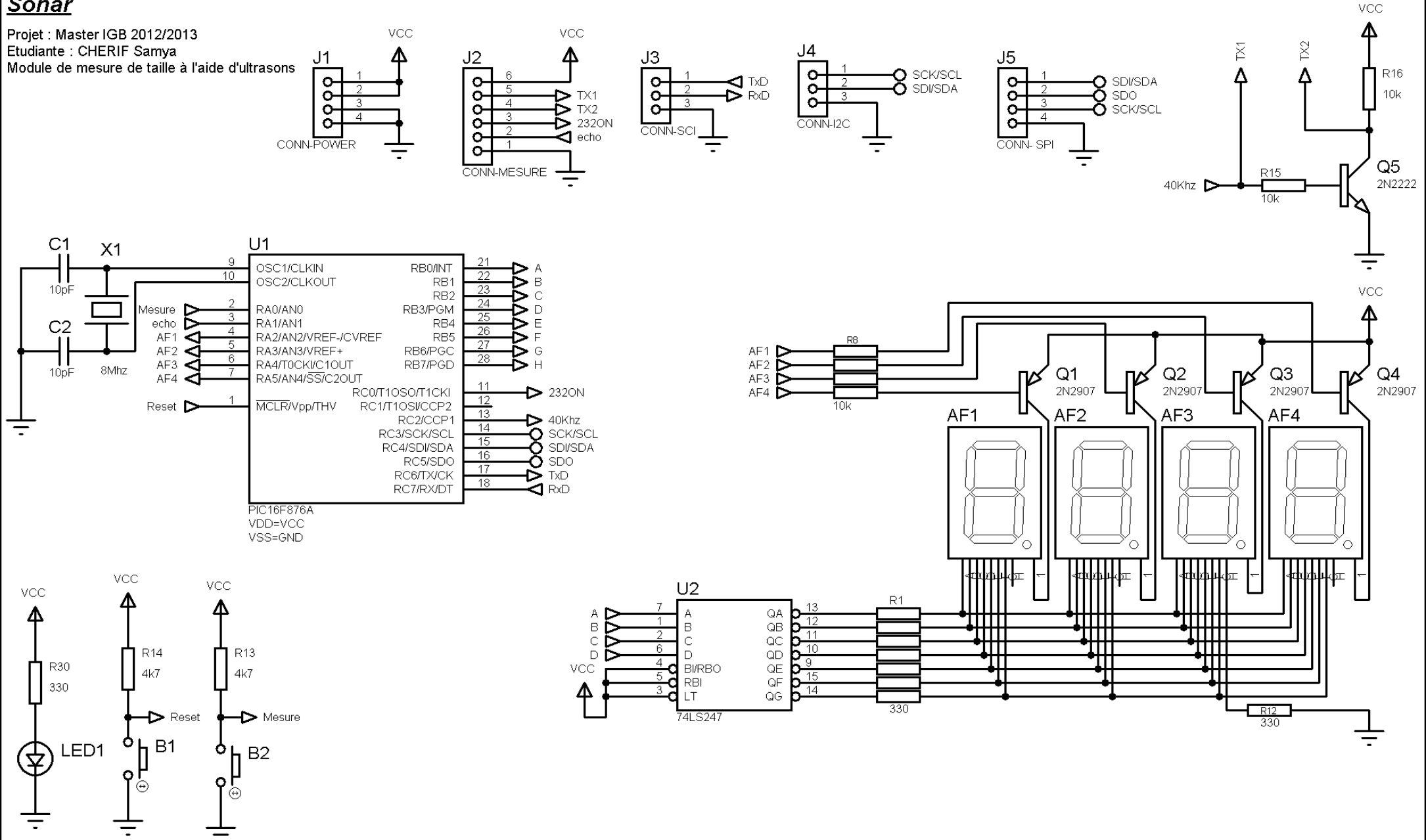


Fig 2.1 : Schéma de la partie microinformatique du circuit N°2

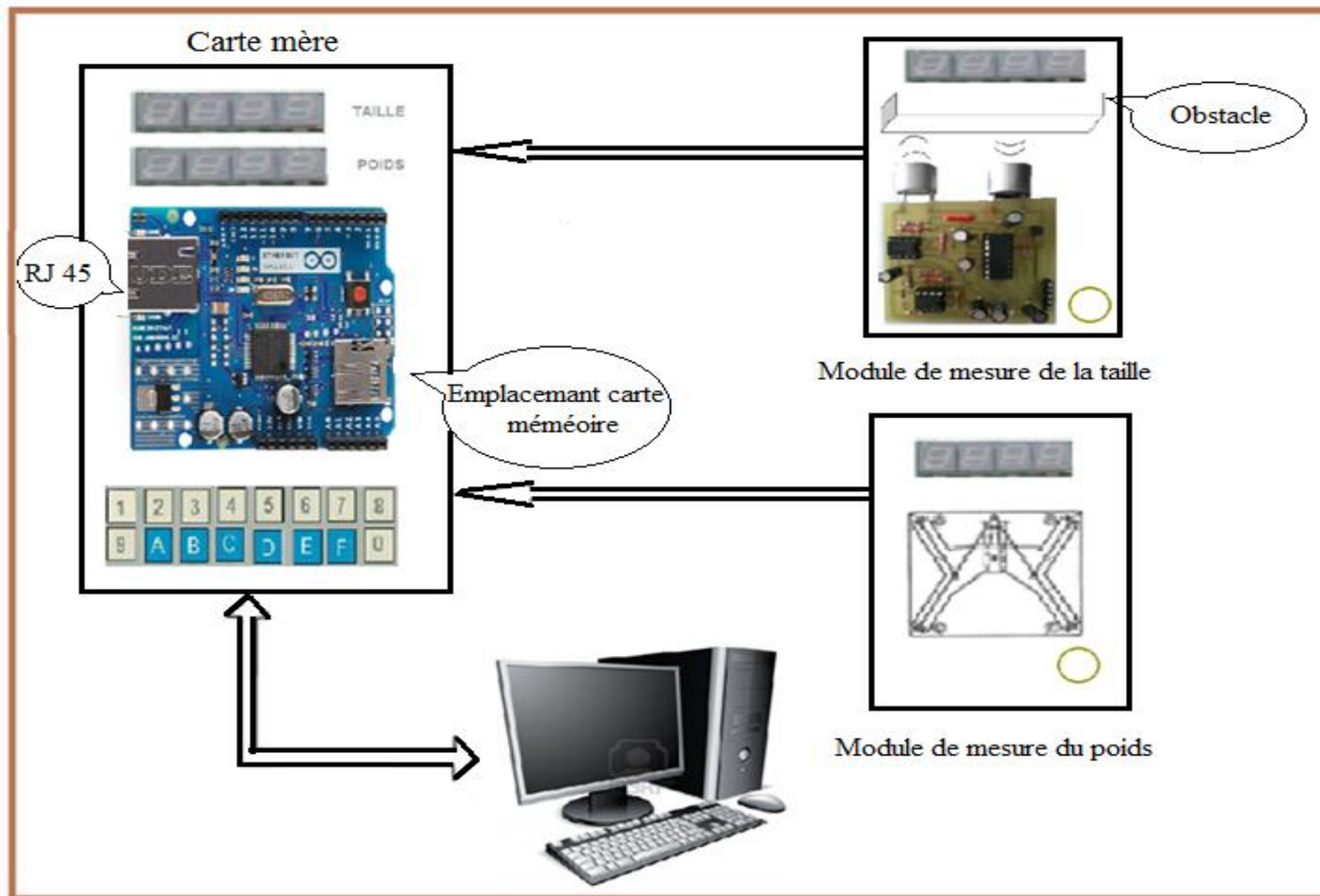


Fig 1.1 : Structure interne du système

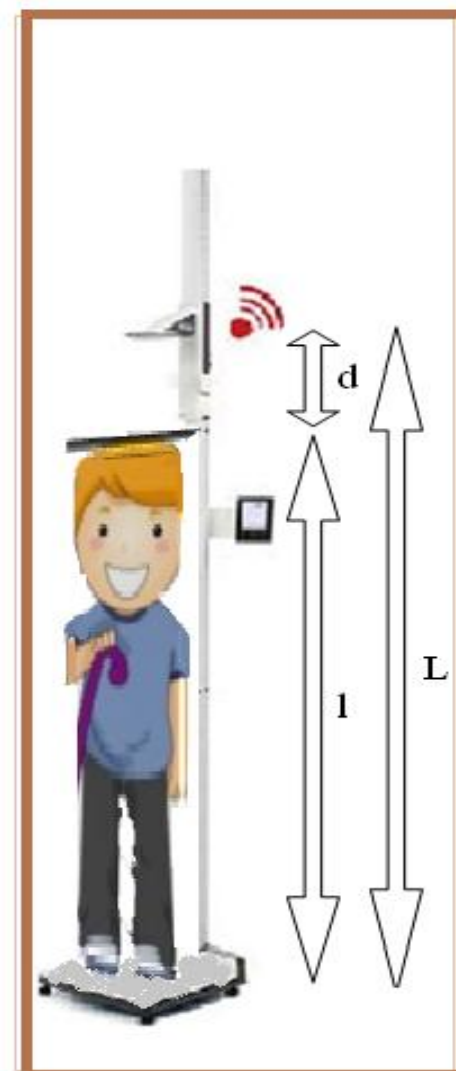


Fig 1.2 : Structure externe du système

ANNEXE 1

Liste des composants utilisés Circuit I

❖ Résistances :

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_7 = 1 \text{ K}\Omega$$

$$R_4 = R_5 = 10 \text{ K}\Omega$$

$$R_6 = R_8 = 1 \text{ K}\Omega$$

$$R_{11} = 18 \text{ K}\Omega$$

$$R_9 = 22 \text{ K}\Omega$$

$$R_{10} = 330 \Omega$$

❖ Potentiomètre

$$RV_1 = 10 \text{ K}\Omega$$

❖ Condensateurs

$$C_1 = 470 \text{ nF}$$

$$C_2 = 47 \mu\text{F}$$

$$C_3 = C_5 = C_6 = 22 \text{ nF}$$

$$C_4 = 10 \text{ nF}$$

$$C_7 = 1 \text{ nF}$$

❖ Diode

$$D_1 = 1\text{N}4001$$

❖ Transistor

$$Q_1 = 2\text{N}3904$$

❖ Circuits intégrés

$$U_1 = \text{LM} 4011$$

$$U_2 = \text{LM} 1458$$

$$U_3 = \text{REG} 7805$$

$$U_4 = \text{NE} 567$$

❖ Capteurs à ultrasons

Emetteur

Récepteur

Circuit II

❖ Résistances :

$R_1 = R_6 = R_9 = R_{10} = 1,2 \text{ K}\Omega$

$R_2 = R_4 = 1,5 \text{ K}\Omega$

$R_3 = R_5 = 36 \text{ K}\Omega$

$R_7 = 10 \text{ K}\Omega$

$R_8 = 62 \text{ K}\Omega$

❖ Condensateurs

$C_1 = C_7 = 100 \text{ nF}$

$C_2 = C_3 = C_4 = C_5 = C_8 = 1\mu\text{F}$

$C_6 = 22 \mu\text{F}$

❖ Diode

$D_1 = D_2 = 1\text{N}4148$

❖ Transistor

$Q_1 = \text{BC}328$

❖ Circuits intégrés

$U_1 = \text{MAX} 232$

$U_2 = \text{LM} 1458$

$U_3 = \text{LM} 311$

❖ Capteurs à ultrasons

Emetteur

Récepteur

ANNEXE 2

Programme du PIC16F876 sous Micropascal

```

program taille_finale;

const
  PULSELEN : word = 200; // Pour 8 impulsions (8*25uS=200)
  BUFSIZE  : byte = 10; // Pour faire une serie de 10 mesure consecutives
  L        : longint = 2000; // Longueur totale du dispositif de mesure
  PAUSEDELAJ : byte = 255; // Delai d'affichage pour se mettre en pause
var outOfRange : byte; // Drapeau de depassement dans le cas où il n'y a pas d'écho
  idx      : byte; // index pour le buffer de mesure
  buf      : array[BUFSIZE] of word; // buffer de mesure
  i        : byte ;
  faite    : byte ; // drapeau mesure faite
  distance : longint; // distance entre l'emetteur et l'obstacle
  taille   : longint; // taille de l'enfant

procedure interrupt;

begin
  if(PIR1.TMR1IF) then //si overflow du timer1 ?
    begin
      outOfRange := 1 ; // positionne le drapeau à 1
      PIR1.TMR1IF := 0 ; // reset drapeau interrupt du TIMER1
    end;
end;

////////////////////
//      MESURE      //
////////////////////

procedure mesure;

begin
  faite:=0; // mesure vient d'etre faite
  for idx:=0 to (BUFSIZE-1) do // BUFSIZE=10 pour faire 10 mesure

```

```
begin
PORTB.7 := 0 ; // 232ON=0 alimentation MAX232 ON
delay_ms(10); // pour la charge de -10v et +10v
// prepare le timer
T1CON.TMR1ON := 0 ; // stop timer
outOfRange := 0 ; // initialise drapeau pas d'écho
TMR1H := 0 ; // reset timer1
TMR1L := 0 ;
T1CON.TMR1ON := 1 ; // démarre timer 1
PIE1.TMR1IE := 1 ; // autorise les interruptions overflow du timer 1
// envoi du train d'onde
PWM1_Start() ; // active le PWM à 40Khz
//PORTC.2 := 1 ; // Proteus simulation
Delay_us(PULSELEN) ; // duree 200uS equivalente à 8 impulsions
PWM1_Stop() ; // stop PWM
//PORTC.2 := 0 ; // Proteus simulation
PORTB.7 := 1 ; // 232ON=1 alimentation MAX232 OFF
Delay_us(PULSELEN * 2) ; // Attendre 400uS par précaution pour démarrer la detection
while(PORTA.1 = 1) do // Attendre l'arrivee de l'écho
    begin
        if(outOfRange) then break ; // sortir de la boucle si pas d'echo
    end;
T1CON.TMR1ON := 0 ; // stop timer 1
PIE1.TMR1IE := 0 ; // interdit les interruptions overflow du timer 1
if(outOfRange) then // Traitement si pas d'écho
    begin
        // Traitement si pas d'écho non prévu ici
    end
    else // écho reçu
        begin
```

```

    buf[idx] := TMR1H ;      // TMR1=TMR1H*256+TMR1L
    buf[idx] := buf[idx] shl 8 ;      // MSB
    buf[idx] := buf[idx] + TMR1L ;    // LSB
end;
end;
distance := 0 ;      // prepare le calcul pour la moyenne
for i := 0 to (BUFSIZE-1) do
    begin
        distance := distance + buf[i] ;
    end;
distance := distance / BUFSIZE ;      // moyenne des 10 mesures
{
    * distance contient le nombre de cycles (Clock/4)
    * depuis le départ du train d'ondes
    * jusqu'au premier écho reçu
    * la durée en seconde est  $s = \text{distance} / (\text{Clock\_Khz}() * 1000 / 4)$ 
    * si la vitesse des ultrasons est de 340 m/s
    * la distance en millimetre (aller-retour) est  $d = s * 340 * 1000 / 2$ 
    * ou  $d = 340 * 1000 / 2 * \text{distance} / \text{Clock\_khz}() / 1000 * 4$ 
    *  $d = \text{distance} * 340 * 2 / \text{Clock\_Khz}()$ 
}
distance := distance * 340 * 2;
distance := distance / Clock_Khz() ; // distance contient maintenant la distance en mm
taille:=L-distance; // taille contient la taille de l'enfant en mm
end;
////////////////////
//      PAUSE      //
////////////////////
procedure pause;
begin

```

```
PORTB:=PORTB and $F0;
PORTB:=PORTB or $FA;
PORTA:=PORTA and (not($3C));
// PORTA:=PORTA and (not($04));
delay_ms(2);
PORTA:=PORTA or $3C;
// PORTA:=PORTA or $04;
end;

////////////////////////////////////
// PAS D'ECHO //
////////////////////////////////////

procedure pasdecho;
begin
    PORTB:=PORTB and $F0;
    PORTB:=PORTB or $FC;
    PORTA:=PORTA and (not($3C));
// PORTA:=PORTA and (not($04));
    delay_ms(2);
    PORTA:=PORTA or $3C;
// PORTA:=PORTA or $04;
end;

////////////////////////////////////
// AFFICHE //
////////////////////////////////////

procedure affiche;
var
    temp,taille2 : longint;
    chiffre,masque : byte;
begin
    masque:=4;
```



```
faite:=faite+1;
taille2:=taille;
for i:=1 to 4 do
  begin
    temp:=taille2/10;
    chiffre:=taille2-temp*10;
    taille2:=temp;
    PORTB:=PORTB and $F0;
    PORTB:=PORTB or chiffre;
    PORTA:=PORTA and (not(masque));
    delay_ms(2);
    PORTA:=PORTA or masque;
    masque:=masque*2;
  end;
end;
//=====//
//      Programme principal      //
//=====//
begin
idx:=0 ;
ADCON1 := 7 ;      // PortA en mode digital (ADC off)
TRISA := %00000011 ; // PORTA (XXSSSSEE)
PORTA := %00111100 ;
TRISB := %00000000 ; // PORTB en sortie
PORTB := $0F ;
TRISC := %10000000 ; // PORTC 0:6 sortie 7 entree
PORTC := 1 ;
// Configuration du TIMER1
T1CON := %00001100 ; // prescaler 1:1, osc. enabled, not sync, internal clk, stopped
PWM1_Init(40000) ; //initilise le PWM canal1 à 40 Khz
```

```
PWM1_Change_Duty(128) ; // rapport cyclique 50%
INTCON.GIE := 1 ; // autorise global interrupts
INTCON.PEIE := 1 ; // autorise peripheral interrupts
PIE1.TMR1IE := 0 ; // interdit timer 1 interrupt
PIR1.TMR1IF := 0 ; // reset drapeau timer 1 interrupt
faite:=PAUSEDELAI; // Pour se mettre en pause au démarrage
outOfRange := 0 ; // initialise drapeau pas d'écho
while TRUE do
begin
case PORTA.0 of
0: begin
pause; // affiche signe pause pendant la mesure
measure; // lance une serie de 10 mesures consecutives
end;
1: begin
if(outOfRange) then pasdecho // affiche signe pas d'echo
else
if (faite<PAUSEDELAI) then affiche // affiche la taille
else pause; // affiche signe pause apres le delai
end;
end;
end;
end.
```

❖ Livres:

- Initiation à l'acoustique cours et exercices 2^{ème} édition par Antonio Fischetti édition BELIN, 2003 287 pages.
- EncyclopaedieUniversalis 1985.
- L'électronique de A à Z par Tahar Neffati édition DUNOD 2006
- Microcontrôleurs PIC 10, 12, 16 Description et mise en œuvre 3^{ème} édition par Christian Tavernier édition DUNOD 2010 334pages.
- Pédiatrie croissances et pratiques 3^{ème} édition par A.Bourrillon et Coll édition MASSON 2005 837pages.
- Dictionnaire des termes et techniques de radiologies conventionnelle par José – Manuel Punter édition SPRINGER 2002 369 pages.
- Biophysique par David Farhi & Ruben Smadja édition ESTEM 1996 286 pages.
- Les circuits réalisés sont pris des articles du site électronique pratique.
- Microsoft Encarta 2008. 1993-2007 Microsoft Corporation.

❖ Internet :

- http://perso.univ-lemans.fr/~cpotel/lefebvre_potel_A&T_022004_partie1.pdf
- fabrice.sincere.pagesperso-orange.fr/
- <http://electronic.de.loisir.pagesperso-orange.fr/reg.html>
- http://www.sonelecmusique.com/electronique_realisations_decodeur_tonalite_001.html
- <http://fr.wikipedia.org>
- www.bacdefrancais.net/tpe/TPE-ultrasons.doc

❖ Les mémoires :

- Mr DIB Zakarya et Melle LAYATI Afaf « Régulation de hauteur d'une balle dans un tube ». PFE Automatique, Octobre 2008.
- Melle LAOUEDJ Feryel « Réalisation d'un télémètre ultrason à base d'un microcontrôleur ». PFE Electronique, Juin 2004.