

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

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DU GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

**Mémoire de fin d'études
de MASTER ACADEMIQUE**

Domaine: **Sciences et Technologies**

Filière: **Génie électrique**

Spécialité: **Electronique Biomédicale**

Présenté par

Delfouf Ouafia

Fekir Hanane

Encadré par M^{me} N.HEMDANI

Thème

**Etude Et réalisation d'une prothèse
auditive numérique**

Promotion: 2015

Remerciement

Nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de notre parcours universitaire.

Nous tenons à présenter notre gratitude et notre profonde reconnaissance à notre promotrice M^{me} Hemdani.N pour son aide, ses précieux conseils et de nous avoir suivi et orienté tout le long de ce travail.

Sans oublier à remercier tous ceux qui nous ont aidé, conseillé et encouragé à fin de réaliser ce modeste travail.

Nous remercions également les membres de jury qui nous ont fait l'honneur d'examiner notre travail.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

Mes chers parents qui peuvent être fier et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte son fruit ; Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venus de vous.

Toutes personnes qui m'aime et que j'aime.

Mes frères, mes sœurs et mes belles-sœurs.

Mes adorables Aghiles, Lina, Mahdi et Kamel.

Mes meilleures amies Hanane et fazia et leurs familles.

Tous mes ami(e)s.

Ouafia

Dédicace :

Je dédie ce mémoire à :

Mes chers parents qui peuvent être fiers et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte son fruit ; Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venus de vous.

Mon cher et unique frère ; Mes sœurs ; Mes ami(e)s spécialement Ouafia et sa famille et toute personne qui m'aime et que j'aime.

Hanane

Sommaire

Sommaire

Liste des figures

Glossaire

Introduction générale 1

Chapitre I : L'oreille humaine, surdité et son

Introduction	2
I. Mécanisme et anatomie de l'oreille.....	2
I.1. L'oreille	2
I.2. Anatomie de l'oreille	3
I.3. Les centres nerveux	8
I.4. fonctionnement de l'oreille	10
II. La surdité	11
II.1. Définition de la surdité.....	11
II.2. Les types de la surdité	12
II.3. Les degrés de la surdité	12
II.4. Les principales maladies	13
II.5. Remèdes et traitements	13
III. Le son et l'audition	15
III.1. Définition du son	15
III.2. Caractéristiques du son	15
III.3. Propagation des sons	18
III.4. Périodicité et fréquence	19
III.5. Pression acoustique	20
IV. L'audiométrie	21
IV.1. Principe.....	21
IV.2. Tests	21
V. Le seuil de l'audition	24

Sommaire

V.1. Principe de la mesure du seuil de l'audition	25
Conclusion	26
Chapitre II : Prothèses auditives	
Introduction	27
I. Historique	27
II. Définitions	28
III. Description d'une prothèse auditive	28
IV. Principe de fonctionnement.....	28
V. Anatomie de la prothèse auditive	29
V.1. Microphone	30
V.2. Amplificateur	30
V.3. Haut-parleur.....	30
V.4. Microprocesseur	31
V.5. Batterie	31
VI. traitement de son	31
VII. Les modèles d'aides auditives	33
VII.1. Appareils auditifs	33
VII.1.1. Par voie aérienne.....	33
VII.1.2. Par conduction osseuse	40
VII.2. Les prothèses implantables	40
VIII. Synthèse	43
Conclusion	43
Chapitre III : Etude détaillé d'une prothèse auditive numérique	
Introduction	44
I. Principe général de fonctionnement de la prothèse auditive	44
II. Partie analogique	45

Sommaire

II.1. Acquisition du signal	45
II.2. Amplification et filtrage	45
II.2.1. Pré-amplificateur et filtre passe haut	45
II.2.2. Amplificateur et filtre actif passe bande	46
II.2.3. Amplificateur de puissance	49
III. Partie numérique	51
III.1. Numérisation	51
III.1.1. Echantillonnage	51
III.1.2. Quantification	51
III.2. Microcontrôleur	51
IV. Rôle des broches	54
V. Caractéristiques de l'appareil	56
VI. Circuit électronique de la prothèse auditive étudiée	57
Conclusion	58
Chapitre IV : Réalisation de la prothèse auditive numérique	
Introduction	59
I. Partie matérielle	59
I.1. Développement de circuit imprimé	59
II. Partie logicielle	63
II.1. Description de microcontrôleur MSP340G2553	63
II.2. Carte de développement MSP430 LaunchPad.....	65
II.3. Environnement de développement intégré (Energia)	66
III. Code sous Energia	69
III.1. Les fonctions principales	69
IV. Mise en marche du système.....	75
IV.1. Programmation du MSP430G2553	75
IV.2. Test du système	75

Sommaire

Conclusion 76

Conclusion générale 77

Bibliographie

Annexes

Liste des figures

Liste des figures

Figure I.1 : Schéma de l'oreille	3
Figure I.2 : La structure de l'oreille externe	4
Figure I.3 : La structure de l'oreille moyenne	5
Figure I.4 : La structure de l'oreille interne	6
Figure I.5 : La cochlée	7
Figure I.6 : L'organe de corti	8
Figure I.7 : Le système nerveux et l'audition	9
Figure I.8 : Fonctionnement de l'appareil auditif	10
Figure I.9 : Schéma synoptique de l'audition	11
Figure I.10 : Son aigu pur d'une fréquence de 3000 Hz	16
Figure I.11 : Son grave pur d'une fréquence de 300 Hz	16
Figure I.12 : Représente des sons de même fréquence (300 Hz) et d'intensités différentes	16
Figure I.13 : Les sons à l'échelle humaine	17
Figure I.14 : Sinusoïde représente un son pur	19
Figure I.15 : Le signal représente le son musical	20
Figure I.16 : Le signal représente le bruit	20
Figure I.17 : Exemple de résultats en audiométrie tonale	23
Figure I.18 : Exemple de résultats en audiométrie vocale	24
Figure II.1 : Schéma synoptique d'une prothèse auditive numérique	29
Figure II.2 : Traitement analogique de son	32
Figure II.3 : Traitement numérique de son	32
Figure II.4 : Les modèles d'aides auditives	33
Figure II.5 : Contour standard	34

Liste des figures

Figure II.6 : Le micro contour	35
Figure II.7 : Le contour surpuissant	35
Figure II.8 : Le micro contour à écouteur déporté	36
Figure II.9 : Les modèles d'aides auditives intra-auriculaires	37
Figure II.10 : Lunette auditive en voie aérienne	39
Figure II.11 : Lunette auditive en voie osseuse	40
Figure II.12 : L'implant cochléaire	42
Figure III.1 : Schéma bloc de l'appareil	44
Figure III.2 : Filtre passe haut	46
Figure III.3 : Architecteur interne et le boîtier du CD4066	47
Figure III.4 : Filtre actif passe bande	48
Figure III.5 : Architecteur interne et le boîtier du TDA2822M	50
Figure III.6 : Amplificateur de puissance	50
Figure III.7 : Le brochage et le boîtier du microcontrôleur MSP430G2553	52
Figure III.8 : Traitement numérique	54
Figure III.9 : Circuit électronique de la prothèse auditive étudiée	57
Figure IV.1 : Circuit imprimé de la partie analogique	60
Figure IV.2 : Circuit imprimé de la partie numérique	60
Figure IV.3 : Implantation des composants de la partie analogique	62
Figure IV.4 : Implantation des composants de la partie numérique	63
Figure IV.5 : Le schéma fonctionnel du microcontrôleur MSP430G2553 de la structure interne	64
Figure IV.6 : Brochage MSP430G2553	64
Figure IV.7 : Carte de développement MSP430 LaunchPad	6
Figure IV.8 : Fenêtre principale de l'environnement de programmation	67
Figure IV.9 : Les différentes librairies d'Energia	68
Figure IV.10 : Les différentes cartes prises en compte dans Energia	69

Glossaire

Glossaire

Acuité auditive : Est la bande passante des fréquences perceptibles par l'oreille humaine ainsi que le seuil de leur perceptibilité.

Aérateurs tympaniques : Sont de tous petits tubes creux en matière plastique posés à travers la membrane tympanique et placés de manière à constituer un petit trou dans le tympan. Ceci permet d'aérer en permanence la caisse du tympan et d'éviter la récurrence des otites.

Aplasia : Absence de développement d'un tissu ou d'un organe.

Cartilage : Tissu conjonctif qui constitue le squelette chez l'embryon, et qu'on trouve en petite quantité chez l'adulte, notamment au niveau des surfaces osseuses de certaines articulations.

Cérumen : Substance grasse, jaune-brun, formée dans le conduit auditif externe.

Cuir chevelu : Ensemble de tissu mou qui recouvre le crâne, normalement garni de cheveux.

Endolympatique : Liquide interne au labyrinthe membraneux de l'oreille interne.

Launchpad : Est un système de gestion de développement collaboratif de logiciel.

Mastoïde : Eminence placée à la partie inférieure et postérieure de l'os temporal, en arrière de l'oreille.

Membrane basilaire : Membrane de l'oreille interne située dans la cochlée et tendue entre la lame spirale interne et la lame spirale externe.

Omnidirectionnel : Se dit d'un microphone dont la réponse est pratiquement indépendante de la direction de l'onde acoustique incidente.

Otospongiose : Maladie héréditaire de l'oreille moyenne, d'évolution progressive et entraînant une surdité.

Pharynx : Conduit musculaire et membraneux allant du fond de la bouche à l'entrée de l'œsophage.

Psychoacoustique : Est la branche de la psychophysique qui relie les sensations auditives de l'être humain aux sons qui parviennent à ses oreilles.

SPI : (Serial Peripheral Interface) est un bus de données série synchrone.

Glossaire

Stéréophonie : Technique de transmission ou d'enregistrement et de reproduction des sons permettant la reconstitution de la répartition spatiale des sources sonores. (Abréviations : stéréo).

Thalamus : Structure du cerveau participant à la réception des informations nerveuses. Synonyme: couche optique.

Tonotopie : correspond à l'organisation de la perception des sons au niveau de la membrane basilaire de la cochlée.

Trompe d'Eustache : Est un conduit osseux et fibro-cartilagineux reliant la paroi antérieure de l'oreille moyenne au rhinopharynx, c'est-à-dire l'arrière-nez.

Tronc cérébral : Partie du système nerveux central intracrânien (encéphale) formant la transition entre le cerveau et la moelle épinière.

Tympan : Membrane fibreuse, transparente, qui sépare le conduit auditif externe de la caisse du tympan (cavité de l'oreille moyenne contenant les osselets) et transmet les vibrations sonores aux osselets. Synonyme : membrane tympanique.

Tympanoplastie : Opération chirurgicale de réparation du tympan et des osselets de l'oreille moyenne.

Tympanotomie : ponction chirurgicale pratiquée dans le tympan.

Vestibule : Cavité donnant accès à un organe creux.

Wire: Est un bus conçu par Dallas Semiconductor qui permet de connecter (en série, parallèle ou en étoile) des composants avec seulement deux fils (un fil de données et un fil de masse).

Introduction générale

Introduction générale

Introduction générale :

Dans notre spécialité Electronique Biomédicale, il nous est important de comprendre la physiologie et l'anatomie fonctionnelle des différentes parties du corps humain, pour relier la forme à la fonction et pouvoir être amené ensuite à appliquer les différentes applications utilisées autre fois exclusivement en ingénierie et dans le domaine médical, pour la bonne utilisation et le développement des différents appareils servant au diagnostic et au traitement des patients, telle que la prothèse auditive qui sert à corriger l'audition.

L'oreille est l'organe de l'audition, également l'un des éléments essentiels pour assurer l'équilibre du corps. Le dysfonctionnement de l'appareil auditif produit des surdités, les principaux facteurs de la surdité sont le vieillissement et les bruits trop importants qui constituent de véritables traumatismes sonores etc..., certaines relèvent d'un traitement médical, d'autres d'un geste chirurgical et d'autres encore d'une aide auditive. Cette dernière a subi des améliorations au cours des années en passant de l'analogique à l'ère du numérique.

C'est dans ce cadre que s'inscrit notre projet de fin d'étude qui consiste à étudier et réaliser une prothèse auditive. Pour cela nous avons réparti notre travail comme suit:

Dans le premier chapitre, nous allons débiter par des généralités qui nous permettront plus tard de bien cerner et de bien comprendre les différents points que nous serons amenées à développer dans ce travail.

Dans le deuxième chapitre, nous allons s'intéresser aux différentes prothèses auditives, au principe utilisé dans l'audiométrie et aussi à celui de la mesure permettant de caractériser le seuil de l'audition de l'oreille, pour être en mesure plus tard de comprendre le fonctionnement des prothèses auditives et la source des différents problèmes de surdité et de pouvoir ensuite réaliser un dispositif pouvant pallier à ce problème.

Le troisième chapitre sera consacré à l'étude du système d'une prothèse auditive numérique.

Dans le quatrième chapitre, nous présenterons notre réalisation avec les différents outils et logiciels utilisés ainsi les résultats obtenus.

Nous terminerons notre travail par une conclusion générale.

Chapitre I :

L'oreille humaine, surdité et son.

Introduction :

L'oreille est l'organe responsable de l'audition chez l'être humain, et chez bon nombre des êtres vivants. Elle nous permet de capter les sons de notre environnement afin de les transmettre au cerveau, est donc le siège du sens de l'ouïe. C'est un organe complexe composé de trois parties distinctes : l'oreille externe, moyenne et interne, possédant chacune d'elles ses propres composants ayant un rôle spécifique.

La distance qui sépare nos deux oreilles permet à notre cerveau de déterminer la provenance d'un son : c'est le principe de la stéréophonie. Il faut aussi savoir que notre oreille n'est sensible qu'à des sons ayant une fréquence comprise entre 20 et 20 000 Hz et que cette sensibilité va en diminuant avec l'âge et suivant les agressions que l'ont fait subir à notre oreille.

Dans ce premier chapitre, nous allons présenter l'anatomie et le fonctionnement de l'oreille, la surdité, le son et l'audition.

I. Mécanisme et anatomie de l'oreille :**I.1. L'oreille:**

L'oreille est un organe qui nous sert au quotidien pour percevoir les sons venant de l'environnement afin de les transmettre au cerveau, elle est donc le siège du sens de l'ouïe. Mais elle joue également un rôle important dans l'équilibre.

Dans le langage courant, ce mot fait souvent référence à sa partie extérieure bien visible, le pavillon. Il s'applique aussi au système entier, l'appareil auditif aussi bien externe qu'interne, qui effectue la collection et la compréhension des sons, la structure de l'oreille est représentée par la figure I.1.

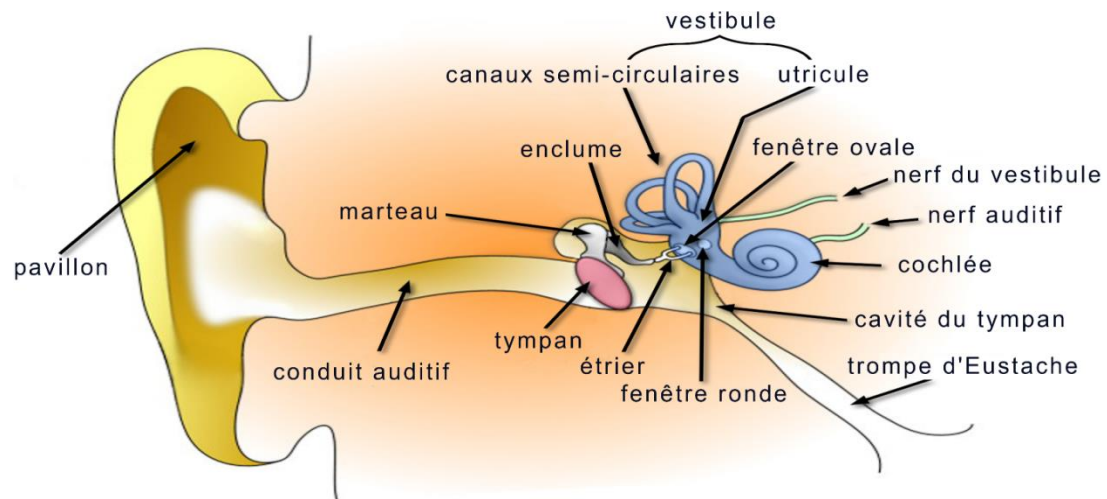


Figure I.1 : Schéma de l'oreille.

I.2. Anatomie de l'oreille : [1]

L'oreille se compose de trois parties : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne, chaque partie correspond à un milieu de propagation différent.

I.2.1. L'oreille externe :

C'est la partie externe et visible de notre oreille, elle est composée principalement du pavillon et du conduit auditif externe.

➤ Le pavillon :

Le pavillon est la partie de l'oreille externe est composé d'un seul cartilage de forme complexe, ainsi le tissu graisseux, il focalise le son dans le conduit auditif.

Cette forme en cornet va permettre d'amplifier les sons de 10 à 15 dB sur les fréquences [155-7000] Hz avec une résonance à 2000 Hz.

- **En périphérie** : l'hélix formant un bourrelet s'élargissant en bas pour former le lobule. Ensuite un relief concentrique (qui se rapproche du centre), l'anthélix.

- **Au centre** : la conque ou coquillage qui recueille les sons comme un entonnoir pour les transmettre au conduit qui lui succède.
- **En bas** : le lobule (ou lobe de l'oreille) normalement appendu au pavillon (morceau de chair sans cartilage).

➤ **Le conduit auditif externe :**

Est un tuyau faisant suite au pavillon qui va diriger les sons en flux laminaire (les couches de fluides glissent les unes sur les autres sans échange de matière) vers le tympan venant obturer le fond de direction oblique en avant et souvent vers le haut, il mesure environ 3 cm de long (de diamètre moyen 7 mm).

Du fait de sa géométrie, toutes les fréquences ne sont pas transmises de manière linéaire. Elle favorise les fréquences de 2kHz à 5kHz qui arrivent au tympan avec une intensité 2 fois supérieure à l'entrée du canal auditif.

Concrètement, l'oreille externe sert à capter le son, on peut alors la comparer à un microphone.

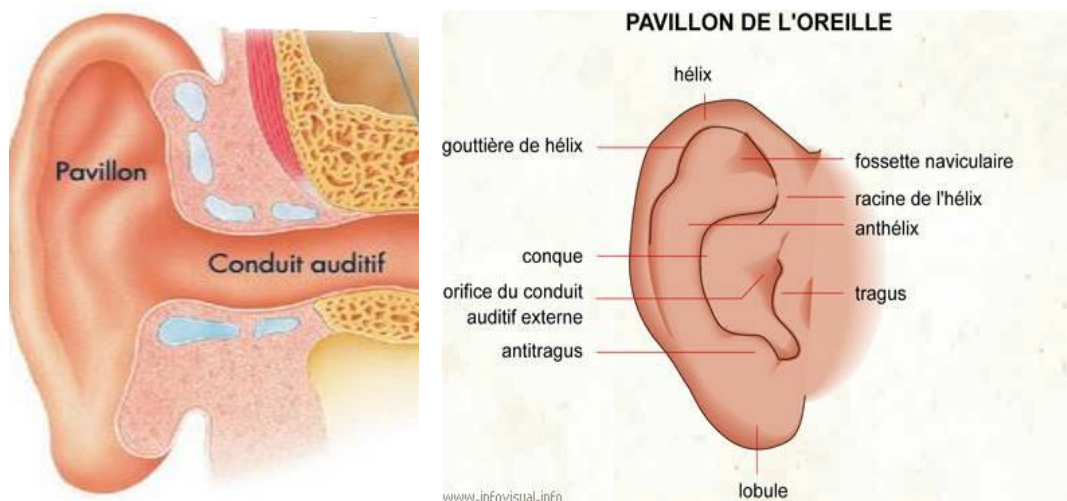


Figure I.2: La structure de l'oreille externe.

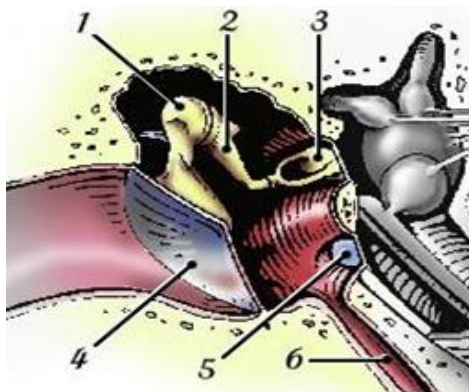
I.2.2. L'oreille moyenne :

Elle est composée du tympan et de la chaîne ossiculaire. Le tympan est une membrane très fine et très fragile qui vibre suivant l'intensité du son capté. En vibrant, cette membrane entraîne un mouvement de la chaîne ossiculaire, cette chaîne est composée de trois osselets : Le marteau, l'enclume et l'étrier.

Le marteau est relié étroitement au tympan, entraîne le mouvement de l'enclume qui se transmet à l'étrier agissant comme un tambour sur la cochlée.

L'oreille moyenne est en communication avec le pharynx par la trompe d'eustache qui sert à égaliser la pression de l'air entre l'oreille moyenne et l'air de l'environnant pour que le tympan puisse vibrer librement.

L'oreille moyenne sert à amplifier le son, on peut alors la comparer à un ampli d'une chaîne stéréo.



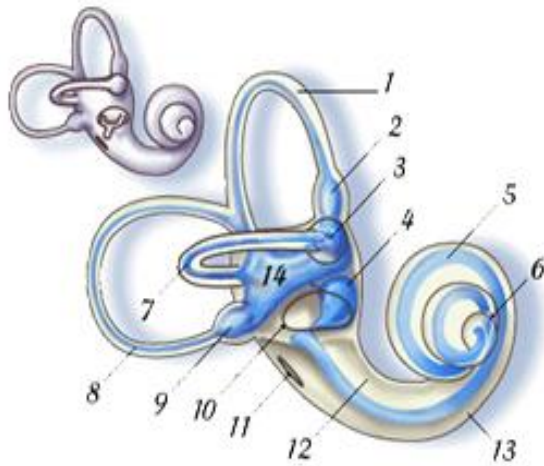
1. Marteau
2. Enclume
3. Etrier
4. Tympan
5. Fenêtre ronde
6. Trompe d'eustache

Figure I.3: La structure de l'oreille moyenne.

I.2.3. L'oreille interne :

L'oreille interne ou labyrinthe (osseux et membraneux), est composée de plusieurs parties :

- Vestibule et canaux semi-circulaires : organes de l'équilibration.
- cochlée ou limaçon organe de l'audition.



1. Canal antérieur.
2. Ampoule (du même canal).
3. Ampoule (canal horizontal).
4. Saccule.
5. Canal cochléaire.
6. Hélicotrème.
7. Canal latéral (horizontal).
8. Canal postérieur.
9. Ampoule (canal postérieur).
10. Fenêtre ovale.
11. Fenêtre ronde.
12. Rampe vestibulaire.
13. Rampe tympanique.
14. Utricule

Figure I.4: La structure de l'oreille interne.

➤ la cochlée :

La cochlée est un organe en forme de spirale d'environ 35mm de long qui vibre sous les coups de la chaîne ossiculaire, cette cochlée est séparée par une membrane sur toute sa longueur en deux demi-rampes remplies d'un liquide endolymphatique.

Entre les rampes se trouve le canal cochléaire contenant l'organe de Corti composé de cellules ciliées internes (3500) et externes (12500) qui sont reliées au nerf auditif.

Les cellules ciliées réparties le long de la cochlée réagissent à des fréquences (hauteurs de son) différentes.

Les cellules de la base de la cochlée correspondent aux fréquences les plus aiguës et celle du sommet aux fréquences les plus graves.



1. vestibule.
2. nerfs vestibulaires et cochléaires.
3. l'organe de corti.
4. cochlée.

Figure I.5: La cochlée.

La cochlée est remplie d'un liquide mis en mouvement par la vibration des osselets, ce mouvement agite les cils des cellules ciliées qui transforment les vibrations en impulsions électriques.

➤ **L'organe de Corti :**

L'organe de corti ou l'organe sensoriel est déposé sur la membrane basilaire, son rôle consiste à produire des décharges électriques à chaque variation de pression du liquide, afin d'encoder les vibrations sonores, pour cela, l'organe de corti est composé de cellules sensorielles et d'autres cellules en forme de cils.

Lors d'un changement de pression les cils frottent le long des cellules sensorielles créant de faibles décharges électriques par déplacement d'ions, ces faibles décharges s'additionnent (il y a en effet plus de dix mille cellules sensorielles dans l'organe de Corti).

Selon la fréquence du son, ce ne sont pas les mêmes cellules sensorielles qui réagissent, c'est-à-dire celles situées le plus près du vestibule au début du limaçon réagissent davantage aux sons aigus tandis que celles situées à l'extrémité du limaçon réagissent davantage aux sons graves.

Ces informations électriques sont ensuite acheminées par des fibres nerveuses qui se rassemblent dans le nerf cochléaire rejoignant le nerf vestibulaire pour former le nerf auditif (nerf de perception VIII), ce dernier transmet la totalité des informations captées et encodées par l'oreille interne au cerveau. Les signaux électriques transmis par le nerf auditif est de l'ordre du microwatt.

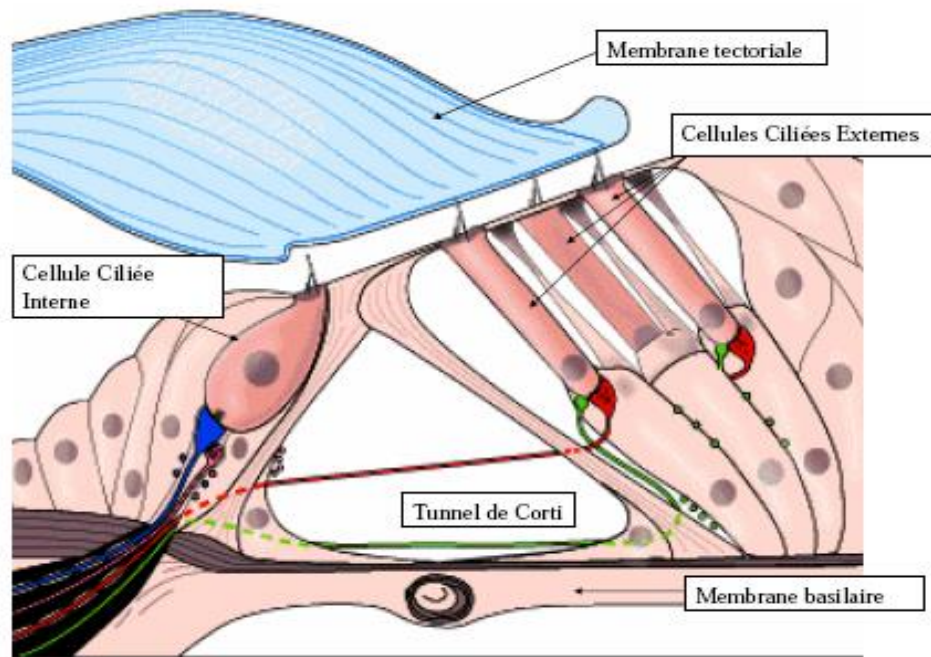


Figure I.6 : L'organe de Corti.

I.3. Les centres nerveux : [6]

Les impulsions électriques sont transmises au cerveau par le nerf auditif à partir des informations reçues, le cerveau nous donne la sensation d'entendre puis progressivement identifie les bruits et la parole à conditions d'avoir appris à les connaître.

Il faut également savoir que le stock de cellules ciliées est acquis pour chaque être humain avant la naissance et disparaîtra progressivement avec l'âge, aucune régénération n'est possible.

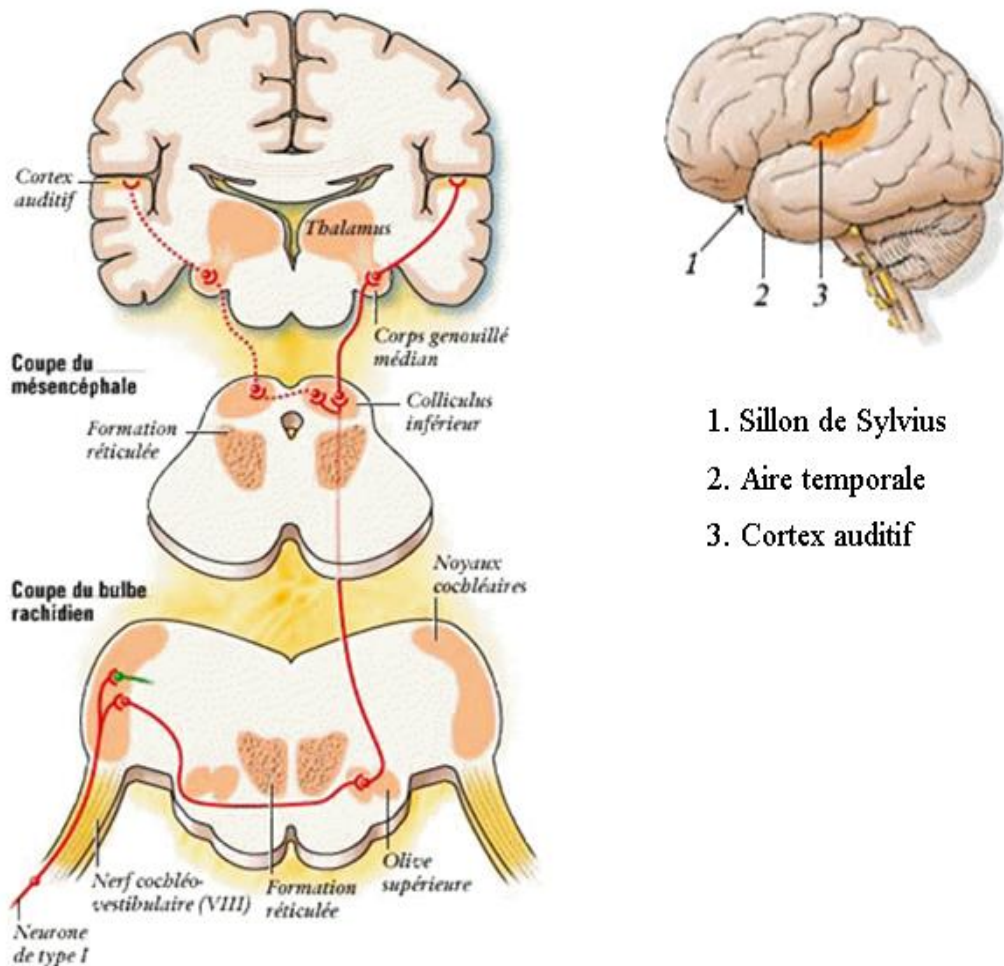


Figure I.7 : Le système nerveux et l'audition.

Les signaux électriques créés par les cellules ciliées stimule le nerf auditif qui enverra un message nerveux au cerveau, ce message est réceptionné dans le cortex auditif (zone orangée du schéma).

L'audition utilise plusieurs voies (primaires et secondaires) pour décoder le message électrique envoyé par la cochlée, ce message passe tout d'abord par le nerf cochléaire puis passe par différents neurones qui le décotent et l'interprète succinctement puis il est envoyé au thalamus puis enfin au cortex auditif.

I.4. fonctionnement de l'oreille :

Les sons pénètrent dans le conduit auditif (transmission aérienne de l'onde sonore), ces ondes mettent en vibration le tympan qui va faire bouger les osselets présent dans l'oreille moyenne.

Ces osselets ont pour but de transmettre l'énergie acoustique aérienne vers la « fenêtre ovale » qui est le point d'entrée de l'oreille interne, il s'y produit une énergie liquide qui met en vibration une membrane se trouvant dans la cochlée, cette « vague » va se différencier selon l'intensité du son et sa fréquence.

Dans la cochlée les cellules ciliées réparties sur la membrane basilaire vont capter l'onde et produire l'influx nerveux, celui-ci parvient au cerveau grâce au nerf auditif et est analysé dans l'aire auditive (la phase psychoacoustique).

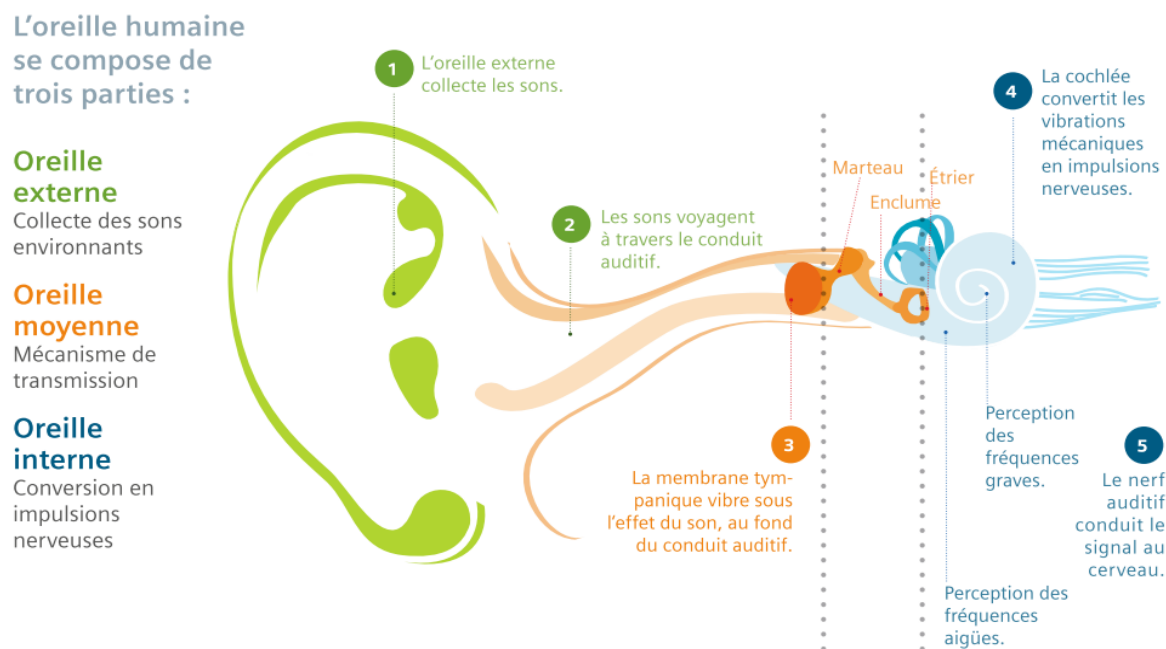


Figure I.8 : Fonctionnement de l'appareil auditif.

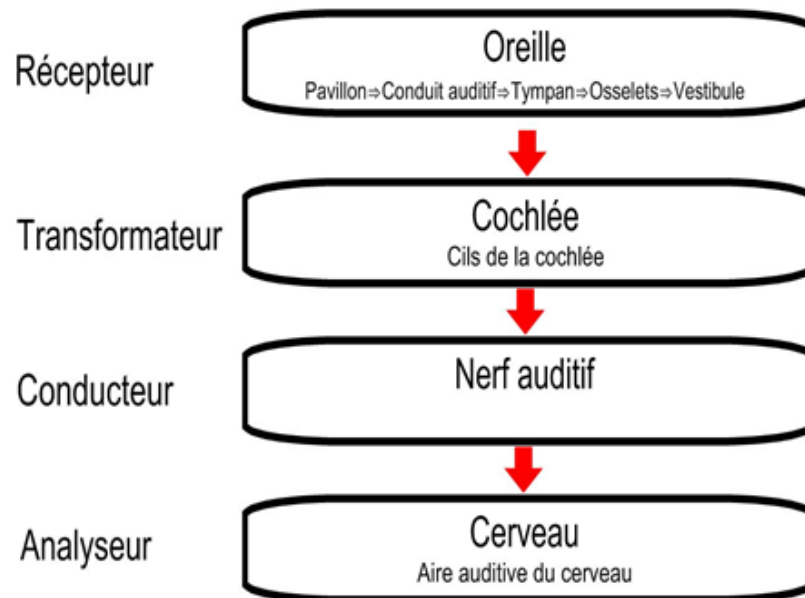


Figure I.9: Schéma synoptique de l'audition.

II. La surdité :

II.1. Définition de la surdité :

La surdité est un état pathologique de l'audition caractérisé par une perception des sons significativement moindre que la normale.

La surdité peut être classée selon le degré de la perte de l'ouïe, lorsque la perte est totale il s'agit d'une cophose parfois appelée anacousie, le terme hypoacousie est synonyme de la surdité bien que parfois réservé aux cas où la perte de l'audition est partielle.

On classe également la surdité selon la localisation de l'atteinte, si l'oreille externe ou l'oreille moyenne est en cause la surdité est dite « de transmission », si l'oreille interne ou le nerf auditif est en cause la surdité est dite « de perception ».

II.2. Les types de la surdité : [7]

➤ **Surdité de transmission :**

Elle se situe au niveau du tympan ou sur la chaîne des osselets qui amplifient le son et l'acheminement jusqu'à la porte de l'oreille interne, cette surdité se laisse le plus souvent traiter chirurgicalement.

➤ **Surdité de perception :**

Elle se situe au niveau du limaçon (la cochlée) et de ses cellules ciliées qui décodent les vibrations reçues sous forme d'ondes liquides et les transforment en influx nerveux, le port d'un appareil auditif s'avère le meilleur moyen à moins que la perte soit si grave qu'elle justifie la pose d'un implant cochléaire.

➤ **Surdité mixte :**

La surdité mixte est fréquente, elle résulte de la combinaison d'une surdité de transmission et d'une surdité de perception, une infection chronique qui est la cause d'une détérioration considérable du tympan et des osselets peut altérer le bon fonctionnement de la cochlée.

II.3. Les degrés de la surdité : [2]

Pour mesurer l'importance du handicap provoqué par une perte auditive, les surdités sont classées en 5 degrés :

- **légère** : de 21 à 40 dB, la parole est perçue à voix normale, difficilement à voix basse comme tous les sons faibles ou lointains.
- **moyenne** : de 41 à 70 dB, le 1er degré (41 à 50 dB) la parole est entendu si on élève la voix mais mal comprise, le 2 me degré (51 à 70 dB) la personne comprend mieux si elle regarde son interlocuteur (quelques bruits familiers sont encore perçus).
- **sévère** : de 70 à 90 dB, le handicap est important seuls les bruits forts et les voix proches sont perçus.
- **profonde** : supérieur à 90 dB à ce stade et jusqu'à 120 dB de perte, la parole n'est plus du tout perçue et seuls les bruits très puissants sont entendus sans être nécessairement identifiés.
- **totale** : pas d'audition mesurable.

II.4. Les principales maladies :

➤ Otite externe:

L'otite externe est une infection du canal auditif est traitée par l'administration d'antibiotiques et l'application de solution ou pommade antibactérienne.

➤ Otite moyenne :

Les otites aiguës ponctuelles ou chroniques répétitives sont dues à l'infection de l'oreille moyenne. Elles sont très fréquentes surtout de la période prénatale à la fin de l'enfance et sont liées à un mauvais fonctionnement de la trompe d'Eustache.

II.5. Remèdes et traitements :

Les surdités sont nombreuses et variées, certaines relèvent d'un traitement médical, d'autres d'un geste chirurgical et d'autres encore d'une aide auditive.

Toutes les surdités doivent être prises en charge par une rééducation orthophonique adaptée.

Enfin, Il est important de ne pas négliger la prévention contre les nuisances sonores et les aides accessoires visant à atténuer le handicap dans la vie quotidienne.

II.5.1. Traitements médicaux :

Ils s'adressent à certaines surdités de transmission telles que les otites qui nécessitent des antibiotiques et anti-inflammatoires.

Certains médicaments et gouttes auriculaires sont à utiliser avec une grande prudence sur prescription médicale car certains sont toxiques pour l'oreille.

II.5.2. Traitements chirurgicaux :

Ils sont indiqués essentiellement aux surdités de transmission :

- Aérateurs tympaniques (yoyo) pour assécher l'oreille moyenne dans une otite séreuse afin de rétablir la pression atmosphérique de chaque côté du tympan pour qu'il puisse vibrer correctement.
- Greffe de tympan lorsque celui-ci est perforé.
- Reconstruction de la chaîne des osselets.

L'indication de la chirurgie dans les surdités de perception en dehors de la pose d'un implant cochléaire est l'ablation d'une tumeur sur le nerf auditif (neurinome de l'acoustique).

Les autres surdités de perception sont toutes irréversibles et ne peuvent être traitées ni par un traitement médical ni par un traitement chirurgical, seuls la prothèse auditive ou l'implant cochléaire sont des remèdes non négligeables.

II.5.3. Les aides auditives

Les aides auditives ne se contentent pas d'amplifier le son, elles sont capables de faire le tri et le réglage des sons.

Véritables "mini-ordinateurs" les nouvelles aides auditives apparues depuis quelques années sur le marché sont devenues beaucoup plus fiables et performantes.

III. Le son et l'audition :

III.1. Définition du son :

Le son est une sensation auditive provoquée par une onde acoustique, d'un point de vue physique est une vibration qui se propageant dans un milieu matériel, d'un point de vue physiologique est un signal perçu par le sens de l'ouïe.

Le son est donc ce que l'oreille perçoit de la vibration d'un corps, généralement il se propage sous la forme d'une onde dans l'air jusqu'à notre oreille mais il se transmet aussi dans les liquides et dans les corps solides.

Cet ébranlement de la matière se caractérise par une variation de pression se propageant de proche en proche, plus la pression acoustique est grande plus le volume sonore est important.

III.2. Caractéristiques du son : [8]

La sensation sonore est décrite par trois qualités principales :

III.2.1. La Hauteur ou Tonie :

La tonie ou hauteur est la qualité de la sensation qui fait dire que le son est grave ou aigu, la tonie est essentiellement liée à la fréquence.

L'oreille humaine perçoit des fréquences comprises entre 20Hz (fréquence la plus grave) et 20 000 Hz (fréquence perçue la plus aiguë).

Il existe un domaine audible de 16 à 20 000 Hz pour lequel la limite supérieure s'abaisse avec l'âge en descendant jusqu'à 12000 Hz.

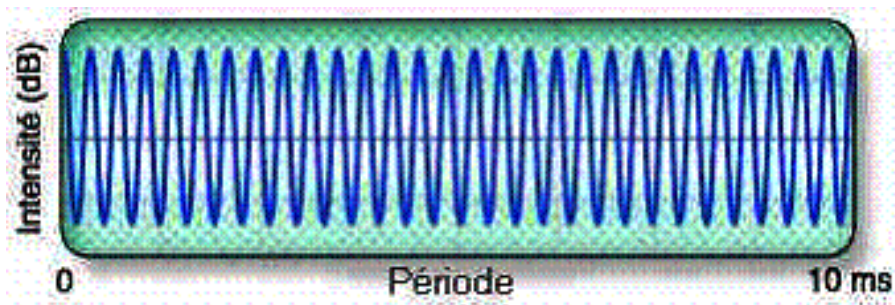


Figure I.10 : Son aigu pur d'une fréquence de 3000 Hz.

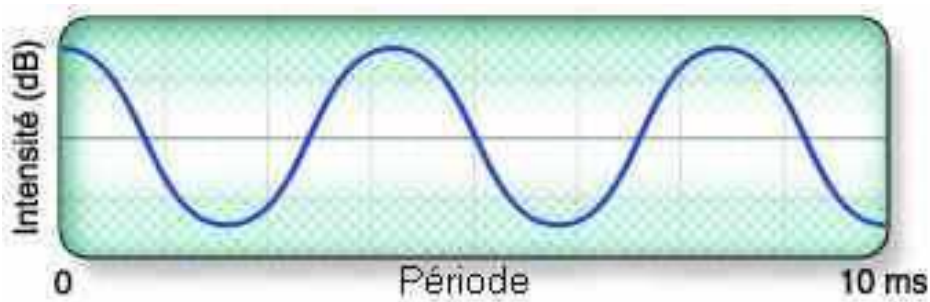


Figure I.11 : Son grave pur d'une fréquence de 300 Hz.

III.2.2. La Sonie (intensité du son) :

C'est la qualité de la sensation qui fait dire que le son est fort ou faible.

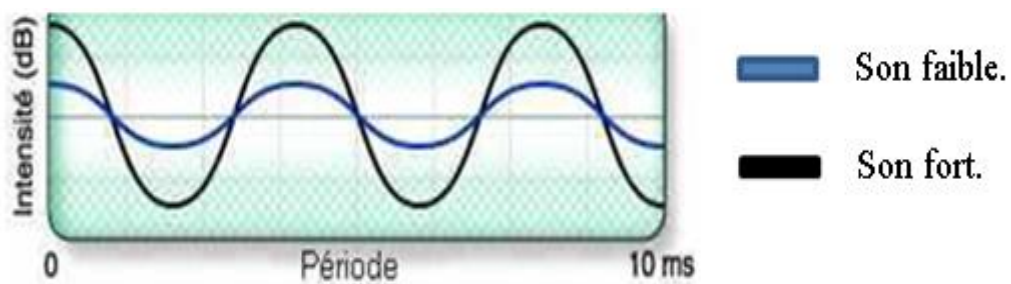


Figure I.12 : Représente des sons de même fréquence (300 Hz) et d'intensités différentes

Pour un son donné, la variation de la puissance surfacique montre qu'il existe un seuil liminaire en dessous duquel le son n'est pas perçu est le seuil de l'audition.

L'étude de la variation de ces seuils en fonction des individus et de la fréquence constitue l'audiométrie, à partir de ces seuils on augmente la puissance surfacique et on aboutit à une sensation douloureuse et on parle des seuils douloureux (> 120 dB).

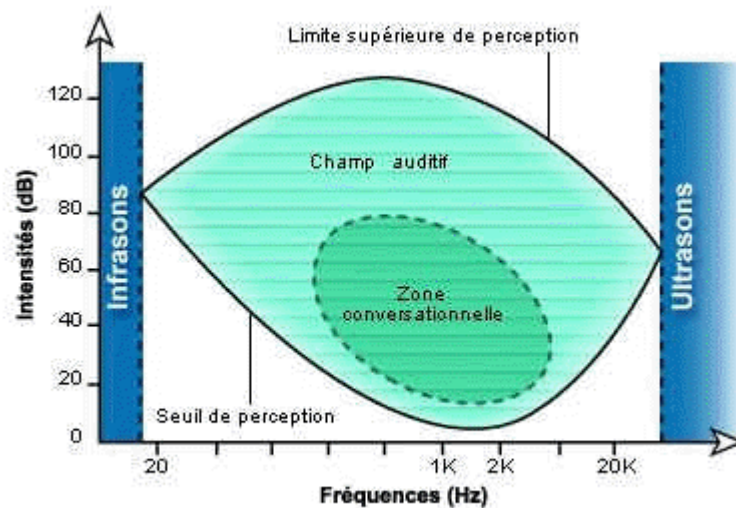


Figure I.13: Les sons à l'échelle humaine.

La courbe inférieure représente la courbe des seuils de perception de l'oreille humaine en parfait état.

Pour chaque fréquence le seuil de perception est différent, les fréquences les mieux perçues (la courbe avoisine le 0 dB) se situent dans la gamme moyenne entre 1 et 3 kHz, c'est aussi dans cette gamme que la dynamique de sensation est la plus grande (de 0 à 130 dB).

La courbe supérieure représente la limite des intensités perceptibles au-delà, il y a douleur et/ou destruction cellulaire dans l'oreille.

La zone conversationnelle définit les sons utilisés pour la communication par la voix humaine, ce n'est que lorsque cette zone est affectée que le handicap auditif apparaît vraiment.

III.2.3. Le Timbre :

Le timbre est la qualité d'un son qui permet de reconnaître deux sons de même hauteur et de même sonie émis par deux instruments différents, ce qui fait qu'une flûte et un saxophone produisent des sons différents même lorsque ces deux instruments jouent la même note, il est lié au spectre de fréquence du son.

En effet, un son émis et non pur contient en plus du fondamental des partiels, si un partiel a une fréquence multiple entier du fondamental on parle d'harmonique.

L'oreille entraînée peut déceler jusqu'au dixième harmonique c'est à dire différencier des sons différents par une seule valeur des 10 premières harmoniques.

III.3. Propagation des sons :

Dans un milieu homogène le son se propage en ligne droite à partir de la source émettrice, les vibrations se font de façon longitudinale par rapport à la direction de propagation.

La propagation du son se fait par transmission de vibrations d'une particule mati rielle à sa voisine, il faut donc distinguer :

- La vitesse locale d'une particule mati rielle mise en mouvement de vibration.
- La célérité de la propagation de l'onde sonore le long de la direction.

La propagation de l'ébranlement est d'autant plus rapide, par mise en vibration des particules voisines que :

- le milieu est moins compressible :

Compressibilité solide < liquide < gaz => vitesse de propagation dans un solide > liquide > gaz.

- masse volumique faible (pour un type de matière donnée).

$$C = 1/\sqrt{X \rho} \quad \dots (1)$$

(C : célérité, X : compressibilité, ρ : masse volumique)

III.4. Périodicité et fréquence :

La vibration des particules est caractérisée par l'équation de type :

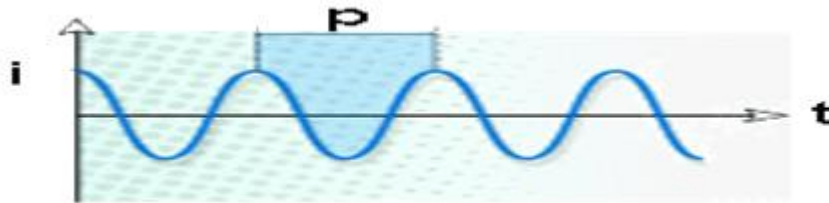
$$x(t) = a \sin (2\pi ft) \quad \dots (2)$$

(**x** : position, **a** : amplitude du mouvement, **f** : fréquence de vibration, **t** : temps)

Dans ce cas, le son est dit « pur », dans le cas où la vibration n'est pas décrite par cette équation sinusoïdale, le son est dit « complexe », il se décompose en une somme de sons purs.

III.4.1. Son pur :

La vibration est caractérisée par une seule fréquence.

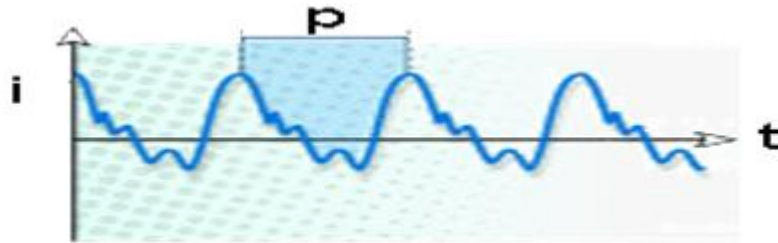


(p=période, t=temps, i=intensité).

Figure I.14 : La sinusoïde représente un son pur.

III.4.2. Son musical :

Est un son possédant certaines propriétés harmoniques lui permettant d'avoir une hauteur fixe qui est caractérisé par son timbre, il peut être représenté par un symbole appelé note.



(p=période, t=temps, i=intensité)

Figure I.15: Le signal représente le son musical.

III.4.3. Bruit :

Pas de fréquence caractéristique (t= temps, i= intensité).

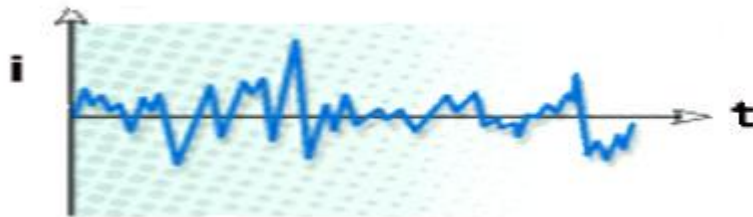


Figure I.16: Le signal représente le bruit.

III.5. Pression acoustique : [8]

Le long de l'axe de propagation du son, les particules subissent un déplacement vibratoire sinusoïdal autour de leur position de repos, leur densité sur cet axe varie, faisant apparaître des régions plus denses et d'autres moins denses qu'à l'état de repos.

On observe des variations de pression autour de la pression atmosphérique, des surpressions et des dépressions par rapport à la pression de base, cette variation est appelée « pression acoustique ».

La pression acoustique est donnée par :

$$P = \rho \cdot v \cdot c \quad \dots(3)$$

(ρ = masse volumique, v = vitesse acoustique, c = célérité acoustique).

IV. L'audiométrie :**IV.1. Principe :**

L'audiométrie est la méthode d'examen universellement utilisée pour mesurer l'audition, elle ne doit jamais être pratiquée sans un examen préalable de l'oreille par otoscopie et sans un nettoyage de la cire présente dans l'oreille, elle utilise des instruments qui produisent des sons et des mots que le patient doit écouter, ces sons ont une certaine fréquence et une intensité que l'on peut faire varier.

L'audiométrie utilise aussi des listes de mots que le patient doit répéter, cela permet de mesurer assez précisément le seuil d'audition pour les principales fréquences du spectre de l'audition humaine, les résultats obtenus sont inscrits sur une courbe appelée audiogramme. L'audiométrie exige une étroite collaboration avec le patient.

Un appareillage spécifique et une cabine insonorisée sont spécialement conçus pour ces tests, elle nécessite aussi un examinateur expérimenté car certains examens peuvent être difficiles à réaliser et elle ne peut généralement pas se pratiquer si le patient est âgé de moins de quatre ans.

IV.2. Tests :

Deux types de tests principaux sont habituellement effectués :

L'audiométrie dite tonale qui utilise des sons purs pour tester l'audition et l'audiométrie dite vocale qui utilise des mots d'une ou deux syllabes, L'audiométrie tonale va permettre d'apprécier le seuil de détection des sons, tandis que l'audiométrie vocale va permettre d'apprécier le niveau de compréhension des mots en faisant aussi participer le cerveau.

Lors de l'examen audiométrique, il est parfois nécessaire de masquer l'oreille qui n'est pas examinée pour éviter des erreurs dans les résultats obtenus, cette technique de masquage demande beaucoup de doigté et d'expérience, le masquage est indispensable pour les oreilles qui présentent une asymétrie de l'audition, s'il est mal fait, les résultats vont changer d'un examinateur à l'autre et induisent des doutes auprès des patients.

IV.2.1. L'audiométrie tonale :

C'est l'examen de base de l'audition : comme le son atteint l'oreille interne par deux voies différentes, l'audiométrie tonale va les tester toutes les deux.

D'abord, le son est envoyé par un casque dans l'une des oreilles puis dans l'autre, cela permet de mesurer la conduction du son par voie aérienne c'est-à-dire par le tympan et les osselets.

Dans un deuxième temps, le son est envoyé par un petit vibreur osseux posé derrière l'oreille et cela pour les deux oreilles séparément, cet examen va permettre d'étudier la conduction osseuse du son à travers les os du crâne.

Le résultat de ce test donne ainsi deux courbes par oreille, par convention et même si la voie aérienne est normalement meilleure que la voie osseuse, la voie osseuse est toujours meilleure ou égale à la voie aérienne sur l'audiogramme. Un bon examen audiométrique tonal doit impérativement tester les deux voies de conduction. L'interprétation de ces courbes permet de mesurer différents paramètres dont le degré de perte de l'audition et le type de surdité.

• Exemple de résultats en audiométrie tonale : [9]

1. Cet audiogramme tonal décrit une surdité moyenne du premier degré du côté droit (cercles rouges) prédominant sur les fréquences aiguës. La courbe osseuse (crochets) est superposée à la courbe aérienne : c'est une surdité de perception ou neurosensorielle.
2. Une surdité de transmission est caractérisée par un abaissement de la courbe aérienne (croix bleues, côté gauche) et des seuils normaux (<20 dB HL) en conduction osseuse. La chaîne tympano-ossiculaire est probablement lésée, mais la cochlée n'est pas atteinte. La différence entre les seuils aériens et osseux s'appelle le Rinne audiométrique.
3. Dans le cas d'une surdité mixte, les seuils aériens et osseux sont abaissés, mais non superposés (oreille droite). La courbe aérienne est plus basse que la courbe osseuse. Il existe un Rinne de 40 dB HL sur la fréquence 4 kHz.

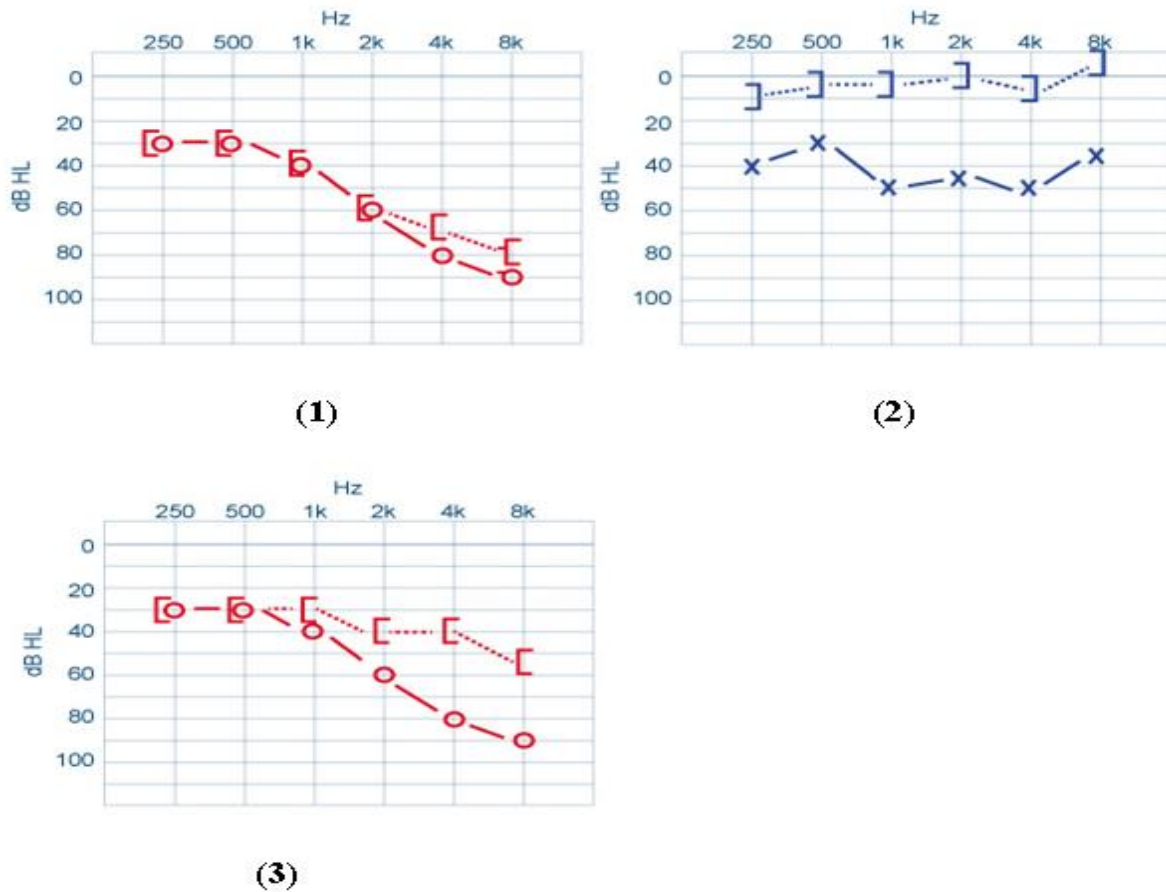


Figure I.17 : Exemple de résultats en audiométrie tonale

IV.2.2. L'audiométrie vocale :

Elle complète très souvent l'audiométrie tonale qui consiste à faire répéter des mots soit envoyés par le casque dans une oreille soit envoyés par un haut-parleur placé devant le patient.

L'audiométrie vocale ne se pratique normalement pas pour la conduction osseuse, elle va confirmer les résultats obtenus lors de l'audiométrie tonale, lorsqu'elle ne correspond pas à l'audiométrie tonale, une lésion au niveau des voies nerveuses auditives ou du cerveau peut être suspectée.

L'audiométrie vocale est très importante lors de l'octroi d'un appareil auditif, elle recherche aussi le seuil de tolérance vocale, c'est-à-dire comment la compréhension de l'oreille peut être déformée en augmentant le volume des mots à répéter au-dessus de la limite supérieure de la compréhension.

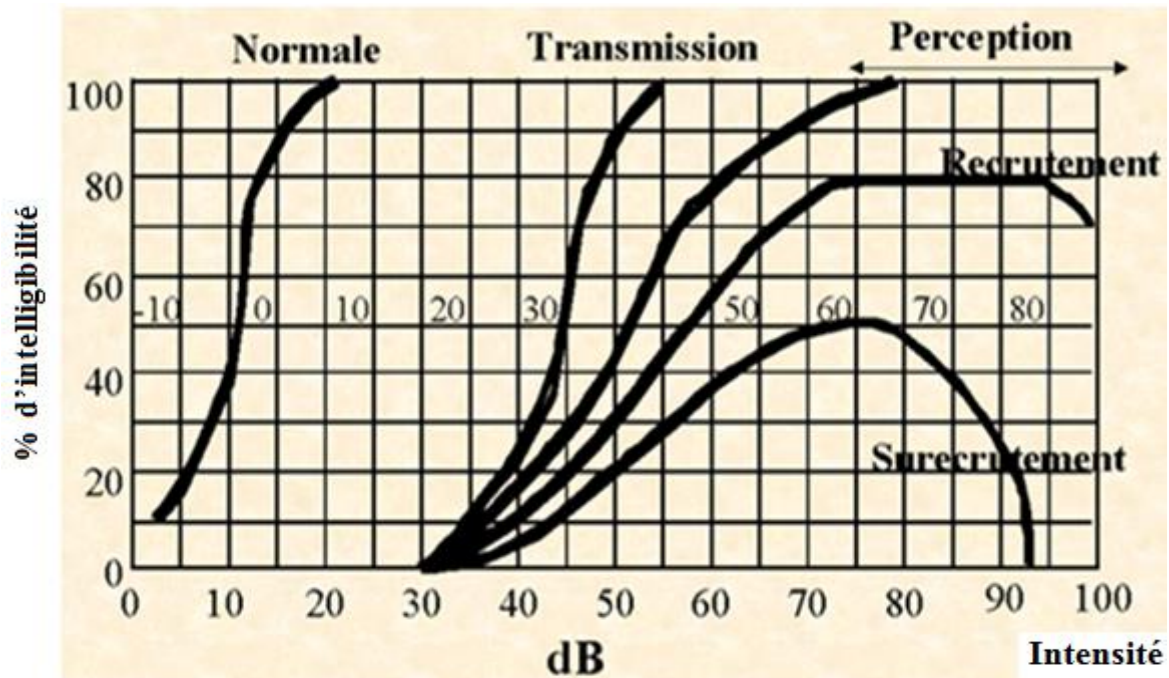


Figure I.18 : Exemple de résultats en audiométrie vocale

V. Le seuil de l'audition :

Le seuil de l'audition de l'homme c'est à dire le son de plus faible intensité qu'il peut entendre est fixé à 0 décibel, mais un son entre 0 et 30 décibels est presque inaudible.

Voici quelques exemples d'intensité de sons :

- 30/40dB : chuchotements.
- 60dB : conversation à voix haute.
- 85 dB : restaurant scolaire.
- 100dB : tonnerre, boîte de nuit.
- 120dB : un avion au décollage.

Un son d'intensité 85 décibels représente un risque pour l'oreille, mais un son de 120 dB étant d'autant plus dangereux, entraîne une douleur chez l'homme. Le tympan éclate aux alentours de 160 décibels.

V.1. Principe de la mesure du seuil de l'audition :

Il existe surtout des méthodes subjectives qui font appel au concours du sujet (tests et questions du type entendez-vous, n'entendez-vous pas ?), et aussi des méthodes objectives applicables sans la participation du sujet :

- Mesures objectives
 - PEA (Potentiels Evoqués Auditifs).
 - ASSR (Auditory Steady State Response).
 - OEA (otoémissions acoustiques provoquées [OEAP] ou spontanées [OEAS]).
- Audiométrie subjective, il faut distinguer l'audiométrie tonale et l'audiométrie vocale.

V.1.1. Potentiel évoqué auditif (PEA) :

L'intérêt est de vérifier les voies auditives à l'aide d'une stimulation monaurale (ondes carrés 50 à 90 dB sur une seule oreille).

L'enregistrement se fait au niveau du nerf auditif, du tronc cérébral et au niveau du cuir chevelu (potentiel évoqué cortical).

Cette exploration permet de faire la différence entre une acuité auditive normale et une acuité auditive anormale, dans le 2^{ème} cas, elle permet de faire la différence entre une atteinte endo-cochléaire et rétro-cochléaire, elle permet également le calcul du seuil auditif chez l'individu.

V.1.2. Les ASSR (Auditory Steady-State Responses):

La méthode ASSR se base d'une part, sur la stimulation du système auditif à l'aide d'un stimulus continu et périodique et d'autre part, sur l'analyse de l'activité EEG enregistrée simultanément.

La précision de cette mesure permet de stimuler une zone très ciblée de la cochlée, de ce fait cette technique conduit à une évaluation de l'audition précise en fréquence comme l'aurait fait une audiométrie tonale.

La fréquence particulière testée est la fréquence de la porteuse (F_p), celle-ci est dans le cas des ASSR modulée en amplitude à une fréquence précise (F_m).

En réponse à cette stimulation et dans le cas où la stimulation est bien perçue par le sujet, les fibres nerveuses excitées vont se décharger de façon plus ou moins forte et plus ou moins synchronisée suivant l'amplitude du signal présenté, cette amplitude variant de façon sinusoïdale dans le temps aura pour conséquence une décharge du nerf auditif « calée » sur cette variation périodique.

La fréquence de modulation d'amplitude sera pour nous le « marqueur » de la fréquence porteuse utilisée et nous permettra de savoir si la personne a entendu ou non le signal présenté.

V.1.3. Les otoémissions acoustiques (OEA) :

Le test par OEA détecte le son émis en retour par les cellules cillées de l'oreille après qu'elles aient été stimulées par un bruit, il est rapide et indolore.

Il peut être pratiqué par l'ensemble du personnel soignant grâce à un système de boîtiers portatifs.

Conclusion :

L'audition humaine est un système extrêmement complexe qui repose sur des bases à la fois de physique (acoustique) et médicales (anatomie et physiologie).

Son fonctionnement peut être facilement détérioré, provoquant ainsi le handicap qu'est la surdité, pour soigner celle-ci, il existe de nouvelles technologies au point qui ont accompli des progrès considérables, notamment grâce au numérique et à la miniaturisation telle que la prothèse auditive qu'on va étudier dans le prochain chapitre.

Chapitre II :
Prothèses auditives.

Introduction :

Pour répondre aux problèmes auditifs, de nombreux progrès technologiques ont été réalisés dans le domaine de l'appareillage auditif par la mise au point d'audioprothèses de plus en plus sophistiquées. L'appareillage ou prothèse permet aux malentendants de percevoir la parole à condition qu'il ne soit pas trop loin de l'interlocuteur et que le bruit de fond ne soit pas trop important.

Dans ce chapitre, nous allons présenter l'anatomie et le fonctionnement des aides auditives.

I. Historique : [10]

L'arrivée aux prothèses auditives actuelles, c'est fait en améliorant les anciens appareils, tout en passant par les diverses étapes suivantes :

- En 1757, Dr Claude-Nicolas Le Cat a inventé le cornet acoustique (amplification de 15 dB en moyenne), utilisé jusqu'en 1925.
- En 1841, Dr Harrison Curtis a inventé le fauteuil auditif.
- 1921 : premier appareil auditif à tube à vide.
- 1922 : premier appareil électrique de la taille d'une valise.
- 1933 : utilisation de la conduction osseuse.
- 1948 : premier appareil auditif portatif à lampe à vide (tube électronique).
- 1952 : utilisation des transistors (premier contour d'oreille).
- 1954 : intégration d'un appareil auditif dans une branche de lunettes.
- 1975 : arrivée des appareils « intra-conduit » avec des circuits intégrés de 500 à 1000 transistors.
- 1987 : appareil auditif à programmation numérique et amplification analogique.
- 1996 : premier appareil totalement numérique.
- 2002 : appareil numérique 3^{ème} génération.

II. Définitions :**II.1. Prothèse :**

Le vocable prothèse vient du latin prothesis qui signifie addition (le préfixe pro signifie : pour et thèse : appui), désigne un appareil interne ou externe qui succède soit à un membre soit à une partie d'un membre ou d'un organe du corps pour remplacer là où les fonctions sont compromises. Celles-ci sont dans la mesure du possible rétablies soit entièrement soit partiellement.

II.2. Implant :

C'est un corps étranger introduit volontairement dans le corps humain (dentaire, cardiaque, etc...). Tout implant est une prothèse, mais ce n'est pas toutes les prothèses sont des implants.

III. Description d'une prothèse auditive :

L'appareil de correction auditive est destiné à compenser au moyen d'un amplificateur approprié les pertes d'audition des malentendants.

L'adéquation d'une aide auditive ne doit pas uniquement s'effectuer dans l'idée de compenser une perte auditive, mais aussi par l'apport aux structures restantes de l'oreille pathologique d'un flux d'énergie acoustique nécessaire et utilisable par le malentendant en tant qu'indices acoustiques pertinents pour la compréhension de la parole. Il ne suffit donc pas de corriger "mathématiquement" la perte auditive avec un amplificateur, mais de tenir compte des capacités globales du malentendant à accepter le gain de l'appareil et de la sensibilité auditive du malentendant, très variable d'une personne à une autre.

IV. Principe de fonctionnement :

Les aides auditives captent le son qui pénètre dans l'oreille, le traitent de manière à compenser la perte d'audition et renvoient ensuite le signal à l'oreille, le tout en une fraction de seconde.

➤ **Aide auditive analogique :**

Amplifie le son avec un "Gain" linéaire qui se contentait d'augmenter le volume de la prothèse auditive. Cette amplification ou gain étant constant quel que soit le niveau d'entrée du son dans la prothèse auditive, pouvait entraîner une sur-amplification des sons forts. Les patients se plaignaient le plus souvent d'entendre trop les bruits alentours plus que les voix des personnes proches d'elles.

➤ **Aide auditive numérique :**

Elle est extrêmement avancée. Elle traite en continu les ondes sonores entrantes, les convertissant en un son plus clair et plus audible, avant de les réinjecter dans l'oreille au volume souhaité. Cet appareil peut faire la différence entre les sons à amplifier et les bruits parasites qui doivent être réduits.

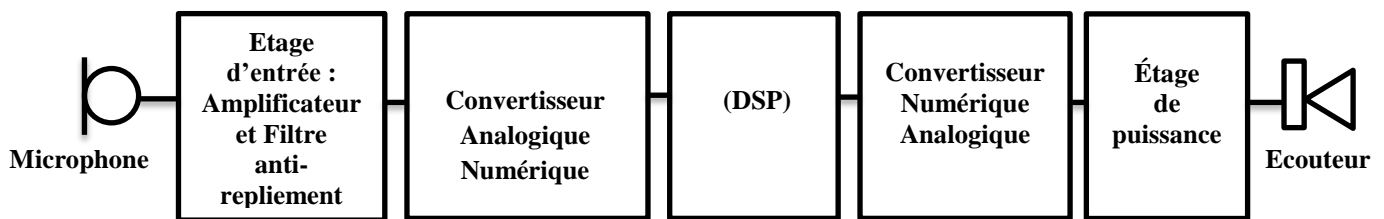


Figure II.1 : Schéma synoptique d'une prothèse auditive numérique.

V. Anatomie de la prothèse auditive :

Toutes les aides auditives se composent de même éléments essentiels. Ceux-ci sont intégrés dans un boîtier protecteur, le plus souvent en plastique.

- Un microphone qui capte le son.
- Un dispositif de traitement des sons en fonction des situations sonore : calme, bruit etc...
- Amplificateur.
- Un écouteur (haut-parleur).
- Une batterie (pile qui fournit l'énergie nécessaire).

V.1. Microphone :

Le microphone capte les sons dans l'air pour les convertir en signaux électriques. On peut trouver sur plusieurs prothèses auditives actuelles des systèmes avec plusieurs microphones ou micro directionnels.

Ces systèmes présentent un grand intérêt pour l'amélioration de la compréhension de la parole en milieu bruyant.

➤ **Système à micro unique, omnidirectionnel :**

Agit comme un « entonnoir » qui va capter tous les signaux sonores quelle que soit leur origine. Cela peut s'avérer perturbant dans un milieu bruyant (ex : restaurant, repas de famille), car l'oreille interne du malentendant possède des capacités de « tri » des sons diminués. Au final, le malentendant peut se plaindre d'entendre les bruits plus forts sans avoir d'amélioration de sa compréhension.

➤ **Système directionnel :**

Ce système va en milieu bruyant privilégier les signaux sonores venant de face donc l'interlocuteur ou la source sonore que regarde le malentendant. Les bruits venant de l'arrière et des côtés seront donc moins captés, ce qui permettra une amélioration de la compréhension.

Le passage d'un mode omnidirectionnel au mode directionnel peut se faire de manière manuelle (à l'aide d'un sélecteur ou d'une télécommande) ou automatique (sous le contrôle du processeur de la prothèse auditive).

V.2. Amplificateur :

L'amplificateur augmente l'intensité des signaux captés par le microphone. Des filtres modifient les sons de façon à amplifier uniquement les sons utiles.

V.3. Haut-parleur :

Le troisième constituant de base est le 'haut-parleur', il convertit les signaux électriques en signaux acoustiques perceptibles par l'utilisateur.

V.4. Microprocesseur :

Les trois éléments que nous venons de citer sont présents dans toutes les aides auditives. Les aides auditives numériques sont en outre équipées d'un microprocesseur programmable, qui "manipule" les signaux en fonction du type de surdité du porteur de la prothèse.

Certaines aides auditives sont équipées de fonctions de contrôle permettant un ajustement individuel.

Plusieurs appareils auditifs possèdent des télécommandes, ce qui facilite les ajustements tout spécialement pour les personnes qui ont des problèmes de dextérité.

V.5 La batterie :

Les piles spéciales nécessaires pour tous les appareils auditifs, existent en différentes tailles et capacités. Une pile standard à une durée de vie comprise entre 5 et 14 jours, dépendant du type d'appareil auditif, la capacité, le type de la pile et l'intensité d'utilisation de l'appareil auditif.

VI. traitement de son :

L'élément central d'une aide auditive est le dispositif de traitement du son. Les réglages de l'amplification sont modulés en fonction de la fréquence et de l'intensité sonore, de manière à compenser au mieux les déficiences du malentendant.

L'amplificateur est défini par son gain : un rapport de la tension de la sortie sur la tension d'entrée :

$$G_T = 20 \log (V_s/V_e) \quad \dots (1)$$

- En courant : $G_i = 10 \log (I_s/I_e) \quad \dots (2)$

- Ou en puissance : $G_w = 10 \log (W_s/W_e) \quad \dots (3)$

Il existe deux technologies :

➤ **Traitement analogique :**

Dans un appareil analogique, le son est traité comme une impulsion électrique par un micro. Ce dernier est enregistré et retransmis dans son intégralité, il ne peut être reproduit que dans une certaine mesure, car le traitement provoque une détérioration de l’empreinte originale.



Figure II.2 : Traitement analogique de son.

➤ **Traitement numérique :**

Dans le cas d’une aide auditive numérique, le signal acoustique est converti en caractère numérique (0,1), qui sont traités au sein de l’appareil auditif, puis reconvertis en signal acoustique analogique compréhensibles par l’auditeur. Un signal numérique peut être répété à l’infini sans que sa qualité s’en trouve affectée. Les signaux numériques sont comparables aux copies d’une image numérisée : chacune est une réplique parfaite de l’original.

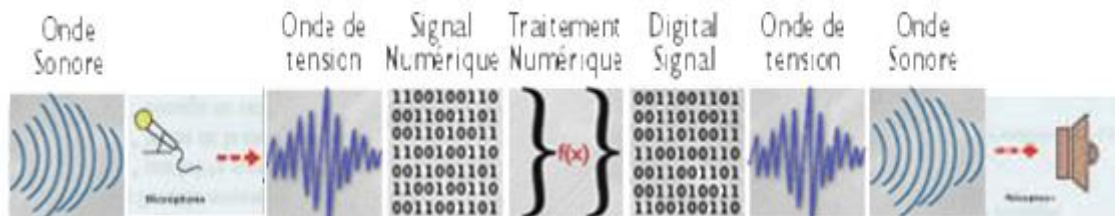


Figure II.3 : Traitement numérique de son.

VII. Les modèles d'aides auditives :

La forme de l'appareillage n'a absolument rien à voir avec ses performances en termes de correction auditive. Car c'est fondamentalement, le circuit interne de la prothèse qui définit ce qu'elle est capable de faire en terme de traitement du signal.

Par contre, la forme de la prothèse influe beaucoup sur l'aspect esthétique et l'ergonomie de l'appareillage. L'aide auditive regroupe les appareils auditifs et les implants.



Figure II.4 : Les modèles d'aides auditives.

VII.1. Appareils auditifs : [4] [11]

VII.1.1. Par voie aérienne :

VII.1.1.1. Le contour d'oreille :

Le contour d'oreille est l'aide auditive la plus couramment utilisée en audioprothèse car c'est la plus polyvalente. Elle comporte un tube écouteur entre l'amplificateur, le microphone et le tympan.

Ce type d'aide auditive couvre l'ensemble des déficiences auditives et propose un très bon niveau de fiabilité avec les dernières évolutions technologiques.

A. Différents types :

Sous le terme générique de contour d'oreille, on trouve aujourd'hui énormément de modèles d'aspects et de performances variés :

➤ Le contour "standard" :

Toute l'électronique est intégrée au boîtier qui se place derrière le pavillon, la liaison avec l'oreille se fait par l'intermédiaire d'un tube auriculaire de 3 mm de diamètre et d'un embout moulé sur mesure du conduit auditif. Il existe différentes formes d'embouts en fonction de la morphologie du patient et surtout du degré de sa perte auditive.

C'est l'audioprothésiste qui procède au choix et à l'adaptation de l'embout. Proposé dans une très large gamme de tarifs, le contour d'oreille permet d'appareiller les pertes auditives légères à sévères, et intègre toutes les dernières évolutions technologiques. Il est très facile à utiliser et très robuste, d'ailleurs certains modèles sont désormais complètement étanches.



Figure II.5 : Contour standard.

➤ Le micro contour : appareillage ouvert (open fitting)

Très discret grâce à son tube auriculaire de petit diamètre (1mm), il permet d'appareiller les déficiences auditives légères à moyennes. Son gros avantage est de conserver une oreille "ouverte" grâce à l'utilisation d'un dôme qui permet une occlusion très faible du conduit auditif. Le dôme, qui existe en plusieurs taille, est un "embout" standard qui fait la liaison entre le micro tube et le conduit auditif. Avec l'absence de sensation d'oreille occluse, il permet d'apporter une excellente acceptation du corps étranger. Par-contre, il ne permet pas d'amplifier des déficiences auditives au-delà d'une perte moyenne, car l'ouverture du conduit auditif entraîne une fuite importante du son à l'extérieur et un risque important d'effet larsen (sifflement de l'appareil).



Figure II.6 : Le micro contour (appareillage ouvert).

➤ **Le contour surpuissant :**

Utilisé avec un tube standard 3 mm et un embout sur mesure étanche (afin d'éviter toute fuite du son amplifié), il permet d'appareiller des déficiences auditives profondes.

Ces contours sont les plus volumineux car ils intègrent un gros écouteur et une pile assez puissante pour alimenter le tout.



Figure II.7 : Le contour surpuissant.

➤ **Le micro contour à écouteur déporté :** RITE (recevoir in the ear 'récepteur dans l'oreille')

Une partie de l'électronique (l'écouteur) est déporté dans le conduit auditif. Le couplage au conduit s'effectue soit par un dôme soit par une coque sur mesure.

Le RITE conserve une très bonne esthétique tout en ayant une puissance accrue, car l'écouteur placé dans le conduit est à proximité du tympan. Ces aides auditives permettent l'appareillage des déficiences auditives moyennes à sévères.



Figure II.8 : Le micro contour à écouteur déporté.

B. Principaux avantages et inconvénients:

➤ Avantages :

Le contour d'oreille possède de nombreux avantages qui en font l'appareil auditif le plus utilisé :

- Il existe des contours d'oreilles de différentes puissances, ce qui permet d'adapter ce type de prothèse à quasiment tous les niveaux de perte auditive.
- La taille de ces appareillages les rend faciles à manipuler y compris par des personnes très âgées ayant des problèmes visuels ou moteurs.
- L'électronique de l'aide auditive est située en totalité (sauf dans le cas d'un système à écouteur déporté) en dehors de l'oreille. Cela permet une protection efficace contre l'humidité (transpiration) et le cérumen donc une meilleure fiabilité dans le temps.
- En règle générale, les piles utilisées sur ce type de prothèse sont de tailles 13 ou 312 ce qui autorise une autonomie de 10 à 15 jours pour une utilisation de 12 heures par jour.
- La taille de ces appareils permet l'implantation des options électroniques les plus variées : micros directionnels, contrôle de volume et sélecteur de programme.

➤ Inconvénients :

Cependant, le contour d'oreille possède également des inconvénients qui peuvent gêner l'utilisateur :

- Esthétique parfois peu satisfaisante suivant la taille de la prothèse.
- Parfois plus difficile à accepter psychologiquement.

VII.1.1.2. Les intra-auriculaires :

L'intra auriculaire est une oreillette qui se loge à l'intérieur de l'oreille dans le conduit auditif. Il est constitué d'une coque réalisée sur mesure après prise d'empreinte dans laquelle sont implantés tous les composants de la prothèse. On distingue trois types :



Figure II.9 : Les modèles d'aides auditives intra-auriculaires.

➤ L'intra-conduit :**A. Description :**

L'appareil est totalement situé dans le CAE (conduit auditif externe). Le microphone est placé à l'entrée du conduit et l'écouteur presque au contact du tympan. Il persiste toutefois des effets de résonance dus à la masse d'air résiduelle entre l'écouteur et le tympan. Il est particulièrement indiqué dans l'appareillage stéréophonique, en améliorant l'intelligibilité dans le bruit. Il trouve sa limite d'application pour des surdités supérieures à 60 - 70% de perte auditive. Il est le deuxième appareil auditif le plus utilisé, après le contour d'oreille.

B. Avantages et inconvénients :

- Sa taille plus réduite peut poser problème :
 - Elle rend plus difficile l'utilisation de certains dispositifs utiles : micro directionnel en particulier.
 - L'autonomie est limitée par la taille de la pile (10 ou 312).
- On peut envisager raisonnablement d'appareiller des surdités jusqu'à sévères en gardant à l'esprit qu'atteindre un bon compromis esthétique, autonomie, confort et efficacité, peut s'avérer difficile et demander un certain temps de mis au point (d'où l'utilité d'une période d'essai préalable suffisante).
- Des accessoires de confort sont compatibles : système FM, télécommande, etc...

➤ L'intra-conque :**A. Description :**

L'intra conque est un appareil auditif qui déborde largement dans le pavillon de l'oreille en remplissant la conque. C'est pour cette raison qu'il est l'un des appareils auditifs les moins utilisés. Il est fabriqué sur mesure pour s'adapter parfaitement à l'oreille. Il permet néanmoins d'appareiller des surdités de 70 à 80 dB.

B. Avantages et inconvénients :

- L'intra conque est assez peu utilisé car peu esthétique (moins que beaucoup de contours d'oreille modernes en particulier). Toutefois, son aspect « monobloc » peut le rendre utile pour certains patients qui auraient plus de difficultés à manipuler d'autres types d'appareil.
- Sa grande taille permet l'utilisation des piles de type 13 ou d'accumulateurs rechargeables, ainsi que la présence de plusieurs options électroniques : micro directionnel, sélecteur de programme, contrôle de volume, allumage automatique au contact de la peau...
- La taille de la coque permet également l'implantation d'écouteurs puissants donc l'adaptation de ce type de prothèses sur des surdités jusqu'à très sévères.

➤ L'intra profond :**A. Description :**

L'intra profond est la seule forme d'appareil auditif « invisible » de par son positionnement intégralement dans le conduit.

Il réclame toutefois une morphologie de conduit pas trop particulière et une prise d'empreinte soigneuse de la part de l'audioprothésiste.

B. Avantages et inconvénients :

- L'invisibilité est évidemment le premier avantage de l'intra profond. Il rassure les personnes atteintes de troubles auditifs qui sont souvent angoissées à l'idée que leur appareil se voit.
- Cependant, la petite taille de ces appareils rend souvent impossible l'emploi d'écouteurs puissants donc l'appareillage de surdités au-delà d'un niveau moyen.
- Il est également impossible d'utiliser un système de micro directionnel sur ce type d'appareil auditif invisible, ce fait étant partiellement compensé par la conservation de la directivité naturelle du pavillon de l'oreille.
- La manipulation et l'entretien d'un système auditif de très petite taille doivent être bien anticipés par l'utilisateur : entretien, changement fréquent de pile tous les 4 à 8 jours... En effet, la petite taille de cet appareil auditif invisible en fait un appareil plus fragile que les autres.

VII.1.1.3. Les lunettes en voie aérienne :

Il s'agit d'une paire de lunettes, sur laquelle l'une des branches contient l'amplificateur, et un tube écouteur placé dans le CAE (conduit auditif externe). Elles permettent d'utiliser un système CROS (microphone bilatéral).



Figure II.10 : Lunette auditive en voie aérienne.

VII.1.2. Par conduction osseuse :

VII.1.2.1. Le serre-tête :

Le vibreur est appliqué sur la mastoïde au moyen d'un serre-tête. Il est accompagné d'un boîtier externe.

VII.1.2.2. Les lunettes :

Les branches contiennent un écouteur, amplificateur et vibreur appliqué dans la région rétro auriculaire. Le rendement et la puissance dépendent de l'épaisseur de la peau, la pression exercée et la surface de contact.



Figure II.11 : Lunette auditive en voie osseuse.

VII.2. Les prothèses implantables :

VII.2.1. La prothèse à ancrage osseux :

Il s'agit d'une prothèse à conduction osseuse implantée chirurgicalement.

➤ Description et technique de mise en place :

Une vis en titane est vissée dans l'os mastoïdien sous la peau. Trois mois plus tard, lorsque la vis est ostéo-intégrée on place un pilier qui traverse le tissu cutané. Après cicatrisation, le pilier recevra la partie externe, qui transmettra directement les vibrations à l'os, en s'affranchissant de la barrière cutanée.

➤ Intérêt :

Il n'y a pas d'absorption des sons par le tissu cutané : le son est plus clair et plus net qu'avec une prothèse à conduction osseuse par bandeau ou lunette. D'autres vis peuvent également servir de soutien à une épithèse (oreille artificielle en silicone) en cas d'aplasie ou de destruction du pavillon.

➤ **Indications :**

Les indications sont les mêmes que les prothèses à conduction osseuse. Il y a une limite dans la puissance de l'appareillage, de sorte que seules les surdités de moins de 50 dB en moyenne et avec une discrimination de plus de 50% peuvent en bénéficier.

VII.2.2. La prothèse vibratoire d'oreille moyenne:

➤ **Description et mise en place :**

Il s'agit d'un petit vibreur placé directement sur l'enclume. Ce vibreur est relié à un processeur externe par un aimant. La partie implanté est mise en place au cours d'une intervention de type tympanoplastie avec tympanotomie postérieure. Elle respecte totalement l'anatomie et la physiologie normale de l'oreille.

Lorsque les sons arrivent au processeur externe, ils mettent en œuvre le vibreur qui amplifie les mouvements normaux de la chaîne ossiculaire.

➤ **Avantages :**

Ce type d'appareillage permet d'éviter les inconvénients des prothèses traditionnelles : obstruction du conduit, effet Larsen et inconfort.

De plus, leur principe de fonctionnement permet de délivrer des sons de meilleure qualité que l'amplification acoustique.

➤ **Indications :**

La prothèse vibrante est indiquée dans les surdités neuro-sensorielles d'origine endocochléaire, à condition que l'oreille interne soit normale et que la discrimination soit de bonne qualité. Leur usage est limité par leur coût, la nécessité d'une intervention chirurgicale et des risques qui lui sont inhérents.

VII.2.3. Les implants cochléaires :

➤ Principe et description :

Les implants cochléaires sont constitués de deux parties : une partie implantable, constituée d'un récepteur et d'un porte-électrodes, et une partie externe constituée d'un boîtier et d'un processeur.

La partie implantée nécessite une mise en place chirurgicale. Le récepteur est positionné dans la région rétro-mastoïdienne. Le porte-électrode est inséré dans le tour basal de la cochlée, par la fenêtre ronde ou par cochléostomie.

Les sons sont captés, analysés et filtrés par le processeur externe. Ils sont ensuite transmis au récepteur implanté par impulsions électromagnétiques, puis dirigés vers le ganglion spiral par les électrodes qui stimulent le nerf auditif par des impulsions électriques. L'utilisation de plusieurs électrodes permet de stimuler plusieurs parties du nerf auditif avec des messages différents et de reproduire la tonotopie cochléaire.

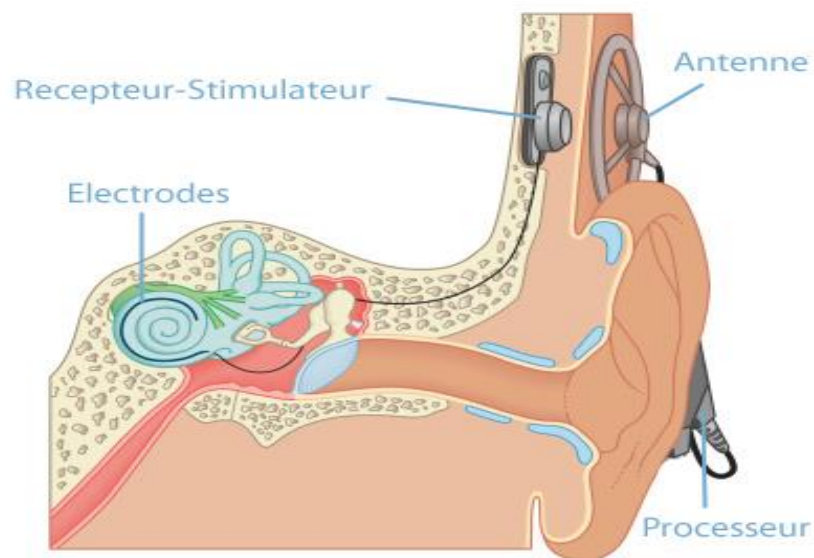


Figure II.12 : L'implant cochléaire.

➤ Indications :

Les implants cochléaires sont réservés aux patients atteints de surdité totale bilatérale non appareillable par les moyens conventionnels, ou ne tirant aucun bénéfice des prothèses auditives classiques.

L'enfant présentant une surdité congénitale est une excellente indication d'implant cochléaire. Grâce à la rééducation, il peut espérer l'acquisition du langage et s'intégrer dans la société des normo-entendant.

L'indication d'un implant cochléaire nécessite un avis multidisciplinaire et un bilan préopératoire complet.

VIII. Synthèse :

La prothèse auditive d'aujourd'hui ne ressemble plus aux solutions d'avant. Cette dernière est dotée à présent de processeurs puissants et rapides, nous sommes passés de l'analogique à l'ère du numérique. Avant, les sons étaient convertis en signaux électriques, avec le nouveau procédé le son est numérisé. Autrement dit, il est transformé en une série de nombres qui est traitée et analysée par un algorithme.

Contrairement à l'ancienne technologie, la forme des prothèses actuelles est miniaturisée et plus esthétique, elles sont totalement personnalisées en fonction de la perte auditive de chacun, de ses besoins et de son activité.

Conclusion :

L'offre de l'appareillage auditif a beaucoup changé ces dernières années. Les appareils auditifs se sont faits plus discrets par leur taille et leur esthétique mais aussi plus fiables et performants, ils sont également devenus plus intelligents.

Un appareil auditif ne se contente plus d'amplifier les sons mais il les sélectionne, les bruits gênants sont étouffés alors que ceux de la conversation sont amplifiés.

Dans le prochain chapitre nous allons étudier une prothèse auditive numérique qui permet d'ajuster le niveau sonore.

Chapitre III :

Etude détaillé d'une prothèse
auditive numérique.

Introduction :

Après avoir donné un aperçu sur l'oreille et l'audition et cité les différents types d'aides auditives dans les chapitres précédents, Nous allons consacrer cette partie à l'étude du système électronique d'une prothèse auditive numérique.

I.Principe général de fonctionnement de la prothèse auditive :

Lesystème que nous allons étudier se compose de deux blocsprincipaux,comme est représenté à la figure suivante :

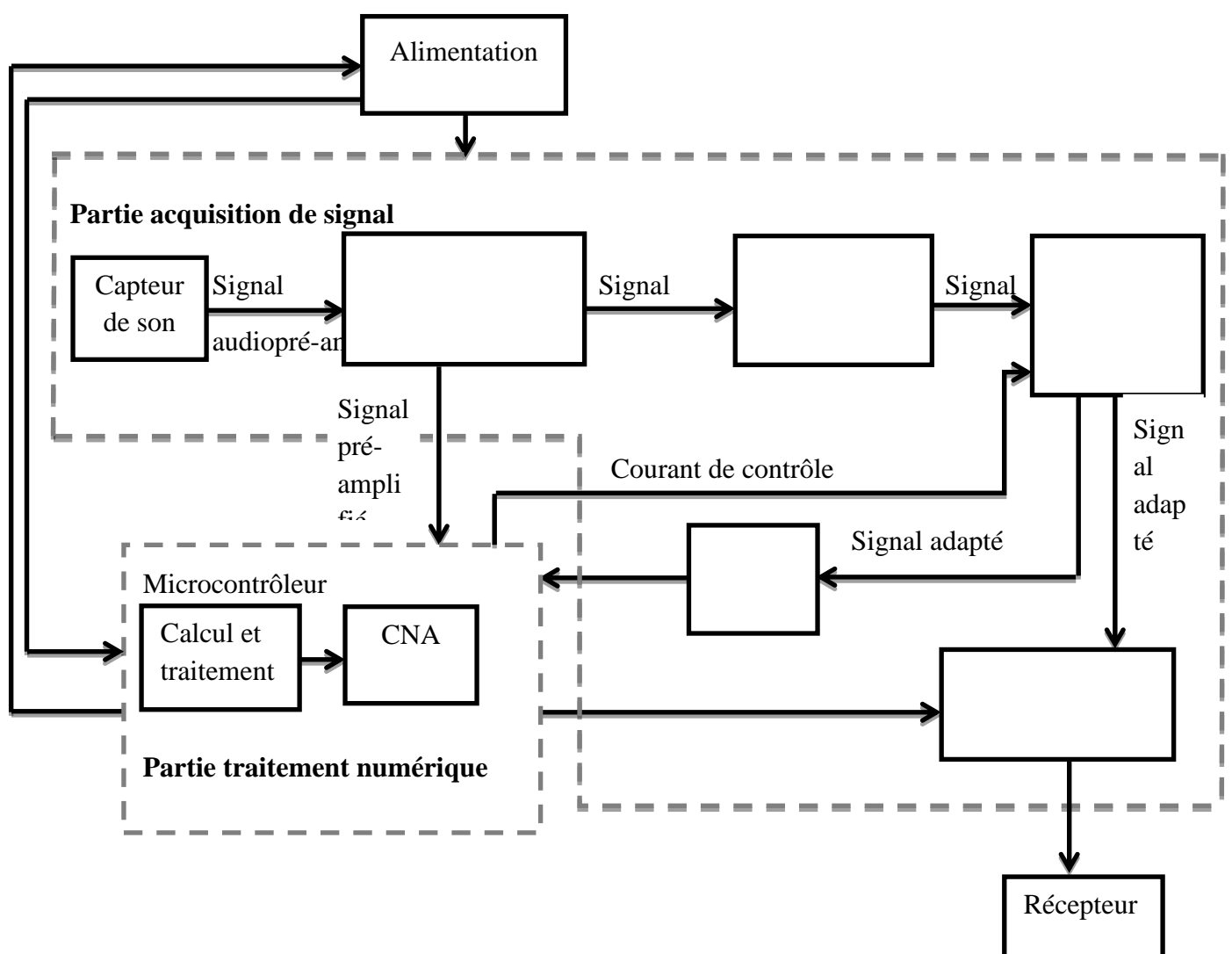


Figure III.1: Schéma bloc de l'appareil.

Notre système est composé de deux parties, à savoir analogique et numérique.

La partie analogique est composée d'un capteur de son et un circuit de conditionnement électrique (Amplification et Filtrage). La partie numérique est composée d'un microcontrôleur qui effectue les calculs et les traitements.

II. Partie analogique :(acquisition du signal, amplification et filtrage)

II.1. Acquisition du signal :

Le microphone à électret capte des ondes sonores et les transforme en un signal électrique appelé signal audio. C'est un transducteur d'énergie, il transforme de l'énergie acoustique en énergie électrique.

II.2. Amplification et filtrage :

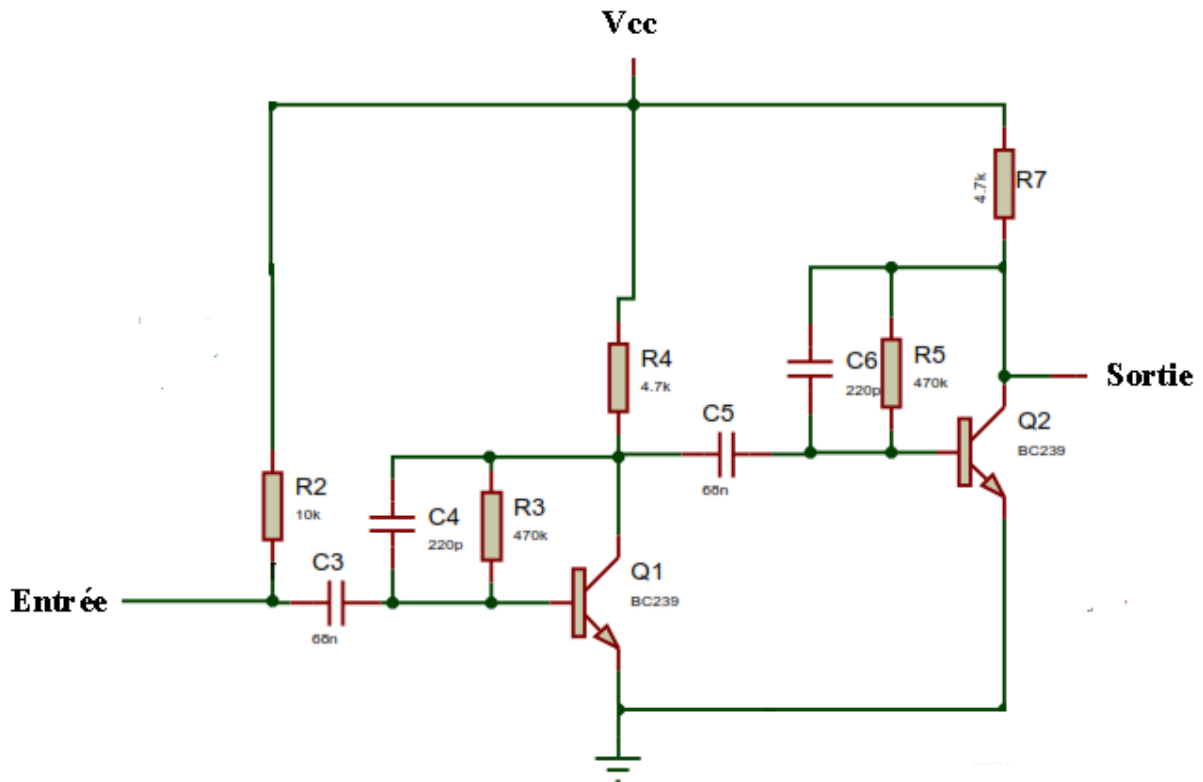
II.2.1. Pré-amplificateur et filtre passe haut :

Le signal audio est amplifié par deux transistors montés en émetteur commun, ces derniers constituent l'étage de pré-amplification et filtrage (filtre passe haut) dont le gain peut être ajusté en jouant sur la tension d'alimentation (Commande GAIN).

Le signal entrant au 1^{er} transistor sera amplifié et inversé puis ré-inversé une 2^{ème} fois dans le 2^{ème} transistor.

Afin de calculer la fréquence de coupure qui pourra supprimer la composante continue, nous avons choisi une valeur de condensateur $C4 = 220 \text{ pF}$ et une résistance $R3 = 470 \text{ k}\Omega$ donc :

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 470 * 10^3 * 220 * 10^{-12}} = 1539.99 \text{ Hz} \dots (1)$$



FigureIII.2 : Filtre passe haut.

II.2.2. Amplificateur et filtre actif passe bande :

Après pré-amplification, une partie du signal est prélevée pour être injectée via un potentiomètre de 500K sur l'entrée analogique du microcontrôleur (entrée SIGNAL). Une autre partie du signal est envoyée sur un filtre actif passe-bande qui laisse passer uniquement la bande de fréquence utile.

Pour l'amplification du signal, nous avons choisi le CD4066, c'est un commutateur bilatéral quadruple, il contient quatre interrupteurs indépendants capables de contrôler des signaux analogiques ou digitaux. Ce circuit est employé comme buffer, amplificateur, adaptateur de niveaux logique. (Voir l'annexe A)

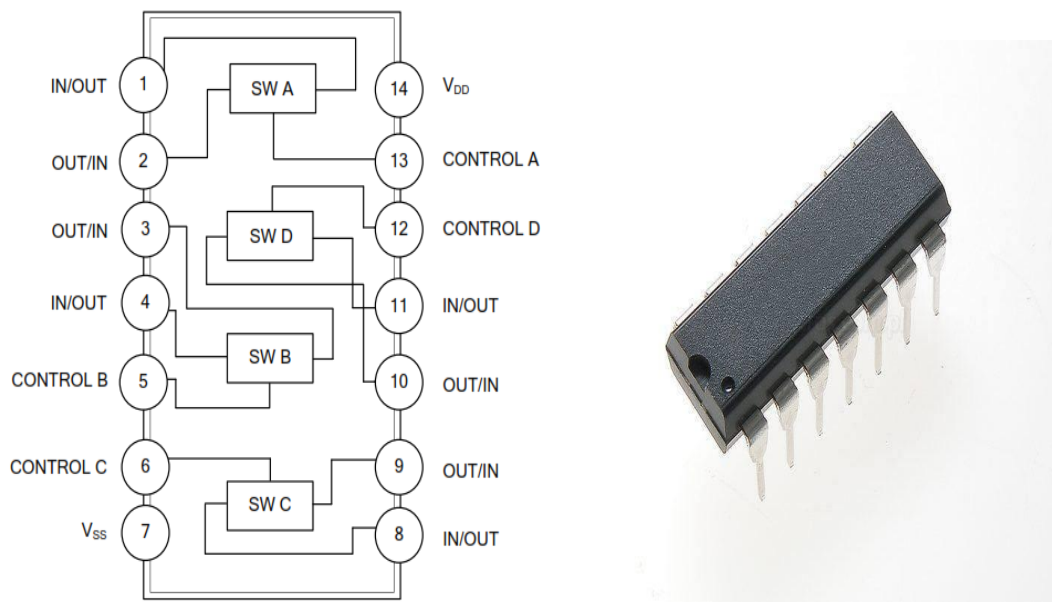


Figure III.3 : Architecteur interne et le boitier du CD4066.

Le filtre actif passe-bande est bâti autour d'un transistor, 6 condensateurs, 4 résistances et un quadruple interrupteurs (CD4066). Le CD4066 permet 16 combinaisons possibles de 4 condensateurs, permettant de centrer le filtre sur 16 fréquences différentes. Les 4 interrupteurs du CD4066 sont commandés par le microcontrôleur (commande C1, C2, C3, C4).

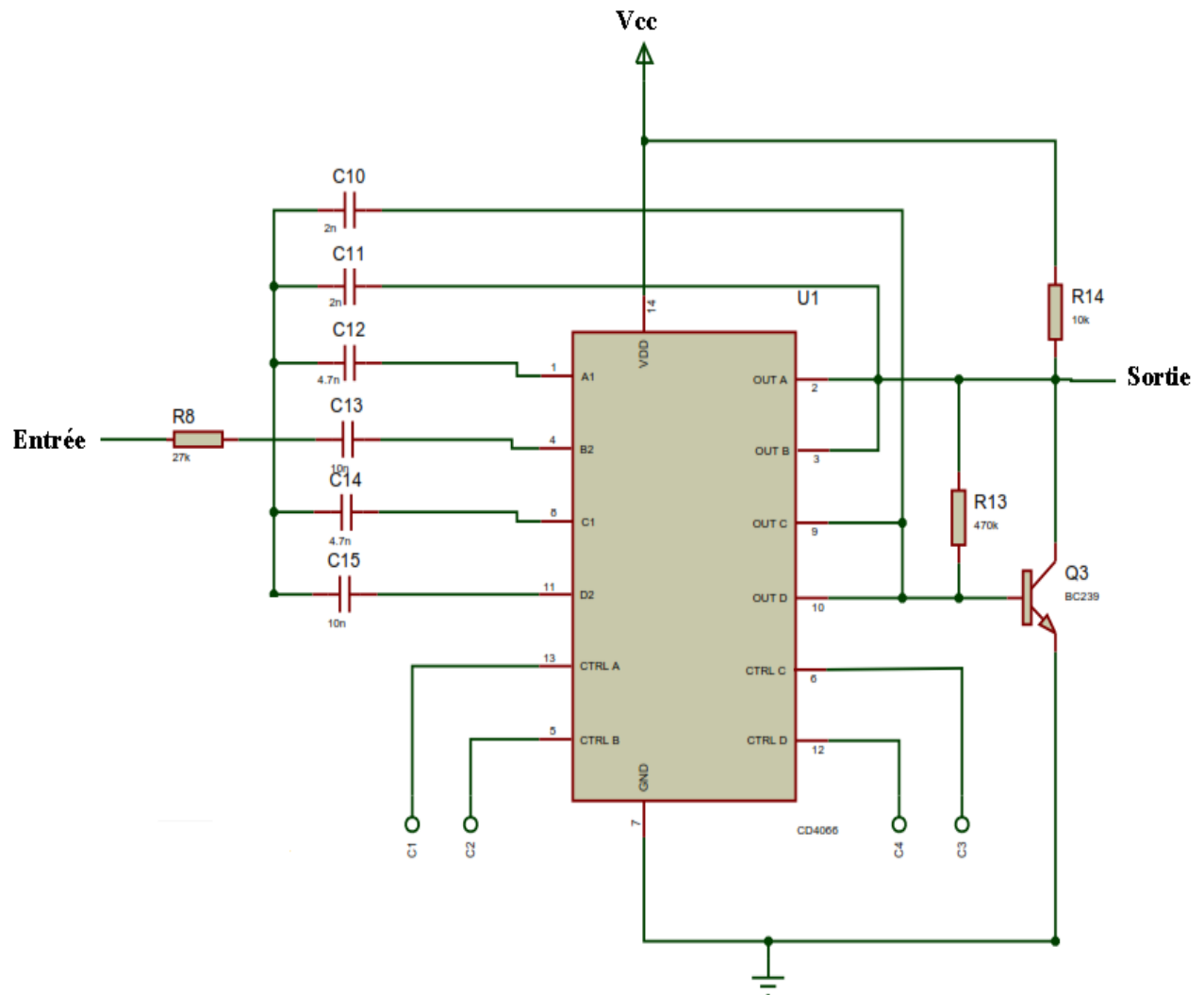


Figure III.4 : Filtre actif passe bande.

Le signal filtré est envoyé sur un adaptateur constitué de 2 diodes montées en opposition. La conduction des diodes est contrôlée par le passage d'un faible courant dans leurs jonctions (commande VOLUME CTRL). Ce courant de contrôle provient d'un DAC (convertisseur numérique analogique) 4 bits qui est constitué de 4 résistances connectées aux sorties du microcontrôleur.

Le filtre passe bande actif est composé d'un filtre passe-bas avec un filtre passe-haut. La fréquence de coupure du filtre passe-bas doit être plus élevée que la fréquence de coupure du filtre passe-haut.

Les fréquences de coupure f_{c1} et f_{c2} pour les filtre passe bas sont données par :

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi R_8 C_{13}} = \frac{1}{2\pi * 27 * 10^3 * 10 * 10^{-9}} = 589.76 \text{ Hz} \dots (2)$$

$$F_{c2} = \frac{1}{2\pi R_9 C_{15}} = \frac{1}{2\pi * 1 * 10^3 * 10 * 10^{-9}} = 15923.56 \text{ Hz} \dots (3)$$

Les fréquences de coupure f_{c3} et f_{c4} pour les filtre passe haut sont données par :

$$F_{c3} = F_{c4} = \frac{1}{2\pi R_{13} C_{10}} = \frac{1}{2\pi * 470 * 10^3 * 2 * 10^{-9}} = 169.40 \text{ Hz} \dots (4)$$

II.2.3. Amplificateur de puissance :

Le signal adapté est finalement envoyé sur un amplificateur audio monté en pont. Un potentiomètre de 10K permet d'ajuster manuellement le volume sonore. L'alimentation du l'amplificateur est contrôlé par le microcontrôle par le microcontrôle via un transistor (commande MUTE).

Nous avons choisi pour cette réalisation l'amplificateur opérationnel TDA2822M qui assure l'amplification de puissance, il est caractérisé par :(voir l'annexe B)

- Niveau de sortie largement suffisant pour un écouteur.
- Bande passante : 20Hz-20KHz.
- Puissance de sortie : 2W.
- Tension d'alimentation : +1.8v à +15v.

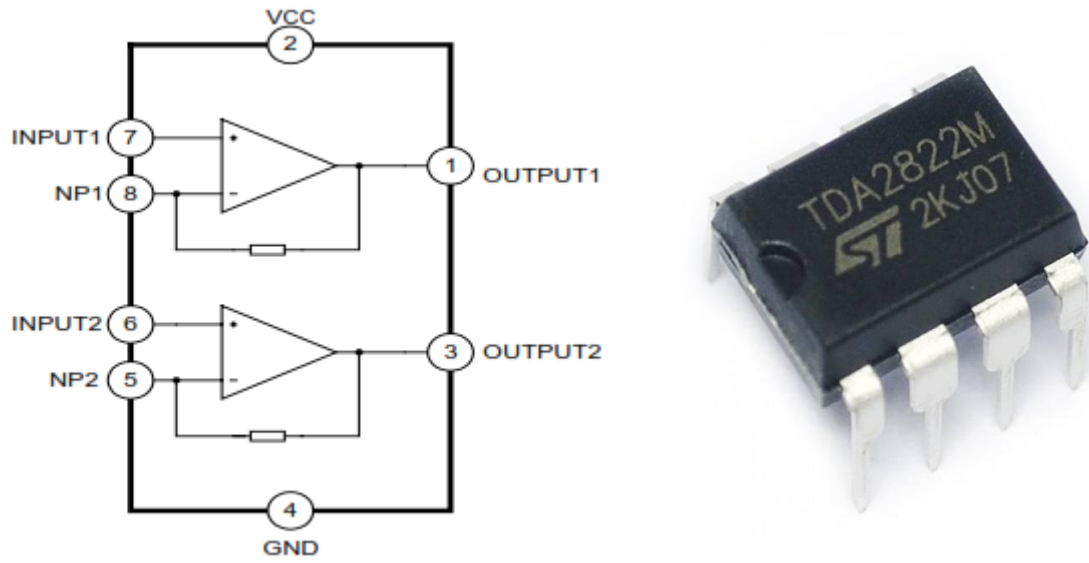


Figure III.5 : Architecteur interne et le boitier du TDA2822M.

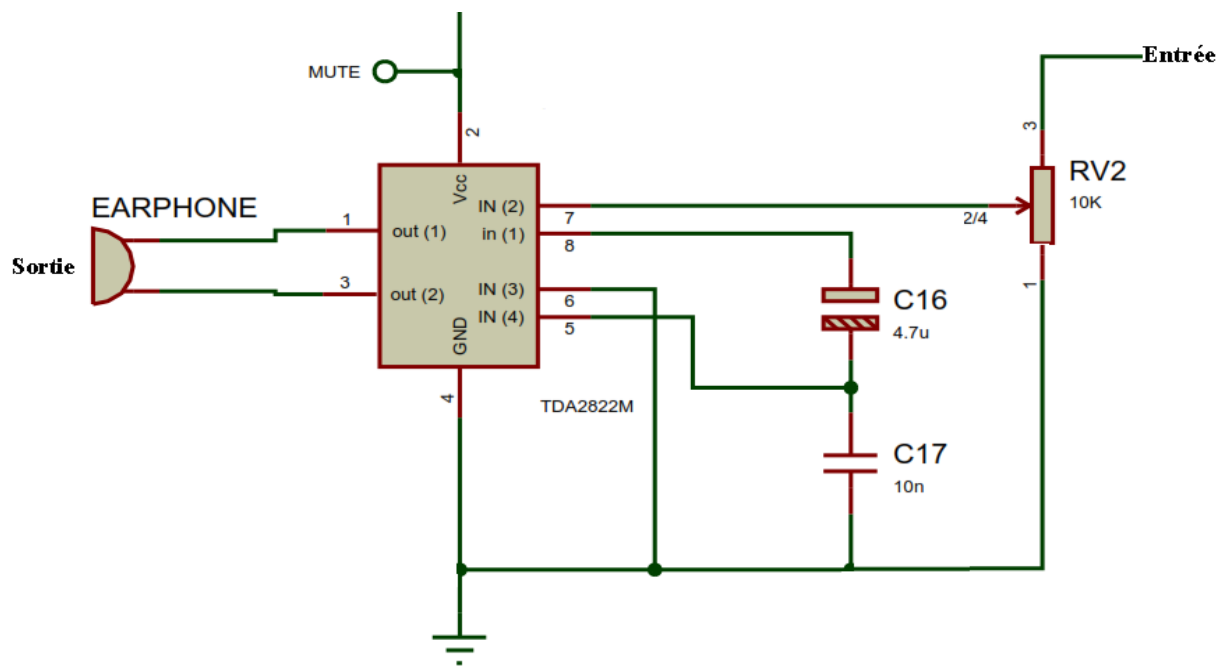


Figure III.6 : Amplificateur de puissance

III. Partie numérique :

III.1. Numérisation :

La numérisation est l'étape qui consiste à convertir chaque valeur du signal analogique en son équivalent numérique sur un certain nombre de bits selon le convertisseur analogique-numérique choisi. Une telle opération est assurée par les opérations suivantes :

III.1.1. Echantillonnage :

L'échantillonnage consiste à prélever des échantillons du signal analogique à un intervalle temporel T_e constant appelé « pas d'échantillonnage ». Tout se passe comme si un interrupteur laisse passer le signal (interrupteur fermé) pendant Θ secondes et le bloque (interrupteur ouvert) pendant $(T_e - \Theta)$ secondes au rythme d'une horloge de période T_e . Le pas d'échantillonnage ne peut pas prendre une valeur quelconque car il faut prélever suffisamment d'échantillons pour ne pas perdre l'information contenue dans le signal. Le théorème de Shannon permet de déterminer la fréquence d'échantillonnage minimale appelée fréquence de Nyquist.

III.1.2. Quantification :

La quantification permet de mesurer l'amplitude du signal à chaque pas d'échantillonnage, l'amplitude mesurée du signal est codée sur 'n' bits, donc en 2^n niveaux.

L'approximation de la valeur analogique par une valeur numérique discrète provoque une distorsion du signal, dite bruit de quantification. Pour limiter ce bruit on choisit un nombre de niveaux élevé.

III.2. Microcontrôleur :

Le traitement numérique se fait grâce à un microcontrôleur. Ce dernier est un circuit intégré rassemblant dans un même boîtier, une unité arithmétique et logique, plusieurs types de mémoires et périphériques de communication (entrée-sortie). Il existe sur le marché une multitude de microcontrôleurs de différentes firmes. Pour cela nous avons choisi le MSP430G2553, qui est caractérisé par : (voir l'annexe C)

- Gamme de basse-tension d'alimentation : 1,8 V à 3,6 V.
- Ultra faible consommation d'énergie :
 - Mode actif : 230 μ A à 1 MHz et 2,2 V.
 - Mode veille : 0,5 μ A.
 - Mode "arrêt" (rétention de RAM): 0,1 μ A.
- Architecture 16 bits RISC : 62,5 ns le temps decycle d'horloge par Instruction de Configurations de modules.
 - Fréquences internes jusqu'à 16 MHz avec quatre fréquences calibrées.
 - Oscillateur interne en Crystal à puissance très-faible et à fréquence basse 32 kHz.
 - Source d'horloge numérique externe.
- Convertisseur analogique-numérique (A/D).
- Détecteur de chute de tension.

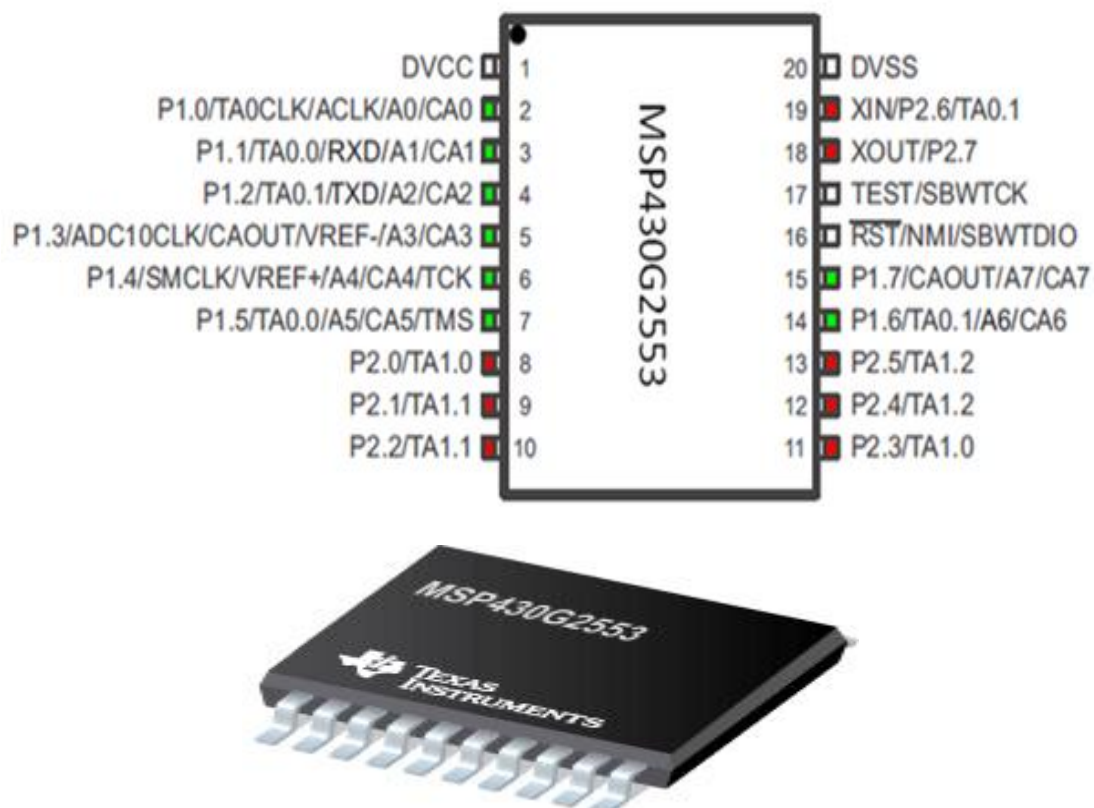


Figure III.7: Le brochage et le boîtier du microcontrôleur MSP430G2553.

Le MSP430G2553 contient un convertisseur analogique numérique et une horloge interne. Le rôle du MSP430G2553 dans le circuit consiste à contrôler le gain du préamplificateur, le filtre actif, l'adaptateur et l'alimentation de l'amplificateur de sortie. Et recevoir le signal audio pré-amplifié pour ajuster automatiquement l'adaptateur en fonction du niveau du signal. Puis couper l'amplification de sortie si le signal sonore est trop faible, ceci afin d'éviter le bruit de souffle continu sur l'écouteur et réduire la consommation électrique du montage, et aussi gérer le niveau de décharge et de recharge de la batterie LiPo (lithium-polymère).

III.2.1. Convertisseur analogique numérique :

La fonction conversion analogique-numérique consiste à transformer une grandeur électrique en une grandeur numérique exprimée sur N bits. Ce convertisseur est composé de :

- Un multiplexeur analogique 8 entrées maximum permet de sélectionner l'entrée analogique à convertir.
- Un échantillonneur bloqueur permet de mémoriser la tension analogique à convertir pendant la conversion.
- Un convertisseur analogique numérique de 10 bits.

Le convertisseur analogique numérique convertit le signal présent sur une de ces entrées en son équivalent numérique, codé sur 10 bits. La conversion se passe en deux temps :

- 1^{er} temps, le signal à convertir est appliqué sur l'entrée à convertir, ce signal doit être présent au moins pendant le temps d'acquisition T_{acq} .
- 2^{ème} temps, la conversion approximativement successive. Le temps de conversion dépendant de l'horloge interne.

III.2.2. Horloge :

L'horloge peut être interne ou externe. Le MSP430G2553 contient une horloge interne constituée d'un oscillateur à quartz qui sert à générer des temps à compter des impulsions etc...

L'oscillateur à quartz vibre à sa fréquence résonante dans le champ électrique avec une qualité piézoélectrique pour produire un champ électrique sur la déformation mécanique (la vibration).

Les oscillateurs à quartz permettent une précision de presque 10^{-3} , qui ne dépend pas de la température. Sans l'oscillateur le microcontrôleur ne peut fonctionner.

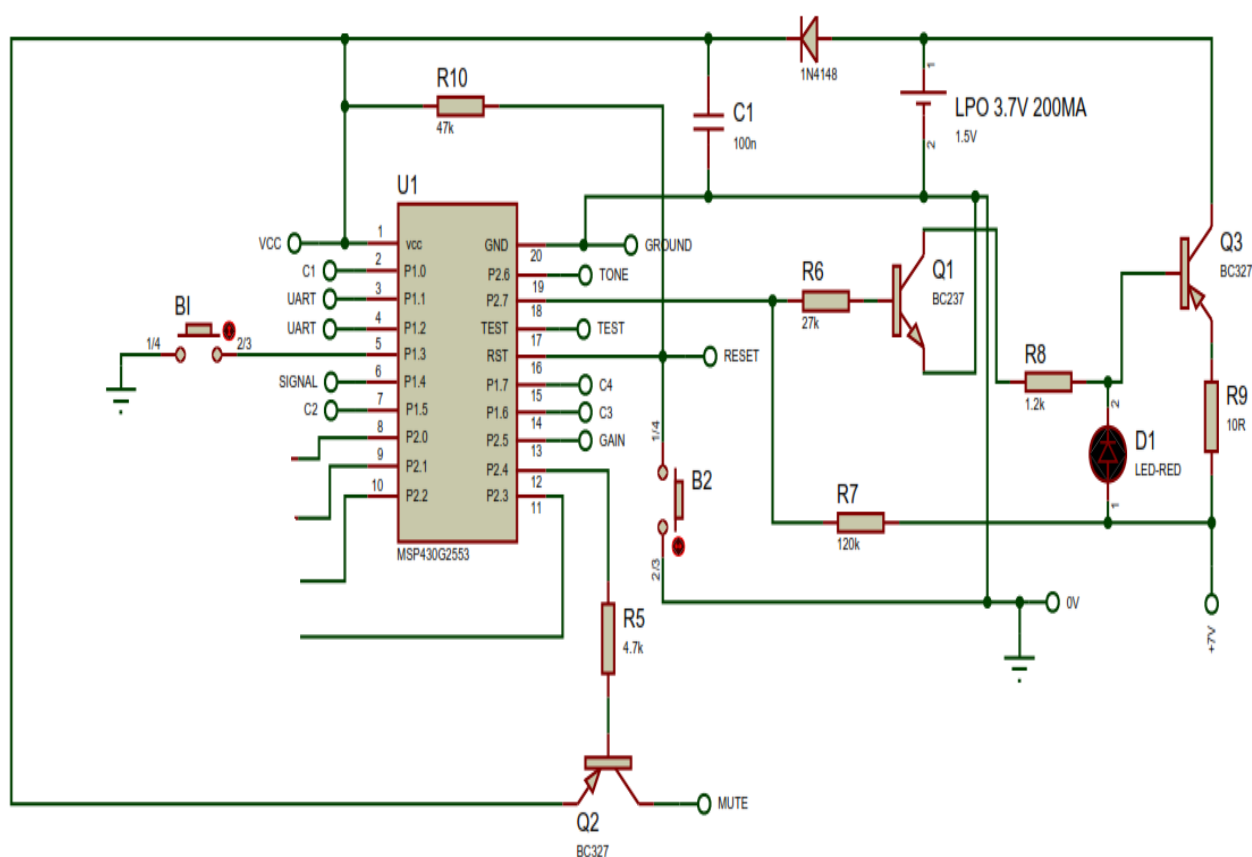


Figure III.8 : Traitement numérique.

IV. Rôle des broches :

Nous pouvons identifier trois groupes de broches: les alimentations, les broches de programmation et les broches d'entrée-sortie :

A. Les alimentations :

Les microcontrôleurs sont réalisés en technologie CMOS et nécessitent une alimentation unique. Les MSP430 acceptent une tension comprise entre 1.8 et 3.6 volts. Deux piles AA ou AAA 1.5 volts en série peuvent donc convenir.

La borne négative de l'alimentation est souvent désignée par Gnd, c'est la broche 20 du MSP430G2553 qui s'appelle DVSS, la borne positive est appelée DVCC c'est la broche 1.

B. Les broches de programmation :

La broche $\overline{\text{RST}}$ ou ($\overline{\text{RESET}}$) est la broche 16 : signifie que l'entrée est active à zéro, le rôle de cette broche est de mettre à zéro le compteur ordinal (PC) du processeur ainsi que certains autres registres du microcontrôleur. En d'autre termes, le programme interne du microcontrôleur s'arrêtera lorsque la broche $\overline{\text{RST}}$ sera active (à zéro) et s'exécutera à nouveau depuis son début lorsque la broche $\overline{\text{RST}}$ deviendra à nouveau inactive (donc passera à l'état 1).

Il sera donc nécessaire de fixer à l'état 1 la broche $\overline{\text{RST}}$ pour le fonctionnement normal du microcontrôleur grâce à une résistance de rappel (pull-up: tirer vers le haut) d'environ 47kOhms reliée au Vcc.

Il ne faut toutefois pas oublier qu'un Reset du processeur est aussi généré à l'intérieur du microcontrôleur tant que l'alimentation n'a pas atteint un niveau minimum fixé. On a donc un Reset automatique « power up ».

La programmation des MSP430 peut se faire par l'intermédiaire de deux signaux, le $\overline{\text{RST}}$ et un signal nommé TEST (broche 17).

C. Les broches d'entrée-sortie :

Les autres broches du MSP430G2553 sont des broches d'entrée-sortie, librement utilisable pour l'application. Chaque broche peut être soit une entrée, soit une sortie. Elles sont regroupées en 2 ports : le port P1 et le port P2, sont complets ils comportent chacun 8 broches, P1.0 à P1.7 et P2.0 à P2.7.

V. Caractéristiques de l'appareil :

V.1. Consommation électrique :

- 0,3 mA en attente de charge (batterie en dessous du seuil de 2,9V).
- 3,6 mA en fonctionnement.
- 10mA à 20mA en amplification suivant le niveau sonore dans l'écouteur.

V.2. Ajustement de la fréquence centrale :

Le filtre actif passe bandeest à contre-réaction multiple. L'idéal est de partir d'un audiogramme pour déterminer la fréquence où la perte d'auditionla plus importante. En général, la perte se situe vers les 4000 Hz.

Comme les consonnes sont de fréquences plus élevées que les voyelles, une perte auditive entraîne une difficulté à discriminer correctement les consonnes. Le principe consiste donc à amplifier plus fortement les fréquences du haut-médium du spectre sonore. Il est en pratique inutile d'amplifier les fréquences basses en dessous de 150Hz et les fréquences élevées au-dessus de 8000Hz, au contraire ces fréquences trop basses ou trop hautes rendent l'appareil auditif inconfortable.

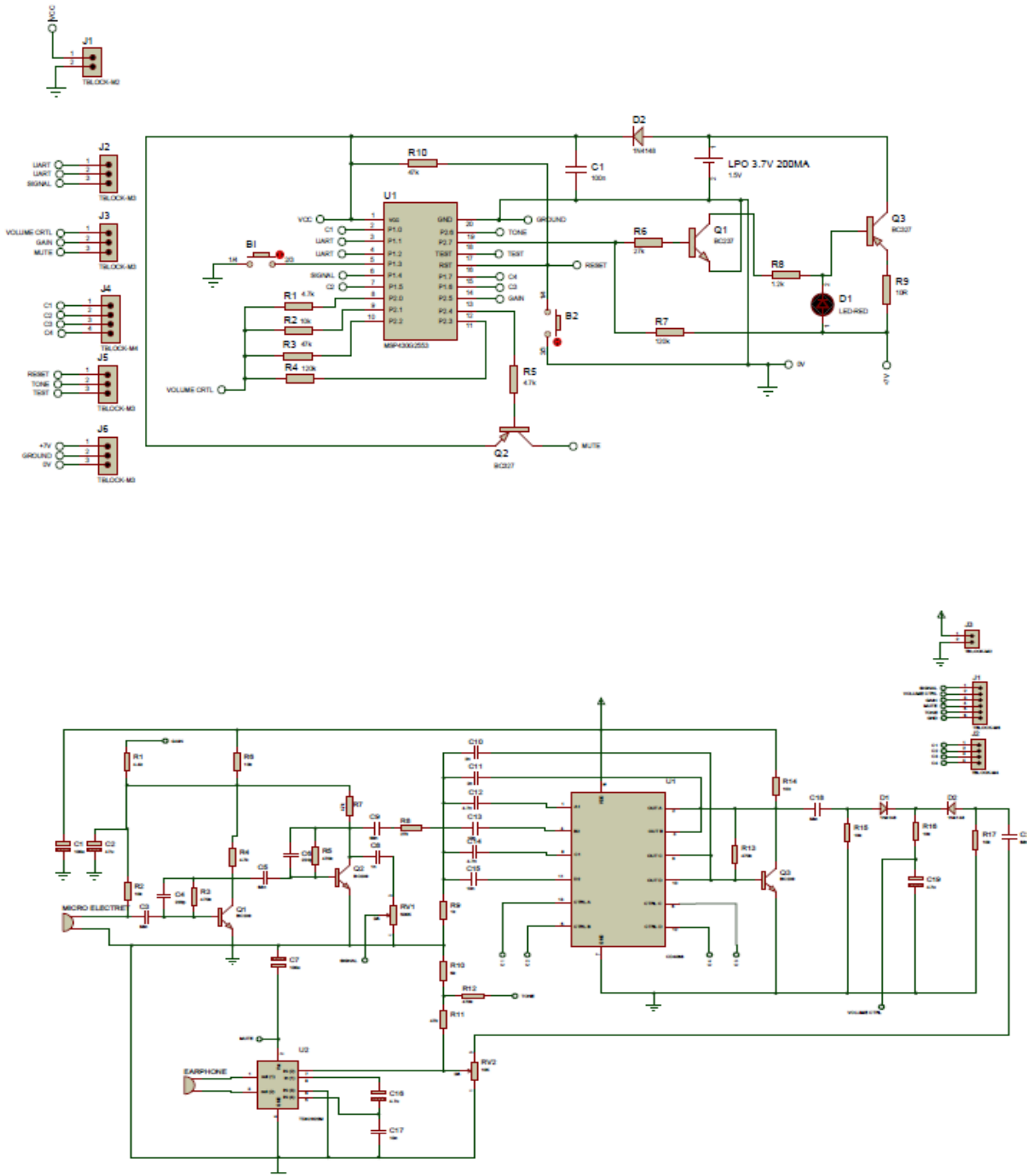
V.3. Fonction mute :

Pour éviterLe sifflement ou le tintement continu en absence de son résultant d'un traumatisme des cellules ciliées, on active la fonction "mute", cette dernière est réglable avec le potentiomètre de 500 k.

V.4. Compression du volume sonore :

L'appareil contient un dispositif de compression d'amplitude du signal. Ce dispositif permet d'entendre les sons de faibles amplitudes (TV à faible volume, conversation en tête à tête) sans être indisposé (douleur) par les sons de fortes amplitudes.

VI. Circuit électronique de la prothèse auditive étudiée :



Conclusion :

La prothèse auditive numérique étudiée sert à améliorer l'audition. Elle remplace le rôle de l'oreille grâce à l'évolution de la technologie, en utilisant des composants électroniques gérés par un microcontrôleur programmé. Chaque composant a son rôle de capter, traiter et amplifier le son en fonction des besoins du patient.

Dans le prochain chapitre, nous allons développer et réaliser le circuit électrique d'une prothèse auditive numérique puis implémenter le code programmé du MSP430G2553.

Chapitre IV :

Réalisation de la prothèse auditive
numérique.

Introduction :

Ce chapitre est consacré à la description et la réalisation matérielle de circuit d'une prothèse auditive, ainsi que la description de l'Environnement de Développement Intégrés (EDI) Energia qui nous a servi pour développer notre programme à implémenter dans le microcontrôleur **MSP430G2553**.

I. Partie matérielle :**I.1. Développement de circuit imprimé :**

Pour réaliser le circuit imprimé, nous avons suivi les étapes suivantes :

I.1.1. Le tracé de circuit imprimé :

La méthode la plus utilisée aujourd'hui pour réaliser un circuit imprimé consiste à utiliser un typon représentant le tracé des pistes que l'on voudra faire apparaître sur le circuit, ce typon pourra être tracé sur ordinateur avec un logiciel spécialisé PROTEUS puis imprimé sur un transparent.

Pour transférer le tracé du typon sur la plaque du circuit imprimé on utilise des plaques de cuivre photosensibles, ces dernières sont recouvertes d'une couche protectrice photosensible dure et très adhérente, de couleur bleu-violet et d'une épaisseur de 2,5 microns.

Cette couche protectrice protégera le cuivre lors de la gravure, elle est détruite au contact des rayons ultra-violets.

Pour protéger le cuivre seulement aux endroits contenant des pistes, on a exposé la plaque photosensible aux rayons ultraviolets après l'avoir recouverte avec le typon. Ainsi, la couche protectrice photosensible sera brûlée et éliminée par les rayons ultra-violets à l'extérieur des pistes (là où le typon est transparent) et demeurera intacte sur les pistes.

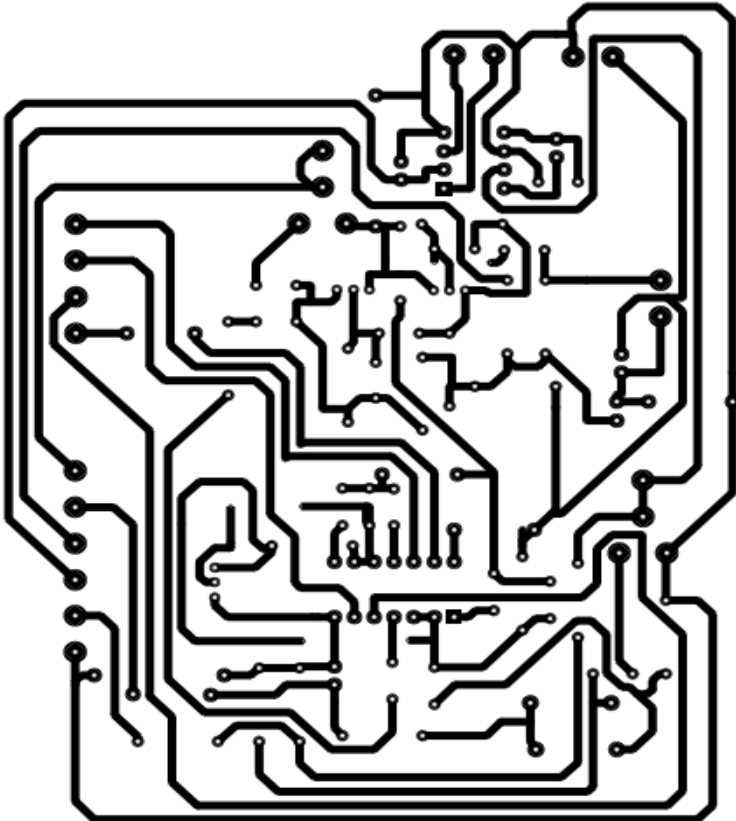


Figure IV.1 : Circuit imprimé de la partie analogique.

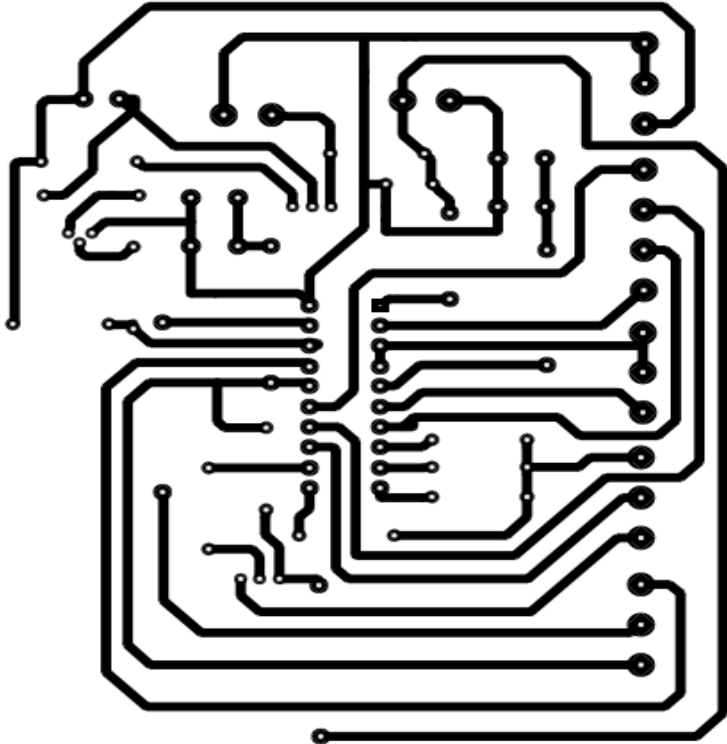


Figure IV.2 : Circuit imprimé de la partie numérique.

I.1.2. Insolation:

Après avoir tracé le circuit imprimé sur le papier calque, nous passons à son développement. Pour le faire nous avons suivi les étapes suivantes :

Fermer le capot protecteur de l'insoleuse et régler la minuterie sur 2 min 30 sec. Les ultra-violets émis par les tubes de l'insoleuse vont détruire la couche photosensible aux endroits non protégés par le tracé du typon. Lorsque la minuterie s'arrête, ouvrir le capot protecteur de l'insoleuse et sortir la plaque pré-sensibilisée. Nous devons pouvoir observer le tracé des pistes imprimé sur la résine.

I.1.3. Révélation

Tremper la plaque pré-sensibilisée dans le bain révélateur en suivant bien les consignes de sécurité.

I.1.4. Rinçage :

Rincer abondamment la plaque pré-sensibilisée dans l'eau. Le révélateur peut être encore actif si on ne l'enlève pas totalement.

I.1.5. La gravure :

Cette étape consiste à immerger la plaque dans une solution de perchlorure de fer, pour enfin éliminer le cuivre par la résine puis rincer la plaque dans l'eau et obtenir un circuit imprimé prêt à recevoir les composants après avoir effectué le perçage.

I.2. Le perçage :

La plaque est bien fixée sur un bâti en bois pour éviter tout mouvement pendant le perçage. Toutes les pastilles sont à percer dans un premier temps à l'aide d'un foret de 0.8mm et 1mm de diamètre. Certains trous sont à grandir afin de les adapter aux diamètres des connexions de composants volumineux.

Les circuits imprimés sont illustrés par les figures IV.1 et IV.2.

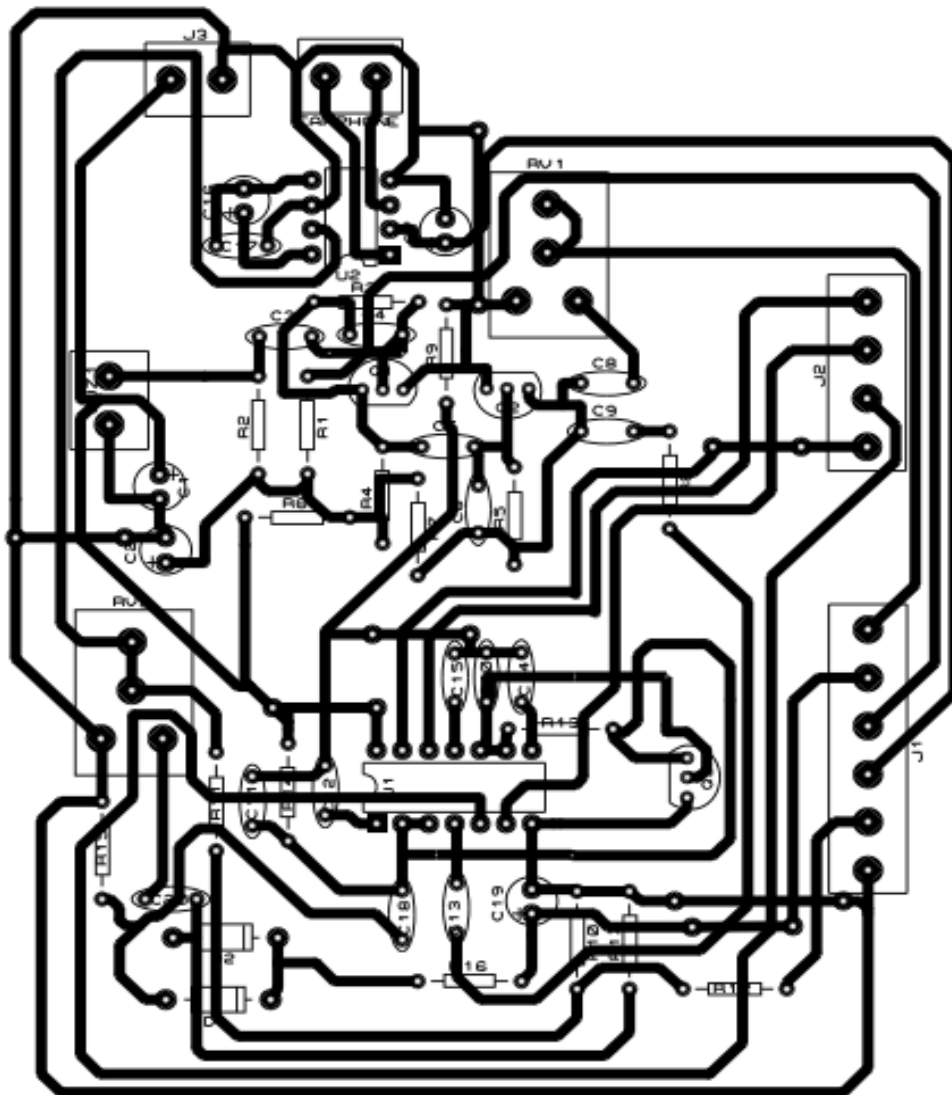
I.3. Implantation des composants :

Après la mise en place de liaison, nous avons implanté en commençant par les résistances, les transistors, les condensateurs et les diodes tout en respectant l'orientation des composants polarisés, comme les transistors, les diodes.

Les circuits intégrés sont montés sur des supports afin d'éviter toute détérioration causée par le surchauffage avec le fer à souder.

Nous avons utilisé des appareils pour tester et régler notre système, à savoir un multimètre digital DT9205A qui a été utilisé pour mesurer et vérifier toutes les pistes de notre circuiterie.

Les schémas d'implantations des composants sont illustrés par les figures IV.3 et IV.4.



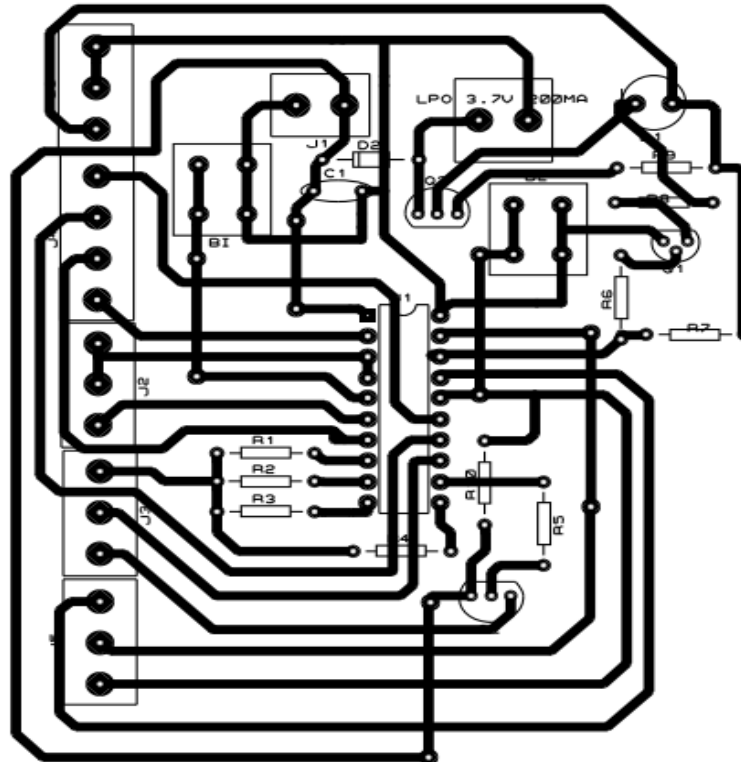


Figure IV.4 : Implantation des composants de la partie numérique.

II. Partie logicielle :

II.1. Description de microcontrôleur MSP430G2553 : (voir l'annexe C)

C'est un système informatique contenu dans un seul circuit intégré, il est disponible dans plusieurs boîtiers, dont le DIL20 (dual in line 20 pins) facile à mettre en œuvre. Il contient :

- Un processeur 16 bits, des instructions cadencées entre 16KHz et 32 KHz avec 16 registres de 16 bits.
- Une mémoire morte de type flash (technologie similaire à celle des clés USB) de 16 Kbits. Cette mémoire peut être effacée et réécrite à nouveau plusieurs fois.
- Une mémoire vive de 512 octets.
- 20 broches dont 16 d'entrées-sorties, qui peuvent être connectées à un convertisseur analogique- numérique de 10 bits de résolution, certaines pattes ont également d'autres fonctions spécifiques (oscillateur à quartz, etc...).
- 02 timers à 16 bits, d'un UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter : émetteur-récepteur asynchrone universel), d'un I2C (Inter Integrated Circuit), d'un ADC (convertisseur analogique numérique) à 10 bits et 8 canaux et 14 E/S.

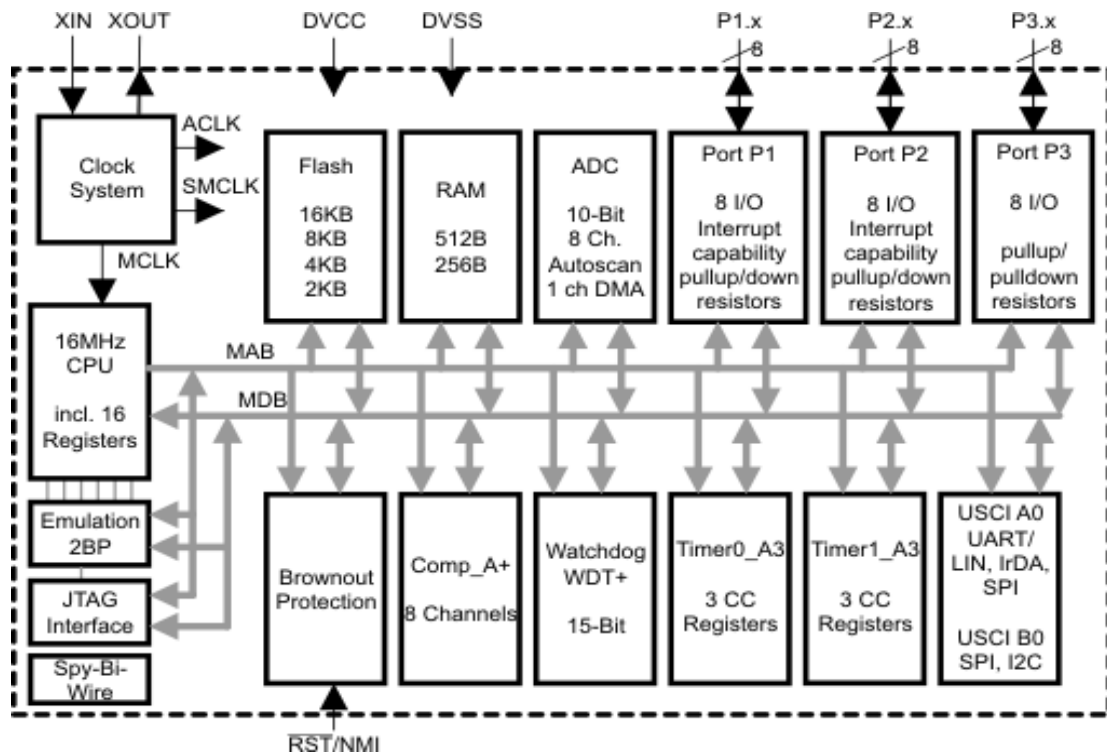


Figure IV.5 : Le schéma fonctionnel du microcontrôleur MSP430G2553 de la structure interne.

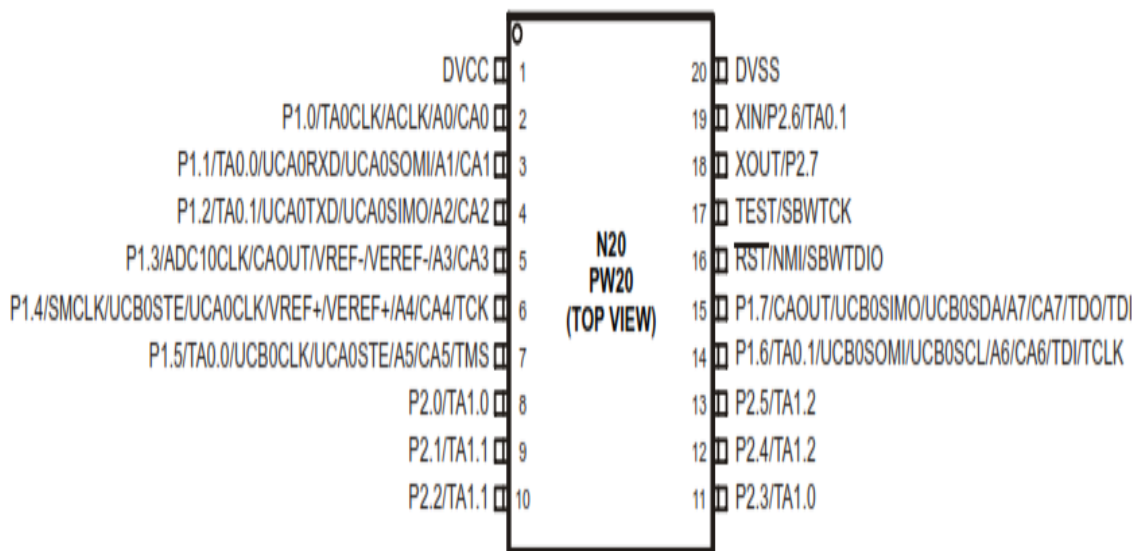


Figure IV.6: Brochage de MSP430G2553

II.2. Carte de développement MSP430 LaunchPad :

Le LaunchPad MSP430 est un outil de débogage et de programmation Flash, facile à utiliser mettant à la disposition de l'utilisateur tous les éléments dont il a besoin pour procéder au développement de dispositifs de la gamme MSP430G2_{xx}.

Il comporte une carte cible à prises DIP avec émulation intégrée de sorte à programmer et déboguer rapidement les dispositifs de la gamme MSP430G2_{xx} au sein du système par le biais du protocole Spy Bi-Wire (JTAG à 2 fils).

La mémoire Flash peut être effacée et programmée en quelques secondes sans aucune alimentation externe grâce à la technologie Flash à ultra-faible consommation du MSP430.

Le LaunchPad communique avec les dispositifs MSP430 dans un environnement logiciel intégré tel qu'Energy, le code Composer Studio Version 4.

Le LaunchPad prend en charge toutes les pièces Flash MSP430G2_{xx} dans un boîtier DIP à 14 ou 20 broches.

Le LaunchPad MSP430 comprend :

- Une embase femelle de processeur DIP à 20 broches.
- Emulation Flash intégrée pour programmation et débogage.
- Deux LED utilisateur.
- LED de puissance.
- Bouton utilisateur.
- Bouton Reset.
- Une embase à 10 broches pour une connexion à un circuit externe.

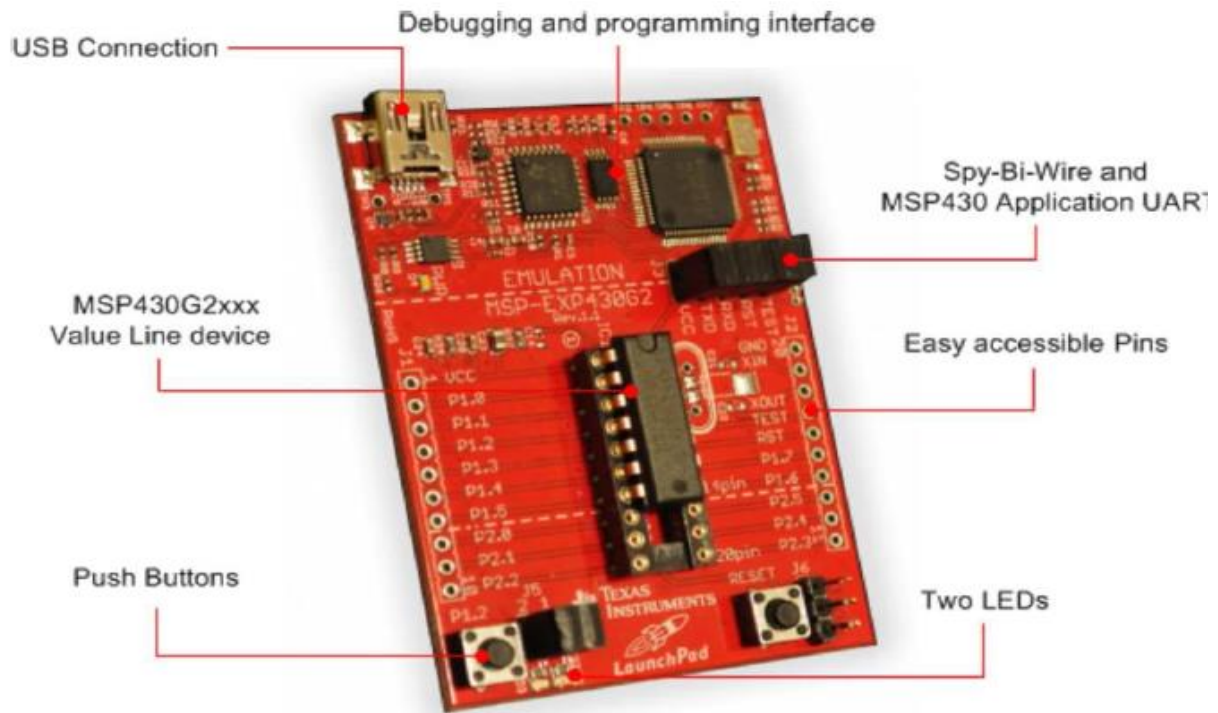


Figure IV.7 : Carte de développement MSP430 LaunchPad

II.3. Environnement de Développement Intégré (ENERGIA) : [5]

II.3.1. Description :

Energia est une plate-forme de prototypage électronique Open Source développée par Robert Wessels. Le logiciel Energia est un environnement de développement intégré (EDI) dérivé du célèbre EDI arduino.

Le but d'Energia est de permettre aux personnes possédant une carte MSP430 launchpad de coder en langage « arduino ».

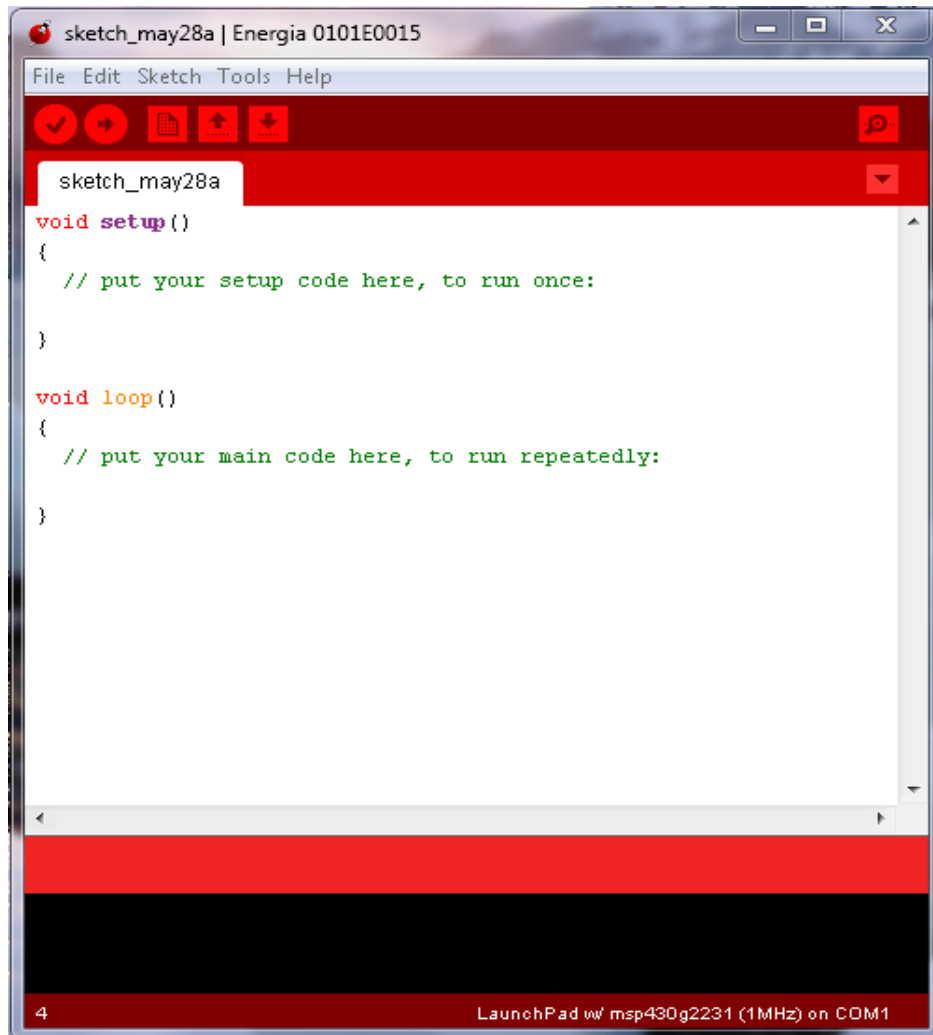


Figure IV.8 : Fenêtre principale de l'environnement de programmation.

II.3.2. Les bibliothèques :

En tout il y a donc trois bibliothèques officielles pour l'EDI Energia:

- SPI : permet d'utiliser le port SPI du MSP430.
- Wire : permet d'utiliser le port I2C du MSP430.
- TimerSerial : permet de faire du « software serial ».

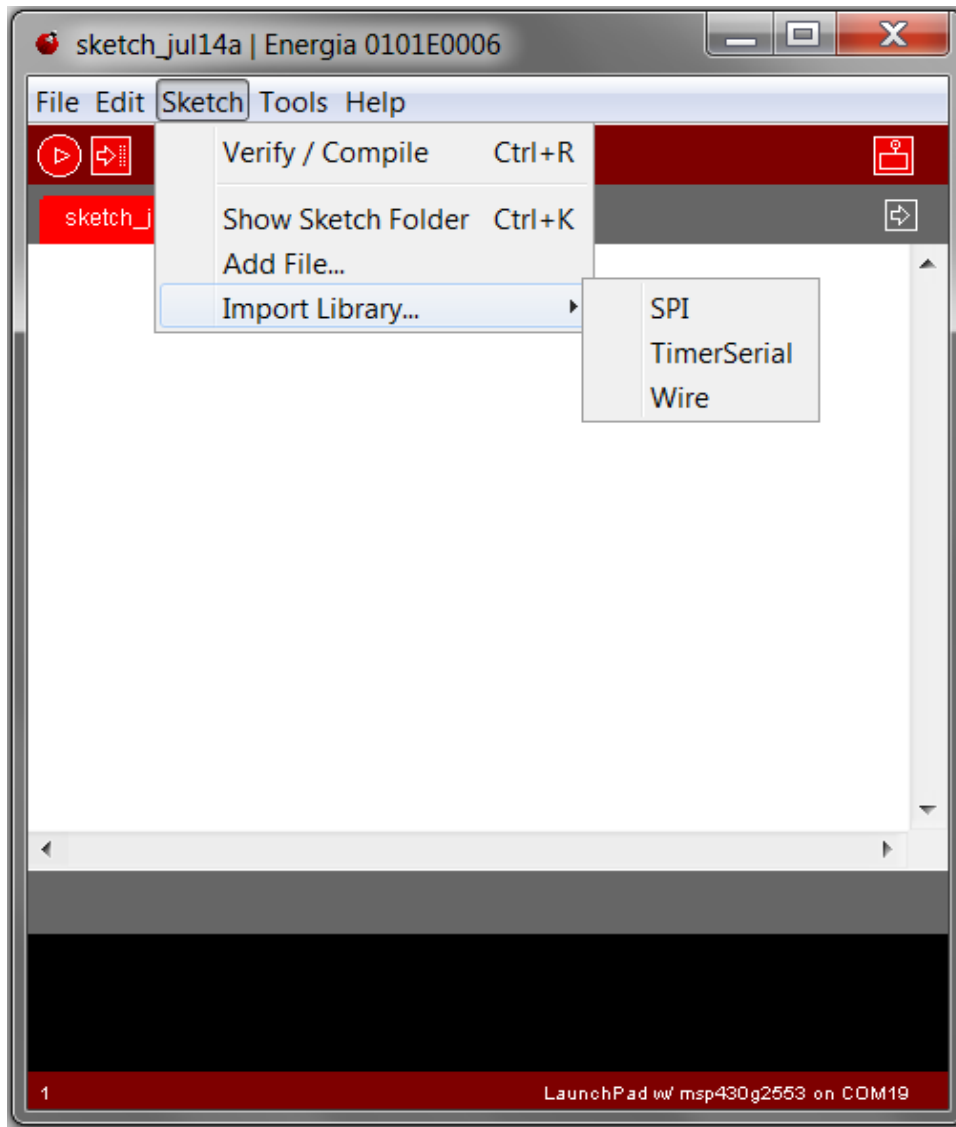


Figure IV.9 : Les différentes librairies d'Energia.

II.3.3. Les cartes ciblées :

Il est possible de programmer avec Energia trois types de microcontrôleurs MSP430 :

- MSP430G2231.
- MSP430G2452.
- MSP430G2553

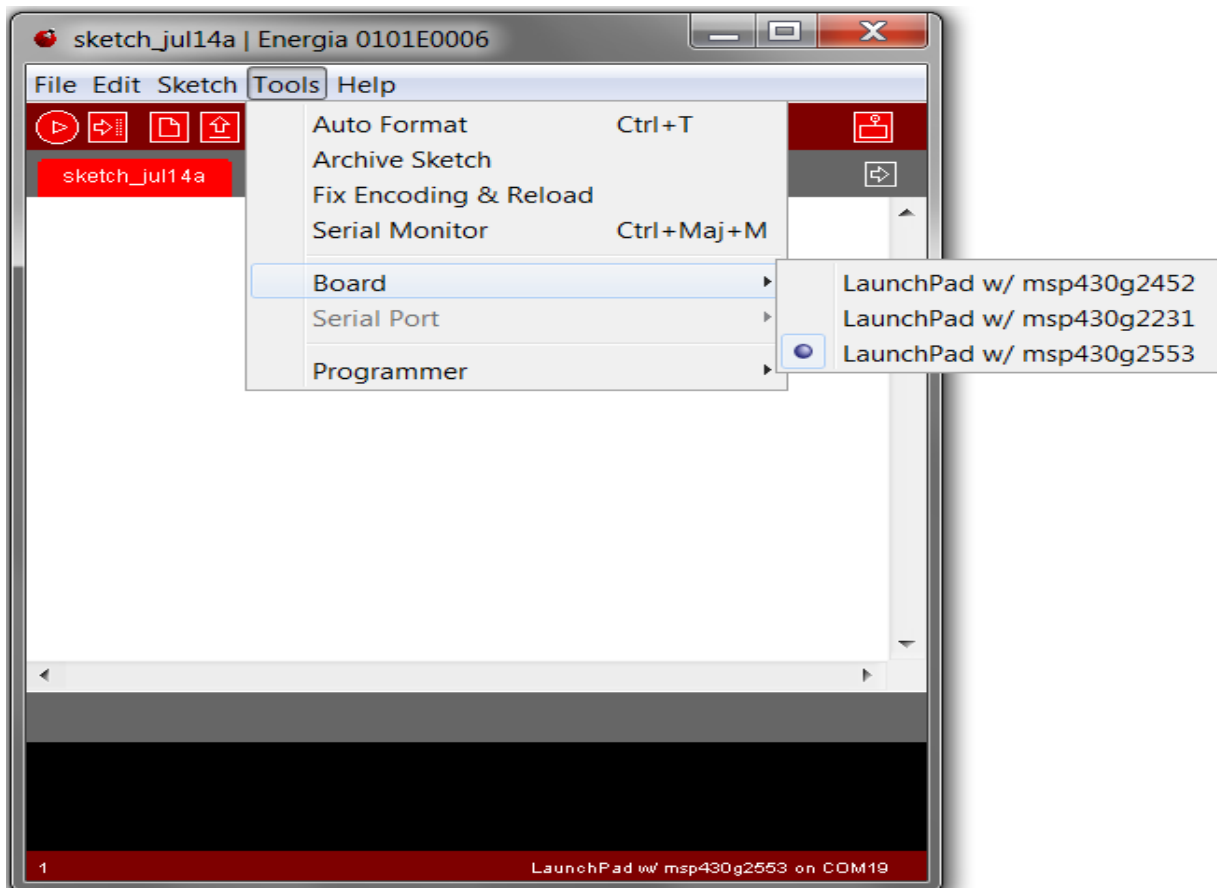


Figure IV.10 : Les différentes cartes prises en compte dans Energia.

III. Code sous Energia:

Le programme développé sous l'environnement de développement Energia est composé de deux fonctions principales, la fonction d'initialisation 'setup ()' qui est exécutée une seule fois au démarrage et la fonction programme principale main 'loop ()' qui est exécutée en boucle indéterminée.

III.1. Les fonctions principales :

III.1.1. La fonction setup () :

Toutes les configurations des broches de MSP430G2553 se feront dans la fonction 'setup ()'.

La tension de référence de l'ADC (Convertisseur Analogique Numérique) est de 1,5 V qui nécessite une tension $V_{cc} \geq 2,2$.

Voici ci-dessous l'algorithme de la fonction setup() :

début

```

analogReference(INTERNAL1V5); //initialiser la tension analogique d'ADC à 1.5V.
delay(1); //initialiser la durée en une 1s
checkbatt(); // vérification de la batterie
pinMode(C1, OUTPUT);
pinMode(C2, OUTPUT);
pinMode(C3, OUTPUT);
pinMode(C4, OUTPUT);
pinMode(bit0, OUTPUT);
pinMode(bit1, OUTPUT);
pinMode(bit2, OUTPUT);
pinMode(bit3, OUTPUT);
pinMode(muetPin, OUTPUT);
pinMode(buttonPin, INPUT_PULLUP);
pinMode(tonOutPin, OUTPUT);
digitalWrite(tonOutPin, LOW);
pinMode(chargePin, OUTPUT);
digitalWrite(chargePin, LOW); //vérification de la tension de la batterie
cnt0=cnt1=cnt2=cnt3=cnt4=cnt5=cnt6=cnt7=cnt8=0; // initialiser les compteurs
fin.

```

III.1.2. La fonction loop () :

La fonction loop() permet de traiter tous les cas possibles en s'exécutant indéfiniment dès qu'on appuis sur le bouton marche.

Voici ci-dessous l'algorithme de la fonction loop() :

début

```

entiers ← i,u,maxu,minu,cnt,preampllevel,loopcnt,uref; //déclaration de variables
lire cnt=0,cnt_mute=0,loopcnt=0,preampllevel=0; //initialiser les compteurs
tant_que(vrai) faire
    //vérification de la tension de la batterie pour chaque 500000 itérations
    si(loopcnt++ > 500000) faire
        loopcnt=0;
        checkbatt();
    finsi

    //vérification si le bouton est pressé
    si(digitalRead(buttonPin)==0) faire
        i=0;
        tant_que(digitalRead(buttonPin)==0) faire
            i++;
            si(i>200000) faire
                digitalWrite(C3,HIGH);
                digitalWrite(C4,LOW);
                beeps(880,440,660);
            finsi
        sinon si(cnt==7) faire
            digitalWrite(C1,HIGH);
            digitalWrite(C2,LOW);

```

```

        digitalWrite(C3,HIGH);
        digitalWrite(C4,LOW);
        beeps(330,770,550);
    finsinon si
        sinon si(cnt==16)faire
            digitalWrite(C1,HIGH);
            digitalWrite(C2,HIGH);
            digitalWrite(C3,HIGH);
            digitalWrite(C4,HIGH);
            beeps(600,810,380);
            cnt=0;
        finsinon si
            sinon
                delay(100);
    fin tant_que

//AGC (Automatic Gain Control)
value = analogRead(sensorPin); //lecture du niveau de son
    si(value > 300)faire
        cnt1++;
    finsi
    sinon si(value > 120)faire
        cnt4++;
    finsinon si

        sinon faire
            cnt7++;
            si(value < 20) faire
                cnt8++;
        finsi
    finsinon
//gestion de l'amplification de volume
si(cnt0++ > 1000)faire //temps de réponse
    si(cnt1 > cnt2)faire
        setVolume(0,0,0,0);
        //signal élevé, tourne le volume off
    finsi
    si(cnt2 > cnt3)faire
        setVolume(0,0,0,2);
        //signal élevé, tourne le volume à min 2%
    finsi

        sinon si(cnt4 > cnt5)faire
            setVolume(0,1,2,1);
            //signal moyen,tourne le volume à 10%
    finsinon si
        sinon faire
            setVolume(2,0,0,0);
            //signal faible, tourne le volume à 60%
            si(cnt8==cnt0)faire //amplif-muet si pas de voix
                si(cnt_muet > 10)faire
                    //on ne met pas off immédiatement
                    digitalWrite(muetPin,HIGH);
                    // éteindre
                finsi
            sinon faire

```

```

        cnt_muet++;
    finsinon
    sinon faire
        digitalWrite(muetPin,LOW);
        cnt_muet=0; //allumer
    finsinon
    fin
    cnt0=cnt1=cnt2=cnt3=cnt4=cnt5=cnt6=cnt7=cnt8=0;
    fin
    fintant_que
    fin.

```

III.1.3. Les autres fonctions :

Nous avons programmé plusieurs autres fonctions pour configurer notre système.

Parmi celles-ci, nous avons :

➤ Les fonctions de contrôle du son :

Elles permettent de contrôler le son par trois fonctions `alarm()`, `beeps()` et `longbeeps()`. Dans les algorithmes ci-dessous, nous avons donné le traitement de chacune d'elles, les fonctions `alarm()` et `beeps()` pour une durée de 100s, et 300s pour la fonction `longbeeps()`.

Les algorithmes des fonctions de contrôle du son sont donnés ci-dessous:

```

alarm(int f1)
début
    ton(tonOutPin, f1, 100);
    delay(100);
    noTon(tonOutPin);
fin.
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
beeps(int f1,int f2,int f3)
début
    ton(tonOutPin, f1, 100);
    delay(100);
    ton(tonOutPin, f2, 100);
    delay(100);
    ton(tonOutPin, f3, 100);
    delay(100);
    noTon(tonOutPin);
fin.
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
longbeeps(int f1)
début
    ton(tonOutPin, f1, 300);
    delay(300);
    noTon(tonOutPin);
fin.

```

➤ Les fonctions de contrôle de la batterie:

Ces fonctions permettent de contrôler la charge : *charge()* et la décharge : *checkbatt()* de la batterie. Le traitement de ces deux fonctions sont données dans les algorithmes ci-dessous:

```

charge ()
  début
    entier halfVCC=0;

    digitalWrite(muetPin,HIGH);      // éteindre TDA2822M
    pinMode(preampPin,INPUT);      //tourner pre-ampli faible
    digitalWrite(chargePin,HIGH);  //active le chargeur (on)
    analogReference(INTERNAL1V5);

    faire
      longdelay(10);    // delais de 10 sec dans le mode LPM3
      halfVCC = analogRead(11);
      tant_que (halfVCC != 0x3ff);
      //la tension est supérieure à 3V, on utilise 2.5V reference
    analogReference(INTERNAL2V5);

    faire
      longdelay(1);      // délais de 1 sec dans le mode LPM3
      halfVCC = analogRead(11);
      tant_que (halfVCC < 717);
    digitalWrite(chargePin,LOW);
    analogReference(INTERNAL1V5);
    delay(100);

  fin.
  ////////////////////////////////////////////////////////////////////
  // la batterie LiPo nécessite 3.7V :(min 3.0V et max 4.1V)
  //la diode 1N4148 redresse la tension à 3.1V (3.7-0.6)
  //Si Vcc est inférieure à 2.4V (3.0-0.6) la batterie a besoin d'être rechargé
  //Si Vcc est supérieure à 3.5V (4.1-0.6) le chargement doit être arrêté.
  ////////////////////////////////////////////////////////////////////
checkbatt()
  début    //vérifier si la puissance externe est branchée

```

```

    pinMode(chargePin,INPUT);
si(digitalRead(chargePin))faire
    pinMode(chargePin,OUTPUT);
    charge ();      // puissance externe est valable
finsi
pinMode(chargePin,OUTPUT);
digitalWrite(chargePin,LOW); //vérifier la tension de la batterie
entier halfVCC = analogRead(11);
si(halfVCC < 855)faire //si Vcc < 2.5V (3.1V sur les pins de LiPo)
    alarm(500);
    delay(100);
    si (halfVCC < 800) faire
        //si Vcc < 2.34V (2.94V sur les pins de LiPo)
        charge (); //batterie très faible, besoin d'être chargé
    finsi
finsi
fin.

```

➤ La fonction de contrôle du volume:

Cette fonction permet de contrôler quatre états du volume b0, b1, b2 et b3, chaque état sera comparé à trois différentes valeurs.

L'algorithme de la fonction de contrôle du volume:

```

setVolume(byte b0, byte b1, byte b2, byte b3)
début
    si (b0==0) faire
        pinMode(bit0, OUTPUT);
        digitalWrite(bit0,LOW);
    finsi
    sinon si (b0==1) faire
        pinMode(bit0, INPUT);
    finsinon si
        sinon si (b0==2) faire
            pinMode(bit0, OUTPUT);
            digitalWrite(bit0,HIGH);
        finsinon si
            si (b1==0) faire
                pinMode(bit1, OUTPUT);
                digitalWrite(bit1,LOW);
            finsi
            sinon si (b1==1) faire
                pinMode(bit1, INPUT);
            finsinon si
                sinon si(b1==2) faire
                    pinMode(bit1, OUTPUT);

```

```

        digitalWrite(bit1,HIGH);
    finsinon si
        si(b2==0)faire
            pinMode(bit2, OUTPUT);
            digitalWrite(bit2,LOW);
        fin si
        sinon si(b2==1)faire
            pinMode(bit2, INPUT);
        finsinon si
        sinon si(b2==2)faire
            pinMode(bit2, OUTPUT);
            digitalWrite(bit2,HIGH);
        finsinon si
        si(b3==0)faire
            pinMode(bit3, OUTPUT);
            digitalWrite(bit3,LOW);
        fin si
        sinon si(b3==1)faire
            pinMode(bit3, INPUT);
        finsinon si
        sinon si(b3==2)faire
            pinMode(bit3, OUTPUT);
            digitalWrite(bit3,HIGH);
        finsinon si
    fin.

```

IV. Mise en marche du système:

IV.1. Programmation du MSP430G2553 :

Après avoir compilé le programme développé sous Energia, on relie la carte de développement Launchpad à un PC en utilisant le câble USB, puis on exécute le programme et on l'embarque dans le microcontrôleur posé sur le support de la carte launchpad.

A la fin, le MSP430G2553 programmé doit être posé sur le support de notre maquette pour effectuer le traitement numérique.

IV.2. Test du système :

Après avoir programmé et placé le microcontrôleur dans notre circuit réalisé, nous passerons par la suite à la mise en marche de notre système auditif.

A défaut de la crise économique qu'elle traverse actuellement notre pays, la réduction des importations a généré la non disponibilité de certains composants essentiels à savoir le MSP430G2553 avec la carte Launchpad, le TDA2822M et la batterie LIPO, pour finaliser la réalisation matérielle de notre système d'audition, d'où nous n'avons pas eu la chance de procéder aux tests physique.

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté le système d'audition réalisé ainsi que les différents outils utilisés.

Comme nous l'avons cité dans la section précédente, nous n'avons pas pu malheureusement finaliser la partie matérielle de notre projet, mais, heureusement nous avons pu réaliser la partie logicielle qui est une clé principale dans notre système auditif réalisé.

Conclusion générale

Conclusion générale

Conclusion générale :

La mise en place d'une prothèse auditive permet de faciliter la vie quotidienne aux personnes atteintes d'une surdité ; l'appareil auditif sert à corriger l'audition.

Il existe deux types d'aide auditive, analogique et numérique. La plus utilisée actuellement est la prothèse numérique, et l'arrivée à cette dernière c'est fait en améliorant le modèle analogique. Et ce, soit de son côté fonctionnel, les sons étaient convertis en signaux électriques ; avec le nouveau procédé le son est numérisé. Autrement dit, il est transformé en une série de nombres qui est traitée et analysée par un algorithme. Ou soit de côté forme qui est plus esthétique et miniaturisée.

Elles sont totalement personnalisées en fonction de la perte auditive de chacun, de ses besoins et de ses activités.

Dans ce mémoire, nous avons étudié et réaliser la partie logicielle d'une prothèse auditive numérique à base d'un microcontrôleur programmable MSP430G2553.

Enfin ce travail, nous a permis d'apprendre beaucoup plus de notions sur l'audition et les différents remèdes de la surdité, précisément les prothèses auditives numériques. Ainsi, nous a permis de modéliser les fonctionnalités d'un système électronique sous forme d'un programme développé dans un EDI basé sur le langage C ; qui nous ont servi à compléter notre formation dans le domaine de l'électronique biomédicale.

Comme perspectives, nous proposons de réaliser un appareil plus esthétique et miniaturisé destiné aux patients atteint d'une surdité de façon à corriger leur audition. Qui sera réglé automatiquement lors de sa conception et sa fabrication afin de traiter tout type de surdité.

Bibliographie

Bibliographie

Liste des ouvrages :

[1] : T. Fillon « Traitement numérique du signal acoustique pour une aide aux malentendants », thèse de doctorat en électronique, Ecole Doctorale d'Informatique, Télécommunications et Electronique de Paris, 2004.

[2] : H. Elise « la perte en pente inversée », mémoire pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste, université Henri Poincaré. Nancy I faculté de pharmacie, 2012.

[3] : A.Pérez.Martin, I.Schuster, M.Dauzat « Exploration de l'audition », travaux pratique de physiologie, Faculté de médecine Montpellier. Nîmes, 2006.

[4] : M. Bonneville et G. Challier « La prothèse auditive externe (audioprothèse) », Monographie du CCA Wagram, 1990.

Site internet :

[5] : <https://skyduino.wordpress.com/2012/07/14/arduino-msp430-launchpad-energia-ide/>

[6] : <http://jaouen.famille.free.fr/TPE/partie2.htm>

[7] : <http://audition.free.fr/>

[8] : http://anso.pagesperso-orange.fr/page_le_son_signal_physique.htm

[9] : <http://www.cochlea.eu/exploration-fonctionnelle/methodes-subjectives>

[10] : <http://www.audition-jura.fr/solutions-auditives/les-appareils-auditifs-1-8.htm>

[11] : http://appareil-auditif.comprendrechoisir.com/comprendre/appareil_auditif

[12] : <http://www.mouser.fr/ProductDetail/ON->

[Semiconductor/BC239C/?qs=vLkC5FC1VN%252b0F13xuVgKlg%3D%3D](http://www.mouser.fr/ProductDetail/ON-Semiconductor/BC239C/?qs=vLkC5FC1VN%252b0F13xuVgKlg%3D%3D)

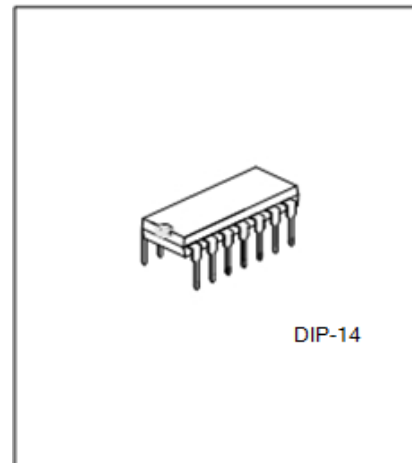
[13] : <http://microcontrolleurs.blogspot.com/2014/03/realisation-dune-aide-auditive.html>

Annexes

QUAD BILATERAL SWITCH

DESCRIPTION

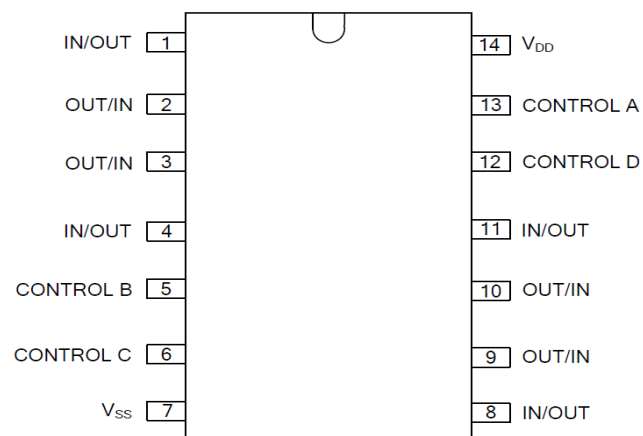
The UTC CD4066 is a quad bilateral switch which can be applied for switching of analog signals and digital signals. When control input CONT is set to “H” level, the impedance between input and output of the switch becomes low and when it is set to “L” level, the impedance becomes high. It has a much lower “ON” resistance, and “ON” resistance is relatively constant over the input-signal range.



FEATURES

- * 15V Digital or $\pm 7.5V$ Peak-to-Peak Switching
- * 85- Ω Typical On-State Resistance for 15V Operation
- * High noise immunity 0.45 V_{DD} (typ.)
- * Matched “ON” resistance
 $\Delta R_{ON}=5\Omega$ (typ.) over 15V signal input
- * High degree linearity 0.1% distortion (typ.)
- @ $f_{IS}=1kHz$, $V_{IS}=5V_{P-P}$, $V_{DD}-V_{SS}=5V$, $R_L=10k\Omega$
- * Extremely low “OFF” 0.1nA (typ.)
 switch leakage: @ $V_{DD}-V_{SS}=10V$, $T_A=25^\circ C$
- * Extremely high control input impedance $10^{12}\Omega$ (typ.)
- * Frequency response, switch “ON” 40 MHz (typ.)

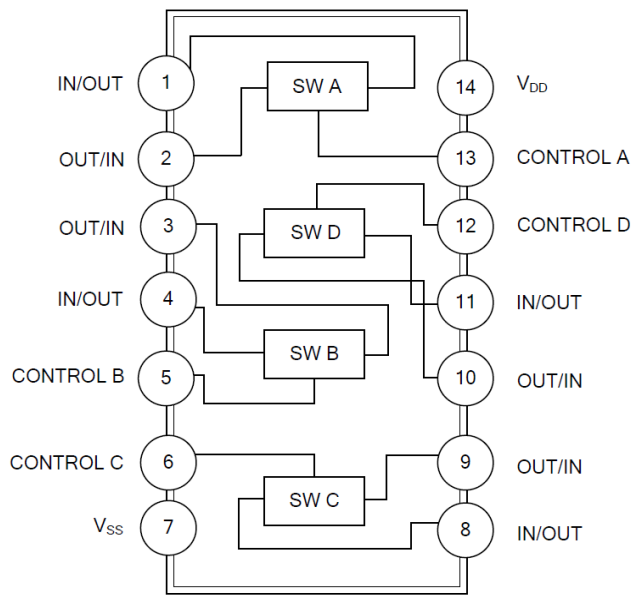
PIN CONFIGURATION



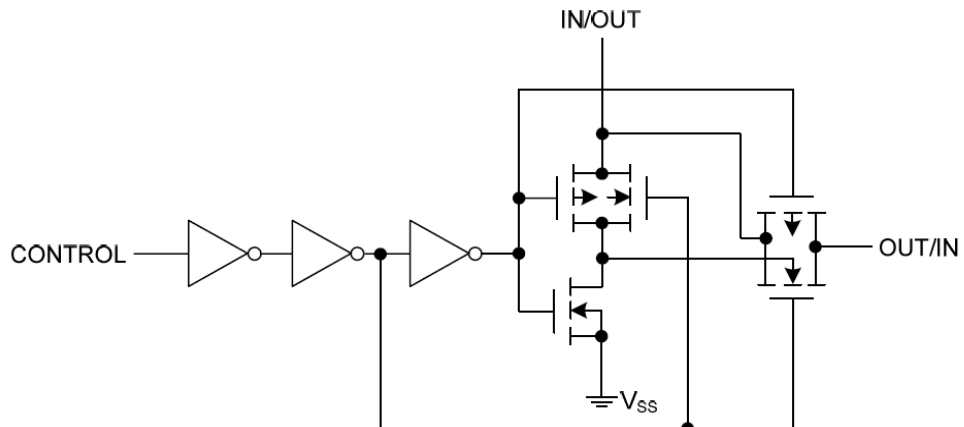
PIN DESCRIPTION :

PIN NO.	PIN NAME	DESCRIPTION
1	IN/OUT	Signal IN/OUT A
2	OUT/IN	Signal OUT/IN A
3	OUT/IN	Signal OUT/IN B
4	IN/OUT	Signal IN/OUT B
5	CONTROL B	CONTROL B
6	CONTROL C	CONTROL C
7	V _{SS}	Ground
8	IN/OUT	Signal IN/OUT C
9	OUT/IN	Signal OUT/IN C
10	OUT/IN	Signal OUT/IN D
11	IN/OUT	Signal IN/OUT D
12	CONTROL D	CONTROL D
13	CONTROL A	CONTROL A
14	V _{DD}	Power supply

BLOCK DIAGRAM



SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATING (VSS=0V unless otherwise specified.)

PARAMETER	SYMBOL	RATINGS	UNIT
Supply Voltage	V _{DD}	-0.5~+18	V
Input Voltage	V _{IN}	-0.5~V _{CC} +0.5	V
Power Dissipation	P _D	700	mW
Storage Temperature	T _{STG}	-65~+150	°C

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS (VSS=0V unless otherwise specified.)

PARAMETER	SYMBOL	RATINGS	UNIT
Supply Voltage	V _{DD}	3~15	V
Input Voltage	V _{IN}	0~V _{DD}	V
Operating Temperature	T _A	-40~+85	°C

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_A=+25°C, VSS=0V unless otherwise specified.)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT	
Quiescent Device Current	I _{DD}	V _{IN} =V _{DD}	V _{DD} =5V		0.01	1.0	μA
			V _{DD} =10V		0.01	2.0	
			V _{DD} =15V		0.01	4.0	
SINGAL INPUTS AND OUTPUTS							
“ON” Resistance	R _{ON}	R _L =10kΩ~(V _{DD} -V _{SS} /2), V _{CON} =V _{DD} , V _{SS} ~V _{DD}	V _{DD} =5V		240	1050	Ω
			V _{DD} =10V		120	400	
			V _{DD} =15V		80	240	
Δ“ON” Resistance Between Any 2 of 4 Switches	ΔR _{ON}	R _L =10kΩ~(V _{DD} -V _{SS} /2), V _{CC} =V _{DD} , V _{IS} =V _{SS} ~V _{DD}	V _{DD} =10V		10		Ω
			V _{DD} =15V		5		
Input or Output Leakage Switch “OFF”	I _{IS}	V _{CON} =0		±0.1	±50	nA	
CONTROL INPUTS							
LOW Level Input Voltage	V _{ILC}	V _{IS} =V _{SS} and V _{DD} , V _{OS} =V _{DD} and V _{SS} , I _{IS} =±10μA	V _{DD} =5V		2.25	1.5	V
			V _{DD} =10V		4.5	3.0	
			V _{DD} =15V		6.75	4.0	
HIGH Level Input Voltage	V _{IHC}		V _{DD} =5V	3.5	2.75		V
			V _{DD} =10V (Note 5)	7.0	5.5		
			V _{DD} =15V	11.0	8.25		
Input Current	I _{IN}	V _{DD} -V _{SS} =15V, V _{DD} ≥V _{IS} ≥V _{SS} , V _{DD} ≥V _{CON} ≥V _{SS}		±10 ⁻⁵	±0.3	μA	

UTC TDA2822M LINEAR INTEGRATED CIRCUIT**DUAL LOW VOLTAGE POWER AMPLIFIER****DESCRIPTION**

The UTC TDA2822M is a monolithic integrated audio amplifier in a 8-Pin plastic dual in line package. It is designed for portable cassette players and radios.

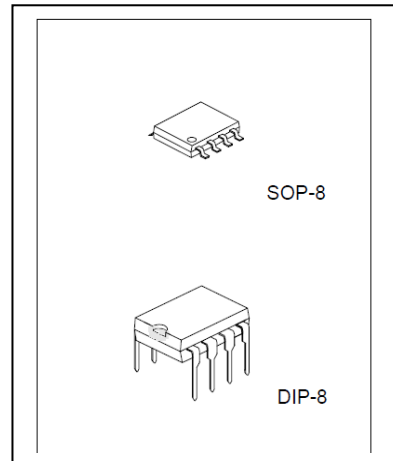
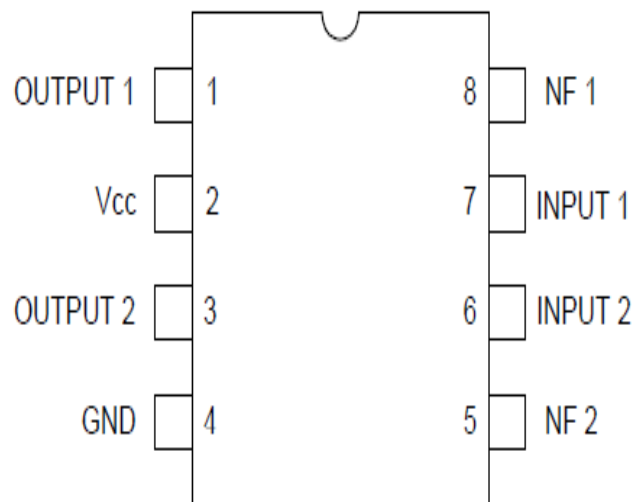
FEATURES

*Wide operating supply voltage: $V_{cc}=1.8V-12V$.

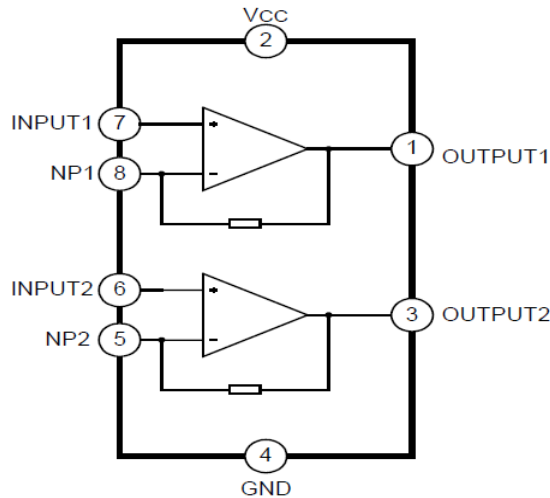
*Low crossover distortion.

*Low quiescent circuit current.

*Bridge/stereo configuration.

PIN CONFIGURATIONS

BLOCK DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (Ta=25°C) :

PARAMETER	SYMBOL	VALUE	UNIT
Supply Voltage	Vcc	15	V
Output Peak Current	Io(peak)	1	A
Power Dissipation	Pd	DIP at Tamb=50°C 1.0 SOP at Tamb=50°C 0.5	W
Operating Temperature	Topr	-20 ~ +70	°C
Storage Temperature	Tstg	-40 ~ +150	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Ta=25°C, VCC=6V, f=1kHz, unless otherwise specified):

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
Operating Supply Voltage	Vcc		1.8		12	V
Quiescent Circuit Current	Icc	Vi=0		9		mA
Closed Loop Voltage Gain	AV	Stereo		40		dB
Closed Loop Voltage Gain	AV	Bridge		40		dB
Channel Balance	CB	Stereo	-1	0	1	dB
Output Power	Po	Stereo, Vcc=6V, RL=4Ω, THD=10%	0.4(DIP) 0.28(SOP)	0.65(DIP) 0.45(SOP)		W
Output Power	Po	Stereo, Vcc=3V, RL=4Ω, THD=10%		0.11(DIP) 0.07(SOP)		W
Output Power	Po	Bridge, Vcc=6V, RL=4Ω, THD=10%	0.9(DIP) 0.63(SOP)	1.35(DIP) 0.94(SOP)		W
Output Power	Po	Bridge, Vcc=6V, RL=4Ω, THD=10%		0.35(DIP) 0.24(SOP)		W
Total Harmonic Distortion	THD	Stereo, RL=8Ω, Po=0.2W		0.5		%
Total Harmonic Distortion	THD	Bridge, RL=8Ω, Po=0.5W		0.5		%
Ripple Rejection	RR	Stereo, f=100Hz, C3=100μF	24	30		dB
Output Noise Voltage	VNO	Stereo, BW(-3dB)=20Hz ~20kHz		0.5	2.0	mV
Cross Talk	CT	Stereo, f=1kHz		50		dB
Input Resistance	Ri		100			kΩ

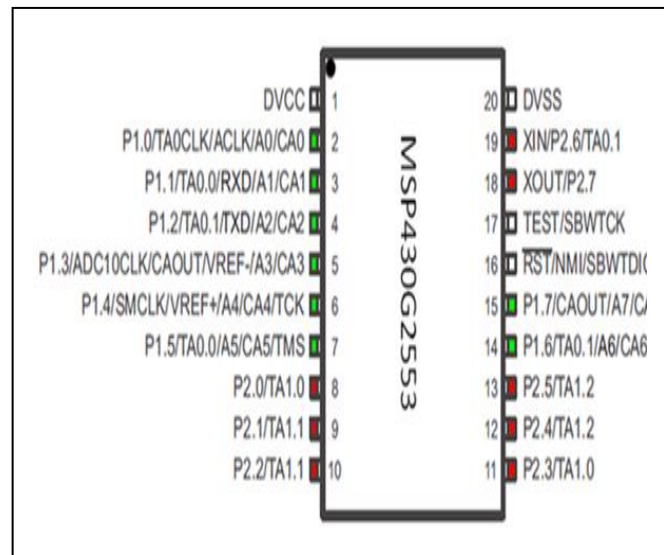
Description:

The Texas Instruments MSP430 family of ultra-low-power microcontrollers consists of several devices featuring different sets of peripherals targeted for various applications. The architecture, combined with five low-power modes, is optimized to achieve extended battery life in portable measurement applications. The device features a powerful 16-bit RISC CPU, 16-bit registers, and constant generators that contribute to maximum code efficiency. The digitally controlled oscillator (DCO) allows wake-up from low-power modes to active mode in less than 1 μ s.

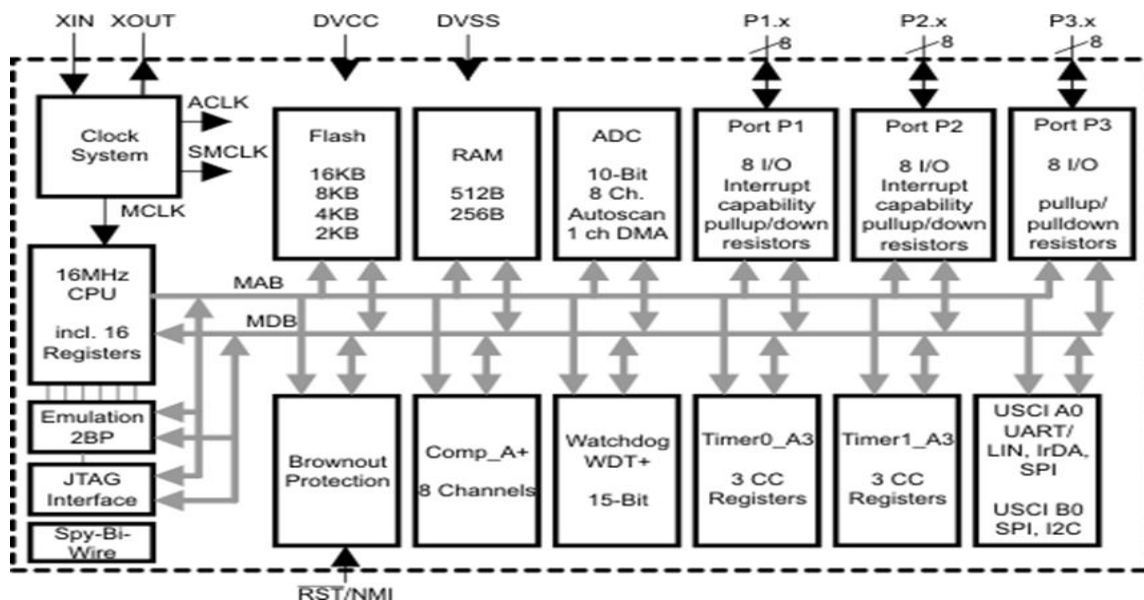
The MSP430G2x13 and MSP430G2x53 series are ultra-low-power mixed signal microcontrollers with built-in 16-bit timers, up to 24 I/O capacitive-touch enabled pins, a versatile analog comparator, and built-in communication capability using the universal serial communication interface. In addition the MSP430G2x53 family members have a 10-bit analog-to-digital (A/D) converter. For configuration details see.

Typical applications include low-cost sensor systems that capture analog signals, convert them to digital values, and then process the data for display or for transmission to a host system.

PIN CONFIGURATION



Functional Diagram :



Features :

- Low Supply-Voltage Range: 1.8 V to 3.6 V
- Ultra-Low Power Consumption
 - Active Mode: 230 μ A at 1 MHz, 2.2 V
 - Standby Mode: 0.5 μ A
 - Off Mode (RAM Retention): 0.1 μ A
- Five Power-Saving Modes
- Ultra-Fast Wake-Up From Standby Mode in Less Than 1 μ s.
- 16-Bit RISC Architecture, 62.5-ns Instruction Cycle Time
- Basic Clock Module Configurations
 - Internal Frequencies up to 16 MHz With Four Calibrated Frequency
 - Internal Very-Low-Power Low-Frequency (LF) Oscillator
 - 32-kHz Crystal
 - External Digital Clock Source
- Two 16-Bit Timer_A with Three Capture/Compare Registers.
- Up to 24 Capacitive-Touch Enabled I/O Pins
- Universal Serial Communication Interface (USCI)
 - Enhanced UART Supporting Auto Baudrate Detection (LIN)
 - IrDA Encoder and Decoder
 - Synchronous SPI
 - I²CTM
- On-Chip Comparator for Analog Signal Compare Function or Slope Analog-to-Digital (A/D) Conversion
- 10-Bit 200-ksps Analog-to-Digital (A/D) Converter With Internal Reference, Sample-and-Hold, and Autoscan
- Brownout Detector
- Serial Onboard Programming, No External Programming Voltage Needed, Programmable Code Protection by Security Fuse
- On-Chip Emulation Logic With Spy-Bi-Wire Interface
- Package Options
 - TSSOP: 20 Pin, 28 Pin
 - PDIP: 20 Pin
 - QFN: 32 Pin