



REPUBLIQUE ALGERIENNE
DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT
SUPERIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE LARBI TEBESSI - TEBESSA
FACULTE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES
DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE

MEMOIRE

DE FIN D'ETUDES POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE MASTER EN

INSTRUMENTATION

THEME

Stimulateur crânien

Présenté par le binôme:

- **MERADI Manel**
- **TOUNSI Khaoula**

Devant le jury:

- **GUIZA Douadi**
- **MAAMRI Mahmoud**
- **GUATTEL Azzedine**

Président

Encadreur

Examineur

Année Universitaire 2019 / 2020

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

A decorative floral element with several flowers and leaves is positioned at the top left of the calligraphic text.

Remerciement

Avant tout, nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné la force, le courage,

la persistance d'accomplir ce modeste travail

Nous exprimons d'abord les grands remerciements et notre profonde reconnaissance à notre

encadreur Monsieur **MAAMRI Mahmoud**, pour ces conseils et remarques avisés et son attention .merci Pour votre soutien quotidien.

C'est l'honneur pour nous d'avoir Monsieur **GUIZA Daoudi** dans la composante de notre jury en qualité de président.

Nous ne saurons lui exprimer à travers ces quelques lignes notre sincère reconnaissance.

Nos vifs remerciements vont aussi à Monsieur **Gattal Azeddine** pour nous avoir fait l'honneur d'apprécier et d'examiner notre travail.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements pour Madame **SLAMA Laila**.

Nos profonds remerciements vont également à toutes les personnes qui nous ont aidées de près ou de loin.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

*A ma mère, ma raison d'être, ma raison de vivre, la lanterne qui éclaire
mon chemin et m'illumine de douceur et d'amour.*

*A mon père, en signe d'amour, de reconnaissance et de gratitude pour tous les
soutiens et les sacrifices dont il a fait preuve à mon égard.*

A mes chères sœurs loudjaine et rafif mes chers frères Ammar et abdelkarim.

*Avec toute ma tendresse à mes chères tantes, oncles maternels et mes chères
cousines Nesrine , Kawther, Anissa , Amal et Ilhem mes cousins.*

*A mes amis Sara, Dhouha, Oumaima, et Manel, et à tous mes amis en
témoignage de l'amitié sincère qui nous a liées et des bons moments passés
ensemble.*

A tous les professeurs du département de Génie électrique et électronique.

TOUNSI Khawla

Dédicaces

A ma mère,

Pour ton soutien sans faille, pour ta force et ton réconfort,

Pour tout ce qui fait de moi ce que je suis aujourd'hui.

A mon père,

Pour ton soutien et à ta capacité à pouvoir être dur quand il le faut.

A ma sœur et mes frères,

Pour tous ces moments de joie,

Pour tout l'amour et l'admiration que vous avez pour moi,

Pour tout ce qu'on va continuer à vivre.

A tous mes amis proches,

Sans qui mes années d'université auraient été ennuyeuses, merci pour

tous nos fous rires, nos repas,...

Juste un énorme merci.

A mon binôme khaoula,

Merci de m'avoir accompagné dans ce travail, merci pour votre compréhension et votre patience. je suis très reconnaissant de cette

opportunité qui nous a réunis.

MERADI Manel

Introduction générale	2
Chapitre I : La Stimulation Electrique	
I.1. Introduction	5
I.2. LA STIMULATION ELECTRIQUE	5
I.2.1. La stimulation électrique et ces différentes classes	5
I.3. LES TYPES DE STIMULATION ELECTRIQUE	6
I.3.1. TENS électrothérapie	6
I.3.1.1. Définition	6
I.3.1.2. Historique	7
I.3.1.3. Les mécanismes d'action	7
I.3.1.4. TENS sur le plan pratique	8
I.3.2. La stimulation cardiaque :	9
I.3.2.1. Définition :	9
I.3.2.2. Conduction électrique normale du cœur	10
I.3.3. La stimulation du nerf vague	11
I.3.3.1. Définition	11
I.3.3.2. Historique	11
I.3.3.3. Le mécanisme d'action de stimulation du nerf vague	11
I.3.4. La stimulation électrique musculaire	12
I.3.4.1. Définition	12
I.3.4.2. Historique	13
I.3.4.3. La physiologie musculaire	13
I.3.4.4. Principe de fonctionnement	15
I.3.4.5. Positionnement des électrodes	16
I.3.5. La neuromodulation sacrée	17
I.3.5.1. Définition	17
I.3.5.2. L'implantation du stimulateur sacré	18
I.3.6. La stimulation crânienne	19
I.3.6.1. Définition	19
I.3.6.2. L'activité électrique du cerveau	20
I.3.6.3. Anatomie et physiologie du crâne	21
I.3.6.4. Les maladies traitées par la CES	22
I.4. Conclusion	22

Chapitre II. La réalisation pratique du stimulateur crânien

II.1. Introduction	24
II.2. Les composants utilisés pour la réalisation du montage :	24
II.3 Le schéma bloc du circuit réalisé	27
II.4.Schéma électrique du stimulateur électrique	28
II.5. Description du montage	28
II.5.1. Horloge principale	28
II.5.2. Bascule ON/OFF mise en marche et arrêt	29
II.5.3. Convertisseur DC-DC Booster (Step-up)	29
II.5.4. Formation des impulsions positives et négatives	30
II.5.5. Sensibilité	31
II.5.6. Les électrodes	31
II.5.7. Protection	31
II.5.8. Conditions d'hygiène	31
II.5.9. Réalisation du circuit imprimé	31
II.6. Autonomie	35
II.7. Mode opératoire	35
II.8. Conclusion	36
Conclusion générale	39
Bibliographie	41
Annexes	44

Figure	Titre	Page
Fig.I.1	Les différentes classes de stimulateurs électriques	6
Fig.I.2	Exemple de TENS électrothérapie. Appareil et placement des électrodes	7
Fig.I.3	stimulateur cardiaque.	9
Fig.I.4	Appareil de stimulation cardiaque	10
Fig.I.5	Stimulateur du nerf vague (générateur et électrode)	12
Fig.I.6	La masse musculaire du corp humain	14
Fig.I.7	Contraction volontaire et forcée. A gauche la représentation d'une contraction Volontaire commandée par le système nerveux. A droite la représentation d'un muscle sous stimulation électrique. En rouge, les différents endroits contractés	16
Fig.I.8	Électrostimulateur Sans-fil (Wireless) et électrostimulateur filaire	17
Fig.I.9	La différence entre une vessie normale et une vessie hyperactive	18
Fig.I.10	Implantation en deux étapes A : implantation de l'électrode définitive et phase de test, B : implantation du boitier chez les patients répondeurs	19
Fig.I.11	L'emplacement des électrodes d'un stimulateur crânien	20
Fig.I.12	Représentation des différents os du crâne	21
Fig.II.1	Brochage du circuit intégré 4040	24
Fig.II.2	Brochage du circuit intégré 4060	24
Fig.II.3	Brochage du circuit intégré 4017	25
Fig.II.4	Brochage du circuit intégré 4011	25
Fig.II.5	Brochage du M43063	25
Fig.II.6	La Structure interne et Brochage du circuit Intégré MC 43063	26
Fig.II.7	Diode 1N4148	27
Fig.II.8	Le schéma bloc du circuit	27
Fig.II.9	Schéma électrique du circuit	28
Fig.II.10	La trace jaune montre la forme d'onde à 32,768 kHz de l'oscillateur à cristal à la broche 10 de circuit 4060. En dessous, le vert trace est le signal 512 Hz à la broche 4. Les deux traces inférieures montrent l'impulsion de sortie alternée aux broches 2 et 3 de circuit 4017	29

Liste des figures

Fig.II.11	Images représentant les sorties Q0 et Q1 des impulsions	30
Fig.II.12	Image des électrodes réalisées	31
Fig.II.13a	La face 1 (jumpers).	32
Fig.II.13b	La face 2	32
Fig.II.13c	Vue globale face2 et face jumpers	33
Fig.II.13d	L'assemblage des composants	33
Fig II.14a	La face 1	34
Fig II.14b	La face 2	34
FigII.14c	Vue globale du circuit imprimé double face	35
Fig.II.15	Image montrant le placement des électrodes sur les lobes des oreilles	36

Introduction Générale

Introduction générale

L'électrothérapie est la contraction d'« électro » pour électricité, et « thérapie » c'est donc une thérapeutique utilisant l'électricité. L'électrothérapie est un traitement médical basé sur l'utilisation de l'énergie électrique. A noter que l'on parle également d'électrothérapie pour désigner l'enregistrement de l'activité électrique d'un muscle.

Pour son bon fonctionnement, le corps produit naturellement de l'électricité qui est véhiculée via les nerfs à destination des muscles essentiellement. Dans ce circuit fermé, le générateur est le cerveau, les fils sont les nerfs et le moteur est le muscle. [1]

Depuis les années 70, la recherche et les études cliniques dans les domaines médical et sportif ont permis une meilleure connaissance et maîtrise des courants d'électrostimulation et de leurs effets et la mise au point d'appareils d'électrostimulation plus performants plus précis avec des courants plus adaptés à la physiologie neuromusculaire de l'homme. De nos jours, la miniaturisation des appareils a rendu possible l'utilisation de l'électrostimulation par le grand public et son entrée dans le marché du fitness et du « bien-être ».

Les micro-courants sont des courants particuliers, différents des courants classiques d'électrostimulation et dont la principale caractéristique est une intensité très faible, de l'ordre du microampère. Ils sont réputés imperceptibles par l'homme. Depuis les premières observations au début des années 70 aux USA, sur leur capacité à stimuler la cicatrisation cutanée, leurs possibilités thérapeutiques ont été explorées et plusieurs études ont cherché à comprendre leur mode d'action. Aujourd'hui, les micro-courants montrent chez l'homme des possibilités intéressantes dans le traitement de la douleur.

La CES (Cranial Electrical Stimulation) est certainement l'une des méthodes de thérapie aux micro-courants qui a fait l'objet de plus d'études cliniques chez l'homme, et qui semble montrer le plus de résultats probants, notamment dans le traitement de troubles psychologiques. Leur principal domaine d'application concerne les troubles du sommeil, l'anxiété et la dépression chez l'homme.

Plusieurs études démontrent l'efficacité de la thérapie crâniale par les micro-courants pour traiter l'anxiété de diverses origines aussi les résultats rapportés en ce qui concerne la dépression et les insomnies sont également favorables. Si la stimulation électrique crâniale (CES) est aussi souvent conseillée en application complémentaire dans le traitement des douleurs neurologiques, la CES semble montrer également de bons résultats dans la prise en charge complémentaire de troubles liés au stress, des troubles de type psychosomatiques (fibromyalgies) et des troubles compulsifs en particulier les diverses addictions chez l'homme, mais leurs mécanismes d'action reste encore assez peu connus [2]

La stimulation électrique

I.1. Introduction

L'électrothérapie est l'emploi de l'électricité dans un but thérapeutique. Les techniques d'électrostimulation sont des techniques de base de la physiothérapie et de la rééducation fonctionnelle. Elles sont utilisées pour traiter la douleur, lutter contre l'amyotrophie, rééduquer la tonicité et la force musculaire, stimuler des muscles paralysés... Le courant électrique est administré au travers de la peau au moyen d'électrodes de surface ou, éventuellement, au moyen d'aiguilles en électro-acupuncture. [2]

Nous présentons dans ce chapitre l'électrostimulation et ses différentes classes, quelques types d'électrostimulation et leurs mécanismes d'action.

I.2. La stimulation électrique

I.2.1. La stimulation électrique et ces différentes classes

Les stimulateurs électriques sont en constante évolution. Un certain nombre d'expériences sur les animaux ont permis de valider de nouvelles techniques de stimulation et d'étendre leur champ d'application. Il existe actuellement sur le marché ou sous forme de prototypes de recherche un assez grand nombre de stimulateurs électriques. On peut distinguer parmi eux quatre grandes classes. Figure I.1.

- Les stimulateurs de la classe 1 : Ce sont des systèmes à liaison filaire.
- Les stimulateurs de classe 2 : Ce sont des systèmes pour lesquels on applique directement les stimuli sur la peau à l'aide d'électrodes de surface.
- Les stimulateurs de classe 3 : Ce sont des systèmes qui utilisent une liaison sans fil transcutanée pour la transmission d'information et d'énergie entre un contrôleur externe et un implant.
- Les stimulateurs de classe 4 : ne comportent qu'un seul module qui est totalement implantable et autonome mais peut parfois être configuré de l'extérieur par une liaison sans fil. [3]

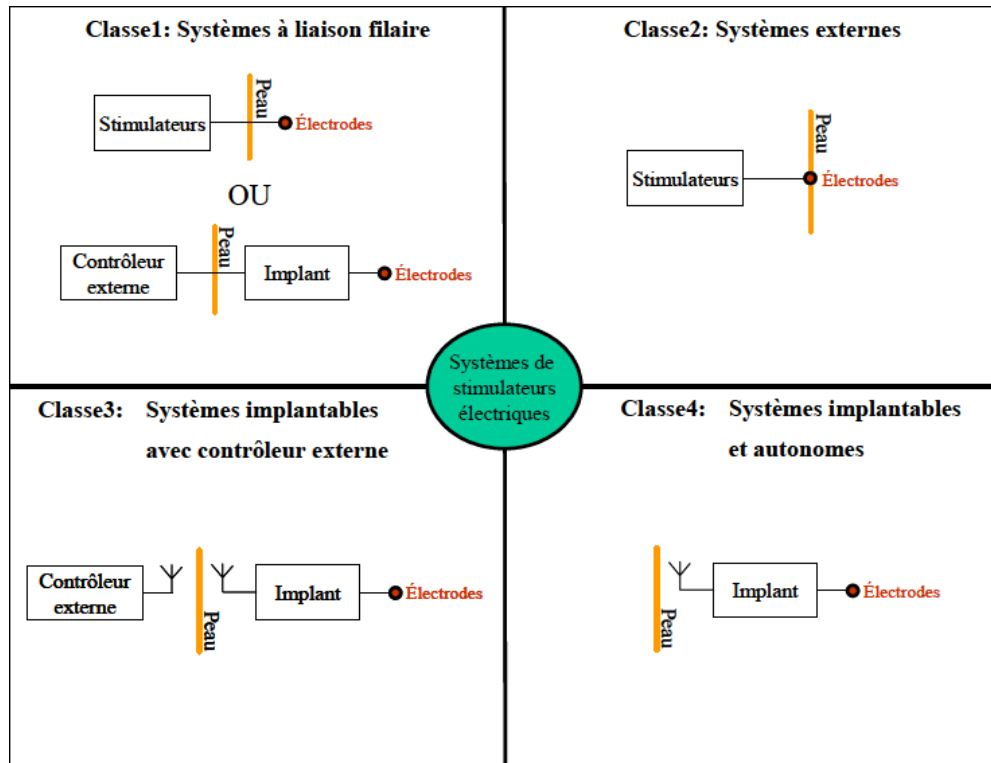


Fig.I.1 : Les différentes classes de stimulateurs électriques. [3]

I.3. Les types de stimulation électrique

I.3.1. TENS électrothérapie

I.3.1.1. Définition

TENS veut dire Neurostimulation Electrique Transcutanée. C'est une méthode d'analgésie non médicamenteuse, non invasive permettant de soulager la douleur grâce à un petit appareil électrique portable relié au patient par des électrodes. La plupart des appareils modernes disposent de deux canaux indépendants permettant de traiter simultanément deux localisations douloureuses, des points spécifiques sur le corps sont stimulés. C'est ainsi que certaines douleurs peuvent être soulagées ou diminuées. Figure I.2

Cette thérapie est validée scientifiquement, prescrite sous contrôle médical. Elle peut être utilisée seule ou en complément d'un traitement médicamenteux. L'envoi de petites impulsions électriques non douloureuses, par l'intermédiaire d'électrodes posées sur la peau, permet de masquer partiellement ou totalement la douleur pour une durée variable. Cette technique suppose une pratique régulière et s'inscrit dans la durée de traitement pour obtenir sa pleine efficacité. [4]

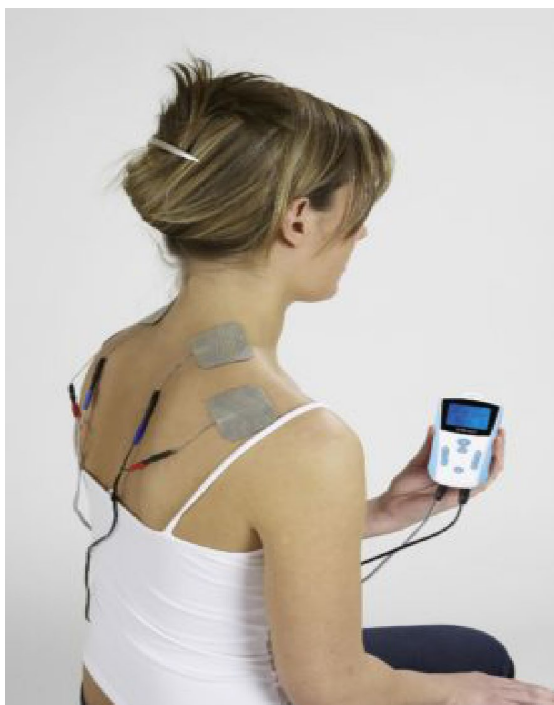


Fig.I.2: Exemple de TENS électrothérapie. Appareil et placement des électrodes. [4]

I.3.1.2.Historique

Dès l'Antiquité, les égyptiens utilisaient empiriquement les décharges électriques délivrées par certains poissons de la Vallée du Nil ("raie électrique" ou "torpille") pour soulager les douleurs, par application sur les zones algiques. Depuis la publication de la théorie du « gate-control » par Melzack et Wall en 1965, la neurostimulation électrique transcutanée a trouvé une base scientifique solide. Aujourd'hui, cette technique est communément utilisée par les médecins et les masseur-kinésithérapeutes, mais aussi par les patients au domicile, pour soulager divers types de douleurs. Le TENS peut être pratiqué seul ou en complément d'autres traitements médicamenteux ou physiques. [5]

I.3.1.3. Les mécanismes d'action

Les mécanismes neurophysiologiques par lesquels le courant électrique peut soulager la douleur ne sont pas complètement élucidés. Cependant, deux hypothèses sont souvent avancées pour expliquer cette action antalgique, qui est fonction de la fréquence et de l'intensité du courant utilisé.

✓ La théorie du portillon ou "GATE-CONTROL"

La théorie du "gâte-control" explique le mode d'action de l'ANTALGIE PAR INHIBITION SENSITIVE SEGMENTAIRE, que réalise le TENS CONVENTIONNEL. Cette modalité d'antalgie utilise un courant de (50HZ) et de faible intensité. Celle-ci est déterminée

par le seuil de sensibilité tactile que le patient perçoit sous forme d'un fourmillement confortable.

L'effet antalgique du TENS CONVENTIONNEL est localisé, d'installation rapide, mais de courte durée. Le TENS conventionnel est indiqué pour le soulagement des douleurs aiguës et localisées.

✓ **La libération de neurotransmetteurs endogènes**

L'électrostimulation provoque une libération d'endorphines responsables d'un effet antalgique comparable à celui obtenu avec la morphine (comme le confirme sa réversibilité par la naloxone).

Cette modalité d'ANTALGIE PAR LIBÉRATION D'ENDORPHINES ou TENS-ACUPUNCTURE associe une fréquence faible (4HZ) et une intensité élevée, que le patient perçoit sous la forme d'une sensation de « battements musculaires », à la limite de la tolérance. L'antalgie produite par le TENS-ACUPUNCTURE est retardée, mais plus durable que celle produite par le TENS conventionnel, avec un effet antalgique progressif et généralisé.

Le TENS-acupuncture est recommandé pour le traitement des douleurs diffuses et chroniques. [5]

I.3.1.4.TENS sur le plan pratique

✓ **La séance de TENS**

La mise en place des séances se pratique sur prescription médicale et/ou sur l'initiative du masseur-kinésithérapeute. Le traitement débute par une séance-test afin de déterminer les modalités de stimulation (type de courant, fréquence et intensité). La durée de la séance peut varier de quelques minutes (TENS-Trigger) à plusieurs heures consécutives (TENS vertébral) ; il est possible de réaliser plusieurs séances par jour (une stimulation intermittente à horaire fixe peut être proposée). En cas d'utilisation permanente, il est conseillé d'utiliser une stimulation en mode modulé ou burst (train d'impulsion de fréquence variable) afin de limiter l'apparition d'une accoutumance. Il est possible pour le patient, après un court apprentissage, de s'auto-administrer le courant antalgique, dont les paramètres auront été déterminés par le thérapeute.

✓ **Les électrodes**

Les électrodes utilisées sont le plus souvent autocollantes, d'une surface variable en fonction des techniques et des indications (minimum 4 cm²). Elles doivent être appliquées sur une zone cutanée propre, saine et sèche (nettoyée éventuellement à l'eau et savon ou alcool). [5]

I.3.2. La stimulation cardiaque

I.3.2.1 Définition

Un stimulateur cardiaque est un petit appareil électronique qui permet au cœur de battre à un rythme régulier. Le cas échéant, il envoie des impulsions électriques au cœur pour déclencher un battement. [6]. Figure I.3

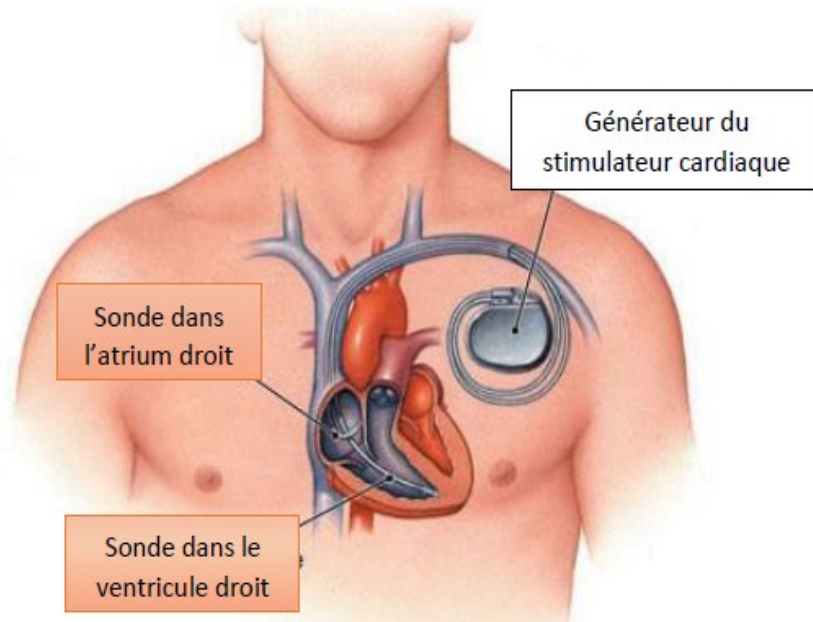


Fig.I.3 : stimulateur cardiaque. [6]

Il est appelé aussi « *pacemaker* » et se compose de deux parties :

- **Un boîtier** : qui contient la pile et le circuit électronique. L'énergie de la pile est convertie par les circuits électroniques en petites impulsions électriques. C'est comme le « cerveau » du système.
- **Une, deux ou trois sondes** qui acheminent les impulsions du boîtier au cœur. La sonde est un fil conducteur recouvert d'un isolant. Le contact avec le cœur se fait par une électrode (bout métallique) située à l'extrémité de la sonde. Elle conduit, d'une part, les impulsions électriques au cœur et retourne, d'autre part, les informations sur le fonctionnement du cœur au circuit électronique. [7] Figure I.4

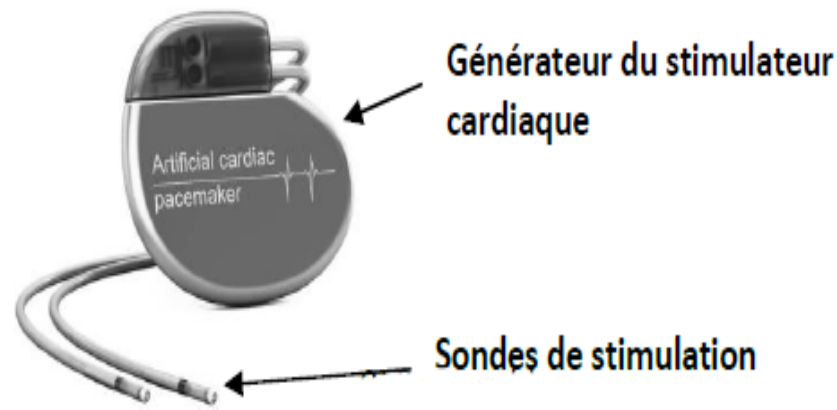


Fig.1.4 : Appareil de stimulation cardiaque. [6]

I.3.2.2. Conduction électrique normale du cœur

Afin de pouvoir battre et de jouer son rôle de pompe, le cœur est muni d'un système électrique que l'on appelle « *système de conduction électrique du cœur* » en fait, on pourrait dire que le cœur est une pompe à deux temps qui fabrique sa propre électricité. L'électricité alors produite fait contracter les oreillettes et les ventricules. La régularité du rythme cardiaque est assurée par le bon fonctionnement de ce système de conduction électrique.

Le courant électrique prend naissance dans le « *nœud sinusal* », situé à la partie supérieure de l'oreillette droite. Le nœud sinusal correspond au « *pacemaker* » naturel du cœur. Il reçoit les messages du cerveau, initie le courant électrique et adapte la fréquence cardiaque en fonction des besoins du corps.

À partir du nœud sinusal, le courant électrique parcourt les deux oreillettes, active leur contraction et favorise le passage du sang des oreillettes vers les ventricules. Le courant électrique est alors conduit vers le « *nœud auriculo-ventriculaire* » ou « *nœud AV* ». On le nomme ainsi, car il est situé entre les oreillettes et les ventricules. Le nœud AV a aussi une fonction importante. Il reçoit le courant électrique, le filtre en le ralentissant au besoin dans les cas de troubles de rythme et le dirige ensuite vers les ventricules.

Une fois stimulés par le courant électrique, les ventricules se contractent. Le ventricule droit propulse le sang vers les poumons et le ventricule gauche dans tout le corps. C'est de cette façon que l'électricité voyage dans le cœur. Chaque parcours du courant électrique, du nœud sinusal aux ventricules, entraîne un battement cardiaque.

Chez certaines personnes, des problèmes au niveau du système de conduction du cœur peuvent survenir. C'est pourquoi on doit recourir à l'implantation d'un stimulateur cardiaque. Les troubles de rythme ou arythmies cardiaques qui affectent le plus souvent le rythme naturel

du cœur mettent habituellement en cause le nœud sinusal, les oreillettes, le nœud AV et le sinus carotidien.

Toutes ces variations de rythme peuvent entraîner des symptômes comme des étourdissements, des palpitations, des essoufflements, de la fatigue, de la faiblesse, une diminution de la tolérance à l'effort et parfois une perte de conscience. [7]

I.3.3. La stimulation du nerf vague

I.3.3.1. Définition

Le nerf vague est un faisceau de fibres nerveuses s'étendant du cerveau à l'abdomen, se ramifiant vers les organes, dont le cœur, la rate, les poumons et l'intestin, et reliant les signaux des organes du corps au cerveau et vice versa.[8]

I.3.3.2. Historique

Les premières implantations de systèmes de stimulation du nerf vague ont été réalisées à la fin des années 1980, et les premiers résultats ont été publiés en 1990. Le dispositif commercialisé par Cyberonics a été retenu par la FDA aux Etats-Unis en juillet 1997 pour le traitement de l'épilepsie. [9]

I.3.3.3. Le mécanisme d'action de stimulation du nerf vague

On ne comprend encore que très partiellement comment la stimulation du nerf vague réduit l'activité épileptique. Plusieurs théories ont été avancées, mais le mécanisme précis n'est toujours pas compris. La procédure consiste à placer un générateur d'impulsions à pile sous la peau du côté gauche de la poitrine. Le générateur est relié au nerf vague par un fil électrique terminé par une petite électrode entortillée autour du nerf vague.

Les neurochirurgiens, les chirurgiens vasculaires et les otorhinolaryngologistes peuvent implanter les stimulateurs du nerf vague. Le générateur est programmé par un ordinateur auquel est rattaché un contrôleur. Les paramètres de stimulation varient. Les paramètres de basse stimulation sont utilisés pour faire fonctionner le stimulateur pendant 30 secondes toutes les cinq minutes. Toutefois, il peut être programmé pour des cycles de 30 secondes suivies de trois minutes d'arrêt ou pour des cycles de 7 secondes suivies de 20 secondes d'arrêt (cycle rapide). En général, les neurologues préconisent de programmer l'appareil pour des cycles de 30 secondes de fonctionnement suivies de trois à cinq minutes d'arrêt et de passer au cycle rapide de sept secondes de fonctionnement suivies de 20 secondes d'arrêt si, après un an, aucune amélioration n'a été constatée. L'intensité de la stimulation est augmentée par paliers jusqu'à un niveau où le contrôle des crises est amélioré sans qu'il n'y ait d'effets secondaires.

Il a été montré que l'utilisation du stimulateur réduisait la durée des crises. Un aimant porté par le patient sur une ceinture ou en bracelet peut être glissé sur le générateur pendant une

crise et fait se libérer un courant magnétique d'intensité préréglée. La moitié des patients ont remarqué que cet aimant arrêta la crise ou en réduisit la durée.

Le type de générateur utilisé actuellement a une durée de vie de 8 à 12 ans. Cette durée de vie varie en fonction du cycle choisi et du courant induit par l'aimant. La stimulation du nerf vague a été approuvée aux États-Unis et au Canada comme traitement auxiliaire pour les crises réfractaires au traitement médical, et plus particulièrement pour les crises partielles. La moitié des patients ont constaté une réduction de 50 % de la fréquence de leurs crises. Très peu de patients voient leurs crises disparaître suite à l'implantation d'un stimulateur du nerf vague.

La stimulation du nerf vague est normalement envisagée si les antiépileptiques sont restés sans effet. Chez les patients pour lesquels la chirurgie épileptique a de fortes chances d'améliorer la maîtrise des crises, la solution chirurgicale serait préférable à l'implantation d'un stimulateur du nerf vague. [10] Figure I.5



Fig.1.5: Stimulateur du nerf vague (générateur et électrode). [9]

I.3.4. La stimulation électrique musculaire

I.3.4.1. Définition

L'électrostimulation musculaire ou électro musculation permet de réaliser un travail musculaire efficace sans fatigue cardiaque en réduisant au maximum les contraintes tendineuses. Elle soulage aussi les douleurs musculaires, crampes et courbatures.

L'électrostimulation est principalement utilisée pour accélérer la récupération mais elle peut aussi compléter un programme pour débutant en musculation ; elle vise dans ce cadre à tonifier les muscles. Un électro stimulateur est aussi très efficace pour contrer la fonte musculaire consécutive à un arrêt prolongé dû à une blessure. [15]

I.3.4.2. Historique

Au XVIIIe siècle, Luigi Galvani démontra qu'en faisant passer du courant électrique par la moelle épinière d'une grenouille, on pouvait obtenir des contractions musculaires. À cette époque, nombreuses sont les universités qui avaient renouvelé cette expérience. Il s'agissait de démontrer que l'électricité pouvait générer une contraction musculaire, bien qu'on ne sût pas pourquoi le muscle arrivait à se contracter lorsqu'il était traversé par un courant électrique. Pendant un certain temps, le muscle mort continuait à conserver sa capacité contractile au passage du courant électrique. Cela démontrait que d'une certaine façon, les êtres vivants généraient ce type de courant pour pouvoir se déplacer et bouger volontairement sur terre. Il était donc établi que l'impulsion nerveuse avait un composant électrique essentiel généré par l'être vivant lui permettant ainsi de contrôler ses actions motrices. De même on a pu obtenir un mouvement sur un cadavre au moyen de l'électricité.

Il est désormais essentiel pour nous de considérer que c'est le cerveau qui génère l'impulsion électrique et que c'est par les nerfs que cette impulsion est transmise à la musculature. Cela nous permet donc toute sorte de mouvements. Cependant, au XVIIIe siècle, à l'époque de Galvani et Volta, il n'existait pas d'instruments suffisamment sensibles pour mesurer les petites quantités d'énergie électrique qui circulaient à travers le tissu nerveux. Sans presque aucun moyen, ils ont également réussi à démontrer que l'énergie qui parcourrait le corps humain était du même type que celle produite par les éclairs ou que l'énergie générée lorsqu'on frottait une barre d'ambre. On peut donc affirmer que ces génies de la science facilitèrent et ouvrirent la voie à l'étude de nouvelles branches de la médecine, à savoir la neurophysiologie et la neurologie.

La fin du XIXe et le début du XXe siècle ont vu naître une série de progrès qui allaient faciliter l'utilisation de l'électrostimulation comme élément thérapeutique disponible pour le traitement efficace de nombreuses pathologies et plus particulièrement dans le traitement de la douleur. [16]

I.3.4.3. La physiologie musculaire

La fonction principale du tissu musculaire est la contraction. Le tissu musculaire est formé de cellules qui, en raison de leur forme allongée, sont appelées fibres.

Il existe trois types de fibre musculaire :

- La fibre musculaire striée squelettique (muscles du corps) dont la contraction produit un déplacement et une tension.

- La fibre musculaire lisse (paroi des viscères, des vaisseaux sanguins) dont la contraction permet le déplacement des fluides.

-La fibre musculaire cardiaque.

Le corps humain compte environ 430 muscles. Leur forme est très variable. Le muscle strié squelettique représente 40% de la masse corporelle. Sa contraction aboutit à une force.

S'il y a déplacement, le mouvement est un travail musculaire. S'il n'y a pas de déplacement, la tension est un tonus musculaire.

Le muscle possède plusieurs propriétés. C'est un organe excitable, soit de façon interne par influx nerveux, soit de façon externe par une excitation électrique. C'est un organe élastique qui peut être étiré et revenir à sa position de repos. C'est un organe contractile qui peut se raccourcir.

L'innervation musculaire est l'unité motrice. Qui est l'ensemble constitué par le motoneurone, son axone et l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve (il y a 50 à 2000 unités motrices par muscle).

Le nombre de fibres musculaires par unité motrice est très variable : 10 à 15 fibres motrices pour des muscles très rapides et très précis (muscle occulo-moteur). 2000 fibres musculaires pour les gros muscles comme le quadriceps. Il y a trois règles dans une unité motrice.

- * Toutes les fibres musculaires possèdent les mêmes propriétés
- * Toutes sont activées en même temps.
- * Les unités motrices sont recrutées progressivement. [11]



Fig.1.6: La masse musculaire du corps humain. [18]

I.3.4.4. Principe de fonctionnement

L'électrostimulation musculaire (ESM) est une technique ancienne. Depuis la fin du XVIII siècle on sait reproduire une contraction musculaire par l'effet d'une brusque variation de potentiel électrique. Le courant électrique parvient à la fibre musculaire à travers les tissus séparant l'électrode du muscle. Le seuil à partir duquel la contraction se manifeste peut être mesuré soit par une alerte du patient, seuil sensoriel, ou mécaniquement à la vue ou au toucher c'est le seuil contractile.

A partir du seuil de perception qui est corrélé à la puissance du générateur mesuré sur le moniteur, le courant peut augmenter en volume et recruter spatialement de plus en plus de fibres musculaires supplémentaires.

Ces paramétrages sont assez faciles à mettre en évidence sur les muscles squelettiques par l'intermédiaire des électrodes sur peau.

En effet le seuil de perception (rhéobase) s'exprime en milliampères (mA) visible par un léger creux peaucier est créé par une impulsion rectangulaire de longue durée 100 à 300 ms. C'est l'intensité ou voltage liminaire.

L'opérateur double alors le chiffre de la rhéobase et l'expérience recommence pour obtenir la chronaxie par impulsion de très courte durée (0,03 ms) jusqu'à obtenir la réponse musculaire qui devient alors la référence de la sensibilité musculaire du muscle et du patient considéré. Chaque muscle possède sa propre chronaxie. Elle est déterminée par son activité fonctionnelle.

Si l'intensité de l'impulsion demeure constante (courant constant) le muscle s'accommode et ne répond plus ou beaucoup moins. C'est le seuil d'accommodation musculaire. Il faut à ce moment-là augmenter l'intensité pour obtenir de nouveau une contraction. [12]

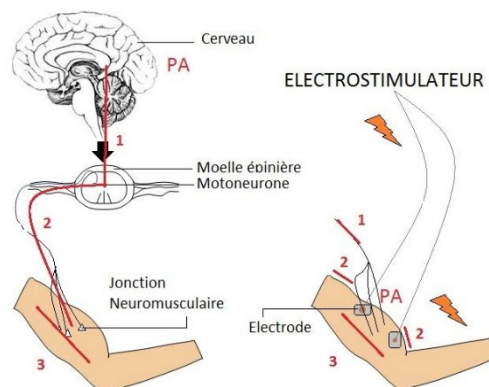


Fig.1.7 : Contraction volontaire et forcée. A gauche la représentation d'une contraction Volontaire commandée par le système nerveux. A droite la représentation d'un muscle sous stimulation électrique. En rouge, les différents endroits contractés. [14]

I.3.4.5. Positionnement des électrodes

Lorsqu'une stimulation percutanée est appliquée au niveau d'un muscle normalement innervé, les fibres musculaires ne sont pas stimulées directement mais bien par l'intermédiaire de leurs terminaisons nerveuses.

En effet, il est bien connu que les fibres nerveuses sont plus excitables que les fibres musculaires. Les premières présentent une rhéobase et une chronaxie inférieures aux dernières. Cela signifie qu'il faut une intensité moindre de stimulation pour provoquer la contraction musculaire. D'autre part, pour une intensité de stimulation donnée, la force développée est plus importante lorsque le stimulus est appliqué au "point moteur". Celui-ci se définit comme étant la projection au niveau de la peau, de la zone d'innervation du muscle. A cet endroit, les fibres musculaires sont activées par l'intermédiaire de leur axone moteur. Certains muscles présentent plusieurs points moteurs qui peuvent être très facilement localisés en déplaçant l'électrode de stimulation (cathode ou électrode négative) sur le muscle. L'anode (électrode positive) est placée, quant à elle, soit sur l'une des extrémités du muscle (stimulation bipolaire), soit à un autre endroit du corps (stimulation monopolaire).

Les électrodes habituellement utilisées en électrostimulation sont de divers types. Cela va de la plaque métallique recouverte d'un tissu humidifié aux électrodes en élastomère. Ces dernières présentent l'avantage d'être moins nocives pour la peau. En ce qui concerne la taille des électrodes, les avis sont partagés. La majorité des auteurs préconisent l'utilisation d'une cathode plus petite que l'anode. Pour mieux focaliser l'effet excito-moteur sur le point moteur considéré. Certains auteurs proposent cependant l'utilisation de deux électrodes de grande taille afin de recouvrir la plus grande partie du muscle à stimuler.

Enfin, la localisation relative des deux électrodes dépend de la profondeur de l'effet excite-moteur recherché. Plus les électrodes seront proches l'une de l'autre sur le même versant de membre, plus l'influence électrique restera superficielle. [13]

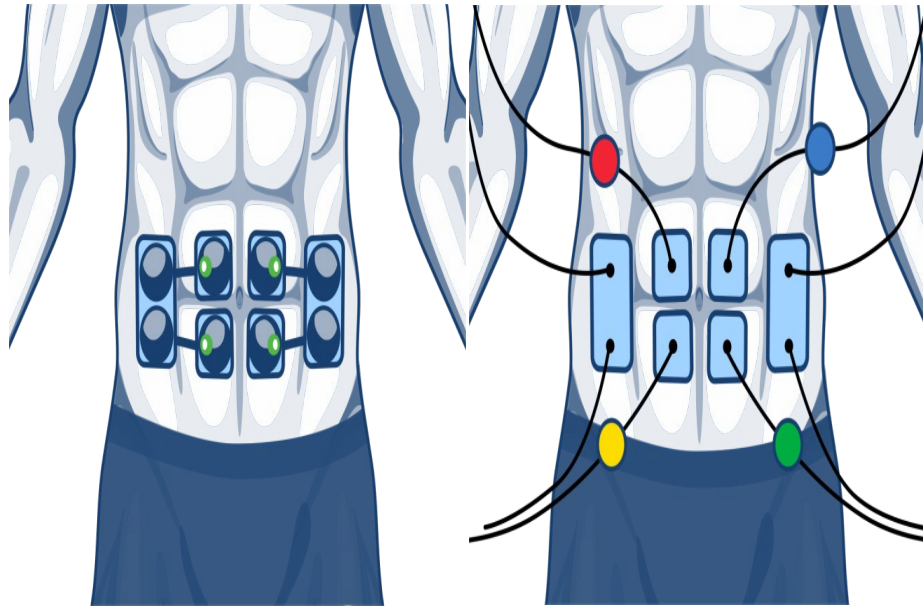


Fig.1.8 : Électrostimulateur Sans-fil (Wireless) et électrostimulateur filaire [17]

I.3.5. La neuromodulation sacrée

I.3.5.1. Définition

La neuromodulation ou la neurostimulation sacrée consiste en la stimulation des nerfs sacrés à partir d'un neuromodulateur implanté dans une logette sous-cutanée au niveau de la partie supérieure de la fesse, lui-même relié à une électrode installée en permanence au niveau S3 du sacrum. Ce neuromodulateur devra être remplacé après une période de 5 à 10 ans, selon la longévité de la pile. [19]

Elle est visée pour le traitement du dysfonctionnement sous-jacent tel que l'urgence urinaire, la fréquence, l'incontinence par impériosité, et rétention urinaire. Il est également à l'étude pour le traitement de l'incontinence fécale, de la constipation chronique, de la douleur pelvienne et d'autres états pathologiques. [12]

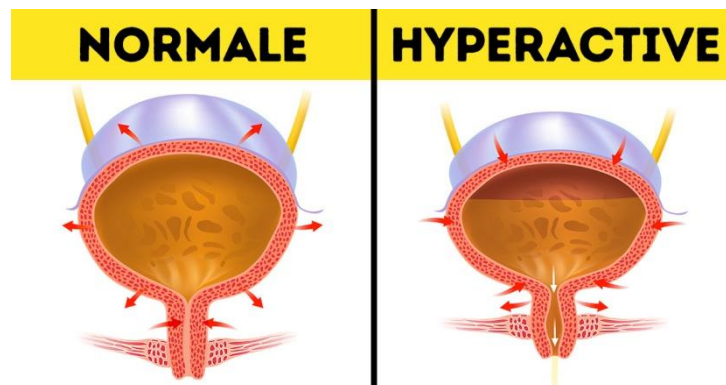


Fig.1.9: La différence entre une vessie normale et une vessie hyperactive. [22]

I.3.5.2. L'implantation du stimulateur sacré

Pour être admissible à cette technologie, les patients doivent répondre aux critères d'inclusion suivants :

- être âgés entre 18 et 75 ans.
- être affectés par un épisode d'incontinence ou plus par semaine.
- posséder un sphincter anal extérieur intact, avec ou sans chirurgie de reconstruction.
- être réfractaire à toute approche thérapeutique conservatrice.
- pouvoir remplir un questionnaire de suivi et assister aux cliniques de contrôle.
- signer une formule de consentement.

Par la suite, le choix des patients susceptibles de recevoir cet implant se fait selon 3 phases :

Phase 1 : Cette phase consiste à vérifier l'intégrité des nerfs sacrés et la réponse du plancher pelvien. Sous anesthésie locale, une électrode est insérée de façon percutanée au niveau S3, pour localiser et stimuler les nerfs sacrés. L'intégrité des nerfs parcourant le plancher pelvien est confirmée par des secousses ou des contractions musculaires.

Phase 2 : Cette phase consiste à évaluer les effets thérapeutiques de la neuromodulation sacrée sur les symptômes de l'incontinence fécale.

Lorsque la phase 1 est concluante, l'électrode de stimulation est fixée en place et reliée à un neuromodulateur externe temporaire qui est maintenu à la taille à l'aide d'une ceinture appropriée. L'on procède alors à une stimulation sacrée pendant une période de 1 à 3 semaines, avec annotation de tous les épisodes d'incontinence observés pendant cette période. Les patients ayant démontré une réduction de 50% ou plus des épisodes d'incontinence, sont susceptibles de recevoir l'implantation permanente d'un neuromodulateur.

Phase 3 : Lors de cette phase, l'on procède à l'implantation du neuromodulateur et de l'électrode sous-cutanée permanente. L'électrode temporaire est alors retirée et remplacée par une électrode permanente. Le neuromodulateur quant à lui, est implanté dans une logette sous-cutanée dans la partie supérieure de la fesse. Les paramètres optimums de stimulation sont choisis par le chirurgien à l'aide d'un programmeur externe et le patient se voit remettre un commutateur portatif lui permettant d'interrompre la stimulation pour les défécations. [19]

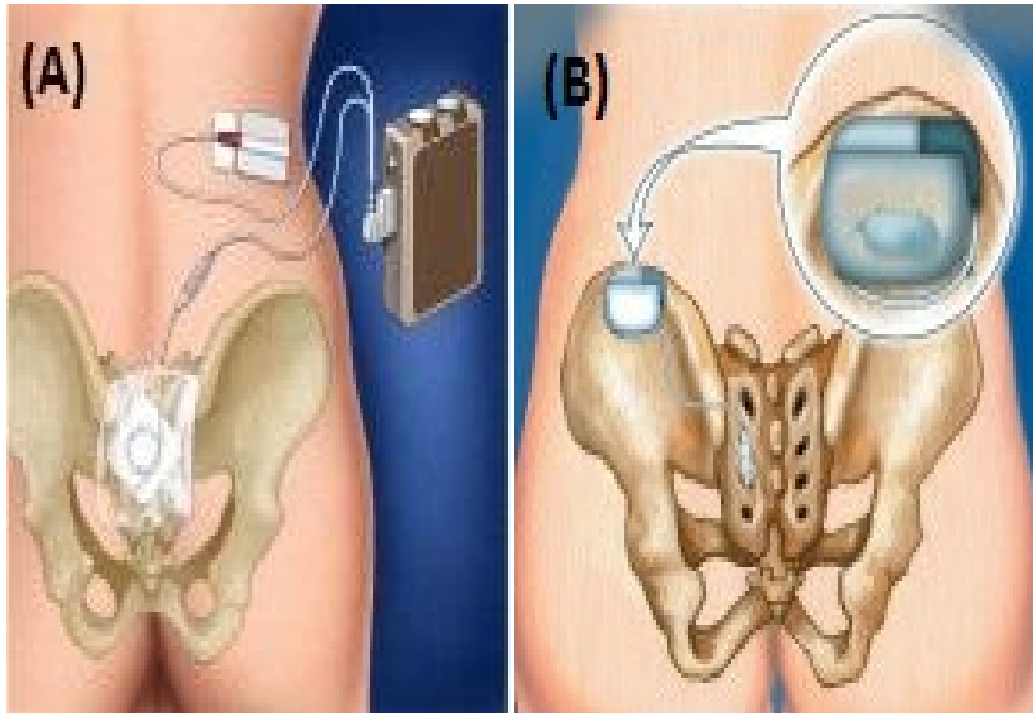


Fig.I.10: Implantation en deux étapes A : implantation de l'électrode définitive et phase de test, B : implantation du boîtier chez les patients répondeurs. [21]

I.3.6. La stimulation crânienne

I.3.6.1. Définition

La stimulation de l'électrothérapie crânienne (CES) utilise des dispositifs médicaux de la taille d'un téléphone portable qui envoie un faible courant électrique pulsé au cerveau via des électrodes placées sur les lobes des oreilles, il s'agit d'un traitement électro-médical non invasif qui a été démontré qu'il diminue l'anxiété, l'insomnie et la dépression de manière significative. La CES peut également être utilisée lors de séances de psychothérapie et avec des médicaments, l'hypnose et le biofeedback pour diminuer l'anxiété des patients, elle est aussi rentable par rapport aux médicaments et autres appareils utilisés en psychiatrie, et facile à utiliser dans les milieux cliniques et même à domicile.

La CES a été approuvée par la Food and Drug Administration (FDA) des Etats-Unis.

[23]

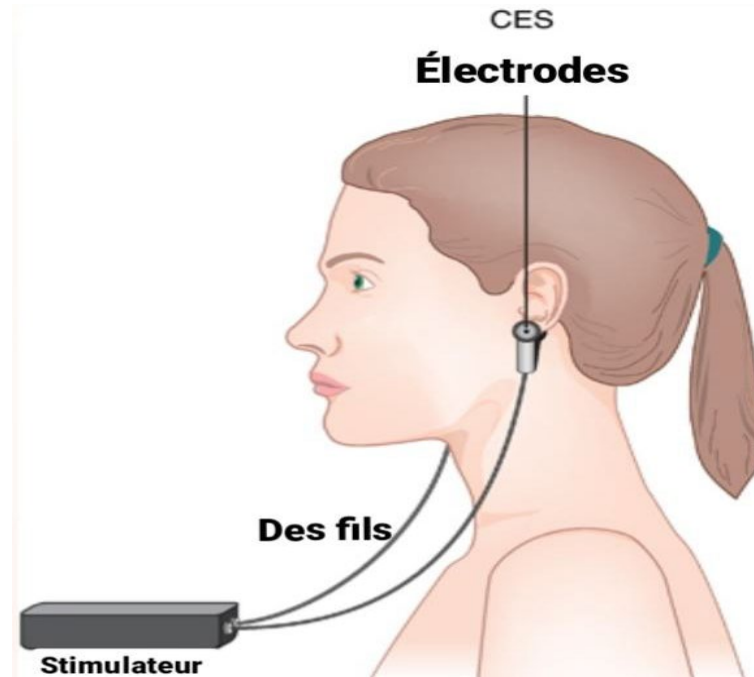


Fig.I.11: L'emplacement des électrodes d'un stimulateur crânien [24]

I.3.6.2. L'activité électrique du cerveau

Le cerveau humain contrôle la fonction du corps, comme l'activité cardiaque, les mouvements, la parole, mais aussi la pensée elle-même, la mémoire ou la perception des émotions. L'activité cérébrale a pu être mesurée par l'électroencéphalographie (EEG). Le principe de cette méthode est la capture du potentiel électrique. [25]

D'autre part le cerveau génère des ondes cérébrales par des éléments constitutifs, les cellules individuelles appelées neurones. Les neurones communiquent entre eux par des changements électriques. Nous pouvons réellement voir ces changements électriques sous la forme d'ondes cérébrales comme le montre un EEG (électroencéphalogramme).

Ces ondes cérébrales sont mesurées en cycles par seconde (Hertz). On parle aussi sur la "fréquence" de l'activité des ondes cérébrales. Plus le nombre de Hz est faible, plus l'activité cérébrale ou la fréquence de l'activité est lente.

Les chercheurs des années 30 et 40 ont identifié plusieurs types différents d'ondes cérébrales. Traditionnellement, ceux-ci se divisent en 4 types. [26]

La première forme d'onde régulière enregistrée, en raison de sa grande amplitude, a été nommée Alpha avec un spectre de fréquence compris entre 8 Hz et 14 Hz. Par la suite, d'autres fréquences ont été observées et sont largement classées en delta (0 à 5 Hz à 4 Hz), thêta (4 Hz à 8 Hz) et bêta (14 Hz à 20 Hz et plus).

La science à beaucoup avancé depuis ces premiers jours et les cas associés aux autres fréquences sont maintenant bien compris. Les basses fréquences de Delta sont principalement associées au sommeil profond (et aux jeunes bébés) et ont donc peu d'application pratique, sauf peut-être pour les insomniaques. Theta, d'autre part, a été liée à une créativité intense et intéresse donc de nombreuses personnes souhaitant générer une inspiration artistique et des solutions innovantes aux problèmes. Le bêta est prédominant dans la conscience de veille normale. [27]

I.3.6.3. Anatomie et physiologie du crâne

Le crâne humain se compose de 22 os qui sont principalement reliés entre eux par des articulations ossifiées, appelées sutures. Le crâne est divisé en 2 parties la première c'est l'os crâniens et la deuxième c'est le squelette facial. Il y a 8 os crâniens et 14 os faciaux, soit un total de 22 os. La première abrite le cerveau. Le visage se compose des os du visage qui forment les mâchoires supérieures et inférieures, le nez, les orbites et d'autres structures faciales. La fonction principale du crâne est la protection de l'organe le plus important du corps humain, à savoir le cerveau. [28]

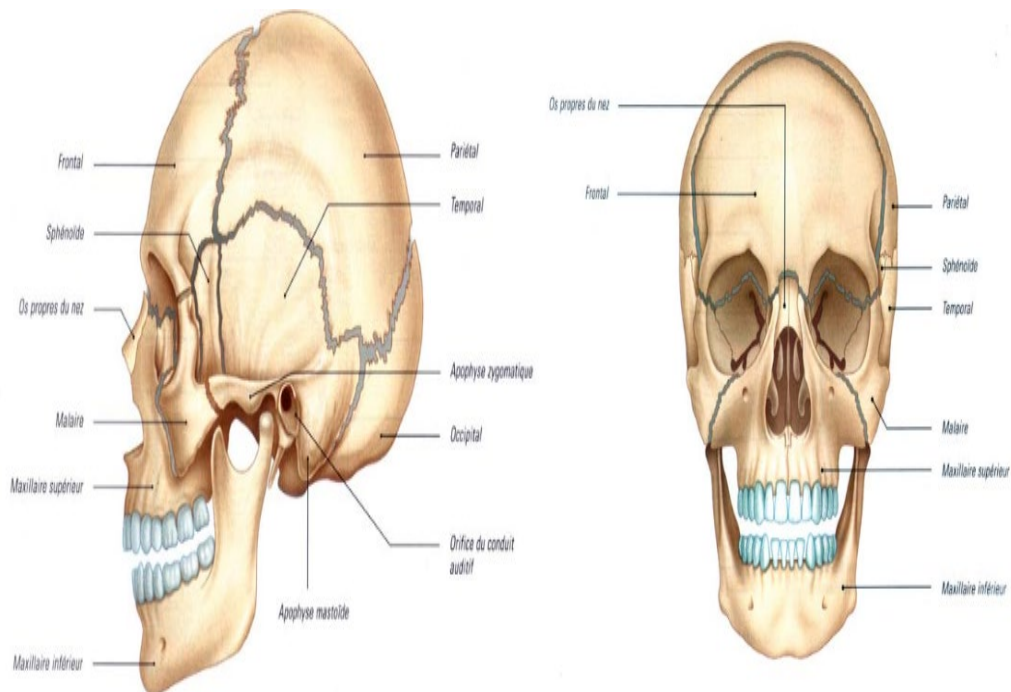


Fig I.12 : Représentation des différents os du crâne. [29]

I.3.6.4. Les maladies traiter par la CES

La CES est l'une des premières techniques développées pour stimuler le cerveau de manière non invasive. Le but principal de la CES est le traitement de l'anxiété, de la dépression et de l'insomnie.

Elle a également été utilisée pour le traitement de la douleur, des maux de tête, de l'arrêt du tabac, de la fibrose et de l'abandon de médicaments. [30]

I.4. Conclusion

Dans ce chapitre on a fait un rappel sur quelques stimulations électriques et leurs mécanismes d'action, donc il est préférable d'utiliser la stimulation électrique car elle ne cause pas de dégâts aux cellules et permet donc de répéter l'expérience. En appliquant de l'électricité nous pouvons activer les mécanismes fonctionnels pré-établis dans une structure et découvrir ces possibilités d'action spontanée. Par le moyen de la stimulation électrique du cerveau, il est possible de contrôler une quantité de fonctions : un mouvement, une sécrétion glandulaire, ou une activité mentale spécifique. [31]



Chapitre II
Réalisation Pratique du Stimulateur Crânien

II.1. Introduction

Dans ce chapitre, on va aborder la mise en œuvre du circuit électrique du montage, les mesures pratiques des sorties et le circuit imprimé de sa réalisation.

II.2. Les composants utilisés pour la réalisation du montage

Le 4040 :

Le CD4040BC est un compteur binaire à 12 étages.

- Les broches (1,2,3,4,5,6,7,9,12,13,14,15) : les sorties Q1 à Q12 du CI.
- 8 : La masse.
- 10 : L'entrée d'horloge.
- 11 : La réinitialisation.
- 16 : L'alimentation.

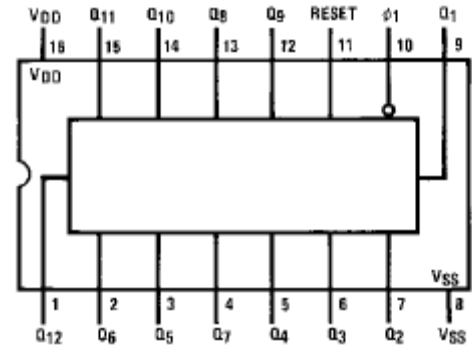


Fig.II.1 : Brochage du circuit intégré 4040.

Le 4060 :

Le CD4060BC est un compteur binaire à 14 étages dont 10 seulement sont présents en sortie.

- (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 13, 14, 15) : Les sorties de compteur.
- 9,10 : Connexion du quartz et ces accessoires (condensateurs et résistances).
- 11 : Entrée d'horloge / broche oscillateur.
- 12 : L'initialisation.
- 8 : La masse (0V).
- 16 : Tension d'alimentation.

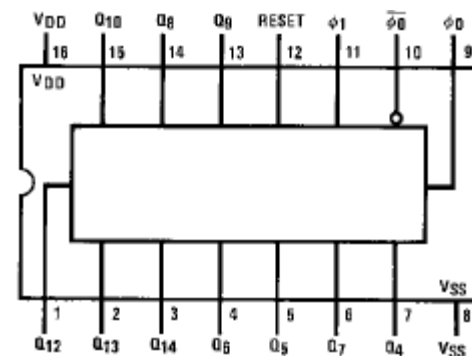


Fig. II.2 : Brochage du circuit intégré 4060.

Le 4017 :

Le CD4017BC est un compteur Johnson divisant par 10 en 5 étapes avec 10 sorties décodées et un bit.

- (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 11) : Les sorties Q1 à Q10.
- 8 : La masse.
- 12 : Retenue/pour la cascade de compteurs.
- 13 : Activation de l'horloge.
- 14 : L'horloge.
- 15 : La réinitialisation du compteur.
- 16 : Tension d'alimentation.

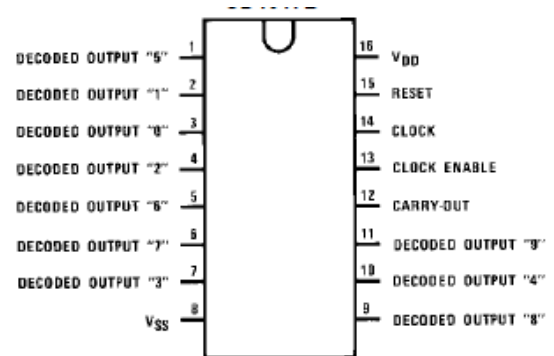


Fig. II.3 : Brochage du circuit intégré 4017.

Le 4011 :

Le CD4011 contient quatre portes NAND indépendantes,

(1, 2, 5, 6, 8, 9, 12, 13) : Les entrées des 4 portes.

- (3, 4, 10, 11) : Les sorties des portes.
- 7 : La masse (0V).
- 14 : Tension d'alimentation.

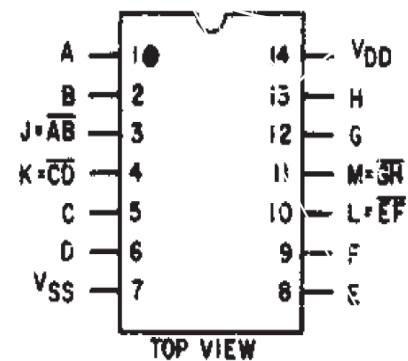


Fig. II.4 : Brochage du circuit intégré 4011.

MC34063 :

La série MC34063A sont des circuits de commande monolithique contenant les fonctions principales requises pour les convertisseurs DC-DC.

Ces dispositifs se composent d'une référence interne compensée en température, d'un comparateur, d'un oscillateur à cycle de service contrôlé avec un circuit de limitation de courant actif, un pilote et un commutateur de sortie à courant élevé.

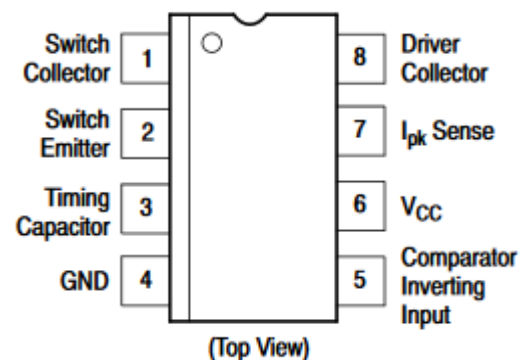


Fig. II.5 : Brochage du M34063

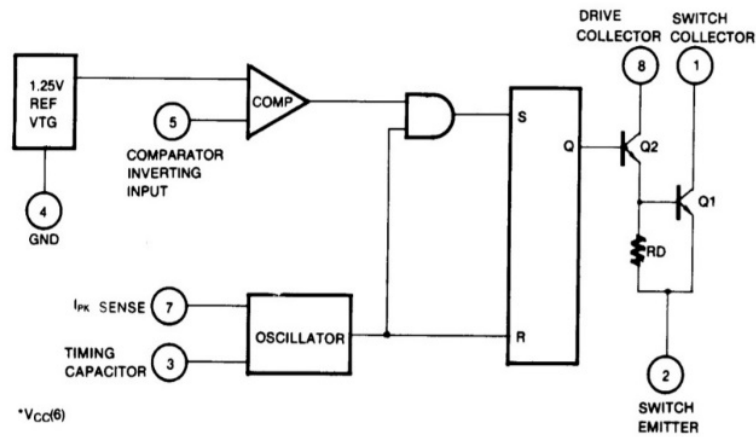


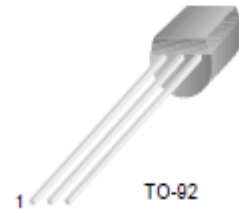
Fig. II.6 : La Structure interne et Brochage du circuit Intégré MC 34063.

BC547 :

Transistor épitaxial en silicium NPN.

Le courant $I_{cmax} = 100mA$ et $V_{cemax} = 40V$

1. Collecteur.
2. Base.
3. Emetteur.

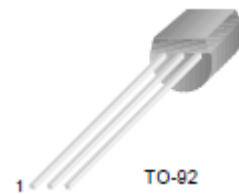


BC640 :

Transistor épitaxial en silicium PNP.

Le courant $I_{cmax} = 100mA$ et $V_{cemax} = 60V$

1. Emetteur.
2. Collecteur.
3. Base.

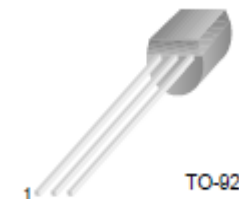


BC557 :

Transistor épitaxial en silicium PNP.

Le courant $I_{cmax} = 100mA$ et $V_{cemax} = 40V$

1. Collecteur.
2. Base.
3. Emetteur.



1N4148 :

Une diode de commutation caractérisée par

- Tension inverse 100v, I_{direct}: 100mA.



Fig. II.7 : Diode 1N4148.

II.3 Le schéma bloc du circuit réalisé

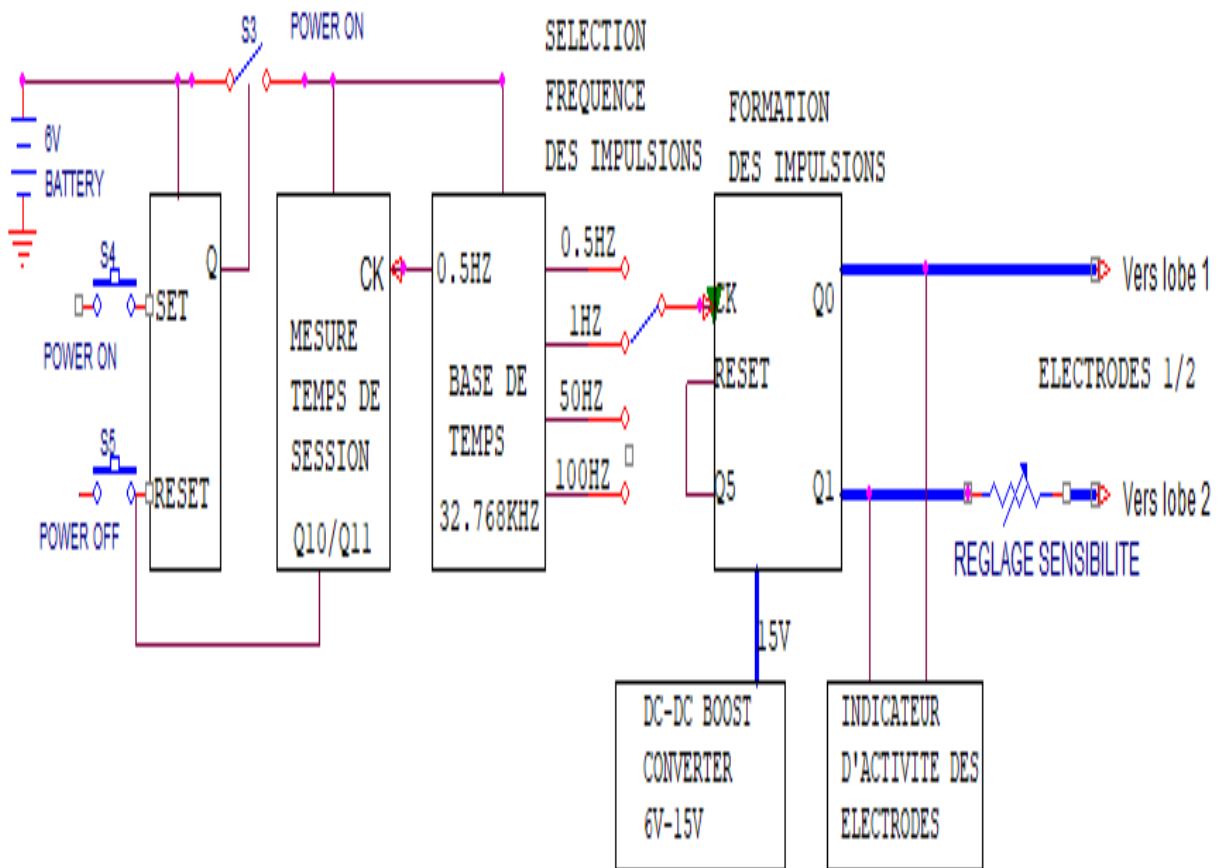


Fig. II.8 : Le schéma bloc du circuit.

II.4.Schéma électrique du stimulateur électrique

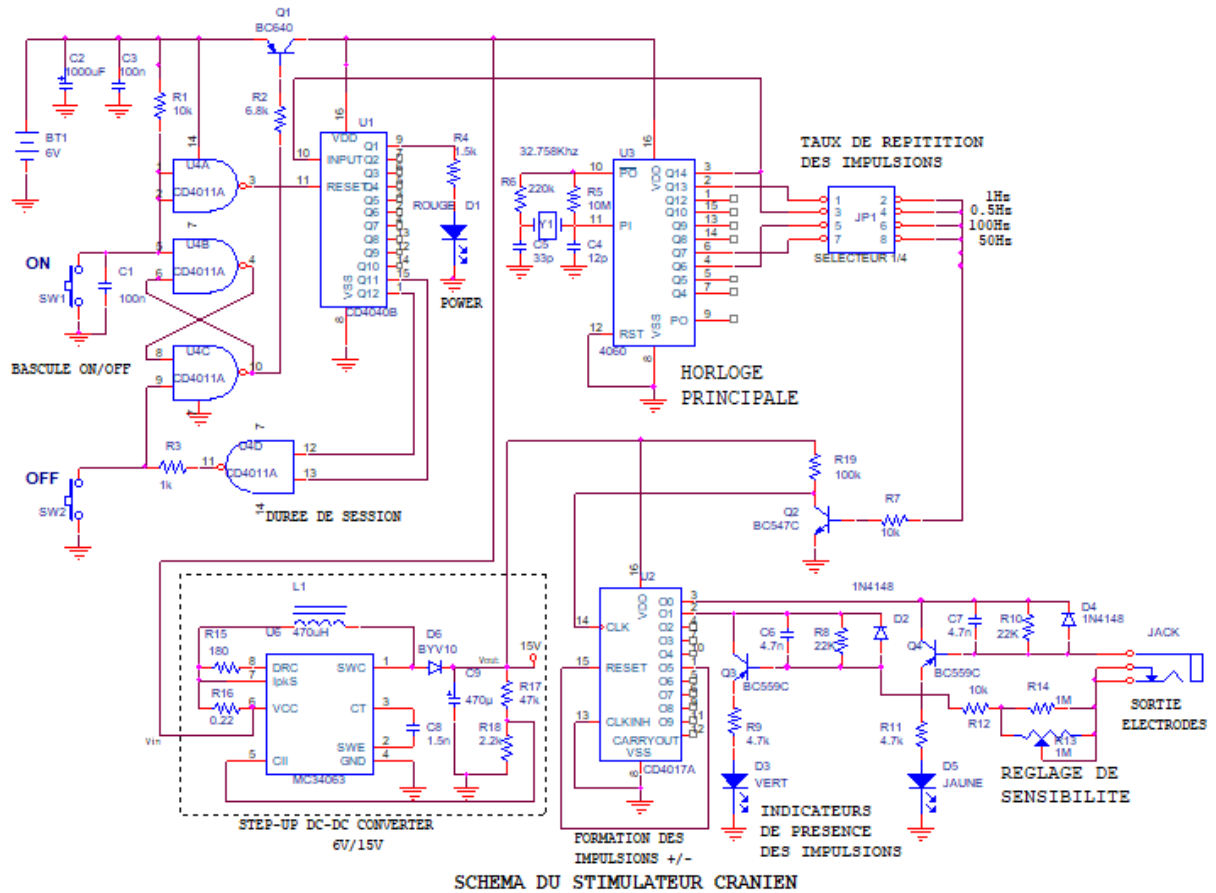


Fig. II.9 : Schéma électrique du circuit.

II.5. Description du montage

II.5.1. Horloge principale

Le cœur du système est construit autour de U3 un MC4060 qui est un compteur multi étages avec un oscillateur intégré (horloge). L'oscillateur est ici piloté par un quartz de 32.768 KHz. La division successive par deux de cette fréquence aboutie à 1Hz.

En suivant le schéma de la Figure II.9 la sortie Q14 (0.5Hz) est utilisée pour piloter le compteur à 12 étages U1 un CD4040 à partir de l'entée horloge Cp (pin10). Sur ce compteur la sortie Q11 est utilisée pour mesurer la durée d'une session de traitement (25 minutes).

Lorsque les sorties Q11 et Q12 sont à 1 logique la porte NAND U4D est à 0 logique ce qui permet de mettre à 1 la bascule SR formée par U4B et U4C. La sortie à 1 de la bascule permet de bloquer le transistor Q1 (arrêt automatique).

II.5.2. Bascule ON/OFF

Le transistor Q1 est commandé par la bascule, un niveau bas permet sa conduction et donc le passage de courant de la batterie vers le reste du montage pour l'alimenter. En actionnant le bouton poussoir SW1 (ON) la sortie de la bascule est à 0 logique ce qui alimente le montage.

En actionnant le bouton OFF la bascule est à 1 ce qui bloque Q1 et donc l'arrêt du courant vers le montage.

Il faut noter que le montage n'a pas de switch ON/OFF et que les portes NAND sont alimentées en permanence à très faible courant. La durée de vie de la batterie est estimée à 100 heures de fonctionnement.

- La porte NAND U4A permet le Reset du 4040 à chaque démarrage de session.
- La LED D1 permet de visualiser l'alimentation du système.
- Les sorties Q14, Q13, Q7 et Q6 sont choisies pour la sélection de la vitesse des impulsions électriques à appliquer au cerveau pour la stimulation. Figure II .10

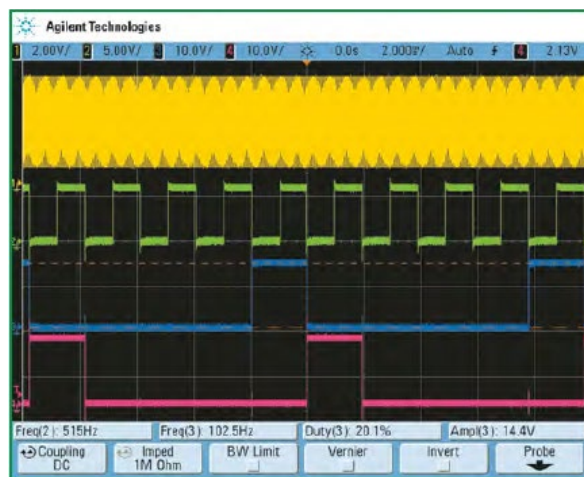


Fig.II.10: La trace jaune montre la forme d'onde à 32,768 kHz de l'oscillateur à cristal à la broche 10 de circuit 4060. En dessous, le vert trace est le signal 512 Hz à la broche 4. Les deux traces inférieures montrent l'impulsion de sortie alternée aux broches 2 et 3 de circuit 4017. [32]

II.5.3. Convertisseur DC-DC Booster (Step-up)

Les impulsions de stimulation doivent avoir un niveau de tension maximal de 15 V et un courant suffisant pour la stimulation.

Pour cela on utilise un convertisseur booster pour convertir la tension de la batterie de 6V vers 15V. On a choisi comme convertisseur le MC34063 (U6) pour sa simplicité de mise en œuvre. D'après la fiche technique, le circuit nécessite une bobine de 100μH, une résistance variable comme diviseur de tension pour le feedback et la régulation de la tension de sortie. Le convertisseur ainsi réalisé permet d'obtenir une tension variable allant de 13V à 50V.

La sortie est ajustée à 15V pour alimenter le 4017 (U2) qui est un compteur de type décade dont les sorties Q0 et Q1 génèrent les impulsions de stimulation.

II.5.4. Formation des impulsions positives et négatives

Sur le 4017, la sortie Q0 est à 1 alors que les sorties Q1 à Q9 sont à 0 logique. L'impulsion de Q0 polarise le transistor Q4 qui allume la LED D5 et alimente la première électrode à travers R10 de 22K, le courant de l'impulsion est appliqué au cerveau à partir du lobe de l'oreille droit par exemple (electrode1) traverse le cerveau et retourne par le lobe gauche en contact avec la deuxième électrode puis le réseau de résistances de protection et de réglage de sensibilité (R14, RV13 et R12) et puis la diode D2 vers la sortie Q1 qui est à 0 logique.

De même, la sortie Q1 bascule à 1 et toutes les autres sorties sont à 0. L'impulsion de courant polarise maintenant le transistor Q3 qui allume la LED D3 et alimente la 2^{ème} électrode à travers la résistance R8 de 22K le réseau de protection et réglage puis le cerveau et retourne par la 1^{ère} électrode puis D4 vers Q0 qui est à 0 logique.

Les électrodes ne sont pas alimentées pendant une pause équivalente au temps des sorties Q2, Q3 et Q4. Lorsque Q5 bascule à 1 le compteur est remis à 0 par la broche 15 (MR) et le cycle des impulsions reprend avec Q0 mis à 1 et Q1 à 0. La Figure II.10 représente des prises de vue sur l'oscilloscope des sorties Q0 et Q1.



Fig.II.11 : Images représentant les sorties Q0 et Q1 des impulsions.

Le transistor Q2 sert de convertisseur de niveau des impulsions de 6V (sorties du 4060) vers 15V entrée horloge CP0 du 4017.

La stimulation peut être faite avec des impulsions ayant des fréquences de : 0.5Hz, 1Hz, 50Hz et 100Hz, et la sélection de la fréquence se fait par le biais du sélecteur $\frac{1}{4}$ qui peut être un rotacteur à 4 positions ou simplement par l'utilisation de cavaliers.

II.5.5. Sensibilité

Le réglage de sensibilité permet d'avoir un courant de stimulation maximal de 0.5 mA pour RV13=0 et un courant minimal pour RV13 =1M.

L'activité des électrodes et l'intensité des impulsions sont visualisées par les LEDs D3 et D5.

II.5.6. Les électrodes

Une fiche Jack mono (type casque) est utilisée pour prendre les impulsions de stimulation positives et négatives du circuit et l'application de ces impulsions au cerveau se fait par des électrodes constituées à partir de 2 pinces conductrices ayant des ressorts faibles (type pince à linge avec de petites feuilles métalliques pour assurer la conduction). La figure II.11 est l'image des électrodes réalisées avec des contacts conducteurs flexibles.



Fig. II.12 : Image des électrodes réalisées.

II.5.7. Protection

Le circuit est protégé contre les court circuits par le réseau de résistances R12 et le réglage de sensibilité lorsque les électrodes se touchent par exemple.

II.5.8. Conditions d'hygiène

Les conditions d'hygiène et de propreté s'appliquent, et surtout si plusieurs personnes utilisent le même appareil.

II.5.9. Réalisation du circuit imprimé

La réalisation a été d'abord réalisée sur une plaque d'essai pour tester le fonctionnement du circuit avant de commencer la réalisation pratique sur circuit imprimé.

A partir du schéma électrique et à l'aide de la technologie jumper (strap) dans le logiciel Orcad Layout on a réalisé les typons du circuit imprimé présentés sur les figures 13 a, b, c et d.

Avec le même logiciel on réalise un deuxième circuit imprimé double face dont les typons sont présentés aux figures 14 a, b, c et.

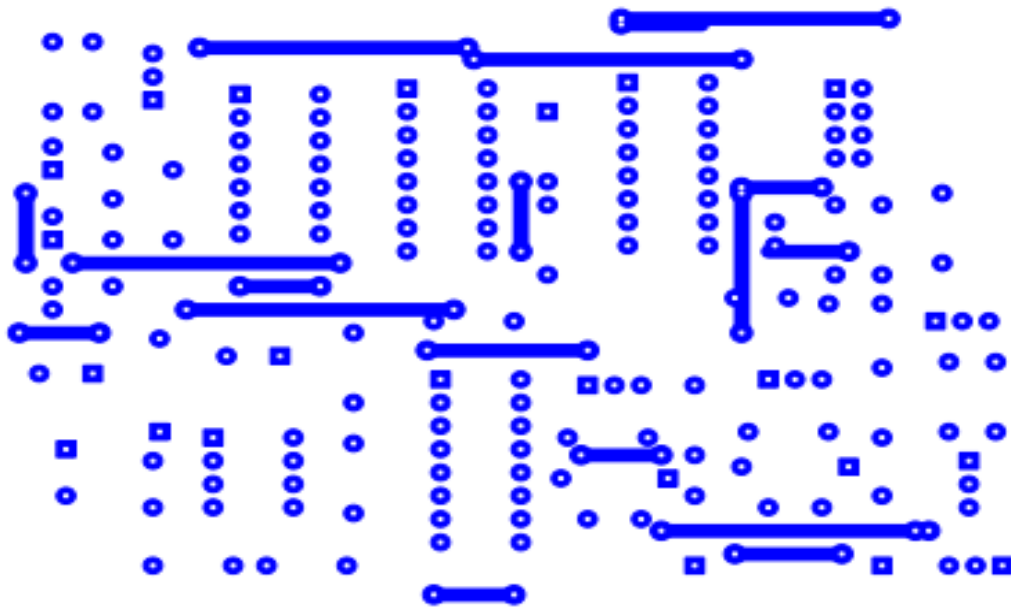


Fig. II.13a : La face 1 (jumpers).

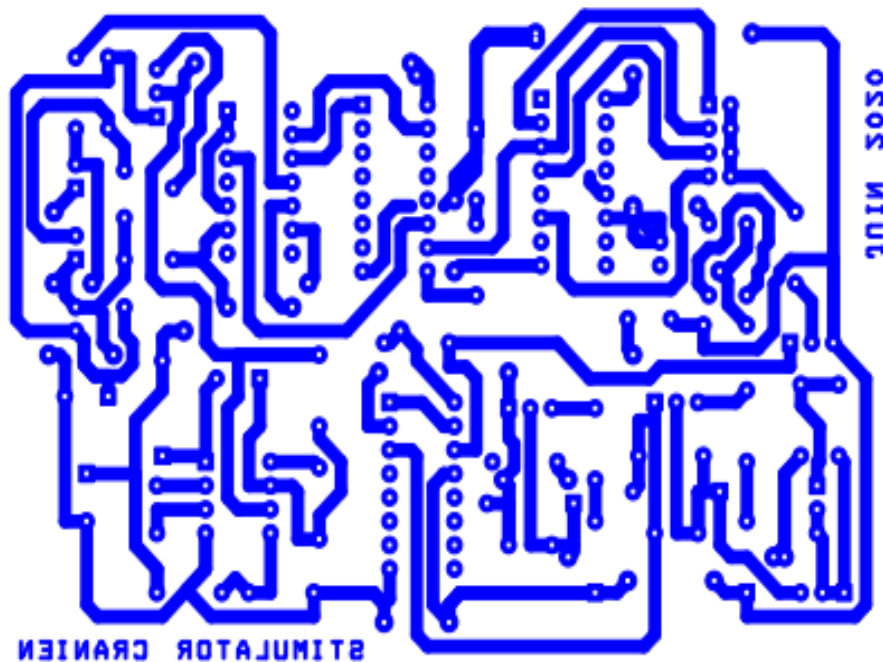


Fig. II.13b : La face 2.

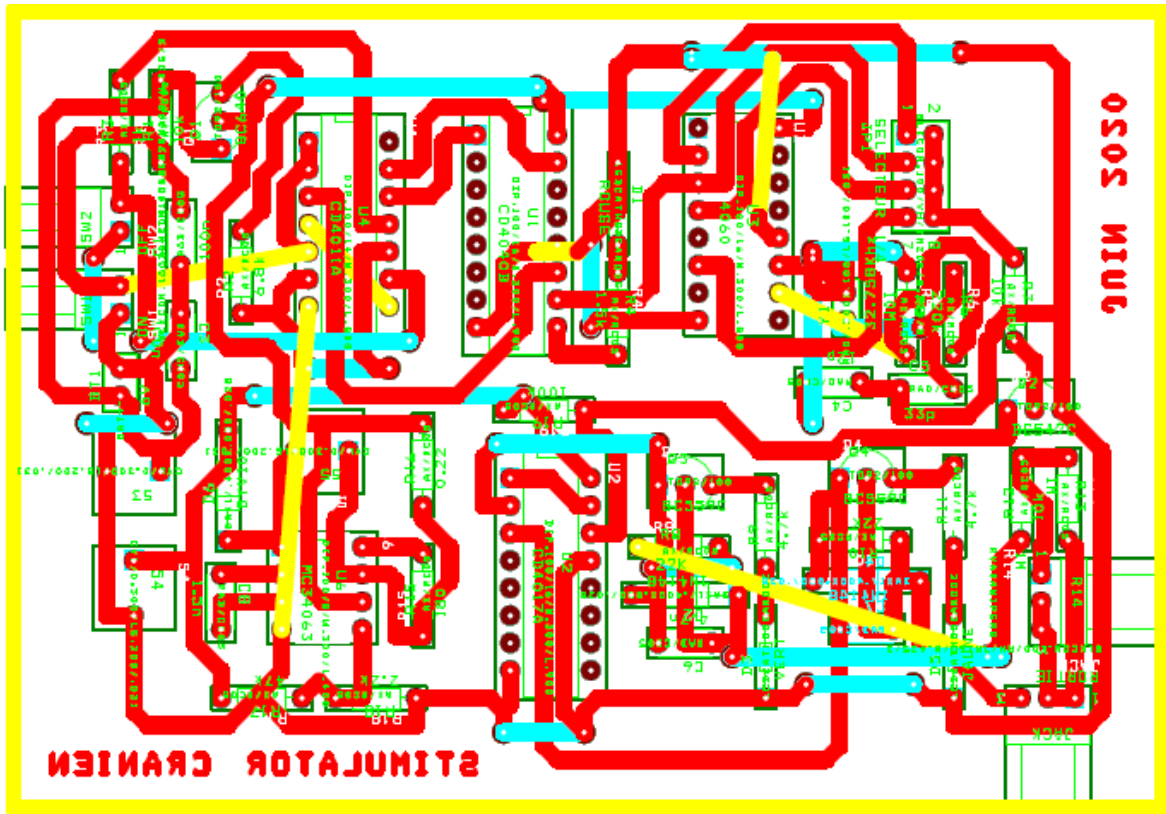


Fig. II.13c : Vue globale face2 et face jumpers.

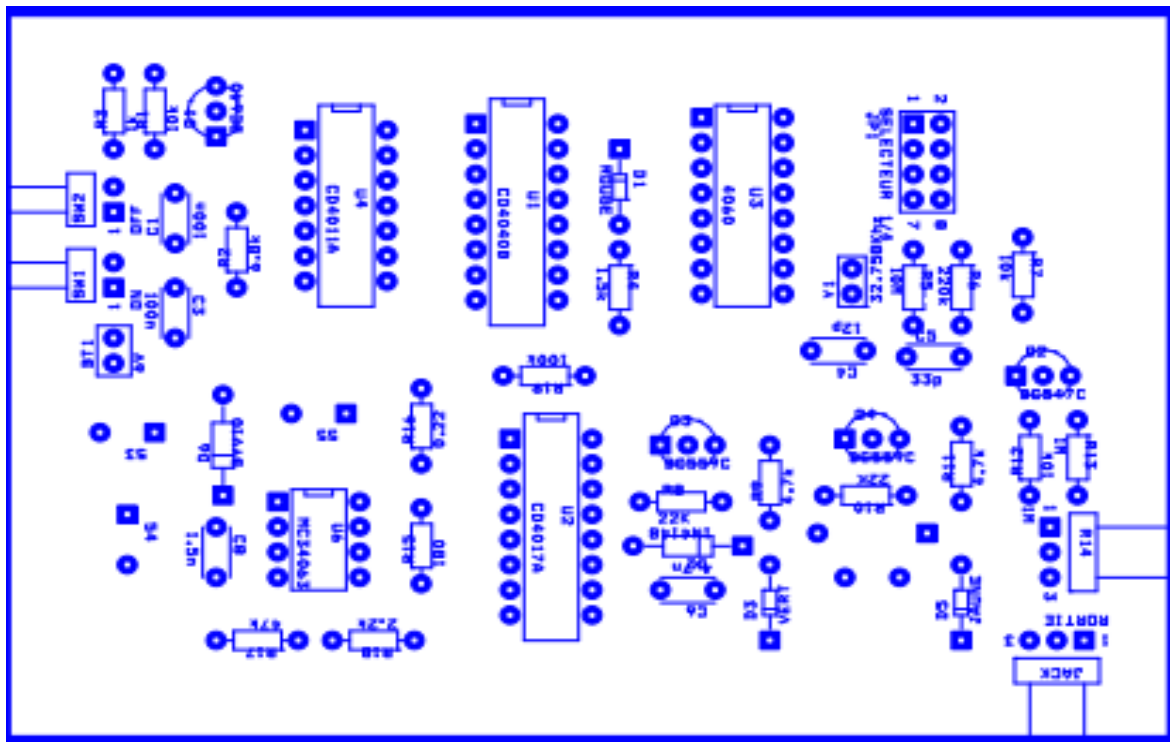


Fig. II.13d : L'assemblage des composants.

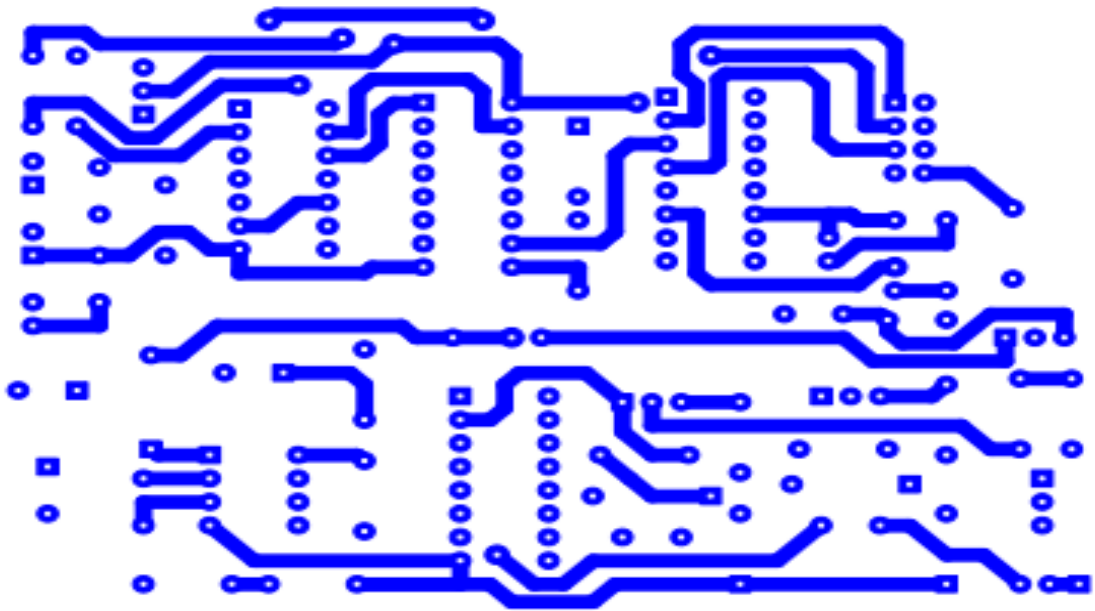


Fig. II.14a : La face 1.

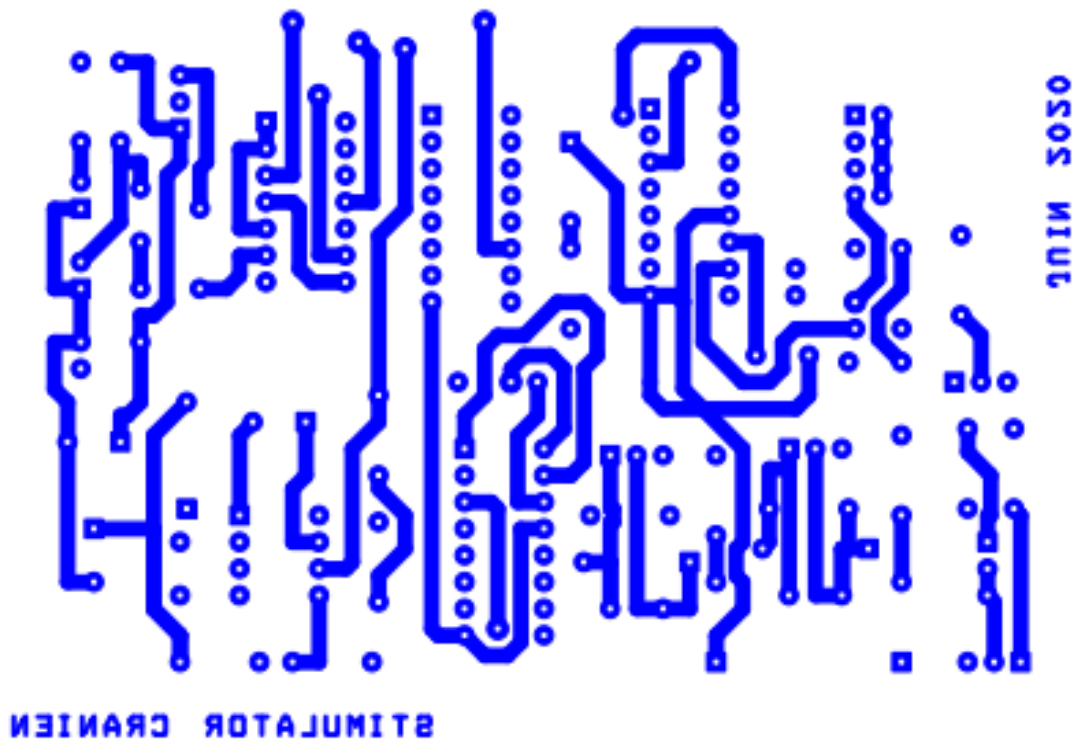


Fig. II.14b: La face 2.

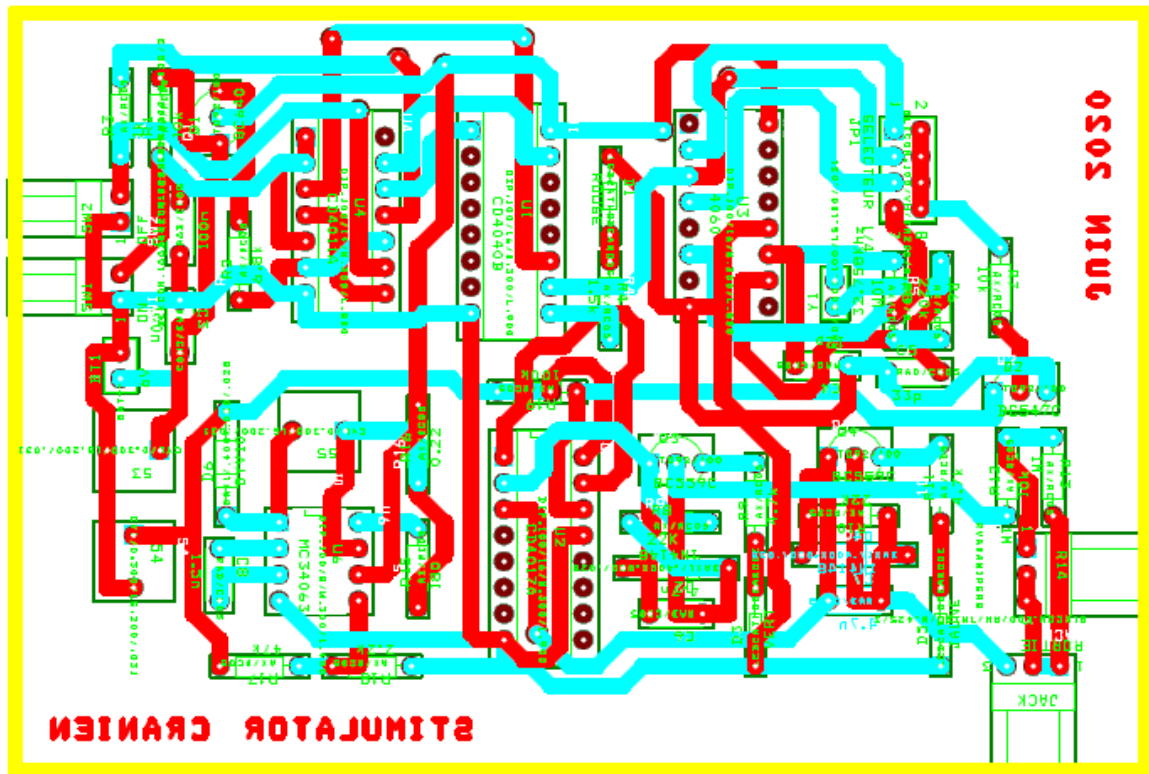


Fig.II.14c : Vue globale du circuit imprimé double face.

II.6. Autonomie

Sachant que les normes en biomédical interdisent l'utilisation de ce genre d'appareils directement sur le secteur (220V) même à travers un transformateur ou un adaptateur de type SMPS, le dispositif doit fonctionner sur des batteries rechargeables ou des piles.

Dans ce but, le stimulateur a été réalisé avec des circuits CMOS qui sont connues pour leur faible consommation de courant. On a estimé que suivant le peu de circuits intégrés utilisés (5) et d'après leurs consommations signalées par les fiches techniques, l'autonomie des piles peut durer plus de 50 heures [32].

II.7. Mode opératoire

Avertissements

- Les personnes souffrant d'épilepsie ou ayant des implants électroniques tels que le pacemaker ne doivent pas utiliser cet appareil.
- Si durant une séance de stimulation l'utilisateur de cet appareil sent, des vertiges, des maux de tête ou d'autres signes de malaise il doit arrêter immédiatement la stimulation.
- Ne pas essayer le stimulateur sur les enfants.

Avant utilisation du stimulateur, il est important que l'utilisateur soit assis confortablement et en état de moral prêt pour une stimulation.

L'utilisateur du stimulateur place en premier les électrodes (petites pinces) 1 et 2 sur les lobes des oreilles (voir image de la Figure II.15), s'assure que le réglage de sensibilité est au minimum puis alimente le stimulateur par une légère pression sur le bouton ON. La LED1 indique l'état de fonctionnement et l'état de batterie, tandis que les LEDs 2 et 3 indiquent la présence des impulsions de stimulation dans les électrodes.

Le réglage de sensibilité se fait lentement et progressivement jusqu'à sentir de légers picotements. On augmente encore la sensibilité jusqu'à obtenir un niveau tolérable (il ne faut pas laisser le réglage sur un niveau insupportable). L'utilisateur est alors soumis à la stimulation crânienne. Une fois le temps de séance de stimulation fini le système se met en arrêt automatiquement (auto-power OFF). Une nouvelle séance peut démarrer en appuyant de nouveau sur le bouton ON.

On peut interrompre la stimulation à n'importe quel moment en appuyant sur le bouton OFF.

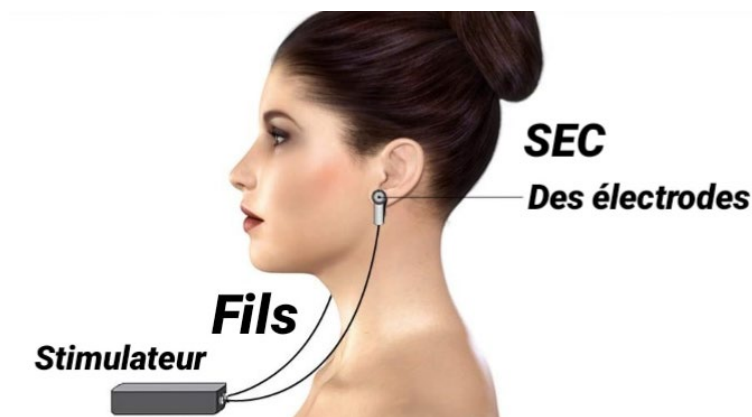


Fig.II.15 Image montrant le placement des électrodes sur les lobes des oreilles.

II.8. Conclusion

Le stimulateur crânien présenté dans ce mémoire a été réalisé à partir de composants standards. L'introduction dans le montage du convertisseur booster a permis d'éviter l'utilisation de deux alimentations (6v et 15v), et par faute de temps (vu les circonstances actuelles) on a prévu l'intégration d'un chargeur de piles pour que le système soit complètement indépendant. Le circuit imprimé étant complexe, une simple face n'est possible et on a opté pour un circuit

avec une face jumper et une autre face imprimé. Un deuxième imprimé proposé en double face avec dans les deux cas une vue pour l'assemblage.

Les tests effectués durant la réalisation ont montré le fonctionnement du montage et reste les tests des effets du stimulateur sur les personnes. Dans ce cadre, un ensemble de personnes volontaires utilisent le dispositif et répondent en quelque sorte à un questionnaire après l'utilisation du stimulateur pour une séance ou plus. L'évaluation de l'effet de la stimulation sera basée sur l'étude des réponses aux questionnaires.



Conclusion générale

Conclusion générale :

La vie quotidienne d'aujourd'hui nécessite beaucoup d'efforts physiques ou mentaux journaliers. Ces efforts se répercutent généralement le soir par des malaises, des fatigues et des maux de tête. Et pour apaiser ces malaises, plusieurs personnes se dirigent vers les fortifiants et les médicaments ou vers la médecine parallèle en prenant des tisanes à base d'herbes. Aujourd'hui des solutions sont fournies par l'électronique médicale pour soulager la fatigue, le stress et les maux de tête. Des dispositifs médicaux sont maintenant prescrits comme alternative aux médicaments avec le grand avantage de ne pas avoir d'effets secondaires. Parmi ces dispositifs on cite les unités TENS pour soulager beaucoup de douleurs et les stimulateurs crâniens pour la relaxation et la détente.

Dans le projet proposé, on a réalisé un stimulateur crânien destiné à porter un bien être, à relaxer et même à apaiser les maux de tête après une ou quelques séances de stimulation.

Dans ce cadre, le dispositif réalisé a été testé pour le fonctionnement et reste les tests pour affirmer les bons effets de la stimulation crânienne. Ces tests doivent être menés sur plusieurs personnes qui donneront leurs avis sur les effets de stimulation générés par le dispositif réalisé.

Travail futur : Bien que le projet a été réalisé avec des composants standards, nous proposons l'amélioration du dispositif en l'intégrant dans un système à microcontrôleur à base de PIC ou d'Arduino. Cela permettra de miniaturiser le dispositif et de le rendre portable. De plus, bien que l'autonomie du dispositif réalisé est très grande (plus de 50 heures d'utilisation avec des piles neuves) on estime que l'utilisation d'un dispositif rechargeable permettra d'aboutir à un dispositif médical respectable.



Bibliographie

- [1] : <https://www.sport-passion.fr/conseils/electrostimulation.htm>
- [2] : NUELAS Sandy « Impact de l'application de micro-courant sur la sensibilité dorsale chez le cheval : évaluation par algorithme », Thèse 7 octobre 2016
- [3] : Jean Denis TECHER, « Conception d'un stimulateur implantable dédié à la stimulation électrique fonctionnelle », Le 09 novembre 2005.
- [4] : <https://www.ghsv.org/wp-content/uploads/TENS.pdf>
- [5] : La neurostimulation électrique transcutanée.pdf
- [6] : Stimulateur cardiaque Guide destiné aux patients et aux familles, Avril 2018 (France)
- [7] : https://iucpq.qc.ca/sites/default/files/stimulateur_cardiaque_2012_03_12.pdf
- [8] : La stimulation électrique du nerf vague pour le traitement de maladies auto-immunes (Crohn, polyarthrite...), 11 septembre 2017.
- [9] : Implantation d'un dispositif de stimulation du nerf vague : technique, indications, résultats, suivi des patients, lundi 12 janvier 2015
- [10]:<https://www.epilepsysociety.org.uk/sites/default/files/attachments/Chapter48Sen2015.pdf>
- [11] : La stimulation Neuromusculaire, Le Placement des électrodes
- [12] : L'électrothérapie dans le cadre de la rééducation périnéale
- [13] : Principe de base électrostimulation musculaire
- [14] : Aurore Maillard. « Optimisation d'un électromyostimulateur intelligent pour le reconditionnement musculaire ». Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Bourgogne Franche-Comté, 2017. Français
- [15] : <https://entrainement-sportif.fr/electrostimulation.htm>
- [16] : http://www.itechmedicaldivision.com/fr/brve_histoire_de_lelectrostimulation-t-2.html.
- [17] : <https://www.electrostimulateur.ch/171-electrostimulateurs-capillarisation>
- [18] : <https://www.tes.com/lessons/LEqmi5vMRcygLg/lesson-13-muscles>
- [19] : Alain Lapointe James Broph, « la neuromodulation sacrée dans l'incontinence fécale évaluation technologique », MAI 2007
- [20] : Karl Kreder, Roger Dmochowski « The Overactive Bladder: Evaluation and Management»
- [21] : <http://www.urologues-saint-augustin.fr>
- [22] :<https://sympa-sympa.com/creation-bien-etre/methodes-efficaces-pour-traiter-la-vessie-hyperactive-415210/>

Bibliographie

- [23] : Complementary and integrative therapies for psychiatric disorders, Cranial Electrotherapy Stimulation for Treatment of Anxiety, Depression, and Insomnia (Daniel L. Kirsch, PhD, Francine Nichols, RN, PhD).
- [24] : <https://neuromodec.com/what-is-cranial-electrotherapy-stimulation-ces/>
- [25] : Zuzana Koudelková, Martin Strmiska, Tomas Bata, introduction to the identification of brain waves based on their frequency, University in Zlin, Faculty of Applied Informatics, Nad Stranemi 4511, 76005 Zlin, Czech Republic, 2018.
- [26] : The Basics of Brain Waves "...this dynamic system is the self in each of us."
- [27] : Andy Flind, EPE MIND PICKLER.
- [28] : <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-skull>
- [29] : <https://www.infirmiers.com/pdf/cours-en-vrac/crane.pdf>.
- [30] : (Cranial Electrotherapy Stimulation (CES) Written by Dr. Kaushik Bharati, MSc, PhD, FRSPH (London), Medically Reviewed by Dr. Lakshmi Venkataraman, MD on Mar 15, 2018).
- [31] : Jose M « La stimulation électrique de cerveau » 1969 et révisions.
- [32] : Everyday Practical Electronics, cranial electrical stimulation, join 2014.

تلخيص:

التحفيز هو حدث فيزيائي او كيميائي ينشط خلية واحدة او أكثر لكائن حي. نتيجة التقدم التكنولوجي والتطور العلمي ظهرت العديد من اجهزة التحفيز في العديد من الميادين نذكر منها جهاز تنظيم ضربات القلب التحفيز العصبي الكهربائي عبر الجلد وكذا محفز العضلات الكهربائي....

اما في هذا المشروع فسنتطرق الى كيفية انجاز جهاز محفز الجمجمة الذي هو عبارة عن جهاز سهل الاستخدام يقوم بنقل مجموعة من نبضات صغيرة من التيار المتردد بواسطة اقطاب موضوعة على فص الاذن يستخدم هذا الجهاز بهدف علاج اعراض متنوعة مثل القلق، الاكتئاب والارق.

Abstract:

A stimulus is a physical or chemical event that activates one or more cells in an organism. Due to technological progress and scientific development, many stimulation devices have appeared in many fields, including the pacemaker, transcutaneous electrical neurostimulation and the electrical muscle stimulator.

As for this project, we will see the realization of a cranial stimulator device, which is an easy-to-use device that transmits small pulses of alternating current through electrodes placed on the ear lobes. This device is used for fatigue relief, relaxation and treat a variety of symptoms such as anxiety, depression and insomnia.

Résumé :

Un stimulus est un événement physique ou chimique qui active une ou plusieurs cellules d'un organisme. En raison des progrès technologiques et du développement scientifique, de nombreux appareils de stimulation sont apparus dans de nombreux domaines, y compris le stimulateur cardiaque, la neurostimulation électrique transcutanée et le stimulateur musculaire électrique.

Quant à ce projet, nous verrons la réalisation un stimulateur crânien, qui est un appareil facile à utiliser qui transmet de petites impulsions de courant alternatif par des électrodes placées sur les lobes des oreilles. Cet appareil est utilisé pour apaiser la fatigue, pour la relaxation et pour traiter une variété de symptômes tels que l'anxiété, la dépression et l'insomnie.



Annexes

Annexe1 : les recuits intégrés 4040- 4060



CD4040BC, 12-Stage Ripple Carry Binary Counters CD4060BC, 14-Stage Ripple Carry Binary Counters

Features

- Wide supply voltage range: 3.0V to 15V
- High noise immunity: 0.45 V_{DD} (Typ.)
- Low power TTL compatibility: Fan out of 2 driving 74L or 1 driving 74LS
- Medium speed operation: 8MHz typ. at $V_{DD} = 10V$
- Schmitt trigger clock input

General Description

The CD4060BC is a 14-stage ripple carry binary counter, and the CD4040BC is a 12-stage ripple carry binary counter. The counters are advanced one count on the negative transition of each clock pulse. The counters are reset to the zero state by a logical "1" at the reset input independent of clock.

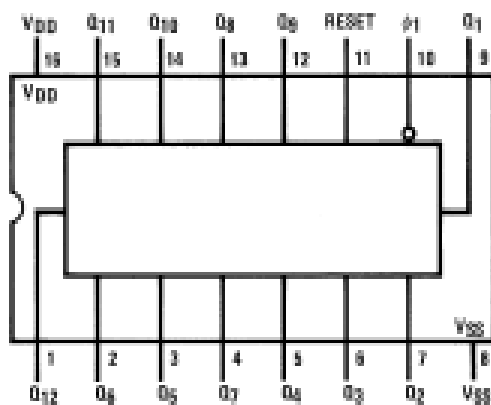
Ordering Information

Order Number	Package Number	Package Description
CD4040BCM	M16A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow
CD4060BCM	M16A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow
CD4060BCN	N16E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300" Wide

Devices also available in Tape and Reel. Specify by appending the suffix letter "X" to the ordering number.

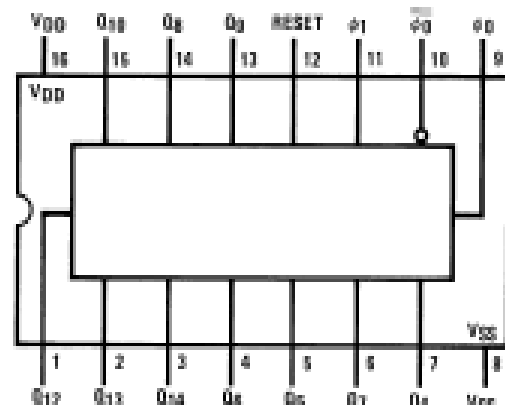
Connection Diagrams

Pin Assignments for DIP and SOIC
CD4040BC



Top View

Pin Assignments for DIP and SOIC
CD4060BC

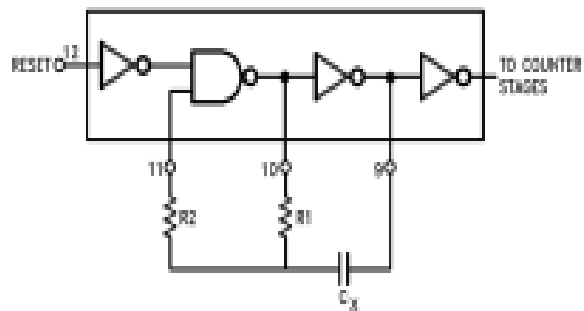


Top View

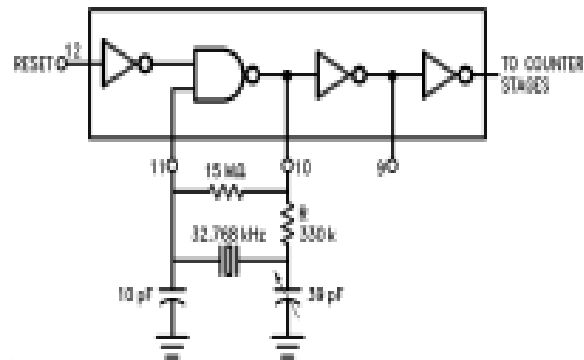
CD4040BC, 12-Stage Ripple Carry Binary Counters CD4060BC, 14-Stage Ripple Carry Binary Counters

CD4060B Typical Oscillator Connections


RC Oscillator



Crystal Oscillator



CD4040B, 12-Stage Ripple Carry Binary Counters CD4060B, 14-Stage Ripple Carry Binary Counters



FAIRCHILD
SEMICONDUCTOR™

October 1987
Revised January 1990

CD4017BC • CD4022BC

Decade Counter/Divider with 10 Decoded Outputs • Divide-by-8 Counter/Divider with 8 Decoded Outputs

General Description

The CD4017BC is a 5-stage divide-by-10 Johnson counter with 10 decoded outputs and a carry out bit.

The CD4022BC is a 4-stage divide-by-8 Johnson counter with 8 decoded outputs and a carry-out bit.

These counters are cleared to their zero count by a logical "1" on their reset line. These counters are advanced on the positive edge of the clock signal when the clock enable signal is in the logical "0" state.

The configuration of the CD4017BC and CD4022BC permits medium speed operation and assures a hazard free counting sequence. The 10/8 decoded outputs are normally in the logical "0" state and go to the logical "1" state only at their respective time slot. Each decoded output remains high for 1 full clock cycle. The carry-out signal completes a full cycle for every 10/8 clock input cycles and is used as a ripple carry signal to any succeeding stages.

Features

- Wide supply voltage range: 3.0V to 15V
- High noise immunity: 0.45V_{DD} (typ.)
- Low power: Fan out of 2 driving 74L TTL compatibility: or 1 driving 74LS
- Medium speed operation: 5.0 MHz (typ.) with 10V V_{DD}
- Low power: 10 µW (typ.)
- Fully static operation

Applications

- Automotive
- Instrumentation
- Medical electronics
- Alarm systems
- Industrial electronics
- Remote metering

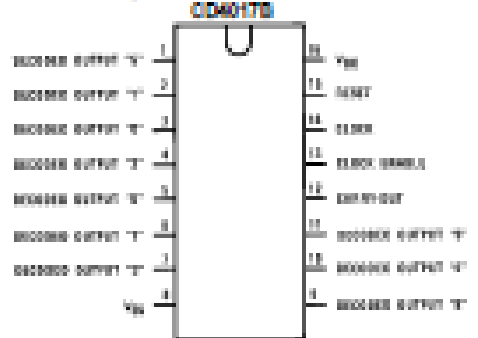
Ordering Code:

Order Number	Package Number	Package Description
CD4017BCM	M15A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow
CD4017BCSJ	M15D	16-Lead Small Outline Package (SOP), EIAJ TYPE II, 5.3mm Wide
CD4017BCN	N15E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300" Wide
CD4022BCM	M15A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow
CD4022BCN	N15E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300" Wide

Devices also available in Tape and Reel. Specify by appending the suffix letter "C" to the ordering code.

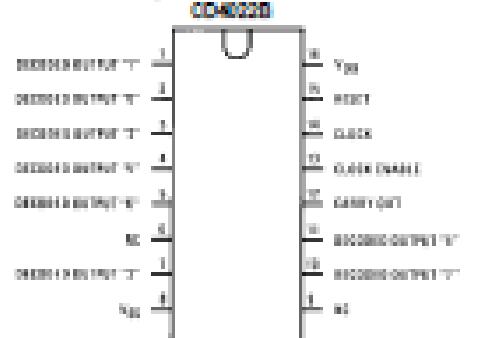
Connection Diagrams

**Pin Assignments for DIP, SOIC and SOP
CD4017B**



Top View

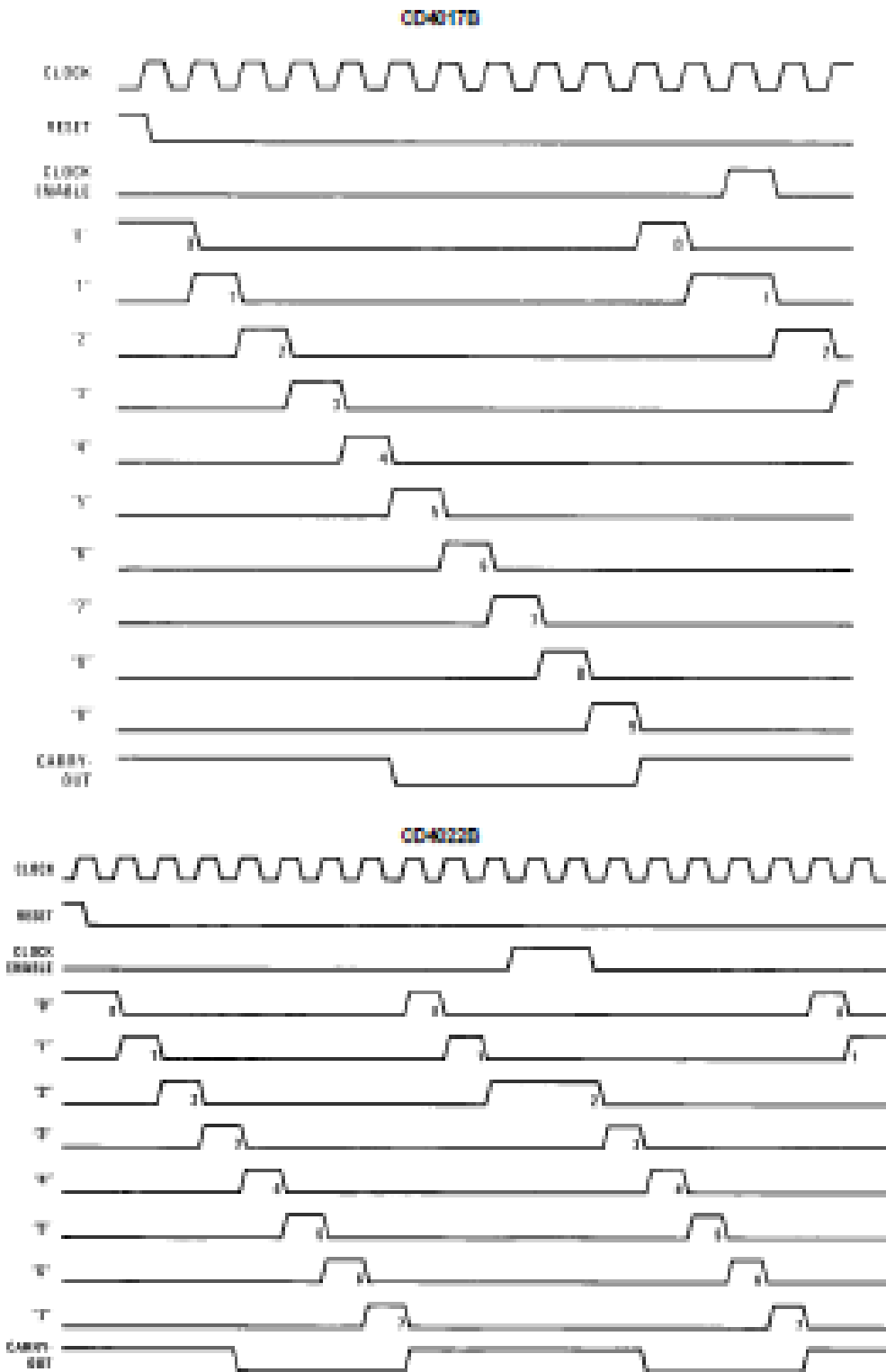
**Pin Assignments for DIP and SOIC
CD4022B**



Top View

CD4017BC • CD4022BC Decade Counter/Divider with 10 Decoded Outputs • Divide-by-8 Counter/Divider with 8 Decoded Outputs

Timing Diagrams



Annexe 3 : le recuit intégré 4011



Data sheet acquired from Harris Semiconductor
SCH5021D - Revised September 2003

CD4011B, CD4012B, CD4023B Types

CMOS NAND GATES

High-Voltage Types (20-Volt Rating)

- Quad 2 Input – CD4011B
- Dual 4 Input – CD4012B
- Triple 3 Input – CD4023B

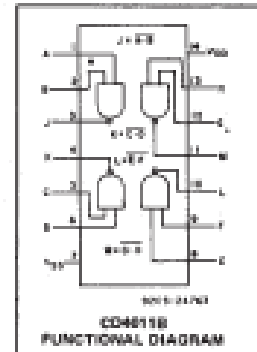
■ CD4011B, CD4012B, and CD4023B NAND gates provide the system designer with direct implementation of the NAND function and supplement the existing family of CMOS gates. All inputs and outputs are buffered.

The CD4011B, CD4012B, and CD4023B types are supplied in 14-lead hermetic dual-in-line ceramic packages (F3A suffix), 14-lead dual-in-line plastic packages (E suffix), 14-lead small-outline packages (M, MT, MS), and MSB suffix), and 14-lead thin shrink small-outline packages (PWR suffix). The CD4011B and CD4023B types also are supplied in 14-lead thin shrink small-outline packages (PW suffix).

Features:

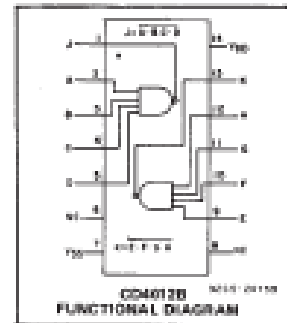
- Propagation delay time = 60 ns (typ.) at $C_L = 50$ pF, $V_{DD} = 10$ V
- Buffered inputs and outputs
- Standardized symmetrical output characteristics
- Maximum input current of 1 μ A at 18 V over full package temperature range; 100 μ A at 18 V and 20°C
- 100% tested for quiescent current at 20 V
- 5-V, 10-V, and 15-V parametric ratings
- Noise margin (over full package temperature range):
 - 1 V at $V_{DD} = 5$ V
 - 2 V at $V_{DD} = 10$ V
 - 2.5 V at $V_{DD} = 15$ V

■ Meets all requirements of JEDEC Tentative Standard No. 13B, "Standard Specifications for Description of "B" Series CMOS Devices"



MAXIMUM RATINGS, Absolute-Maximum Values:

DC SUPPLY-VOLTAGE RANGE, (V_{DD})	-0.5V to +20V
VOLTAGE REFERENCED TO V_{DD} TERMINAL	
INPUT VOLTAGE RANGE, ALL INPUTS	-0.5V to $V_{DD} + 0.5$ V
DC INPUT CURRENT, ANY ONE INPUT	±100 μ A
POWER DISSIPATION PER PACKAGE (P_D):	
For $T_A = -55^\circ\text{C}$ to $+100^\circ\text{C}$	500mW
For $T_A = +100^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$	Device Linearity at 120mW/°C to 200mW
DEVICE DISSIPATION PER OUTPUT TRANSISTOR:	
FOR $T_A =$ FULL PACKAGE-TEMPERATURE RANGE (All Package Types)	100mW
OPERATING-TEMPERATURE RANGE (T_A)	-55°C to $+125^\circ\text{C}$
STORAGE TEMPERATURE RANGE (T_{stg})	-65°C to $+150^\circ\text{C}$
LEAD TEMPERATURE (DURING SOLDERING):	
At distance 1/16 ± 1/32 inch (1.58 ± 0.76mm) from case for 10s max	+260°C

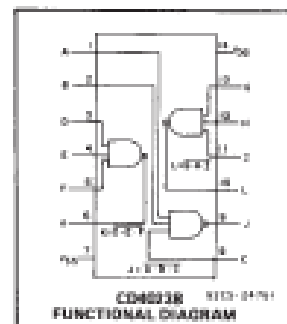
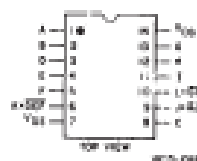
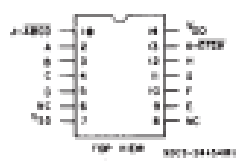
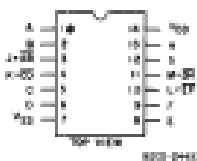


RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

For maximum reliability, nominal operating conditions should be selected so that operation is always within the following ranges:

CHARACTERISTIC	LIMITS		UNITS
	MIN.	MAX.	
Supply-Voltage Range (For $T_A =$ Full Package Temperature Range)	3	18	V

TERMINAL ASSIGNMENTS



Annexe 4 : BC547

BC547B

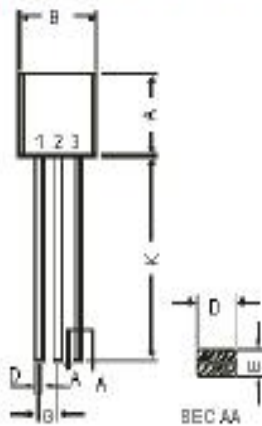
General Purpose Transistor



Features:

- NPN general purpose transistors, especially suited for use in driver stages of audio amplifiers, low noise input stages of tape recorders, HIFI amplifiers, signal processing circuits of television receivers.

TO-92 Plastic Package



Dimensions	Minimum	Maximum
A	4.32	5.33
B	4.45	5.20
C	3.18	4.19
D	0.41	0.55
E	0.35	0.50
F	S*	
G		1.40
H	1.14	1.53
K	12.70	-

Dimensions : Millimetres



Pin Configuration:
 1. Collector
 2. Base
 3. Emitter



BC547B**General Purpose Transistor****Absolute Maximum Ratings ($T_a = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)**

Parameters	Symbol	Value	Unit
Collector Emitter Voltage	V_{CE0}	45	V
Collector Emitter Voltage	V_{CES}	50	
Collector Base Voltage	V_{CB0}		
Emitter Base Voltage	V_{EB0}	6.0	
Collector Current Continuous	I_C	100	mA
Collector Current Peak	I_{CM}	200	
Base Current Peak	I_{BM}	200	
Emitter Current Peak	I_{EM}		
Power Dissipation at $T_a = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_{TA}	500 4.0	mW mW/°C
Storage Temperature	T_{stg}	-65 to +150	°C
Junction Temperature	T_J	150	
Thermal Resistance			
Junction to Ambient	$R_{\theta(j-a)}$	250	°C/W

Electrical Characteristics ($T_a = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)

Parameters	Symbol	Test Condition	Value	Unit
Collector Emitter Voltage	V_{CE0}	$I_C = 1\text{mA}, I_B = 0$	>45	V
Collector Base Voltage	V_{CB0}	$I_C = 10\mu\text{A}, I_E = 0$	>50	
Emitter Base Voltage	V_{EB0}	$I_E = 10\mu\text{A}, I_C = 0$	>6.0	
Collector Cut off Current	I_{CBO}	$V_{CE} = 30\text{V}, I_E = 0$ $T_J = 150^\circ\text{C}$	<50	nA
		$V_{CE} = 30\text{V}, I_E = 0$	<5.0	μA
Collector Cut off Current	I_{CES}	$V_{CE} = 50\text{V}, V_{BE} = 0$ $T_J = 125^\circ\text{C}$	<15	nA
		$V_{CE} = 50\text{V}, V_{BE} = 0$	<4.0	μA
DC Current Gain	h_{FE}	$I_C = 2\text{mA}, V_{CE} = 5\text{V}$	200	-
Collector Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_C = 10\text{mA}, I_B = 0.5\text{mA}$ $I_C = 100\text{mA}, I_B = 5\text{mA}$	<0.25 <0.60	V
Base Emitter Saturation Voltage	$V_{BE(sat)}$	$I_C = 10\text{mA}, I_B = 0.5\text{mA}$ $I_C = 100\text{mA}, I_B = 5\text{mA}$	Typical 0.70 Typical 0.90	
Base Emitter On Voltage	$V_{BE(on)}$	$I_C = 2\text{mA}, V_{CE} = 5\text{V}$ $I_C = 10\text{mA}, V_{CE} = 5\text{V}$	0.55 - 0.70 <0.72	



BC547B**General Purpose Transistor****Electrical Characteristics ($T_a = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)**

Parameters	Symbol	Test Condition	Value	Units
Dynamic Characteristics				
Transition Frequency	f_T	$I_C = 10\text{mA}$, $V_{CE} = 5\text{V}$ $f = 100\text{kHz}$	Typical 300	MHz
Collector Output Capacitance	C_{ob}	$V_{CB} = 10\text{V}$, $f = 1\text{MHz}$	<4.50	pF
Emitter Input Capacitance	C_{in}	$V_{EB} = 0.5\text{V}$, $f = 1\text{MHz}$	Typical 9.0	
Noise Figure	NF	$I_C = 0.2\text{mA}$, $V_{CE} = 5\text{V}$ $R_s = 1\text{k}\Omega$, $f = 200\text{Hz}$	<10	dB
Small Signal Current Gain	h_{fe}	$I_C = 2\text{mA}$, $V_{CE} = 5\text{V}$	Typical 330	-
Input Impedance	h_{ie}		3.2 - 8.5	k Ω
Voltage Feedback Ratio	h_{re}		Typical 2.0	$\times 10^{-4}$
Output Impedance	h_{oe}		<60	$\mu\Omega$

Specifications

V_{CEO} (V)	V_{CBO} Maximum (V)	I_C (A)	f_{Hz} Minimum at $I_C = 2\text{mA}$	f_T (Typical) MHz	P_{tot} (mW)	Package	Part Number
45	50	0.1	200	300	625	TO-92	BC547B





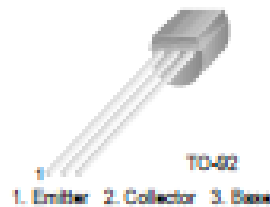
March 2009

BC640

PNP Epitaxial Silicon Transistor

Switching and Amplifier Applications

• Complement to BC639



Absolute Maximum Ratings $T_c = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Value	Units
$V_{CE(s)}$	Collector-Emitter Voltage at $R_{\theta JC}=1\text{K}\Omega$	-100	V
V_{CE}	Collector-Emitter Voltage	-100	V
V_{CBO}	Collector-Emitter Voltage	-80	V
V_{EB}	Emitter-Base Voltage	-5	V
I_C	Collector Current	-1	A
I_{CP}	Peak Collector Current	-1.5	A
I_B	Base Current	-100	mA
P_C	Collector Power Dissipation	1	W
T_J	Junction Temperature	150	$^\circ\text{C}$
T_{stg}	Storage Temperature	-65 ~ 150	$^\circ\text{C}$

Electrical Characteristics $T_c = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Test Condition	Min.	Typ.	Max.	Units
BV_{CE0}	Collector-Emitter Breakdown Voltage	$I_C = -10\text{mA}, I_B = 0$	-80			V
I_{C0}	Collector Cut-off Current	$V_{CE} = -30\text{V}, I_B = 0$			-0.1	μA
I_{E0}	Emitter Cut-off Current	$V_{EB} = -5\text{V}, I_C = 0$			-10	μA
h_{FE1} h_{FE2} h_{FE3}	DC Current Gain	$V_{CE} = -2\text{V}, I_C = -5\text{mA}$ $V_{CE} = -2\text{V}, I_C = -150\text{mA}$ $V_{CE} = -2\text{V}, I_C = -500\text{mA}$	25 40 25		160	
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C = -500\text{mA}, I_B = -50\text{mA}$			-0.5	V
$V_{BE(on)}$	Base-Emitter On Voltage	$V_{CE} = -2\text{V}, I_C = -500\text{mA}$			-1	V
f_T	Current Gain Bandwidth Product	$V_{CE} = -5\text{V}, I_C = -10\text{mA}, f = 50\text{MHz}$		100		MHz

Typical Performance Characteristics

Figure 1. Static Characteristic

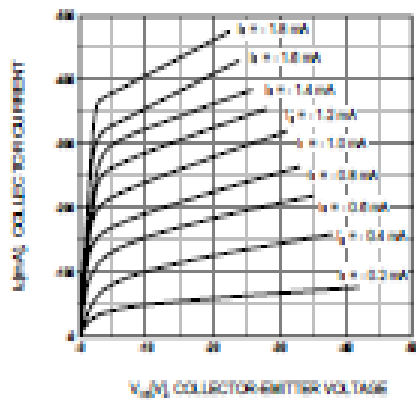


Figure 2. DC Current Gain

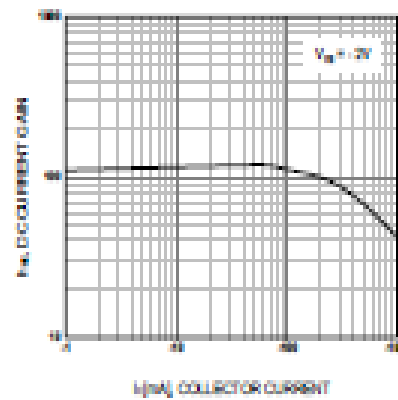


Figure 3. Base-Emitter Saturation Voltage
Collector-Emitter Saturation Voltage

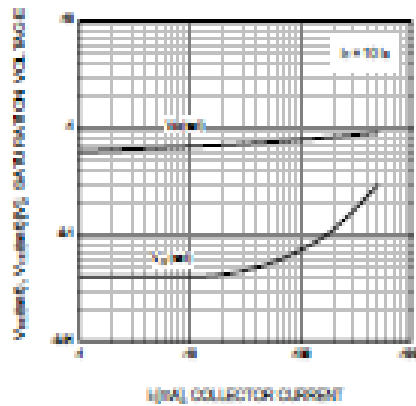


Figure 4. Base-Emitter On Voltage

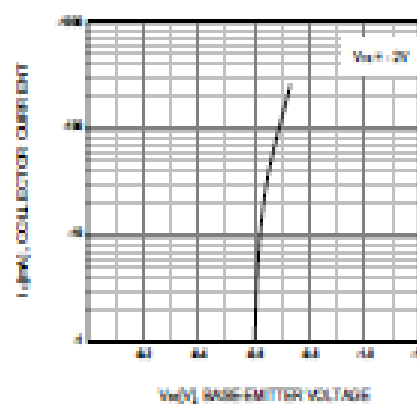
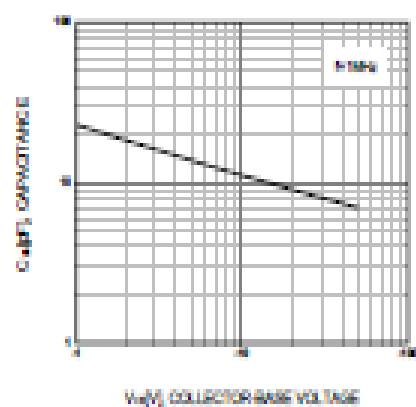




Figure 5. Collector Output Capacitance



Annexe 6 : BC557





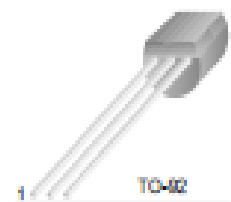
April 2014

BC556 / BC557 / BC558 / BC559 / BC560

PNP Epitaxial Silicon Transistor

Features


- Switching and Amplifier
- High-Voltage: BC556, $V_{CEO} = -65\text{ V}$
- Low-Noise: BC559, BC560
- Complement to BC546, BC547, BC548, BC549, and BC550



TO-92
1. Collector 2. Base 3. Emitter

Ordering Information

Part Number	Marking	Package	Packing Method
BC556ABU	BC556A	TO-92 3L	Bulk
BC556ATA	BC556A	TO-92 3L	Ammo
BC556BTA	BC556B	TO-92 3L	Ammo
BC556BTF	BC556B	TO-92 3L	Tape and Reel
BC556BTFR	BC556B	TO-92 3L	Tape and Reel
BC557ATA	BC557A	TO-92 3L	Ammo
BC557BTA	BC557B	TO-92 3L	Ammo
BC557BTF	BC557B	TO-92 3L	Tape and Reel
BC558BTA	BC558B	TO-92 3L	Ammo
BC559BTA	BC559B	TO-92 3L	Ammo
BC559CTA	BC559C	TO-92 3L	Ammo
BC560CTA	BC560C	TO-92 3L	Ammo



Typical Performance Characteristics

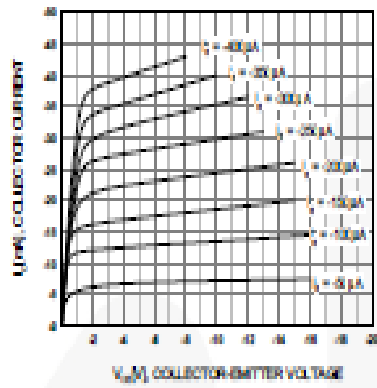


Figure 1. Static Characteristics

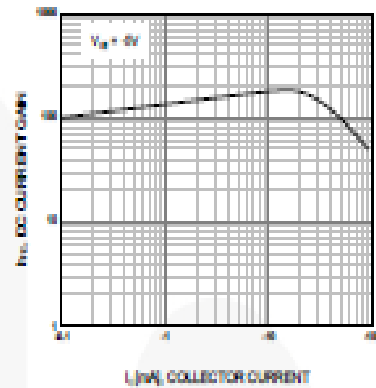


Figure 2. DC Current Gain

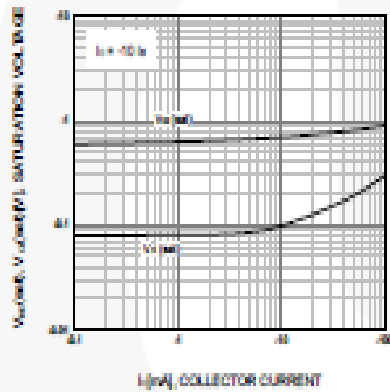


Figure 3. Base-Emitter Saturation Voltage and Collector-Emitter Saturation Voltage

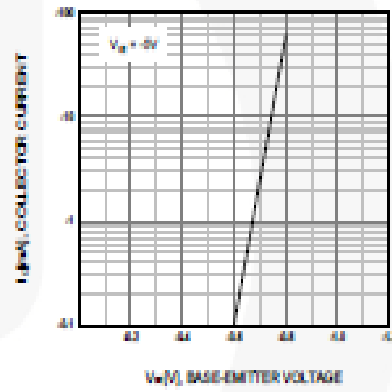


Figure 4. Base-Emitter On Voltage

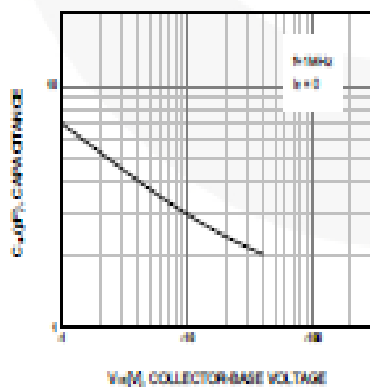


Figure 5. Collector Output Capacitance

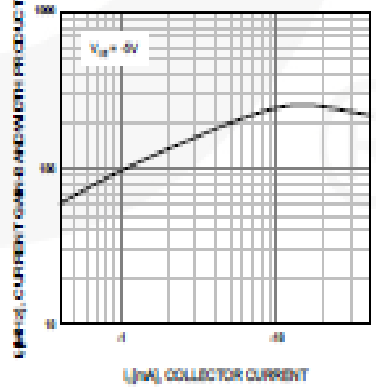


Figure 6. Current Gain Bandwidth Product

Diodes

Switching diode

1N4148 / 1N4150 / 1N4448 / 1N914B

*This product is available only outside of Japan.

■ Applications

High-speed switching

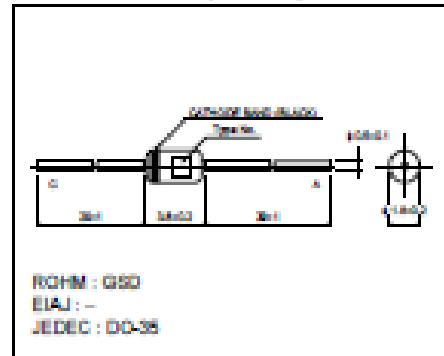
■ Features

- 1) Glass sealed envelope. (GSD)
- 2) High speed.
- 3) High reliability.

■ Construction

Silicon epitaxial planar

■ External dimensions (Units : mm)



■ Absolute maximum ratings (Ta = 25°C)

Type	V _{RM} (V)	V _{SM} (V)	I _{SM} (mA)	I _{SM} (mA)	I _F (mA)	I _{SM} (A)	P (mW)	T _J (°C)	T _{oper} (°C)	T _{stg} (°C)
1N4148	100	75	450	150	200	2	500	200	-65~+200	-65~+200
1N4150	50	50	600	200	250	4	500	200	-65~+200	-65~+200
1N4448 (1N914B)	100	75	450	150	200	2	500	200	-65~+200	-65~+200

■ Electrical characteristics (Ta = 25°C)

Type	V _F (V)												I _{SM} (A) Min.		I _{SM} (A) Max.		C _J (pF)		t _r (ns)	
	0.1mA	0.2mA	1mA	2mA	5mA	10mA	20mA	30mA	50mA	100mA	200mA	300mA	100µA	100µA	50°C	100°C	V _{SM} = 1V	V _{SM} = 10V	I _F = 10mA	
1N4148	/	/	/	/	/	1.0	/	/	/	/	/	/	75	100	0.020	20	50.0	20	4	4
1N4150	/	/	0.50	/	0.40	/	/	0.50	0.60	0.60	/	/	-	50	0.1	50	100.0	50	2.0	4
1N4448 (1N914B)	/	/	/	/	0.40	/	/	/	/	1.0	/	/	-	100	0.020	20	50.0	20	4	4

The upper figure is the minimum V_F and the lower figure is the maximum V_F value.