

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'enseignement supérieur et de La recherche scientifique



Université Akli Mohand Oulhadj de Bouira

Faculté des Sciences et des Sciences Appliquées

Département de Génie électrique



Mémoire

MASTER ACADEMIQUE

Domaine : Sciences et Techniques

Filière : Génie biomédical

Spécialité : Imagerie et Instrumentation Biomédicale

THÈME

Etude et Réalisation d'un électrostimulateur

Réalisé par :

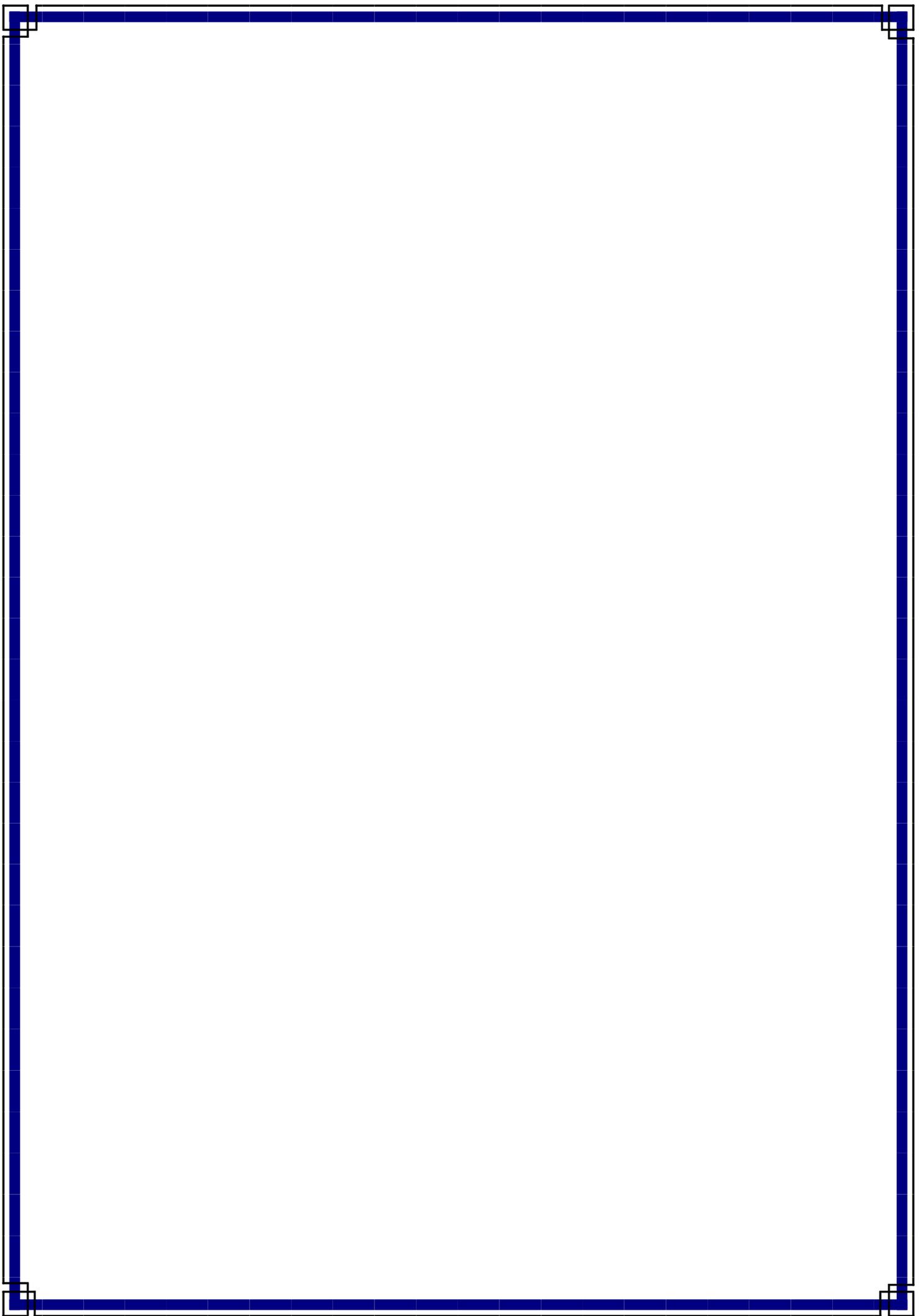
AKBI Nabil

ABBAS Abdelhak

Soutenu publiquement le :

Devant le jury composé de :

M.			Président	UAMO Bouira
Mme.	OUALI	kahina	Encadreur	UAMO Bouira
Mme	MASSOUDI	Fatiha	Encadreur	UAMO Bouira
M.			Examineur	UAMO Bouira
M.			Examineur	UAMO Bouira



Dédicaces

Tout d'abord, je veux rendre grâce à Dieu,

C'est ainsi que je dédie ce travail à :

 *A Mes parents pour leurs tendresses, leurs
patiences et encouragement avec toute mon
affection*

 *A mes très chers frères et mes chères sœurs pour
leurs conseils.*

 *A tous mes amis ainsi qu'à toutes les personnes
que j'ai connues, qui m'ont aidé, soutenu et
encouragé.*

 *A tous les enseignants de la spécialité pour leurs
soutiens. Avec lesquels j'ai beaucoup appris.*

NABIL

Dédicaces

Tout d'abord, je veux rendre grâce à Dieu,

C'est ainsi que je dédie ce mémoire à :

- © A toute ma famille, mes sœurs et mes frères pour leurs encouragements, et leurs conseils.*
- © A ma future femme GH GHAZALA "incha allah" pour sa tendresse, sa patience et encouragement.*
- © A tous mes amis ainsi qu'à toutes les personnes que j'ai connues, qui m'ont aidé, soutenu et encouragé.*
- © A tous les enseignants de la spécialité pour leurs soutiens. Avec lesquels j'ai beaucoup appris.*

ABDELHAK

Table des matières :

Liste des figures

Introduction générale

Chapitre 1 : généralité sur l'anatomie et physiologie des muscles et l'électrostimulateur.

Partie 01 : Anatomie et physiologie des muscles

1.1 Introduction.....	1
1.2. Les muscles.....	1
1.3. Propriétés des muscles	2
1.4. Anatomie des muscles squelettiques.....	2
1.4.1. Structure du muscle squelettique	2
1.4.2. Myofibrille.....	3
1.4.2.1. Les types de fibres musculaires.....	3
1.5. L'unité motrice	5
1.6. La contraction musculaire.....	5
1.6.1. Mécanisme de contraction musculaire.....	5
1.6.2. Les différents types de contraction musculaire.....	7
1.7. La fatigue musculaire.....	7
1.7.1. Les organismes et les mécanismes de la fatigue musculaire.....	7
1.8. La douleur.....	9
1.8.1. Les différents types de douleur	9
1.8.2. Les différents mécanismes de douleur.....	10

Partie 02 : l'électrostimulateur

1.9. Introduction.....	11
1.10. Historique.....	11
1.11. Définition d'électrostimulateur.....	11
1.12. Principe d'électrostimulateur.....	11
1.13. Types d'électrostimulateur.....	12
1.14. Les applications d'électrostimulateur.....	12
1.15. La base pratique	12

1.15.1. Les électrodes.....	13
1.15.2. Les courants.....	14
1.16. Les précautions élémentaires	16
1.17. Conclusion	17

Chapitre 02 : Etudes et réalisation d'un électrostimulateur

2.1. Introduction.....	18
2.2. Description de bloc.....	18
2.3. Etude de l'unité d'élaboration.....	19
2.3.1. Généralité sur le microcontrôleur	19
2.3.2. Identification d'un microcontrôleur	20
2.3.3. Choix de microcontrôleur.....	20
2.3.4.Le pic 16f877.....	20
2.4.Description de programme	21
2.5. La génération des ondes kotz.....	24
2.6.Etude d'unité de contrôle (double « driver push pull »).....	26
2.6.1. Montage push pull.....	26
2.6.2. Le transformateur	27
2.7. Alimentation	29
2.8. La réalisation de circuit sur la plaque d'essai	29
2.8.1. Matériels utilisés.....	29
2.8.2. Principe de circuit	31
2.9. Conclusion	32

Chapitre 03 : résultats et discussions

3.1. Introduction	33
3.2. La conception sur ordinateur	33
3.2.1. Présentation générale de logiciel Flowcode	33
3.2.2. Présentation générale de logiciel Proteus	34
3.3.3. Réalisation de schéma	35
3.2. Les précautions à suivre	36
3.3. Mesure de signal et positionnement des électrodes	36
3.4. L'emplacement des électrodes et les différents programmes	38

3.5. Les difficultés rencontrées	39
3.6. Les perspectives	39
3.7. Conclusion	40

Liste des composantes

Conclusion générale

Bibliographie

Liste des figures

Figure 1.1 : le muscle de corps humain (vues antérieure et postérieur).....	1
Figure 1.2 : structure du muscle squelettique.....	2
Figure 1.3 : structure des myofibrilles.....	4
Figure 1.4 : unité motrice.....	4
Figure 1.5 : Le mécanisme de la contraction musculaire.....	6
Figure 1.6 : la fatigue selon le schéma de Bigland-Ritchie (1984).....	8
Figure 1.7 : la fatigue selon le schéma d'Edwards (1983).....	9
Figure 1.8 : les électrodes	13
Figure 1.9 : exemple de courant alternatif interférentiel	15
Figure 1.10 : exemple de courant alternatif modulé en fréquence.....	15
Figure 1.11 : exemple de courant d'impulsion.....	16
Figure 2.1 : Le schéma bloc de notre électrostimulateur.....	18
Figure 2.2 : symbole schématique du pic 16F877.....	20
Figure 2.3 : Brochage des LEDs et des boutons poussoir (section de sortie).....	21
Figure 2.4 : Exemple d'un signal sinusoïdal du KOTZ pour un TON et TOFF réglé pour une seconde.....	22
Figure 2.5 : L'organigramme principal de fonctionnement de l'appareil.....	23
Figure 2.6 : Sous organigramme pour générer le signal d'excitation.....	23
Figure 2.7 : Le schéma bloc démontre la génération des ondes de Kotz.....	24
Figure 2.8 : Les impulsions monophasiques déphasées avec 5 μ s.....	25
Figure 2.9 : Le signal biphasique.....	25
Figure 2.10 : L'onde de signal push pull.....	26
Figure 2.10 : Exemple de montage push pull simple et leur caractéristique.....	27
Figure 2.11 : Montage push pull corrigé avec des diodes.....	27
Figure 2.12 : Principaux élément de transformateur.....	28
Figure 2.13 : Le circuit de la carte d'alimentation à découpage.....	29
Figure 2.14 : Représentation de la plaque d'essai.....	29
Figure 2.15 : l'oscilloscope numérique à mémoire.....	29

Figure 2.16: Générateur d'alimentation.....	30
Figure 2.17: les fils de connexion.....	30
Figure 2.18 : Le multimètre.....	30
Figure 2.19 : USB ICSP PIC programmer et ICSP PIC programmer socket.....	31
Figure 2.20: Le circuit électronique des deux sections (contrôle et sortie).	32
Figure 3.1 : L'environnement Flowcode	33
Figure 3.2: Interface de développement de notre circuit.....	34
Figure 3.3 : Le circuit électronique de notre ES.....	35
Figure 3.4 : La réalisation de notre circuit sur la plaque d'essai	35
Figure 3.5 : Le signal généré est affiché l'aide de Proteus.....	36
Figure 3.6 : Le signal délivré par les électrodes Dx+ et Sx- mesuré par Proteus.....	37
Figure 3.7 : Le signal mesuré à l'aide de l'oscilloscope.....	37

Introduction générale

L'électrostimulation musculaire est le déclenchement de la contraction des muscles on utilisant les impulsions électriques, est utilisé généralement dans le domaine sportif pour la musculation ou bien pour brûler les graisses mais aussi dans le domaine médicale pour mesurer la vitesse de conduction nerveuse pour évaluer les maladies de nerfs et des muscles ou bien pour diagnostiquer la fatigue musculaire quand le muscle ne réponds plus correctement en termes de vitesses ou de puissance .

Dans notre projet on s'intéresse à la réalisation et l'étude d'un électrostimulateur qui génère des ondes kotz.

Le document est présenté se forme de trois chapitres, une introduction générale et une conclusion générale.

Dans le premier chapitre les principes anatomo-physiologiques des muscles. Dans le second chapitre une description détaillée des différents blocs qui constituent notre dispositif est faite. Dans le dernier chapitre les différentes mesures sur chaque circuit permettant d'utiliser son fonctionnement et par conséquent une compréhension pratique de la bio-stimulation. Enfin une conclusion des perspectives sont présentés.

Partie 01: Anatomie et physiologie musculaire

1.1. Introduction :

Dans cette partie, l'anatomie du système musculaire sera étudiée de manière détaillée, ainsi le mécanisme de la contraction musculaire, et en fin une brève explication de la douleur sera donnée.

Notre corps fonctionne grâce à l'intervention des trois types du muscle. Les muscles lisses pour les organes internes, le myocarde pour le cœur, et les muscles squelettiques pour le mouvement et la motricité

La fibre musculaire est donc la cellule de base du muscle et ses composants sont d'origines protéiques, tout cela relié à un système nerveux. Ces éléments vont nous permettre d'étudier la contraction musculaire.

1.2. Les muscles :

Le mot muscle vient du mot latin « musculus » qui signifie « petite souris », les muscles peuvent être considérés comme les « moteurs » de l'organisme. Les muscles sont des tissus du corps humain composés de fibre musculaire, qui se contractent lors des mouvements corporels. On dénombre 656 muscles dans le corps humain. Il existe trois types, le muscle cardiaque est un muscle différent des autres, notamment car il est soumis à l'influence des hormones, et se contracte de façon involontaire. Les muscles lisses, tels que ceux présents au niveau de l'estomac, sont des muscles qui fonctionnent sans stimulus volontaire. Quant aux muscles squelettiques, ils sont liés aux os et permettent de les mouvoir. La forme des muscles est allongée, plate ou circulaire. (Figure 1.1) [1]

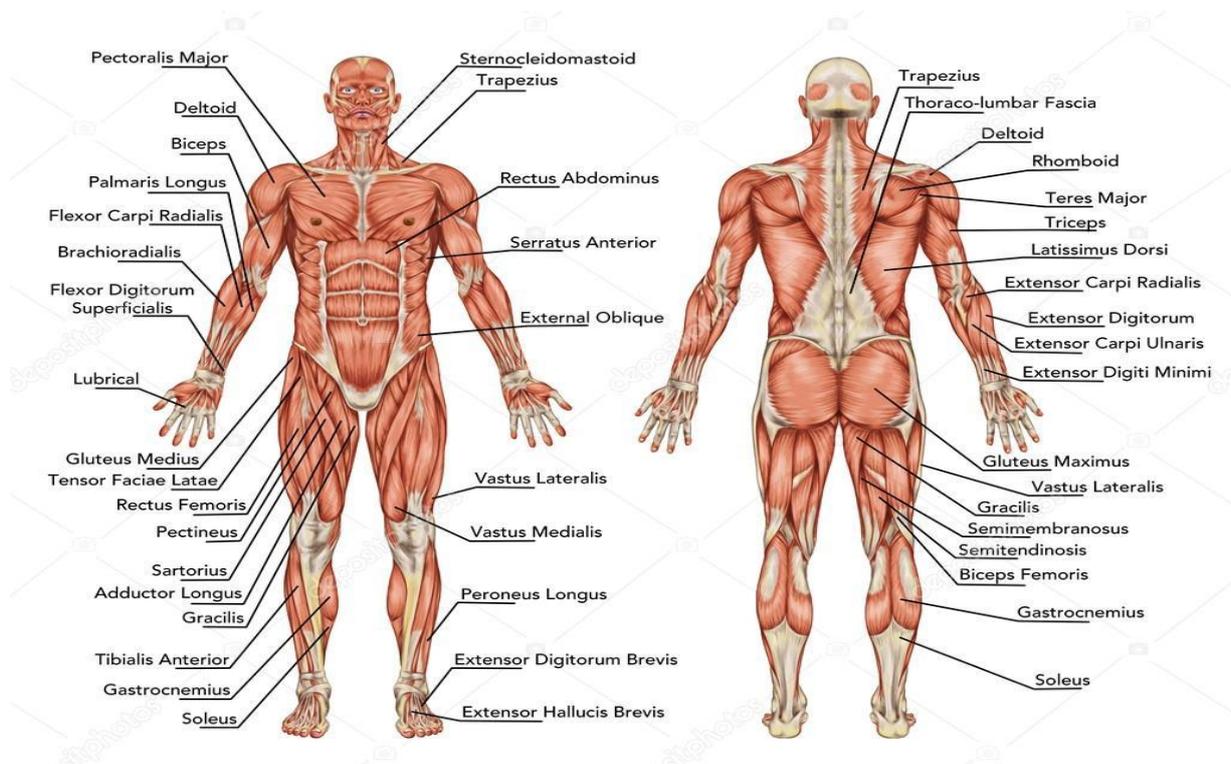


Figure 1.1 : les muscle de corps humain (vues antérieure et postérieure)

Partie 01: Anatomie et physiologie musculaire

1.3. Propriétés des muscles : Les muscles sont caractérisés par les propriétés suivantes : excitabilité, contractilité, L'élasticité, tonicité.

➤ **Excitabilité :** C'est la propriété de répondre par sa réponse naturelle à toute excitation portée sur lui. Le muscle réagit à des excitations mécaniques (pincement), thermiques, chimiques ...

➤ **Contractilité :** C'est la faculté du muscle de se raccourcir donc de rapprocher ses extrémités et de mouvoir les éléments squelettiques où ils sont fixés.

➤ **Elasticité :** Propriété de se laisser allonger par traction et de revenir à sa position première lorsque cesse la traction. Elle joue le rôle d'amortisseur, supprimant les chocs, améliorant le rendement.

➤ **Tonicité :** Propriété qu'à le muscle vivant en dehors de tout mouvement actif de demeurer dans un état de tension, de légère contraction permanente involontaire : tonus musculaire. [1]

1.4. Anatomie des muscles squelettiques :

1.4.1. Structure du muscle squelettique :

Si on observe une coupe transversale d'un muscle squelettique, on observe de l'extérieur vers l'intérieur :(figure 1.2)

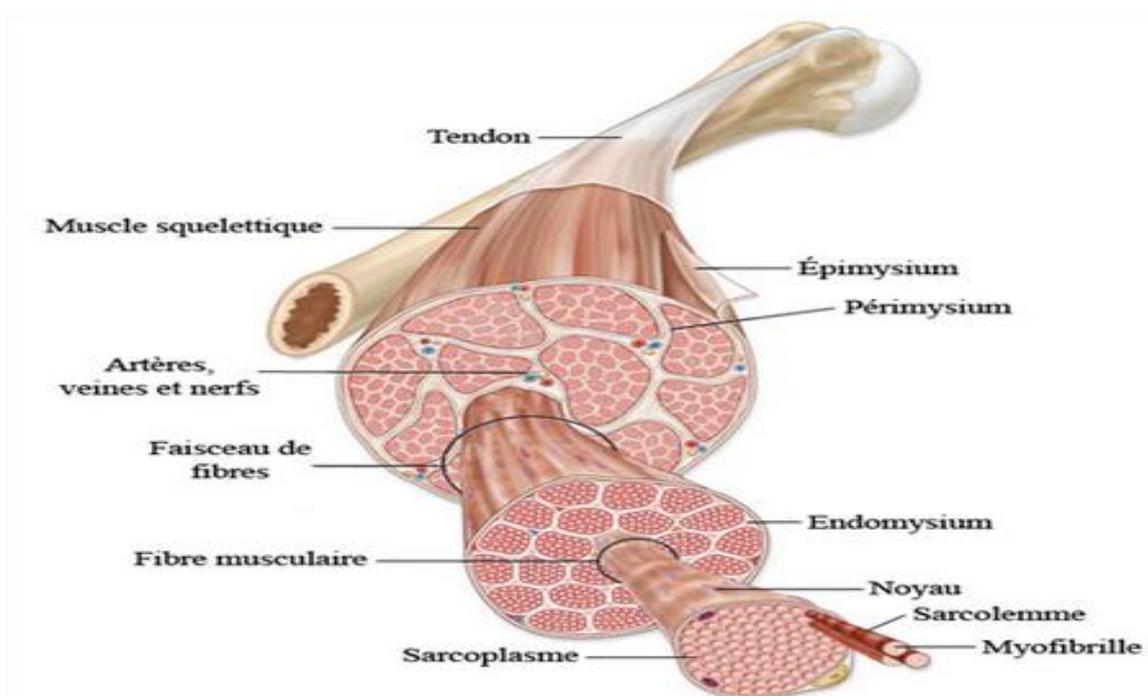


Figure 1.2 : structure du muscle squelettique

- ✓ une enveloppe (ou gaine) conjonctive dénommée aponévrose musculaire ;
- ✓ des cloisons de tissu conjonctif qui divisent le muscle en grands compartiments que d'autres cloisons divisent en compartiments plus petits appelés faisceaux ;
- ✓ à l'intérieur des faisceaux sont regroupées les cellules du muscle dénommées fibres musculaires striées ;

Partie 01: Anatomie et physiologie musculaire

✓ l'activité normale d'un muscle squelettique est tributaire de son innervation et d'un approvisionnement sanguin abondant. Ainsi, on trouve au niveau des muscles squelettiques des nerfs (neurofibres) et des vaisseaux sanguins. [1]

1.4.2. Myofibrille :

Les myofibrilles sont des éléments allongés, disposés parallèlement les uns aux autres et parallèlement à la direction de la fibre. Ils produisent eux aussi l'alternance de bandes claires et foncées. Ils ont pour dimensions : Ils sont aussi long que la fibre musculaire elle-même et ont pour diamètre 1 à 2 nm (10^{-9} m). Présence de bandes foncées et étroites que l'on appelle strie Z. Entre deux stries Z se trouve le sarcomère (unité contractile de base).

Le sarcomère a une partie centrale de couleur claire : bande H. Autour de la bande H, il y a deux zones foncées (bande H + deux zones foncées qui forment la bande A). La zone claire autour de la strie Z: bande I qui est à cheval sur deux sarcomères. A l'intérieur du sarcomère, on trouve deux types de filaments :

- actine : filaments fins attachés sur la strie Z.
- myosine : filaments épais disposés entre le filament et l'actine.

L'alternance de zones claires et foncées résulte du chevauchement ou du non-chevauchement des filaments, de l'actine et de la myosine. (Figure 1.3) [2]

1.4.2.1. Les types des fibres musculaires :

On distingue trois principaux types de fibres musculaires squelettiques, variant selon leur teneur en myoglobine, nommées fibres rouges, fibres intermédiaires ou fibres blanches. La myoglobine est une protéine qui emmagasine l'oxygène à l'intérieur du muscle. Les fibres rouges possèdent plus de mitochondries et de capillaires que les blanches. Les types de fibres possèdent aussi des métabolismes différents, comme une teneur variée en ATPase (adénosine-triphosphatase), résultant en différentes vitesses de contraction et différentes résistances à la fatigue. La classification se dessine ainsi : (figure 1.3)

➤ **Fibres de Type I** : fibres oxydatives à contraction lente et résistantes à la fatigue. Ces fibres contiennent beaucoup de myoglobine, de mitochondries et de capillaires (fibres rouges). Ce sont des fibres qui scindent lentement l'ATP (adénosine-triphosphate) et sont petites en diamètre. Elles sont surtout retrouvées dans les muscles posturaux comme les muscles du cou.

➤ **Fibres de Type IIA** : fibres oxydatives à contraction rapide et résistantes à la fatigue. Ces fibres contiennent beaucoup de myoglobine, de mitochondries et de capillaires mais, elles possèdent une coloration intermédiaire (fibres intermédiaires). Elles se retrouvent généralement en grand nombre dans les muscles de la jambe des athlètes.

➤ **Fibres de Type IIB** : fibres glycolytiques à contraction rapide et sensibles à la fatigue. Ces fibres contiennent peu de myoglobine, de mitochondries et de capillaires (fibres blanches). Elles ont une haute teneur en glycogène et possèdent le plus grand diamètre. On les retrouve en grand nombre dans les muscles du bras. [2]

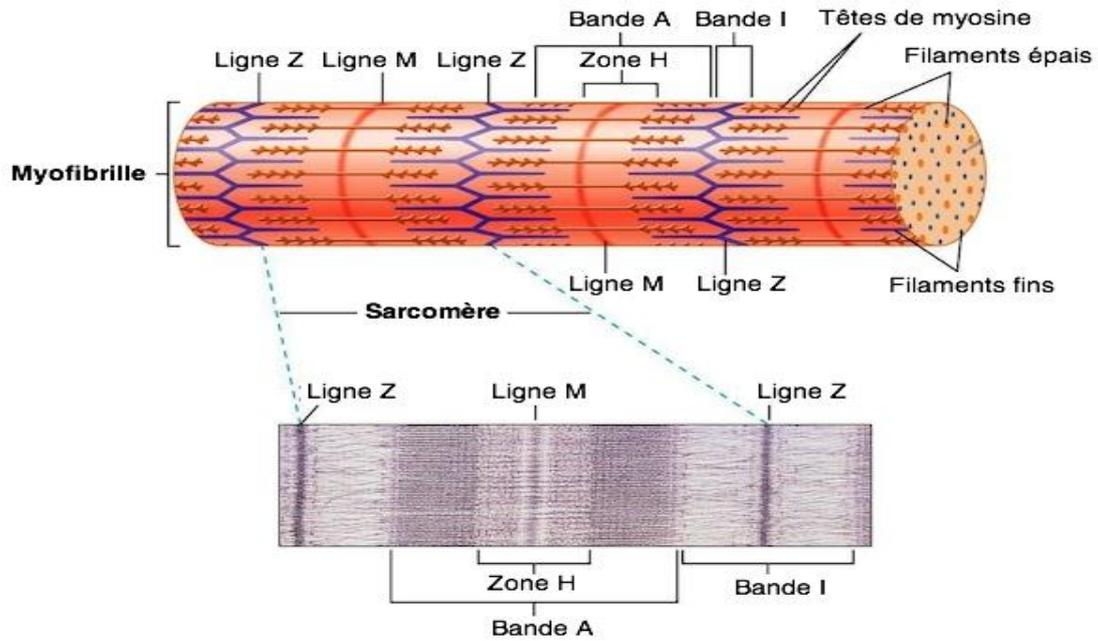


Figure 1.3 : structure des myofibrilles.

1.5. L'unité motrice

Le neurone moteur (motoneurone) et toutes les fibres musculaires innervées forment ce qu'on appelle une unité motrice (UM). Le nombre de fibres musculaires innervées par un motoneurone varie entre 5 (pour les muscles oculaires externes) et 1 000 ou plus (muscles temporaux). Les fibres musculaires d'une seule unité motrice peuvent être réparties sur tout l'ensemble du muscle. Pour les innover, un motoneurone se scinde en de nombreuses collatérales. (figure 1.4) [3]

Notion d'unité motrice (UM)

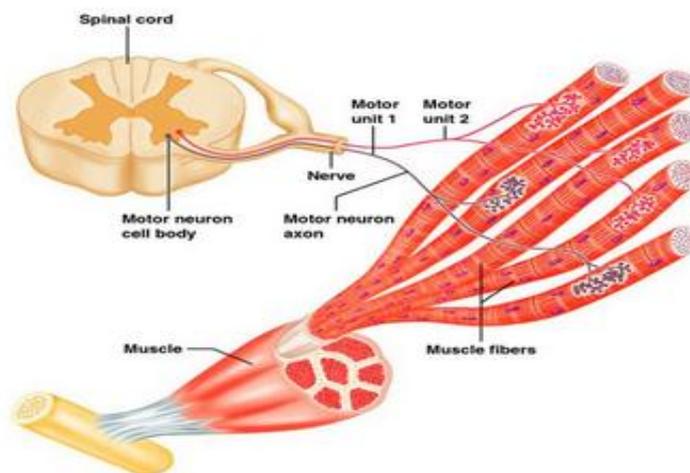


Figure 1.4 : unité motrice

Partie 01: Anatomie et physiologie musculaire

On peut distinguer deux types d'unités motrices : les unités motrices à contraction rapide et les unités motrices à contraction lente. Pour savoir si l'on a affaire à une unité motrice du premier ou du deuxième type, on observe l'origine de son motoneurone, et l'on analyse les qualités de ce neurone (notamment pour ce qui concerne la fréquence des impulsions). Les UM à contraction lente sont plus sensibles au manque d'O₂ mais elles ont un métabolisme oxydatif plus intense, possèdent plus de capillaires et de myoglobine (fixateur de l'oxygène) et sont moins fatigables que les UM à contraction rapide. Dans les muscles « blancs », ce sont les unités motrices à contraction rapide qui sont les plus nombreuses (par exemple dans le muscle gastrocnémien) ; elles permettent les mouvements rapides (marche, course). Les muscles « rouges » sont surtout formés d'UM lentes; ces unités sont spécialisées dans les exercices de longue durée (station debout : muscles posturaux). Chez l'homme existe également une forme intermédiaire d'unité motrice (UM rouge rapide).

L'augmentation graduelle de la force musculaire résulte d'un recrutement plus ou moins important d'unités motrices (recrutement différentiel). Le nombre d'unités motrices recrutées est fonction de la nature ou du type de mouvement ; il en est de même pour le choix des UM qui se fera entre les UM rapides et les UM lentes (on entend par type de mouvement : mouvement à contraction douce ou violente, intermittente ou durable, activité réflexe ou effort volontaire. etc.). De plus, la force développée par chaque unité motrice peut s'élever par augmentation de la fréquence d'impulsion de la fibre nerveuse (les muscles squelettiques sont téтанisables). [3]

1.6. La contraction musculaire :

1.6.1. Mécanisme de la contraction musculaire :

Pendant la contraction ou le relâchement musculaire, la longueur des filaments d'actine ou de myosine reste constante, par contre la longueur des sarcomères varie en fonction des glissements des filaments fins d'actine dans le réseau des filaments épais de myosine. (figure 1.5)

Une cascade d'évènements survient entre le moment où le sarcolemme est dépolarisé et le moment où il est raccourci.

- **Etape 1** : libération du calcium (Ca²⁺).
- **Etape 2** : le Ca²⁺ se fixe sur la troponine libérant ainsi le site de fixation de myosine

Dans le même temps, la fixation du Ca²⁺ permet la scission de l'ATP en ADP + Pi (Pi = Phosphate inorganique), scission productrice d'énergie.

- **Etape 3** : Le Pi puis l'ADP se détachent, modifiant ainsi l'angle formé par les têtes de myosine fixées à l'actine (90° → 50° → 45°) et donc entraînant le glissement des filaments d'actine sur les filaments de myosine.

- **Etape 4** : Seule la présence d'une nouvelle molécule d'ATP permet la rupture de la liaison entre l'actine et la myosine (45° → 90°) et la formation d'un nouveau complexe myosine-ATP. Si la concentration en Ca²⁺ est suffisante, le cycle se reproduit. Au cours d'une

Partie 01: Anatomie et physiologie musculaire

contraction, le cycle se reproduit plusieurs fois en fonction du potentiel d'action émis par le motoneurone. Plus le nombre de cycles est grand, plus le raccourcissement est important.

- **Etape 5** : Le mécanisme prend fin quand la concentration en Ca^{2+} est inférieure à la contraction de repos [$1\mu\text{mol/l}$]. Les canaux calciques du RE se ferment, le calcium est transporté activement dans le réticulum endoplasmique.

Dans le mécanisme assurant la contraction, l'élément - clé de la régulation est l'ion calcium. L'organisation ultra-structurale est essentielle dans le fonctionnement de la cellule musculaire

- la jonction neuromusculaire permet la dépolarisation de la membrane de la fibre musculaire.
- les triades permettent la libération massive du calcium.
- l'organisation des sarcomères permet le raccourcissement. [4]

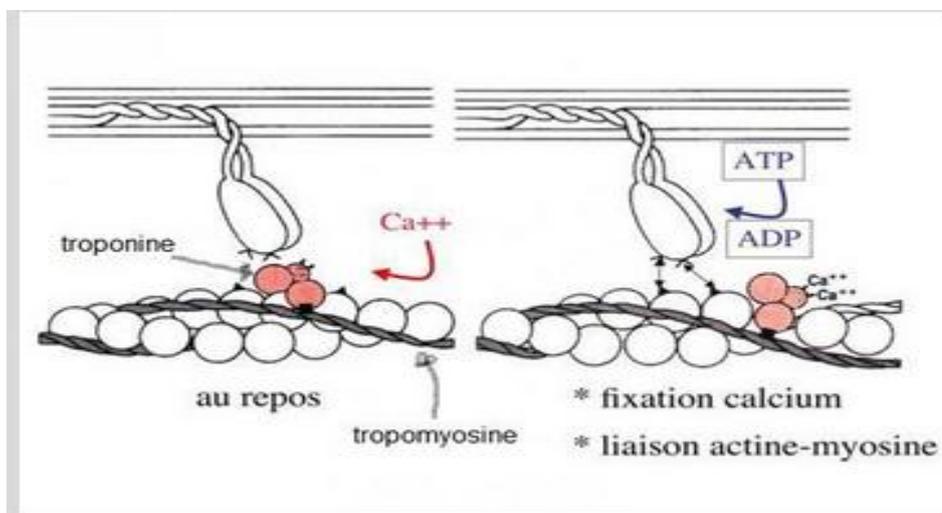


Figure 1.5 : Le mécanisme de la contraction musculaire

1.6.2. Les différents types de contraction musculaire :

➤ **La contraction concentrique** : Le muscle se contracte et se raccourcit. Les insertions se rapprochent, le muscle se concentre. Exemples : monter d'escaliers, pousser une voiture en panne, lancer une balle de tennis.

➤ **La contraction excentrique** : Le muscle travaille en s'allongeant, les insertions s'éloignent. Il s'agit de freiner une charge. Exemples : descendre des escaliers ; au développé-couché, freiner la descente de la barre ; courir en descente.

➤ **La contraction isométrique** : Le muscle travaille contre une résistance fixe. Les leviers et donc les insertions musculaires ne se déplacent pas. C'est un effort statique. Exemples : tenir la position chaise contre un mur ; maintenir bras tendus une barre de musculation...

➤ **La contraction polymérique** : Il s'agit de la combinaison des régimes concentrique et excentrique. La contraction concentrique du muscle est immédiatement précédée d'une contraction de type excentrique. Le muscle est ainsi préalablement étiré avant de pouvoir effectuer son raccourcissement. L'intérêt principal de ce régime c'est qu'il permet d'exprimer des indices de force supérieurs à ceux que l'on peut atteindre lors d'un mode de contraction

Partie 01: Anatomie et physiologie musculaire

isolé. Exemples : sauter par-dessus des obstacles pieds joints et sans arrêt ; faire des pompes sans temps d'arrêt ...[4]

1.7. La fatigue musculaire :

Une baisse d'activité d'un système vivant, pour une incitation constante, liée à l'activité de ce système et réversible par sa cessation transitoire. Le terme de fatigue est employé pour une cellule, un tissu, un organe ou un organisme entier et résulte le plus souvent d'un fonctionnement excessif de ce système vivant. Baisse transitoire de la capacité de travail du muscle, consécutive à l'activité musculaire, survenant pour un niveau constant d'incitation des centres moteurs et réversibles par le repos. [5]

1.7.1. Les origines et les mécanismes de la fatigue :

Lorsqu'un exercice se poursuit malgré le stress physiologique engendré, une fatigue apparaît inéluctablement. Etre endurant signifie donc en fait d'être capable de résister le plus longtemps possible à l'apparition de la fatigue. La fatigue fait partie intégrante de la performance sportive mais également de la vie quotidienne et professionnelle. Elle est de ce fait largement étudiée depuis plus d'un siècle même si les mécanismes relatifs à son apparition font encore largement débats à l'heure actuelle.

La fatigue est définie comme une diminution de la force, de la puissance ou de la vitesse requise ou espérée au cours de l'exercice (Edwards, 1983). Certains auteurs y rajoutent une dimension psychologique en soulignant que la fatigue est associée à une augmentation de l'effort perçu par le sportif (St Clair Gibson & Noakes, 2004). Définir la fatigue ne représente donc pas une difficulté majeure et fait l'objet d'un consensus bien établi. Quand on essaye d'en comprendre les mécanismes par contre, cela se complique nettement et fait naître des débats nombreux et parfois houleux.

On peut distinguer deux types de fatigue : périphérique et centrale. La distinction entre ces deux types de fatigue se fait en fonction de l'origine de la perte de force par rapport à la jonction neuromusculaire: soit en amont (on l'appelle alors fatigue centrale ou nerveuse), soit en aval (on l'appelle alors fatigue périphérique ou musculaire). Le schéma de Bigland-Ritchie (1984) permet de mettre en évidence ces deux sites potentiels (Figure1.6): [5]

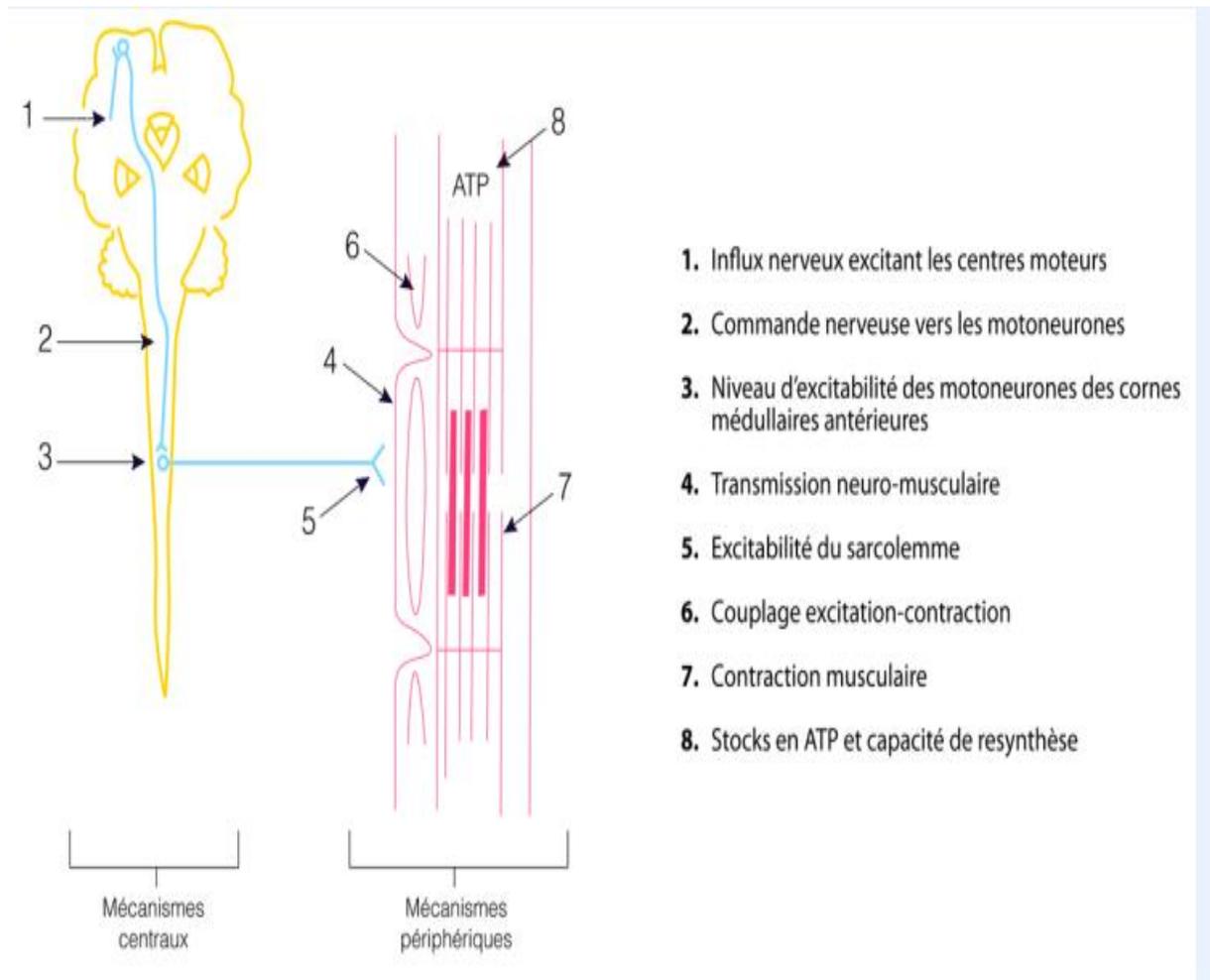


Figure 1.6 : la fatigue selon le schéma de Bigland-Ritchie (1984)

La fatigue centrale correspond à une diminution soit (1) de l'influx nerveux vers les centres moteurs supérieurs, soit (2) de la commande nerveuse vers les motoneurons, soit (3) de l'excitabilité des motoneurons des cornes antérieures de la moelle.

En aval de cela, on parle de fatigue périphérique. Elle correspond soit à une diminution de (4) la transmission neuromusculaire, soit (5) de l'excitabilité du sarcolemme, soit (6) du couplage excitation-contraction au niveau des tubules T et de la captation du calcium par le réticulum sarcoplasmique, soit (7) de la contraction musculaire à proprement parler, soit (8) de la production d'énergie et une augmentation des métabolites produits.

Le schéma d'Edwards (1983) (Figure 1.7) reprend ces éléments et rajoute certaines notions intéressantes : notamment l'intervention de la motivation dans les paramètres centraux de la fatigue. [5]

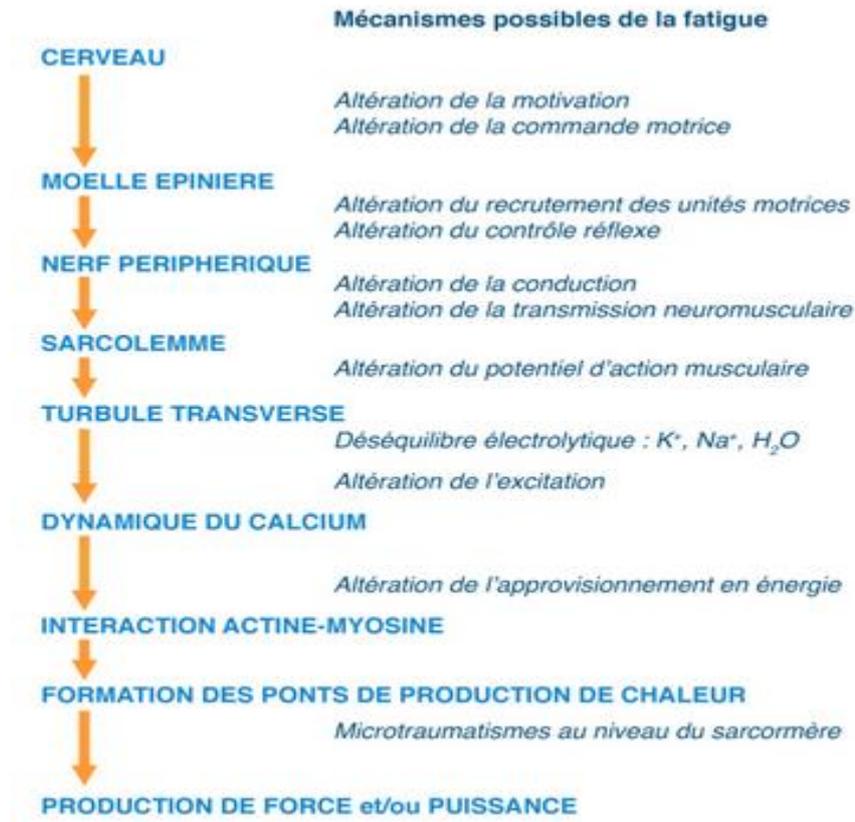


Figure 1.7 : la fatigue selon le schéma d'Edwards (1983).

1.8. La douleur :

La douleur est une impression anormale et pénible reçue par une partie vivante et perçue par le cerveau. C'est une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable associée à un dommage tissulaire présent ou potentiel, ou décrite en termes évoquant une telle lésion.

La douleur n'est pas du tout considérée ni prise en compte de la même manière selon les cultures. Chaque peuple a sa propre conception de la douleur. Cette notion s'applique aussi bien aux bénéficiaires de soin qu'aux valeurs des soignants. Autrefois, dans certains milieux, résister à la douleur était une valeur, "On ne s'écoute pas, on prend sur soi". Elle était intégrée dans l'économie de la vie.

Aujourd'hui, la modernité fait de la santé une question purement médicale, la douleur perd peu à peu toute signification morale et culturelle. Elle incarne l'effroi. Les sondages montrent qu'elle fait davantage peur que la mort. Le seuil de tolérance décroît au fur et à mesure que les antalgiques et l'automédication se banalisent. [6]

1.8.1. Les différents types de douleur :

➤ **Douleur aiguë** : C'est un signal d'alarme qui permet de rechercher la cause, elle a un rôle protecteur. Elle est récente, transitoire et finit par céder rapidement. Par contre elle est souvent intense.

➤ **Douleur chronique** : Dès que la douleur subsiste (> 6 mois) elle devient chronique. Cela est en fait une maladie qui va retentir sur l'appétit, le sommeil, la vie quotidienne. [6]

1.8.2. Les différents mécanismes de genèse de la douleur :

Les douleurs surviennent à partir de systèmes complexes. Il existe deux grands mécanismes de genèse de la douleur physique : la douleur par excès de nociception et la douleur neurogène. à qui s'ajoutent des douleurs psychogènes et des douleurs idiopathiques.

- **Douleur par excès de nociception** : Les douleurs par excès de nociception sont des douleurs localisées à l'endroit des lésions. Elles se traitent par antalgiques périphériques. Elles sont dues à une stimulation excessive des terminaisons libres ou des récepteurs de la douleur périphériques. Cette stimulation résulte d'une lésion tissulaire, qui peut être provoquée par des traumatismes, des infections, des agressions thermiques, chimiques ou inflammatoires.

Ces douleurs sont continuées ou intermittentes et varient en intensité. Le seul moyen de stopper ces douleurs est de diminuer ou d'arrêter la transmission des messages allant vers le cerveau.

Ces douleurs répondent habituellement aux antalgiques. Exemple : Fractures, coliques néphrétiques, brûlures, abcès, sciatiques aiguës par compression discale, métastases osseuses...

- **Douleur neurogène** : La topographie des douleurs neurogènes se situe dans un territoire correspondant à une lésion neurologique mais elles peuvent être retardées de plusieurs semaines par rapport à cette lésion. Elles ne résultent pas de **lésions tissulaires**, elles ne dépendent donc pas de la localisation du mal. Elles sont dues à une interruption des voies nociceptives entraînant une perturbation du système de transmission résultant d'une hyperactivité spontanée des voies de la douleur. Ces douleurs sont habituellement peu sensibles aux antalgiques et fréquemment à l'origine de douleurs chroniques car la lésion neurologique est souvent définitive, causée par des infections, des troubles métaboliques (diabète, alcoolisme), toxiques, ou une compression nerveuse. Elles surviennent de façon spontanée ou pour des mouvements minimes. Elles sont permanentes, persistant en fond douloureux, accentué par des paroxysmes sous forme de brûlure, picotement, décharge électrique, ou broiement.

- **Douleurs idiopathiques** : Ces douleurs sont évoquées devant la négativité de toutes les explorations. C'est l'absence d'arguments en faveur d'une origine organique ou psychogène qui fait retenir le diagnostic. Certains tableaux douloureux chroniques restent médicalement inexpliqués mais possèdent des caractéristiques cliniques suffisamment stéréotypées pour offrir la possibilité de porter un diagnostic clinique. Exemples : les glossodynies, les stomatodynies, un bon nombre de céphalées. [6]

1.9. Introduction

La douleur peut être combattue par les agents physiques. En pratique cela regroupe l'utilisation du froid, du chaud, du courant électrique (soit courant constant, soit courant à l'état variable), de phénomènes d'énergie électromagnétique (ondes courtes, radar, infrarouges, laser), mais également de phénomènes mécaniques tels que les ondes sonores (ultra-sons, infrasons, ondes de choc), dans notre travail on s'intéresse à l'étude d'un électrostimulateur, qui peut être utilisée non seulement dans la réduction des douleurs mais aussi dans la musculation.

1.10. Historique d'un électrostimulateur :

Le courant électrique utilisé dans un but thérapeutique ou de recherche a suivi une progression remarquable au cours de l'histoire. C'est dès l'Antiquité que les premières décharges électriques ont été mises en évidence en Egypte avec des poissons torpilles. Au XVIIIème siècle, certains praticiens utilisent la bouteille de Leyde et des dispositifs électrostatiques pour traiter névralgies, contractures et paralysies (Dolhem, 2008). La fin du 18ème siècle, Galvani constate qu'une patte de grenouille se contracte lorsqu'on la touche avec une pince constituée de différents métaux. C'est à partir de la seconde partie du 19ème siècle que l'on observe le plus de changements dans l'évolution de l'utilisation de l'électricité sous forme de thérapie. Duchenne de Boulogne améliore la technique d'électrothérapie avec des appareils volta et magnéto-faradiques. Au début du XXème siècle, Weiss et Lapique découvrent les lois fondamentales de l'électrostimulation. Weiss (1903) met en évidence que, pour obtenir une stimulation, ce n'est pas tant la forme du courant qui importe mais bien la quantité de courant dans un laps de temps défini. Il étudie alors la manière dont évolue cette quantité de charge en fonction de la durée du courant que l'on applique et détermine la relation "quantité de courant-durée d'application" dans une gamme de temps prédéfinie. [7]

1.11. Définition d'électrostimulateur :

L'électrostimulation est une impulsion électrique variable (durée et intensité) transmise aux différents muscles par l'entremise de deux ou plusieurs électrodes. L'impulsion électrique provoque la contraction musculaire du ou des muscles choisis sans que le système nerveux central (cerveau) ne soit mis à contribution.

L'électrostimulation est utilisée depuis de nombreuses années par les athlètes ou les kinésithérapeutes pour la préparation sportive, la récupération et parce qu'elle procure des résultats visibles et mesurables[7]

1.12. Principe d'électrostimulateur :

L'électrothérapie permet de stimuler deux types de tissus dans le corps humain : les muscles (fibres musculaires) et les nerfs (fibres nerveuses). On peut distinguer les nerfs sensitifs (sensation de toucher, de chaleur) et les nerfs moteurs (qui guident l'information du cerveau au muscle). La stimulation des nerfs sensitifs est utilisée pour un effet antidouleur tandis que la stimulation des nerfs moteurs est utilisée à des fins de réhabilitation. Concernant la stimulation des nerfs moteurs, on notera qu'il faut 500 fois plus de courant pour stimuler directement la fibre nerveuse que le nerf moteur. La stimulation en direct sur le muscle ne se

Partie 02: l'électrostimulation

fera donc que dans le cas où la fibre nerveuse motrice est rompue et ne permet pas une électrostimulation neuromusculaire classique (NMES) : Ce mode est dit « dénervé » [8]

1.13. Les types de ES

Deux grands types de générateurs sont à considérer, les stimulateurs à voltage constant d'une part et les stimulateurs à courant constant d'autre part. Pour ces derniers, encore appelés générateurs de courant, toute modification d'impédance s'accompagne d'une variation de voltage de manière à ce que l'intensité délivrée soit constante, ce qui permet de délivrer un courant relativement stable, alors qu'avec un générateur à voltage constant, compte tenu de l'effet capacitif de la peau, le courant réellement transmis diminue au fil du temps. Les générateurs à courant constant semblent donc les plus appropriés à assurer une efficacité optimale. [9]

1.14. Les applications de ES

- Soulager des différents types de douleurs (aiguës ou chroniques)
- Rééduquer des fonctions musculaires perturbées
- Améliorer les performances du muscle sain
- Apporter du bien-être dans le domaine de la forme et de l'esthétique [9]

1.14.1. Kinésithérapie et remise en forme :

La kinésithérapie est très utilisée à la suite d'une blessure, d'une intervention chirurgicale ou d'un événement traumatisant pour le corps humain. La kinésithérapie concerne aussi bien le squelette que les fonctionnalités de l'organisme. Elle améliore la qualité de vie du patient.

Sur prescription médicale, le kiné peut réaliser des bilans de capacité. Il intervient parfois, sans prescription médicale, dans le domaine sportif (remise en forme, relaxation, massage...) ou esthétique (exercices de relaxation pour le visage, par exemple). [9]

1.15. La base pratique :

Au cours de l'électrostimulation, l'efficacité, la forme et l'importance de la réponse musculaire sont influencées par des paramètres physiques et physiologiques, Il reste des éléments techniques et pratiques :

- les électrodes.
- les courants. [9]

1.15.1. Les électrodes : Extrémité d'un conducteur électrique mis en contact avec une partie de l'organisme pour capter les variations du courant électrique produit ou pour y appliquer un traitement électrique. (figure 1.8)



Figure 1.8 : les électrodes .

1.15.1.1. Taille et positionnement des électrodes :

La taille des électrodes à utiliser dépend de la partie du corps sur laquelle la stimulation doit être pratiquée et de la durée d'impulsion qui est choisie. Généralement, plus la durée d'impulsion n'est importante, plus le courant en mA est élevé, plus l'électrode doit être grande.

Pour le visage, les doigts et les mains ou les muscles sont superficiels, la durée d'impulsion ne doit pas dépasser $90\mu\text{s}$, ce qui permet l'utilisation des électrodes entre 26 et 30mm^2 Pour le bras et la jambe inférieure et la cheville, la durée d'impulsion ne doit pas dépasser $300\mu\text{s}$, ce qui permet l'utilisation des électrodes entre 40 et 50mm^2 Pour les quadriceps, le bras supérieur, l'épaule, le dos et les abdominaux, la durée d'impulsion ne doit pas dépasser $350\mu\text{s}$, ce qui permet l'utilisation des électrodes de $50 \times 50\text{mm}$ ou $50 \times 100\text{mm}$. Le choix de la taille des électrodes est dicté par l'objectif de la stimulation et l'effet recherché, mais doit également tenir compte de la taille des muscles à stimuler. Ainsi plus le muscle est gros, plus l'électrode utilisée devra être grande. La taille des électrodes peut améliorer ou diminuer la résistance au passage du courant. Une électrode de grande taille présente une impédance plus faible qu'une électrode ayant une faible surface de contact avec la peau. L'utilisation d'électrode de petite taille permet ainsi une stimulation très localisée mais la densité de courant alors importante peut entraîner des sensations désagréables. Inversement, de grandes

Électrodes seront plus confortables pour le sujet, mais la dispersion du courant va engendrer une diminution de l'effort moteur et rendra la stimulation moins spécifique, moins intense, et pourra entraîner la contraction de muscle voisin. [10]

1.15.1.2. Techniques de placement des électrodes : Il existe deux techniques de placement des électrodes :

➤ **La technique monopolaire:** Utilise une grande électrode dite de dispersion indifférente, placée sur une région autre que celle stimulée, et une ou deux électrodes plus petites, dites actives ou de stimulation, placée sur le muscle. La densité de courant importante, sous la ou les électrodes de stimulation, permet la génération de l'effet excito-moteur.

➤ **La technique bipolaire :** Deux électrodes, généralement de même taille, sont placées sur le muscle à exciter, une à la partie proximale et une à la partie distale. Dans ce cas, le flux de courant est plus restreint et les deux électrodes peuvent exciter le nerf si un courant bi-phasique est utilisé.

La distance inter-électrode influe sur le degré de pénétration du courant dans le muscle. Généralement, pour ces deux techniques, les électrodes situées au niveau du muscle sont positionnées au niveau du ou des points moteurs. En effet, pour une intensité donnée, la contraction obtenue est plus importante si le stimulus est appliqué sur un point moteur. Celui-ci se définit comme étant la projection au niveau de la peau du point d'épanouissement du nerf à l'intérieur du muscle.

Les électrodes de surface nécessitent généralement une préparation de la peau afin de diminuer son impédance, et l'utilisation d'un gel de conduction pour permettre un meilleur transfert des charges électriques. [10]

Partie 02: l'électrostimulation

1.15.2. Les courants : Par définition, un courant électrique est constitué par un mouvement d'électrons à travers la matière lorsqu'il existe une différence de potentiel entre les extrémités des voies conductrices. L'électrothérapie désigne l'ensemble des utilisations thérapeutiques du courant électrique tandis que le terme d'électrostimulation définit la technique qui consiste à produire une contraction musculaire en imposant une stimulation électrique par l'intermédiaire d'électrodes appliquées sur la peau.

En 1991, la société américaine de kinésithérapie établit une terminologie unifiée des courants électriques utilisés dans le domaine clinique. Trois types de courant sont ainsi répertoriés :

- **Le courant direct** (également appelé courant continu, courant galvanique ou encore courant constant) est un flux constant d'électrons se dirigeant toujours dans le même sens. Ce type de courant est utilisé uniquement pour ses effets antalgiques notamment par ionophorèse, technique consistant à faire pénétrer des médicaments à travers la barrière cutanée à l'aide d'un courant électrique.

- **Le courant alternatif** est un courant dont l'accident électrique se reproduit de manière périodique et définie, sans maintien durable à la ligne isoélectrique (Roques 1997). Il peut être modulé soit en interférence soit en fréquence (ou "burst de fréquence") :

- **Le courant alternatif interférentiel** (ou "interference-modulated current") consiste à superposer deux courants légèrement différents dans deux circuits distincts. D'un point de vue pratique, l'un des deux courants garde une fréquence constante (4000 Hz) alors que la fréquence du second est légèrement décalée (entre 3900 et 4100 Hz) (Figure 1.9). Ce type de courant est principalement utilisé dans le traitement de la douleur et occasionnellement en ES. [11]

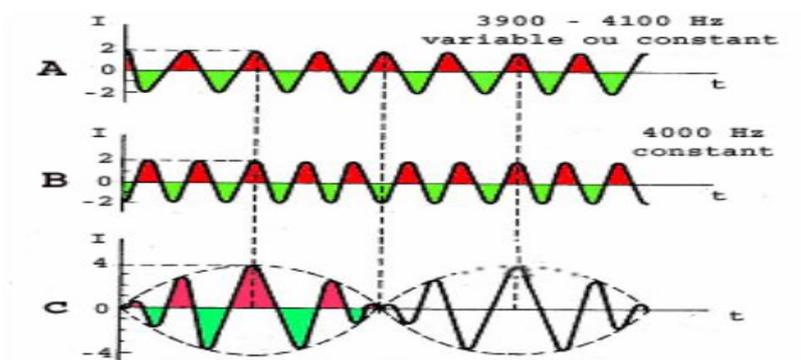


Figure 1.9. Exemple de courant alternatif interférentiel. Le courant C correspond à la superposition du courant A (dont la fréquence, variable ou constante, est comprise entre 3900 et 4100 Hz) et du courant B (d'une fréquence constante de 4000 Hz).

Partie 02: l'électrostimulation

- *Le courant alternatif modulé en fréquence* (ou “burst-modulated alternating current”), plus connu sous le nom de “courant russe ou KOTS”, a été introduit par le scientifique russe Yakov Kots dans les années 1970 pour l’entraînement des sportifs de haut niveau. Ce courant est généralement constitué par un courant alternatif sinusoïdal de 2500 Hz modulé en 50 Hz donnant naissance à des salves d’alternances de 10 ms séparées par des intervalles de 10 ms (Figure 1.10).

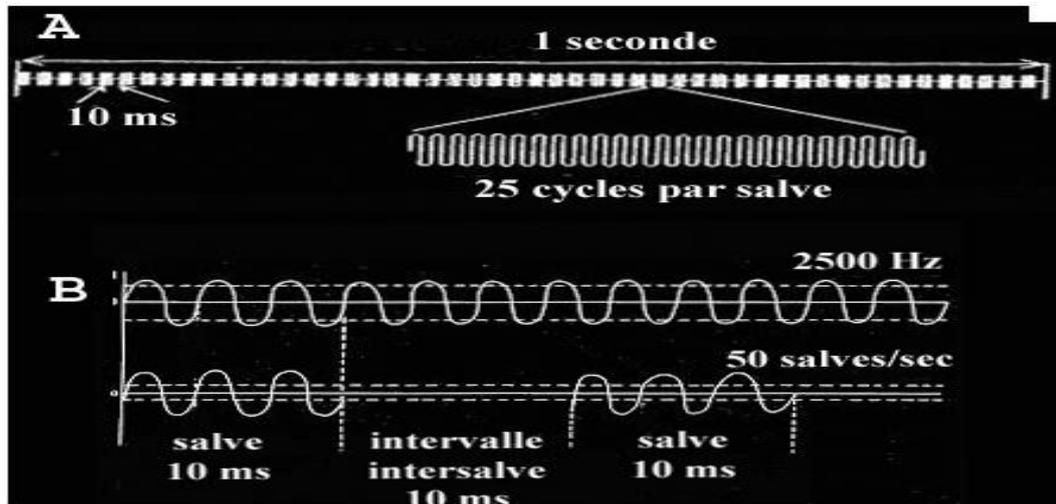


Figure 1.10. Exemple d'un courant alternatif modulé en fréquence (ou “courant russe” ou “courant de Kots”). (A) Une seconde de stimulation est divisée en salves excitatrices de 25 cycles d'une durée de 10 ms et séparées par une période de repos de 10 ms. (B) Le courant sinusoïdal de 2500 Hz ainsi modulé permet d'obtenir une fréquence de stimulation de 50 Hz (ou 50 salves/sec)

- **Le courant d'impulsions** est constitué d'accidents électriques uniques ou répétés dans un sens unidirectionnel ou bidirectionnel avec un retour durable à la ligne isoélectrique entre chaque accident. Selon McCreery et coll. (1992), le maintien durable à la ligne isoélectrique serait un élément de protection de la fibre nerveuse. On distingue généralement deux types d'impulsions (Figure 1.11):

- Les impulsions unidirectionnelles (ou monophasiques) se situent toujours au-dessus ou en dessous de la ligne isoélectrique et sont constituées par une phase qui est soit positive soit négative. Ces impulsions peuvent revêtir des formes différentes

- Les impulsions bidirectionnelles (ou biphasiques) comportent une phase dans une direction polaire à partir de la ligne isoélectrique et une phase en direction inverse, opposée, se produisant avant la fin de l'impulsion. Ces impulsions peuvent être soit symétriques soit asymétriques. Pour les premières, tous les paramètres (amplitude, durée...) sont identiques de part et d'autre de la ligne isoélectrique. Ainsi, la polarité est nulle au niveau des électrodes ce qui permet d'éviter les réactions électrochimiques cutanées. Les impulsions asymétriques ont quant à elles des durées de phases inégales.

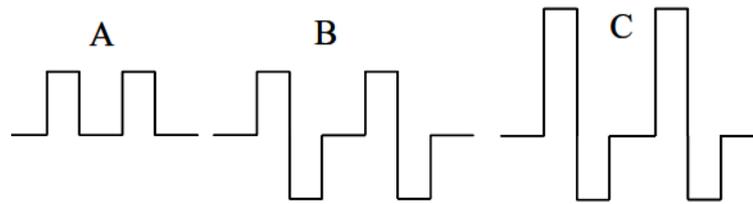


Figure 1.11. Exemples de courants d'impulsions : (A) monophasiques rectangulaires ; (B) biphasiques symétriques rectangulaires ; (C) biphasiques asymétrique rectangulaires.

1.16. Les précautions élémentaires :

- ✓ Les patients qui utilisent un stimulateur cardiaque (pacemaker), un défibrillateur cardiaque ou tout autre implant électronique, les femmes enceintes et les enfants ne doivent pas être traités avec un électrostimulateur
- ✓ Ne stimulez jamais à proximité de sinus carotidien, sur le cou près des artères carotides. Vous risqueriez de provoquer une chute de tension artérielle.
- ✓ Gardez toujours le stimulateur hors de portée des enfants.
- ✓ N'utilisez que les électrodes destinées à la stimulation nerveuse et musculaire. Reportez-vous à l'emballage des électrodes pour les directives d'utilisation.
- ✓ Ne placez les électrodes que sur une peau saine.
- ✓ Avant de retirer les électrodes de la peau, mettez le stimulateur en position OFF. Si une électrode se décolle, éteindre le stimulateur avant de toucher l'électrode. Les impulsions de courant du stimulateur ne présentent toutefois aucun danger.
- ✓ Utilisez toujours votre stimulateur selon le mode d'emploi.
- ✓ N'utilisez qu'un stimulateur à la fois.
- ✓ N'ouvrez jamais le couvercle de la pile pendant la stimulation

1.17. Conclusion :

Le chapitre était consacré à une étude théorique sur l'anatomie des muscles, ainsi que sur l'électrostimulation. Particulièrement son principe de fonctionnement, les types des électrodes à utiliser et le mode d'excitation. Dont nous avons conclure que :

- L'efficacité de l'ES repose sur le type et à la fréquence du courant, aux caractéristiques de l'impulsion électrique, au cycle de stimulation ainsi qu'à la taille et au positionnement des électrodes de stimulation
- Les courants utilisés en ES sont soit alternatifs, soit d'impulsions. Afin d'obtenir une contraction musculaire la plus élevée et la plus confortable possible pour le sujet, il est nécessaire d'optimiser les différents paramètres de stimulation.
- Il est impossible de stimuler électriquement un muscle de manière continue en raison de la fatigue musculaire et de la douleur engendrées par l'ES.

Dans le chapitre suivant, une étude des différents outils ainsi que les différents circuits électroniques utilisés dans notre réalisation sera présenté.

Chapitre 02 : Etude et réalisation d'électrostimulateur

2.1. Introduction :

Dans l'objectif d'amélioration de la qualité et de performances des muscles et le soulagement des douleurs du dos et des articulations et guérir les déformations les claquages musculaires, etc..., sans aucune utilisation des médicaments qui pouvant intoxiquer l'organisme, les médecins spécialisés et les techniciens a essayé des prototypes de bio-stimulateurs à ions négatifs pour soigner les allergies, des générateurs pour magnétothérapie BHet HT traitant claquages et déformations, des appareils à ionophorèse et même des électrostimulateur neuromusculaires pour la gymnastique passive, ou mixte, utilisables par ceux qui veulent développer leur musculature sans fatigue ou par les personnes restées trop longtemps inactives et voulant se refaire une musculature normale ou recouvrer l'usage de leur membre convalescent.

L'objectif ce chapitre c'est la réalisation d'un électrostimulateur polyvalent. Qui sera peut être utilisé pour la réduction des douleurs comme dans la musculation, les ondes de Kotz c'est l'élément principal d'excitation utilisé dans notre système.

Le schéma bloc de la figure (2.1) présente les différentes étapes de réalisation de circuit, ce dernier est constitué des blocs suivants :

- Une alimentation de 220 V.
- Un diviseur de tension.
- Une unité d'élaboration (générateur de signal Kotz ou bien la section de sortie).
- Une unité de contrôle (double driver push pull).
- Stimulation avec signal Kotz.

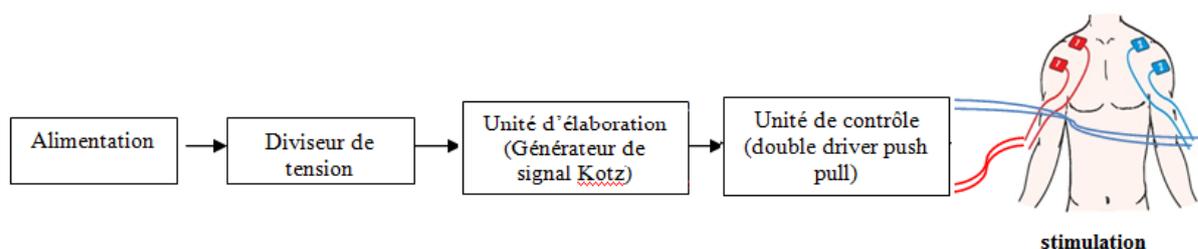


Figure 2.1. Le schéma bloc de notre électrostimulateur.

2.2. Description de bloc :

- Un étage d'alimentation à batterie rechargeable où la batterie est rechargée par une alimentation secteur 220 V reliée à une prise faite de telle façon qu'en insérant la fiche, la ligne principale est automatiquement coupée : cela évite tout contact, même accidentel, du patient avec le réseau électrique. Ainsi, les normes légales sont respectées et notre appareil ne présente aucun risque de se transformer en chaise électrique

- Une unité d'élaboration qui produise deux signaux rectangulaires en opposition de phase dont la fréquence et la cadence sont définies par un microcontrôleur PIC 16F877 programmé par le logiciel Flowcode à l'aide de quatre boutons poussoirs P1, P2, P3, et P4.
- Un double "*driver push-pull*" avec transformateur élévateur a pour tâche d'envoyer des impulsions biphasiques à deux paires d'électrodes : la double stimulation simultanée est utile car tous les muscles étant symétriques, ceux de droite et ceux de gauche doivent être stimulés ensemble (par exemple, les biceps, les triceps, les biceps fémoraux et quadriceps, etc.).
- Deux limiteurs de courant réglables permettant de transformer les générateurs d'impulsions de tension en parfaits générateurs de courant constant avec limitation de l'intensité parcourant le corps du patient à des valeurs d'abord non dangereuses et ensuite non douloureuses.

2.3. Etudes d'unité d'élaboration (générateur de signal Kotz) :

2.3.1. Généralités sur les microcontrôleurs :

Les microcontrôleurs sont présents aujourd'hui dans la plupart des systèmes électroniques de grand public ou professionnelles. Il existe plusieurs familles de microcontrôleurs. La société américaine Micro Chip Technologie a mis au point, dans les années 90, un microcontrôleur CMOS : le PIC (Programmable Interface Controller). Jusqu'à présent, ce composant est très utilisé, à cause de sa simplicité d'emploi et sa rapidité [**bigonoff**].

Un microcontrôleur est un circuit central de systèmes électroniques intégrant un microprocesseur et des fonctions supplémentaires (mémoire, mémoire non-volatile, interfaces analogiques),

Ainsi, une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle sont ajoutés des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajout des composants 'annexes', en effet il peut fonctionner de façon autonome après programmation.

Les PIC sont particulièrement bien dotés, car ils intègrent mémoire de programme, mémoire de données, ports d'entrée-sortie (numériques, analogiques, PWM, UART, etc.), et même horloge, bien que des bases de temps externes puissent être employées. Certains modèles disposent de port et unités de traitement de l'USB.

On distingue trois grandes familles de Pics:

- La famille Base Line qui utilise des mots d'instructions de 12 bits.
- La famille Mid-Range qui utilise des mots de 14 bits (et dont font partie la 16F84 et 16F876)
- La famille High-End, qui utilise des mots de 16 bits.

2.3.2. La famille Mid-Range : Les microcontrôleurs Pics Mid-Range ont un jeu de 35 instructions et 4 sources d'interruptions :

- Interruption externe commune avec la broche RB0.
- Interruption due au TIMER.

Chapitre 02 : Etude et réalisation d'électrostimulateur

- Interruption sur changement d'état des broches de port RB0 à RB1.
- Interruption de fin d'écriture en EEPROM.

2.3.3. Identification d'un microcontrôleur :

Un PIC est identifié par un numéro de la forme suivant : xx(L)XXyy –zz

- xx : Famille du composant (12, 14, 16, 17, 18)
- L : Tolérance plus importante de la plage de tension
- XX : Type de mémoire de programme
- C : EPROM ou EEPROM
- CR : PROM
- F : FLASH
- yy : Identification
- zz : Vitesse maximum du quartz

2.3.4. Choix du microcontrôleur : Le premier critère de choix pour un microcontrôleur concerne sa taille mémoire EEPROM, un nombre important de ports et une commande par l'ordinateur à travers une liaison série.

Afin de satisfaire nos besoins, nous utilisons le PIC 16F877 qui a une grande mémoire EEPROM (256 Octet), une communication série et un nombre de ports suffisant.

2.3.5. Le PIC 16F877 : Le PIC 16F877 est un microcontrôleur de Micro Chip

(Figure2.2). Il fait partie intégrante de la famille des Mid-Range (16) dont la mémoire programme est de type flash (F), de type 877. Ce PIC possède en plus des instructions très puissantes, donc un programme à développer réduit.

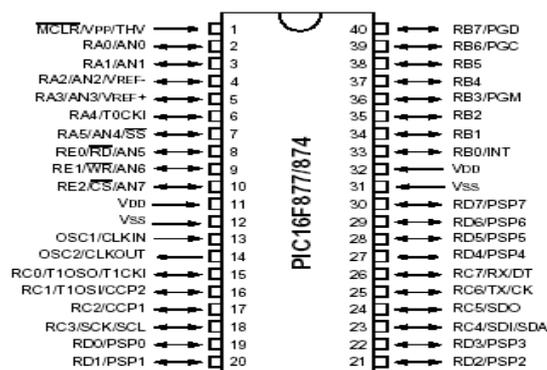


Figure 2.2 : symbole schématique du pic 16F877

Le microcontrôleur 16F877 est constitué des éléments suivants :

- CPU à architecture RISC (8 bits)
- Mémoire programme de 8 Kmots de 14 bits (Flash),
- Mémoire donnée de 368 Octets,
- EEPROM donnée de 256 Octets,
- 14 sources interruptions
- Générateur d'horloge de type RC ou quartz (jusqu'à 20 MHz)
- 05 ports d'entrée sortie

Chapitre 02 : Etude et réalisation d'électrostimulateur

- Fonctionnement en mode sleep pour réduction de la consommation,
 - Programmation par mode ICSP (In Circuit Serial Programming) 12V ou 5V,
 - Possibilité aux applications utilisateur d'accéder à la mémoire programme
- 33 broches d'entrées /sorties réparties sur 5 ports :
 - Un port A de 6 bits (RA0 à RA5).
 - Un port B de 8 bits (RB0 à RB7).
 - Un port C de 8 bits (RC0 à RC7).
 - Un port D de 8 bits (RD0 à RD7).
 - Un port E de 3 bits (RE0 à RE3).

2.3.6. Description de programme :

À l'aide d'un logiciel de programmation graphique flowcode qui ne nécessite pas l'apprentissage d'un langage et de toutes ses contraintes de syntaxe on a programmé le PIC.

Dans les sorties RE0 et RE1 du PIC on prélève des ondes de kots carrée à 2500 Hz, Comme le montre la figure (2.3). On trouve des LEDs Sur les PORT E, C, et D et tandis que le PORTB est connecté à des boutons poussoirs P1, 2, 3, et 4 ou chacun à une fonction bien spécifique.

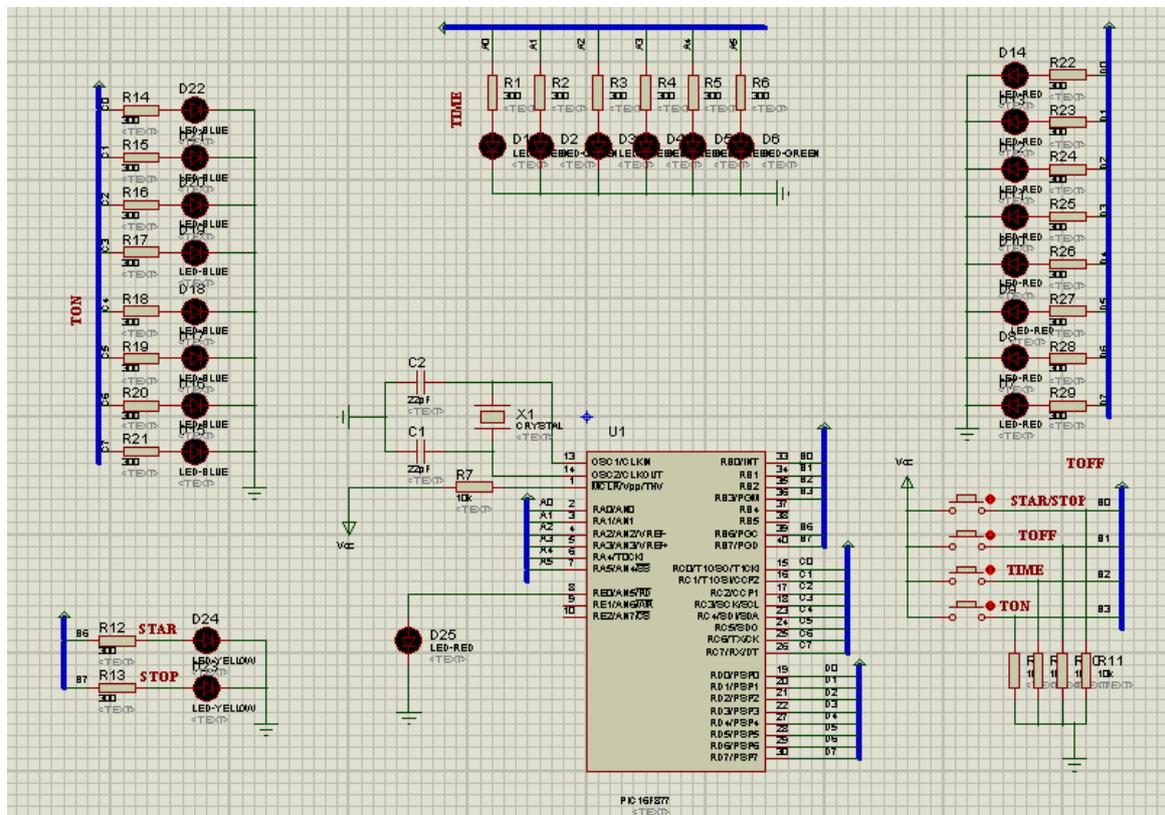


Figure 2.3. Brochage des LEDs et des boutons poussoir (section de sortie)

P1 STAR/STOP : ce bouton est branché au PORTB0 (RB0), ce poussoir remplit une double fonction, STAR et STOP, quand la LED (RB6) allume et la LED (RE0) clignote cela signifie que le circuit est en état de fonctionnement (STAR). Circuit s'arrête automatiquement quand la durée paramétrée par P3 est écoulé ou quand on presse longtemps sur le bouton P1.

P2 TOFF : ce bouton est branché au PORTB1(RB1), ce poussoir permet de sélectionner la durée de temps de repos. Chaque fois que l'on presse sur P2, une LED des secondes DL14 à DL 08 (branché au PORTD) s'allume.

P3 TIME : ce bouton est branché au PORTB2 (RB2), ce poussoir permet de sélectionner la durée en minutes de l'application. Chaque fois que l'on presse sur P3 une des six LEDs (branché au PORTA) s'allume L'application peut durer de 5 à 30 minute.

P4 TON : ce bouton est branché au PORTB3 (RB3), ce poussoir permet de sélectionner la durée en secondes pendant laquelle l'onde de KOTZ doit rester active à la sortie. Chaque fois que l'on presse sur P4, une LED des secondes DL 22 à DL 15 (branchés au PORTC) s'allume. (Figure 2.4).

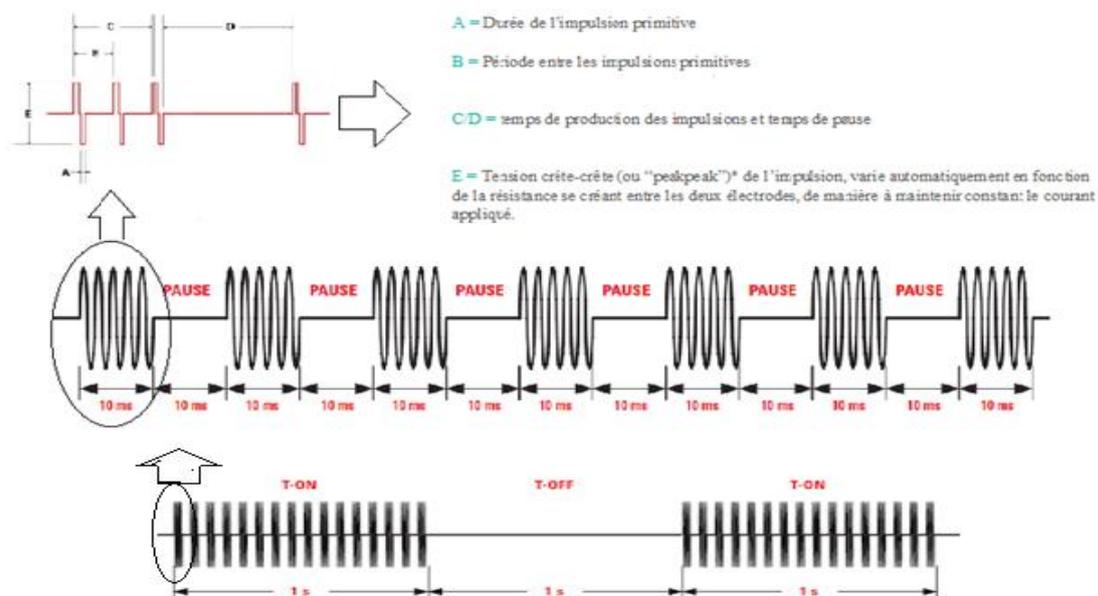


Figure 2.4 : Exemple d'un signal sinusoïdal du KOTZ pour un TON et TOFF réglé pour une seconde.

2.3.7. L'Organigramme du programme :

Dans la réalisation de notre appareil on a suivi l'organigramme (figure 2.5).

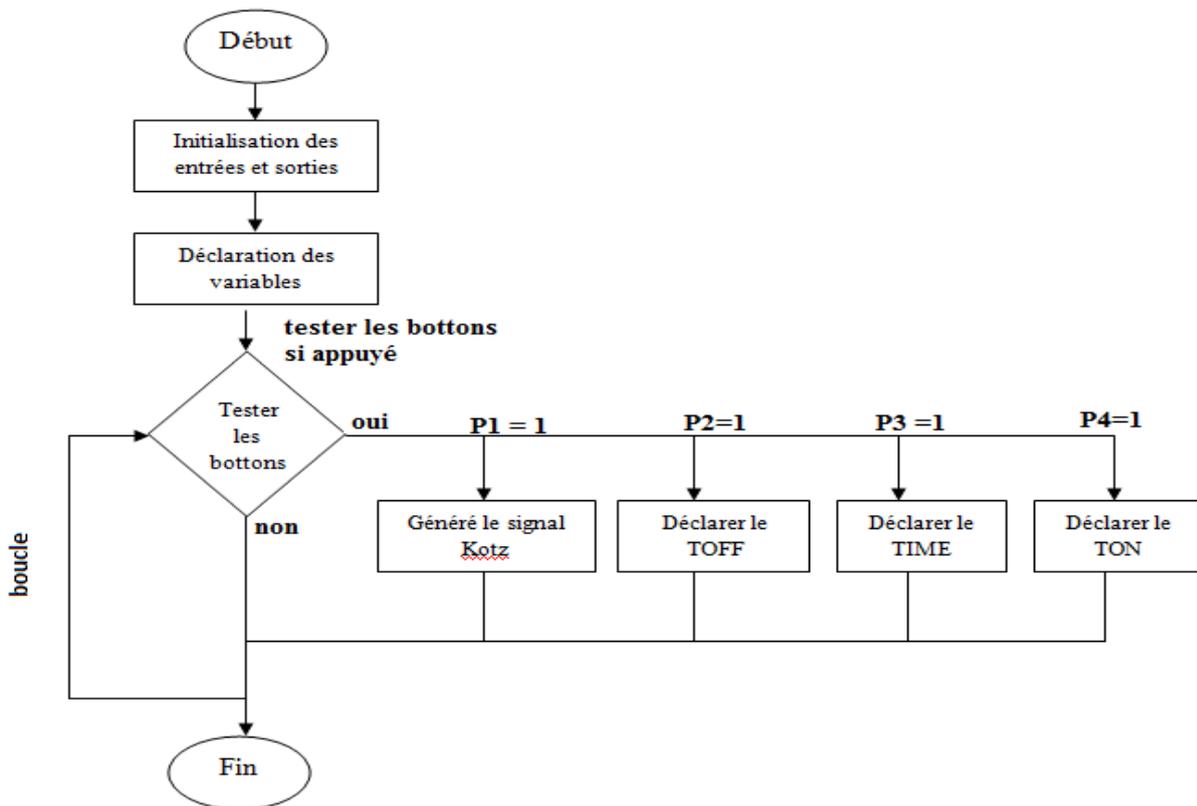


Figure 2.5. L'organigramme principal de fonctionnement de l'appareil

2.3.8. Sous-programme de KOTZ :

pour gérer le signal KOTZ on a suivi le sous-programme présenté dans la figure 2.6. Dans ce programme on a choisi une durée d'impulsion primitive (A) égale à $50\mu\text{s}$ et une période nulle de $295\mu\text{s}$. L'organigramme employé dans la génération de ces impulsions est donné par la figure ci-dessous.

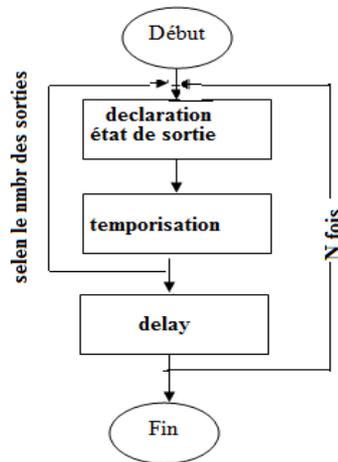


Figure 2.6. Sous organigramme pour générer le signal d'excitation

Le nombre d'itération N utilisé pour fixer le temps d'excitation TON peut être calculé comme suit :

L'onde de KOTZ est définie par une fréquence de 2500Hz

$$f = \frac{1}{T} \leftrightarrow T = \frac{1}{f} \dots\dots\dots (2.1)$$

$$T = \frac{1}{2500} = 400 \mu s \text{ La durée entre les impulsions primitives.}$$

Calcul de nombre d'impulsion pendant le temps de production des impulsions (10ms)

$$\left\{ \begin{array}{l} 400\mu s \rightarrow 01 \text{ impulsion} \\ 10000\mu s (10ms) \rightarrow N \text{ impulsion} \end{array} \right. \rightarrow N = \frac{10000}{400} = 25 \text{ impulsion} \dots\dots\dots (2.2)$$

Calcul de nombre d'impulsion pendant un TON (par exemple 1s)

$$\left\{ \begin{array}{l} 20ms \rightarrow 01 \text{ impulsion} \\ 1000ms (1s) \rightarrow X \text{ impulsion} \end{array} \right. \rightarrow X = \frac{1000}{20} = 50 \text{ impulsion} \dots\dots\dots (2.3)$$

TON (s)	01	02	03	04	05
Nombres d'impulsion	50	100	150	200	250

Tableau 2.1. Le nombre d'impulsion délivré pendant différents TON

2.4. La génération des ondes de kotz :

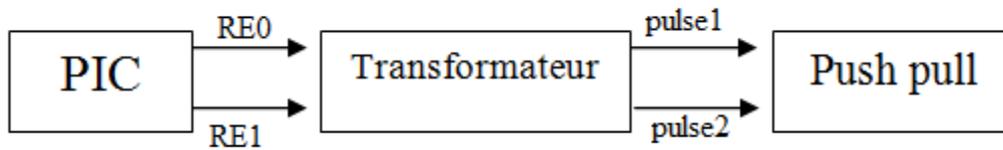


Figure 2.7. Le schéma bloc démontre la génération des ondes de Kotz

Puisque la génération d'un signal biphasique est impossible par un pic. Le signal est généré de la manière suivante :

Le pic est programmé pour générer des impulsions monophasiques rectangulaires déphasées par une valeur de 4.5° sur les sorties du port RE0 et RE1, comme le montre la figure suivante :

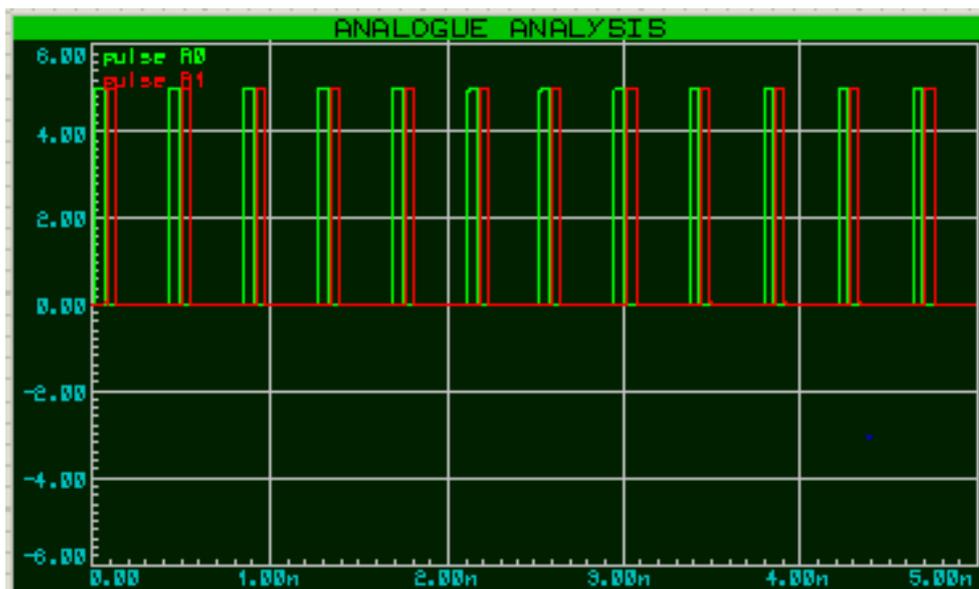


Figure 2.8. Les impulsions monophasiques déphasées avec 5μ s.

Afin d'obtenir un signal biphasique un transformateur à trois sorties est utilisé comme le montre la figure suivante :

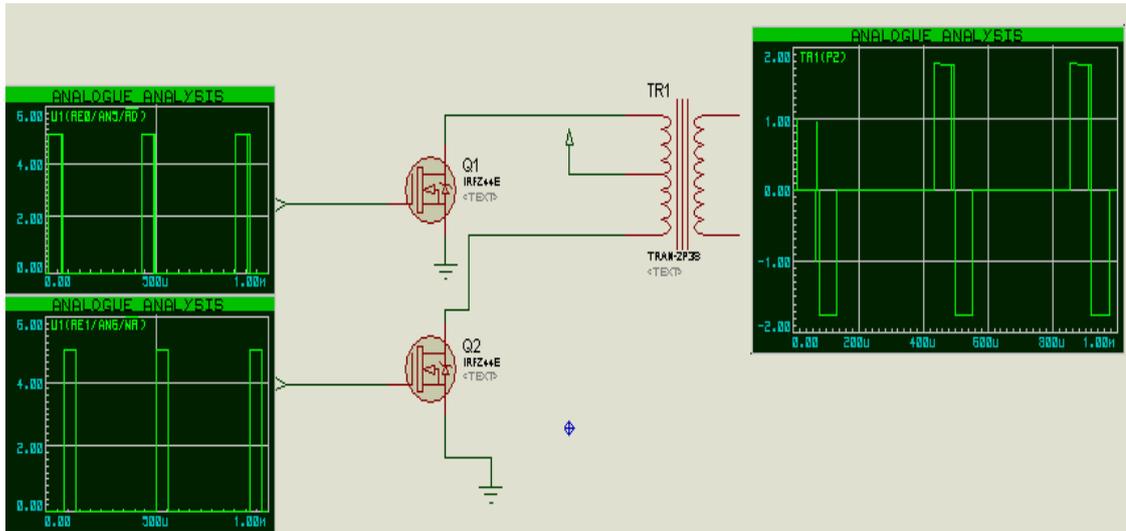


Figure 2.9. Le signal biphasique.

L'inversement de la polarisation du transformateur permet d'inverser le signal RE2. Le résultat final sera un signal rectangulaire biphasique. Ce signal destiné à l'étage push pull.

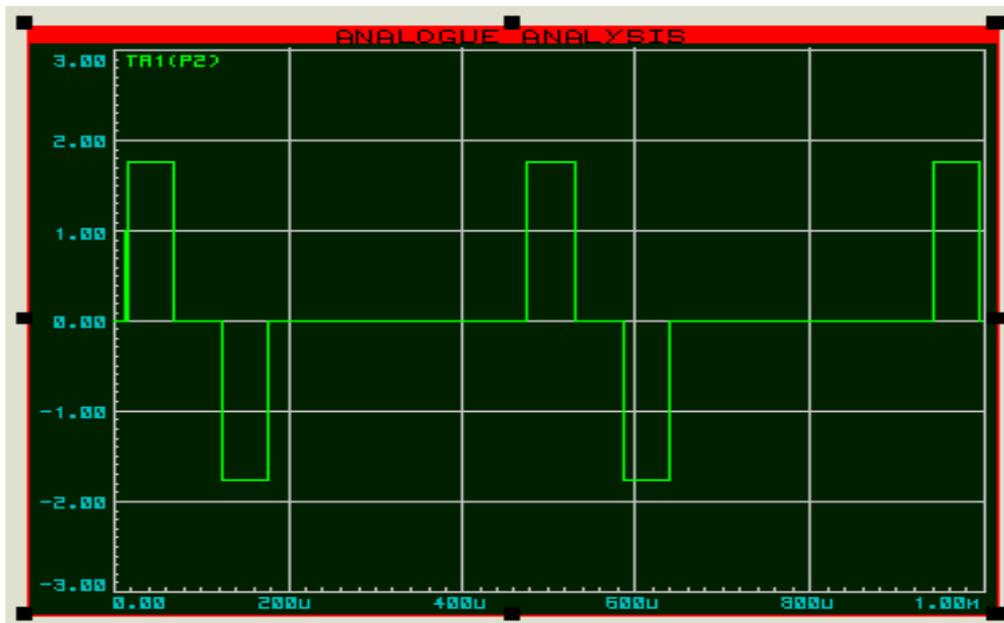


Figure 2.10. L'onde de signal push pull

2.5. Etudes d'unité de contrôle (double « driver push pull ») :

2.5.1. Montage push pull : (to push : pousser ; to pull : tirer. évoquer un mouvement de balancement), ou amplificateur de puissance classe B, constitué d'un étage de sortie comportant deux transistors complémentaires c'est-à-dire un transistor de type NPN et autre de type PNP de même gain en montage collecteur commun. Le point de repos se situe à la limite du blocage de chaque transistor. Pour pouvoir amplifier les deux alternances d'un signal sinusoïdal, il faut que l'un des transistors amplifie les alternances positives et le second les alternances négatives [PAUL SCHERS]. (Figure 2.10)

$$u_e - v_{BE} = R_l * I_s \dots\dots\dots (2.4)$$

$$I_s = I_{E1} - I_{E2} \dots\dots\dots (2.5)$$

- Pour U_e proche de 0, les deux transistors sont bloqués. En effet, en a bien $V_{CE1} > V_{CEsat}$ pour T1 (type NPN) et $V_{EC2} > V_{ECsat}$ pour T2 (type PNP), mais $I_B = 0$ ce qui empêche le passage du courant dans les transistors. Cet état de blocage persiste tant que $-0.7 < U_e < +0.7$ V car tant qu'aucun transistor n'est passant, $I_s = 0$ et $U_e = V_{BE}$. Le courant I_B restera proche de zéro dans les transistors tant que la tension entre base et émetteur n'aura pas atteint 0.7 V (+ ou - suivant le type de transistor).

- Pour $U_e > 0.7V$. Dans ce cas dès que V_{BE} atteint cette valeur, le transistor T1 se retrouve en régime linéaire, I_s augmente donc U_s aussi. Dans un même temps comme $V_{BE} > 0$, le transistor PNP T2 est bloqué. On a alors :

$$U_s = U_e - 0.7 \dots\dots\dots (2.6)$$

Si U_s devient trop élevée, alors le transistor T1 fini par saturer (2.7) ce qui U_s reste bloquée à une valeur proche de E (2.8).

$$V_{CE1} = E - U_s > 0.4 V \dots\dots\dots (2.7)$$

$$U_s = E - V_{CE sat} \dots\dots\dots (2.8)$$

- Pour $U_e < -0.7V$. dans ce cas dès que V_{BE} atteint cette valeur, le transistor T2 se retrouve en régime linéaire, I_s devient non null donc U_s aussi. Dans le même temps comme $V_{BE} < 0$, le transistor NPN T1 est bloqué. On a alors

$$U_s = U_e + 0.7 \dots\dots\dots (2.9)$$

Quand U_e devient fortement négative, T2 finit par saturer, ce qui conduit I_s à s'annuler. On a alors : $U_s = -E + V_{EC sat}$ et $U_s \approx -E$ (2.10)

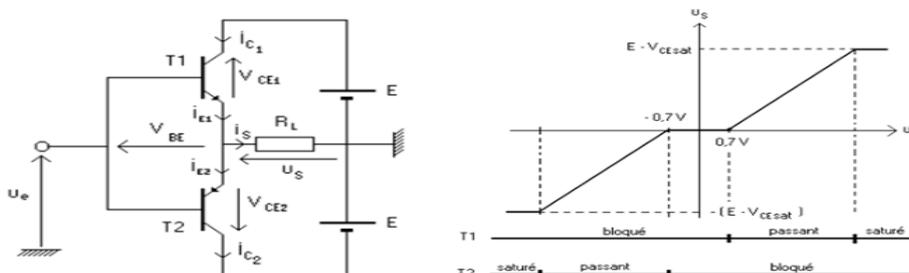


Figure 2.10. Exemple de montage push pull simple et leur caractéristique.

Pour limiter la distorsion qui apparaît pour les faibles valeurs de u_e on utilise deux diodes (figure 2.11) qui sont toujours polarisées en direct et passantes ($V_d = 0.7V$), ce qui compense le V_{BE} des transistors, responsable de la distorsion.

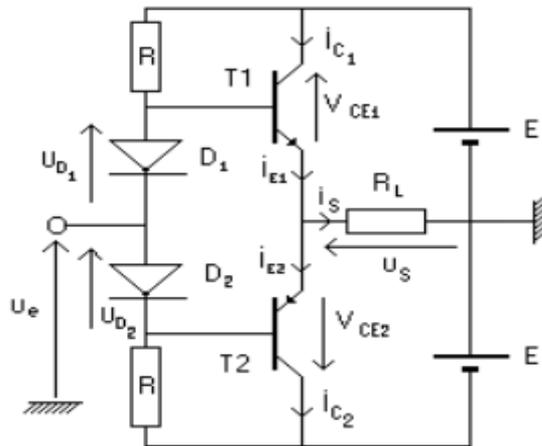


Figure 2.11. Montage push pull corrigé avec des diodes.

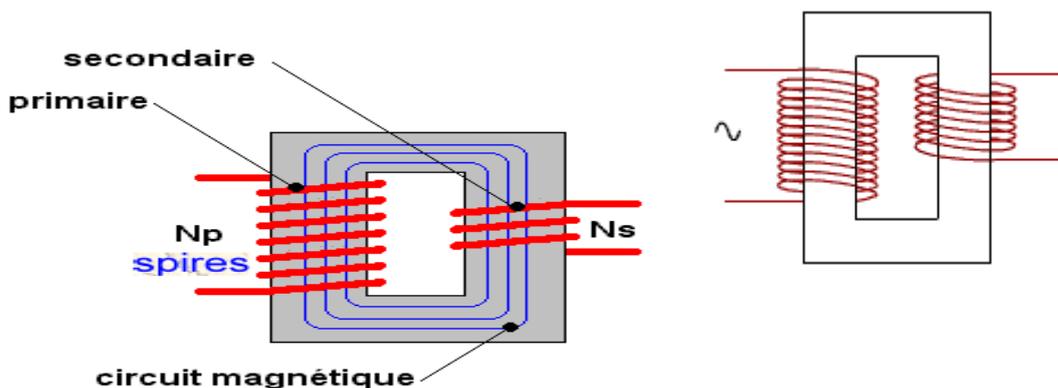
2.5.2. Le transformateur

Un transformateur est un circuit magnétique fait de tôles magnétiques sur lequel on a placé des bobines de fil de cuivre isolé par du verni.

La bobine où arrive le courant est appelée "enroulement primaire", celle qui produit une autre tension est appelée "secondaire". Certains transformateurs possèdent plusieurs enroulements secondaires pour fournir plusieurs tensions en sortie.

Parmi les applications des transformateurs, on note :

- Electronique :
 - (a) alimentation à basse tension
 - (b) adaptation d'impédance
- Electrotechnique :
 - (a) transformation de la tension pour le transport et la distribution d'électricité
 - (b) alimentation à basse tension (par exemple, lampes hallogènes)
- Mesure :
 - (a) transformateurs d'intensité de courant
 - (b) transformateurs de potentiel



2.5.3. Principaux éléments de transformateur

Les éléments essentiels d'un transformateur sont les deux bobines placées à l'intérieur du composant. Ils sont appelés enroulements primaire et secondaire. Les bobines de transformateurs peuvent être relativement petites (celles qui équipent les adaptateurs utilisés pour connecter des appareils électriques aux prises secteur, par exemple) ou peser plusieurs tonnes, comme c'est le cas pour les transformateurs utilisés dans les postes électriques et les centrales électriques.

2.5.4 Principe de fonctionnement

D'une manière générale, un transformateur est constitué d'un circuit magnétique feuilleté et d'un ensemble de bobines séparées par des écrans électrostatique qui entourent des noyaux magnétiques. Chaque bobine formant le milieu conducteur est organisée en paquets de spires et chaque spire étant constituée de brins élémentaires. (Figure 2.12)

- Le transformateur est réversible, chaque bobinage peut jouer le rôle de primaire ou de secondaire. Le transformateur peut être abaisseur ou élévateur de tension. [M. MEZIANI].

Figure 2.12. Principaux élément de transformateur

2.6. Alimentation :

Dans ce projet on n'a pas utilisée une alimentation à une batterie rechargeable comme on a indiqué précédemment à cause des moyennes. Pour cela on a remplacé elle avec une carte d'alimentation à découpage.

Une carte d'alimentation à découpage est une alimentation électrique dont la régulation est assurée par des composantes électrotechniques utilisées en commutation (généralement des transistors). Ce mode de fonctionnement diffère de celui des alimentations linéaires dans lesquelles les composants électrotechniques sont utilisés en mode linéaire. Une alimentation à découpage de type EVD est une alimentation qui transmet instantanément la puissance, alors que celle de type flyback stocke cette énergie sous forme d'énergie magnétique dans une inductance (bobine) et libère ensuite cette énergie dans un circuit dit secondaire.

Chapitre 02 : Etude et réalisation d'électrostimulateur

(Figure 2.13). Dans notre carte, il existe trois sorties : une de 3v ,5v et autre de 24 v. Comme on a besoin de deux tensions, une de 5v pour alimenter le pic et une autre de 12 v pour alimenter les transformateurs. La sortie de 24v est reliée à un régulateur de tension positive de type 7812C afin de générer une tension continue de 12v

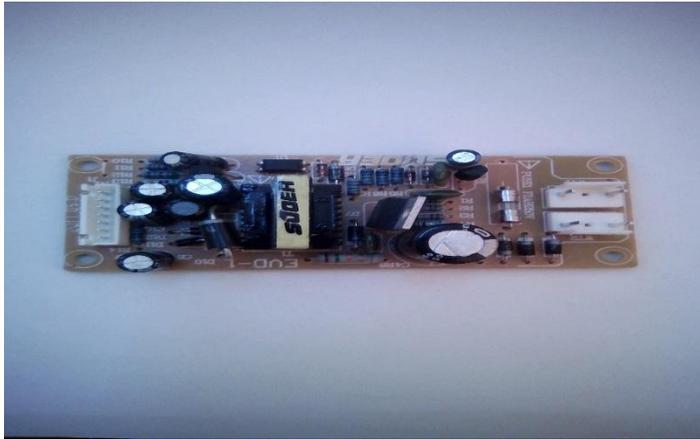


Figure 2.13. Le circuit de la carte d'alimentation à découpage.

2.7. La réalisation de notre circuit sur la plaque d'essai

2.7.1 Matériel utilisé :

La plaque d'essai : Pour tester les différentes parties de circuit



Figure 2.14. Représentation de la plaque d'essai

Oscilloscope numérique à mémoire : Permettre l'affichage le signal du différent bloc e montage d'une manière continue.

Chapitre 02 : Etude et réalisation d'électrostimulateur



Figure 2.15. l'oscilloscope numérique à mémoire

Générateur d'alimentation : Pour générer une tension de (+15,-15V)



Figure 2.16. Générateur d'alimentation

Les fils de connexion : pour faire lié les composants



Figure 2.17. les fils de conexion

Chapitre 02 : Etude et réalisation d'électrostimulateur

Le multimètre : pour tester les connexions entre les composants et mesurer leurs valeurs (les résistances, les capacités et voltage ...).



Figure 2.18. Le multimètre

USB ICSP PIC PROGRAMMER V2010 (UIC00B) : Pour programmer le PIC



Figure 2.19. USB ICSP PIC programmer et ICSP PIC programmer socket

2.7.2. principe de notre circuit :

La section de contrôle produit deux signaux rectangulaires en opposition de phase dont la fréquence est réglée par le PIC16F877 : l'onde rectangulaire produite se trouve en sortie sur les bornes PULSE 1 et PULSE 2, respectivement broches 8 et 9 du microcontrôleur.

La section de sortie reçoit en entrée les deux formes d'ondes de tension PULSE1 et PULSE2 et, au moyen de deux transformateurs à prise centrale TR1 et TR2 et d'un circuit spécial, les transforme en impulsions de courant envoyées ensuite aux électrodes par les sorties PLATE SX et PLATE DX. Comme les deux circuits sont identiques examinons un seul. Le secondaire du transformateur produit des impulsions d'amplitude 200 V environ, dont le courant, en absence de limitation, serait déterminé par la résistance du corps et par les possibilités de TR1.

Supposons qu'on applique une charge entre les électrodes, nous voyons que les transistors Q3 et Q4 conduisent chacun pendant une demie onde et font passer le courant du secondaire tantôt dans un sens et tantôt dans l'autre.

Plus exactement, Q3 conduit pour l'impulsion positive sur le point « PULSE 1 » et Q4 pour celle qui a la polarité opposée « PULSE 2 ».

Les diodes D4 et D5 protègent les transistors de l'inversion de polarité. Ce qui détecte le courant et le limite, ce sont les résistances R et R5. La limitation se produit ainsi : la chute de tension aux bornes de la série de résistances s'oppose, d'une certaine manière, à la polarité qu'à chaque impulsion les deux diodes zener DZ1 et DZ2 fournissent aux bases des transistors. Quand le courant devient tel qu'il fait chuter aux bornes de R et R5 une tension dépassant la différence entre V_z (somme de la tension d'une des deux diodes zener plus 0,6 V) et la V_{be} du transistor actuellement actif, ce dernier tend à se désactiver.

Par un réglage adéquat du trimmer R, on peut choisir la valeur du courant pour lequel les transistors préposés à la production du courant d'électrodes doivent se bloquer : plus grande est la résistance, plus faible est le courant débité et vice-versa.

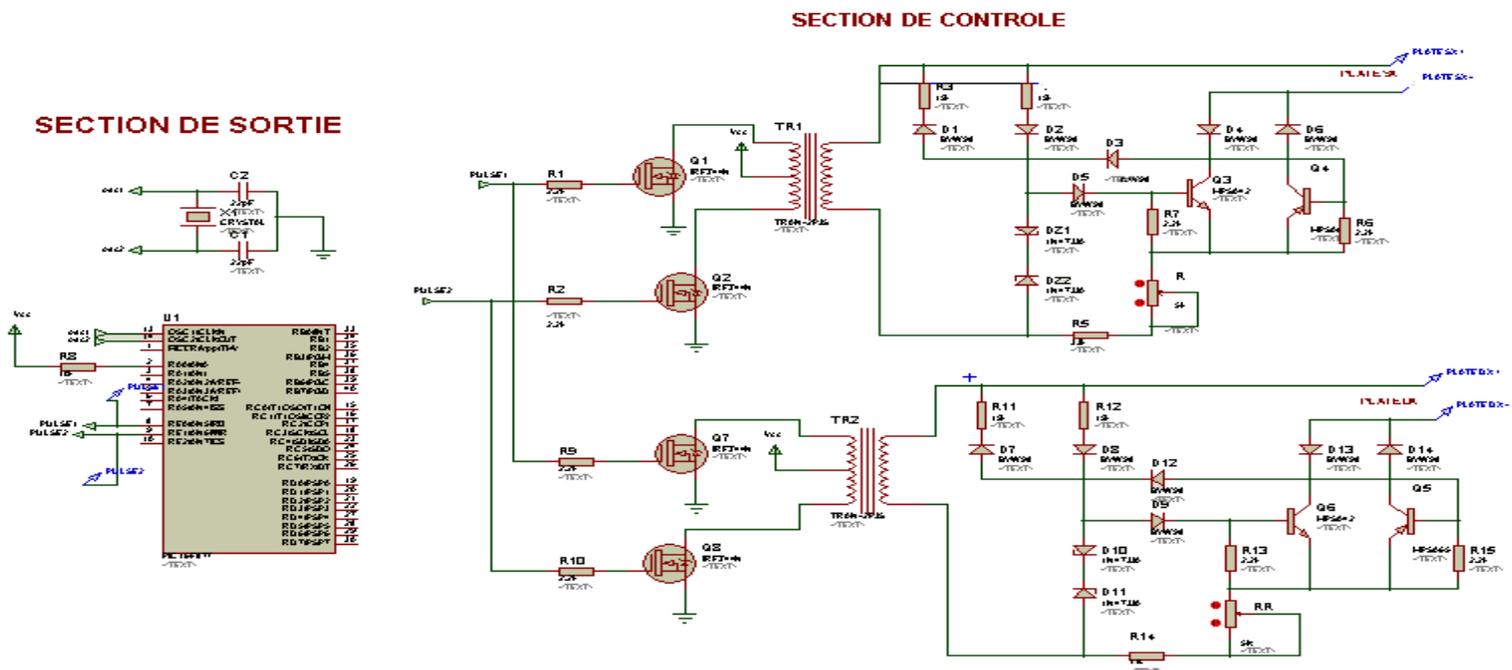


Figure 2.20. Le circuit électronique des deux sections (contrôle et sortie)

2.8. Conclusion :

Une description de la plateforme de notre réalisation et une étude détaillée des différents composants et blocs de l'électrostimulateur a été menée dans ce chapitre.

Dans le chapitre suivant, on va présenter les précautions qu'il faut prendre pendant la réalisation et les résultats obtenus (stimulation).

3.1. Introduction :

Dans ce chapitre, on va présenter les précautions qu'il faut prendre pendant la réalisation de notre dispositif ainsi que les logicielles utilisées.

3.2. La conception sur ordinateur :

On a utilisé deux logiciels, le premier « Flowcode » pour l'objectif de programmation et le deuxième « Proteus » pour le but de la simulation.

3.2.1. Présentation générale de logiciel Flowcode :

Flowcode est un environnement de développement commercialement produit par Matrix Multimedia pour programmer les dispositifs inclus tels que PIC, AVR (Arduino y compris) et BRAS.

Le logiciel Flowcode est un outil de programmation graphique qui ne nécessite pas l'apprentissage d'un langage et de toutes ses contraintes de syntaxe. Il est capable d'interpréter directement un algorithme et de générer un programme exécutable tout en gardant la possibilité de programmer des blocs en langage C ou directement en assembleur ce qui lui octroie une certaine puissance de traitement.

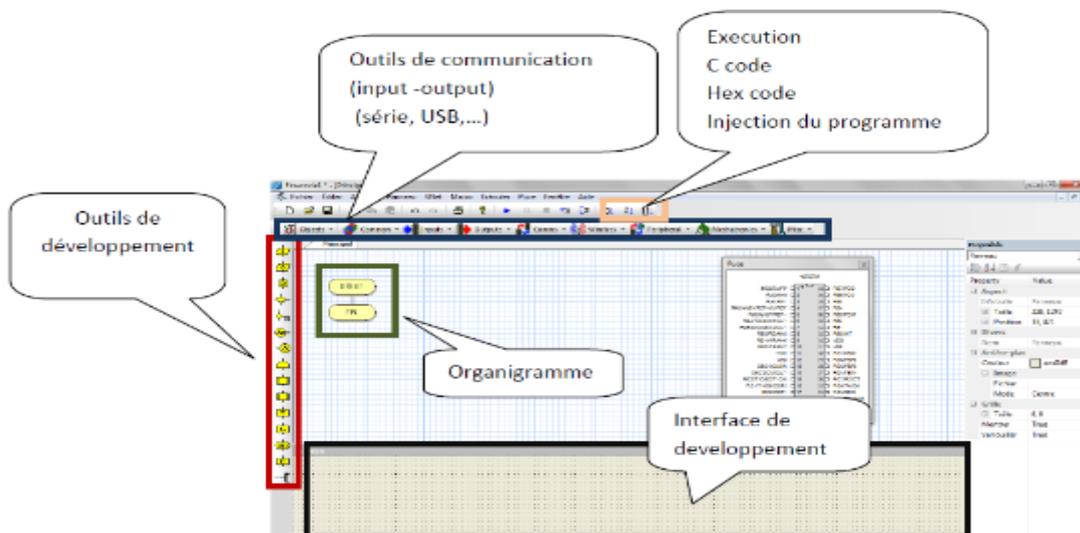


Figure 3.1. L'environnement Flowcode

Flowcode produit le code hexadécimal nécessaire au PICmicro grâce à un traitement appelé « Compilation ». Pour compiler et produire le code hex, Flowcode fait appel à un certain nombre de programmes - un compilateur C et un assembleur. Tout d'abord Flowcode traduit votre logigramme en langage C, puis en assembleur et ensuite en hexadécimal. Ne vous inquiétez pas si vous n'avez jamais utilisé des langages de programmation comme le C ou

l'assembleur - la spécificité de Flowcode, c'est que vous n'avez pas à connaître l'un ou l'autre de ces langages.

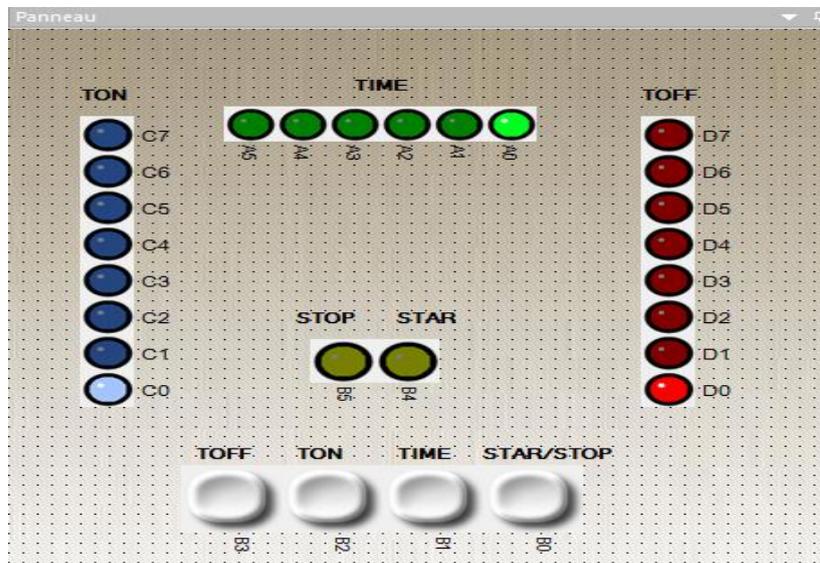


Figure 3.2. Interface de développement de notre circuit

3.2.2. Présentation générale de logiciel Proteus :

Cette suite logicielle est très connue dans le domaine de l'électronique. De nombreuses entreprises et organismes de formation (incluant lycée et université) utilisent cette suite logicielle. Outre la popularité de l'outil, Proteus possède d'autres avantages

- Pack contenant des logiciels facile et rapide à comprendre et utiliser
- Le support technique est performant
- L'outil de création de prototype virtuel permet de réduire les coûts matériel et logiciel lors de la conception d'un projet

3.2.2.1. ISIS

Le logiciel ISIS de Proteus est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement, les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits.

3.2.2.2. ARES

Le logiciel est un utile d'édition et de routage qui complète parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser la carte PCB, bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus efficace lorsqu'elle est réalisée manuellement, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatiquement.

3.2.3. Réalisation de schéma :

Le circuit électronique de l'électrostimulateur que nous avons réalisé est développé sur la base du schéma bloc et les différents circuits précédemment décrits dans le deuxième chapitre est affiché par la Figure 3.3.

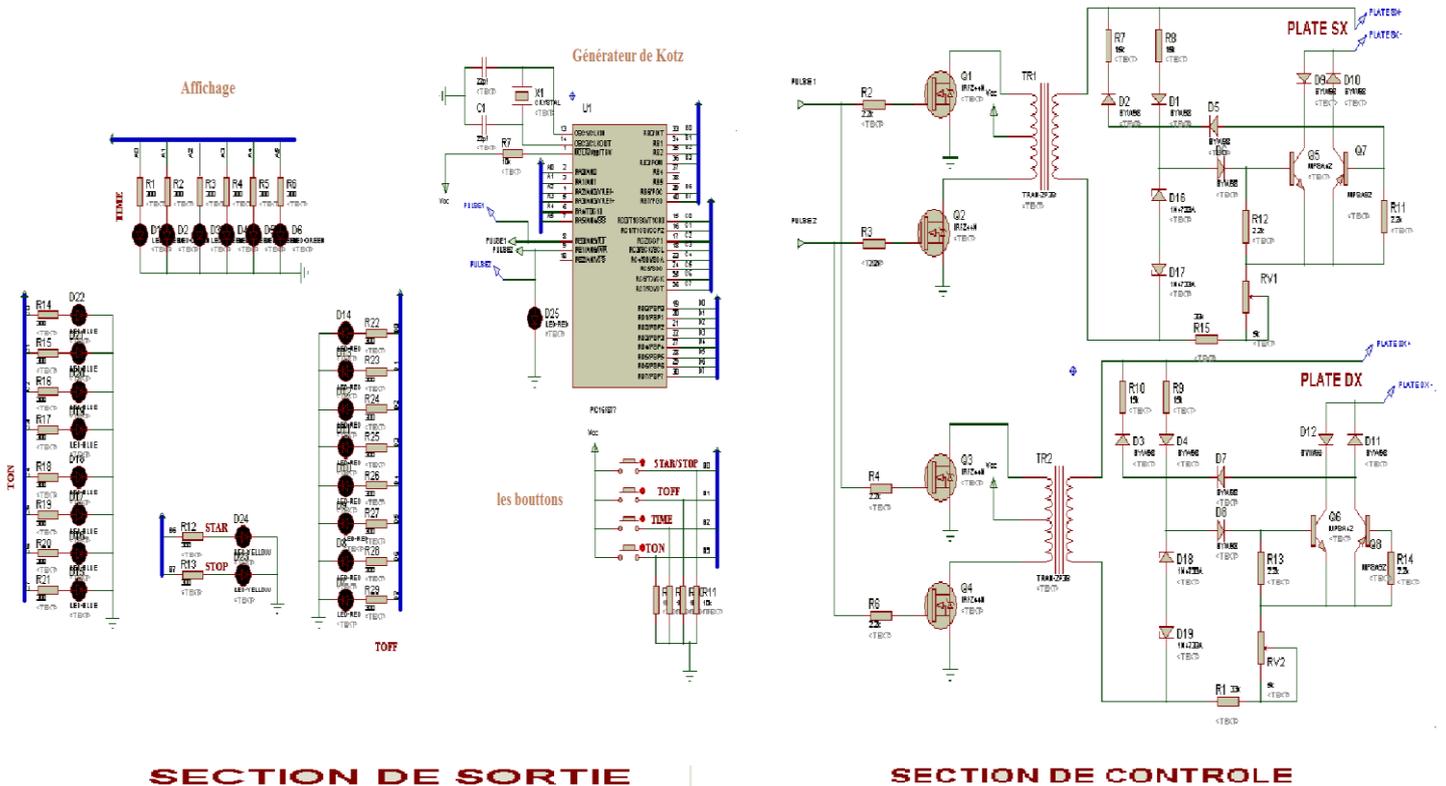


Figure 3.3. Le circuit électronique de notre ES.

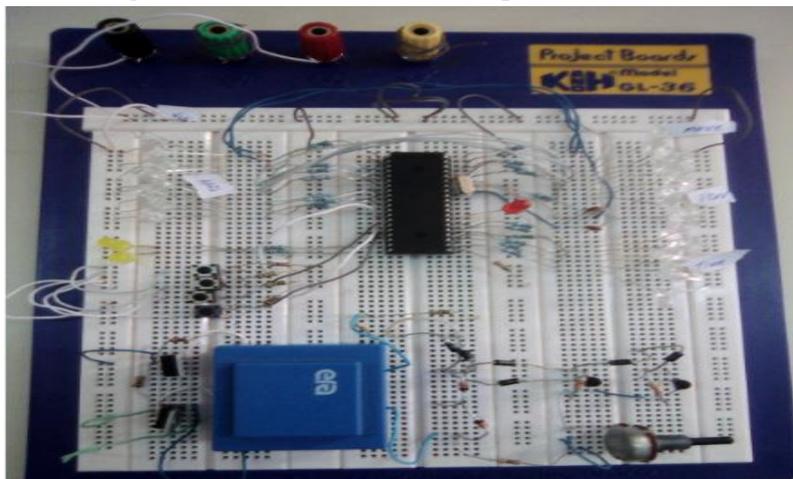


Figure 3.4. La réalisation de notre circuit sur la plaque d'essai

3.3. Les précautions à suivre :

Pendant la réalisation de ce circuit, un ensemble de précautions doit être prises pour garantir le bon fonctionnement du système :

- Il faut réaliser notre circuit sur la plaque d'essai bloc par bloc et tester chaque bloc avant de passer à l'autre.
- Une fois toutes les connexions réalisées, il est obligatoire de les vérifier une par une. Ceci se fait à l'aide d'un multimètre en mode « sonnette », une mauvaise connexion peut vous bloquer ou introduire des dégâts.
- Lors de la première mise sous tension de la plaque, ne pas installer les circuits intégrés sous peine de les détériorer dans le cas d'un éventuel court-circuit dû à une mauvaise connexion. Une fois le montage alimenté, on remarque qu'il n'y a pas d'échauffement anormal des composants. Avec un multimètre, on pourra vérifier la présence d'alimentation au niveau des broches d'alimentation des circuits intégrés. On pourra vérifier également que tous les points de mise à la masse sont effectivement à la masse.

3.4. Mesure de signal et positionnement des électrodes :

Les signaux correspondant ont été relevés sur le logiciel de simulation Proteus sont donnés comme suit :

Le signal représenté par la figure 3.4 est généré sur la sortie RE0 et RE1.

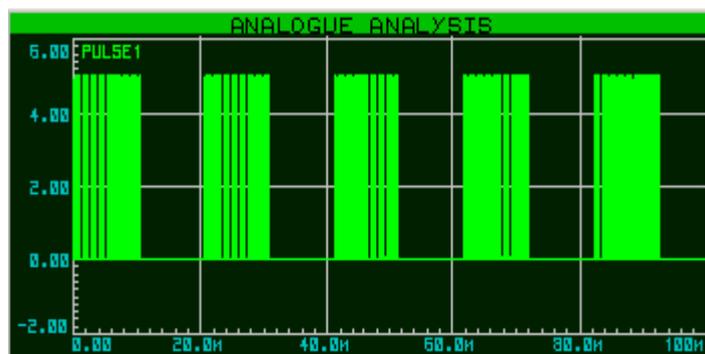


Figure 3.5. Le signal généré est affiché à l'aide Proteus

Chapitre 03 : résultats et discussions

Après avoir testé et mesure le signale généré par le pic en mesure le signal délivré par les électrodes

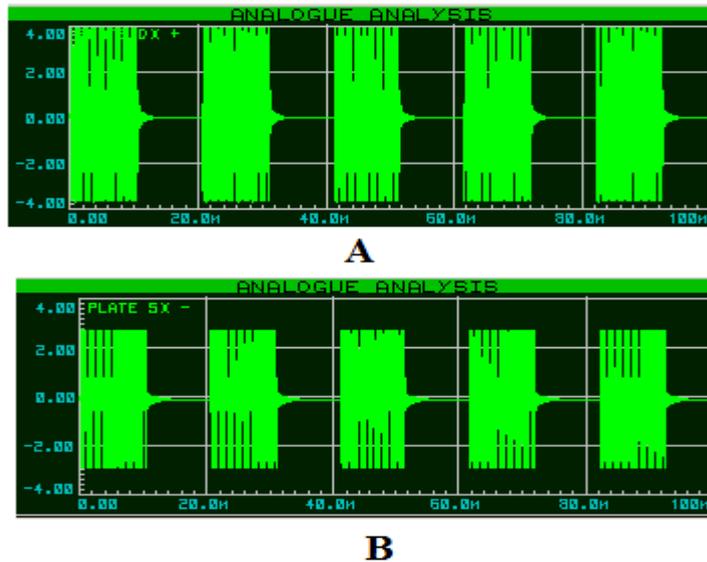


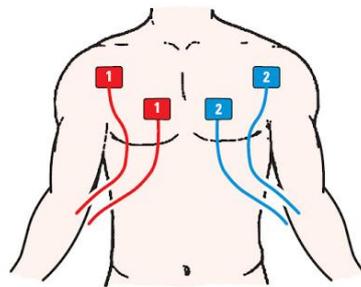
Figure 3.6. Le signal délivré par les électrodes Dx+ et Sx- mesuré par proteus

Et mesurés à l'aide un oscilloscope à mémoire au sein de laboratoire. La figure 3.6 représente le signal détecté sur le pin (RE0) du pic. Les ondes détectés à cette étape sont très clairs, et identique au celle mesuré théoriquement.



Figure 3.7. Le signal mesuré à l'aide de l'oscilloscope

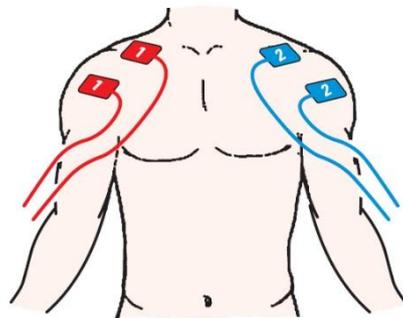
3.5. L'emplacement des électrodes et les différents programmes :



Thérapie du grand Pectoral, T-ON 8 s – T-OFF 8 s – TIME 20minutes

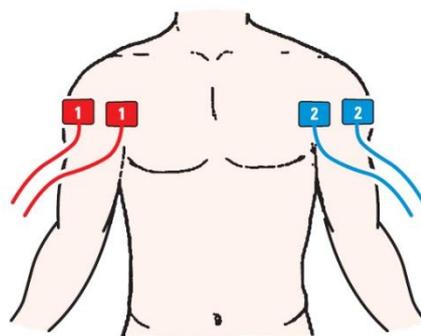
Gymnastique passive pour le grand Pectoral, T-ON 8 s – T-OFF 20 s – TIME 20 minutes

<http://www.schema-electronique.net/2011/10/un-generateur-dondes-de-kotz-pour.html>

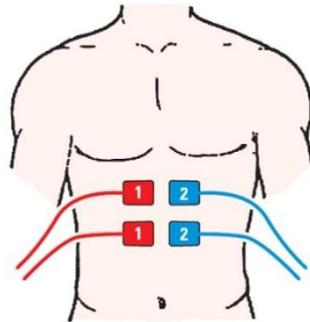


Thérapie du deltoïde antérieur T-ON 8 s – T-OFF 6 s – TIME 20 minutes

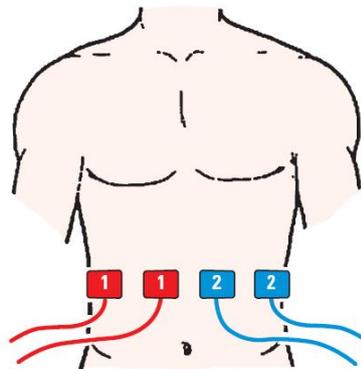
Gymnastique passive pour le deltoïde antérieur-ON 8 s – T-OFF 20 s – TIME 25 minute



Thérapie du biceps, T-ON 7 s – T-OFF 6 s – TIME 15 minutes Gymnastique passive
pour le biceps, T-ON 7 s – T-OFF 10 s – TIME 20 minutes



Thérapie du haut abdominal, T-ON 8 s – T-OFF 8 s – TIME 20 minutes
Gymnastique passive pour le haut abdominal, T-ON 8 s – T-OFF 20 s – TIME 20 minutes



Thérapie du médio-abdominal, T-ON 8 s – T-OFF 8 s – TIME 20 minutes
Gymnastique passive pour le médio-abdominal, T-ON 8 s – T-OFF 20 s – TIME 20 minutes.

3.6. Les difficultés rencontrées :

Tout au long de ce projet, nous avons surmonté plusieurs obstacles tels que les conditions de travail mis à notre disposition qui ne favorisaient pas le travail, aussi l'indisponibilité de certains composants nous a fait perdre beaucoup de temps.

Le grand problème que nous avons trouvé pendant les essais que nous avons obligés de risquées avec nos systèmes musculaires et la stimuler avec différent intensités.

3.7. Conclusion :

Dans ce chapitre on a clarifié les étapes de la réalisation de l'appareil ainsi que les précautions qu'il faut prendre. On a aussi présenté une introduction sur les logiciels quand on a utilisé «Flowcode » et « proteus », et les différents essais.

Conclusion générale

Tout au long de la préparation de notre projet de fin d'études, nous avons essayé de mettre en pratique les connaissances acquises durant nos études universitaires et cela dans le but d'étude et la réalisation d'un électrostimulateur.

L'objectif de ce travail dans le premier chapitre c'est l'étude théorique sur l'anatomie des muscles, ainsi que sur l'électrostimulation. Particulièrement son principe de fonctionnement, les types des électrodes à utiliser et le mode d'excitation.

Dans le second chapitre, une étude des différents outils ainsi que les différents circuits électroniques utilisés dans notre réalisation, ainsi qu'une description de la plateforme de notre réalisation et une étude détaillée des différents composants et blocs de l'électrostimulateur.

Dans le dernier chapitre, on a clarifié les étapes de la réalisation de notre appareil, ainsi les précautions à suivre, et une introduction sur les logicielles utilisées « Flowcode » et « proteus » et les différents essais.

Comme perspective, nous souhaitons pour les prochains projets de fin d'études de notre travail sur l'électrostimulation, la réalisation de circuit sur un circuit imprimé et dans des dimensions réduites permet de l'emporter partout avec soi, sans avoir à demander où le poser.

Les perspectives :

- Améliorer la partie d'affichage ; remplacer les LEDs par un afficheur LCD.
- Réalisé le circuit sur un circuit imprimé
- Suivre la contraction de muscle par une application d'acquisition comme EMG...

Liste des composants de la platine de sortie

R1 à R24 = 300 Ω
R25 à R29 = 10 k Ω
R30 = 2,2 k Ω
R31 = 2,2 k Ω
R32 = 15 k Ω
R33 = 15 k Ω
R34 = 2,2 k Ω
R35 = 2,2 k Ω
R36 = 3 k Ω pot.
R37 = 33 Ω
R38 = 2,2 k Ω
R39 = 2,2 k Ω
R40 = 15 k Ω
R41 = 15 k Ω
R42 = 2,2 k Ω
R43 = 2,2 k Ω
R44 = 3 k Ω pot.
R45 = 33 Ω
D1 à D12 = Diodes BYW96
DZ1 à DZ4 = Zener 5,1 V
U1 = Pic16F877
U2 = Régulateur 4492
T1 – T2 = MOSFET IRFZ44N
T3 = NPN MPSA42
T4 = PNP MPSA92
T5 – T6 = MOSFET IRFZ44N
T7 = NPN MPSA42
T8 = PNP MPSA92
TF1 - TF2 = 12*2
Led1 –led6: green
Led7 - led14: yellow
Led15 – led22: red
Led23: blue
Led24: white
C1 – C2 = 22pF
X1 = 8MHz
4 Boutons poussoirs
4 Prises Jack
1 Interrupteur
1 Prise d'alimentation pour châssis
Câble de raccordement

Caractéristiques techniques

- Canaux 2 indépendants
- Douilles de sortie 2 en parallèle sur chaque canal
- Sortie rectangulaire biphasique et symétrique
- Régulation en courant sur chaque canal
- Courant débité 100 mA maximum sur chaque canal
- Type d'isolation galvanique
- Programmes mémorisés 64
- Durée des impulsions 1 à 12 s
- Fréquence des impulsions 2500 Hz
- séquence d'utilisation échauffement, musculation, relaxation...
- Alimentation externe : secteur 220V

Bibliographies

- [1] **Basmajian JV, and De Luca CJ.** Muscles alive: their functions revealed by electromyography, Williams and Wilkins Ed, Baltimore, 1985.
- [2] **Brooke MH,** and Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? *Arch Neurol* 23: 369-379, 1970.
- [3] **Eriksson PO.** Muscle fibre composition of the human mandibular locomotor system. *Swed Dent J Suppl* 12: 1-44, 1982
- [4] **Fuglevand AJ, Zackowski KM, Huey KA, Enoka RM.** Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol* 460: 549-572, 1993.
- [5] **Fuglevand AJ, Zackowski KM, Huey KA, Enoka RM.** Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol* 460: 549-572, 1993.
- [6] **Marylène Pierrot** , article N° 21/22 l'aide-soignante ; novembre/décembre 2000
- [7] Fatigue neuromusculaire induite par stimulation électrique chez le sujet valide et le blessé médullaire : de l'identification des processus survenant lors de la fatigue à la modélisation des réponses mécaniques (Thèse présentée pour obtenir le grade de **DOCTEUR DE L'UNIVERSITE MONTPELLIER 1** Par **Maria PAPAORDANIDOU**) **2010**
- [8] **Duchateau J.** . Principe de l'électrostimulation musculaire et recrutement des différents types de fibres. *Science et motricité* n°16, p.18-24. 1992
- [9] **Delitto A, Robinson AJ.** Electrical stimulation of muscle: techniques and applications. Snyder-Mackler L & Robinson AJ (Eds) *Clinical electrophysiology: electrophysiology and electrophysiological testing, Williams & Wilkins*, Baltimore, pp. 95-138, 1989
- [10] **Alon G, Kantor G, Ho HS.** Effects of electrode size on basic excitatory responses and on selected stimulus parameters. *J Orthop Sports Phys Ther* 20: 29-35, 1994.
- [11] **Coërs C, and Wolf AL.** The Innervation of Muscle: A Biopsy Study, Blackwell Scientific Publications Ed, Oxford, 1959.
- [12] **Gandevia SC (2001)** Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81:1725-1789.
- [13] **Madjid. MEZIANI** «contribution à la modélisation analytico-numérique des transformateurs de puissance » mémoire de magister en électrotechnique, université Mouloud Mammri de Tizi-Ouzou.

Figure (1.1) : <https://sites.google.com/site/limitessportstpe/ii-l-homme-un-etre-aux-capacites-limitees/2-1-sur-le-plan-musculaire> , télécharger le 10/07/2017

Figure (1.2) : <https://bacsciencedanslepoche.weebly.com/le-fonctionnement-du-muscle-squelettique.html>, télécharger le 11/07/2017

Figure (1.3) : <http://recap-ide.blogspot.com/2016/10/anatomie-systeme-locomoteur-myologie.html> ,télécharger le 17/07/2017

Figure (1.4) : <http://slideplayer.fr/slide/2949976/> ,télécharger le 04/07/2017

Figure (1.5) : <https://www.isostar.fr/dossiers-zoom-muscles.html>, télécharger le 02/08/2017

Figure (1.6) : http://campusport.univ-lille2.fr/ress_physio2/co/grain3AA2.htm,l télécharger le 13/07/2017

Figure (1.7) : http://campusport.univ-lille2.fr/ress_physio2/co/grain3AA2.html ,télécharger le 25/07/2017

Figure (1.8) : <http://entrainement-sportif.fr/electrostimulateur.htm>,télécharger le 21/08/2017

Figure (1.10) : <http://www.schema-electronique.net/2011/10/un-generateur-dondes-de-kotz-pour.html>, télécharger le 21/08/2017.

Résumé

L'électrothérapie est de nos jours une technique dont l'efficacité est reconnue, et qui a su trouver sa place dans la rééducation. Elle permet de répondre à de nombreuses indications grâce à ses programmes divers et variés. Cette technique est actuellement recommandée par les kinésithérapeutes et validée par de nombreux spécialistes. Elle est pratiquée pratiquement dans tous les milieux médicaux spécialisés tels que les centres antidouleur et de rééducation fonctionnelle.

L'objectif de ce projet est l'étude et la réalisation d'un électro-stimulateur dans le but d'une étude sur l'efficacité de cette technique dans le soulagement des douleurs arthrosiques et rhumatismales. Les candidats pour ce projet sont demandés de faire une étude générale sur l'électrothérapie et principalement sur l'électro-stimulateur et ses indications dans le traitement des maladies rhumatismales et arthrosiques.

Abstract

Electrotherapy is today a technique whose effectiveness is recognized, and which has found its place in the rehabilitation. It allows to respond to many indications thanks to its various programs and varied. This technique is currently recommended by physiotherapists and validated by many specialists. It is practiced practically in all specialized medical environments such as pain-killing centers and functional rehabilitation centers.

The objective of this project is the study and realization of an electro-stimulator in order to study the effectiveness of this technique in the relief of arthritic and rheumatic pains. The candidates for the project are asked to make a general study on electrotherapy and the main ones on the electro-stimulator and its indications in the treatment of rheumatic and arthritic diseases.

ملخص

العلاج الكهربائي هو اليوم تقنية معترف بفعاليتها، والتي وجدت مكانها في إعادة التأهيل. انها تسمح للرد على العديد من المؤشرات بفضل برامجها المختلفة ومتنوعة. ويوصى هذه التقنية حاليا من قبل أخصائيي العلاج الطبيعي والتحقق من صحتها من قبل العديد من المتخصصين. وهي تمارس عمليا في جميع البيئات الطبية المتخصصة مثل مراكز قتل الألم ومراكز إعادة التأهيل الوظيفي.

والهدف من هذا المشروع هو دراسة وتحقيق محفز كهربائي من أجل دراسة فعالية هذه التقنية في التخفيف من آلام المفاصل والروماتيزمية. ويطلب من المرشحين للمشروع لإجراء دراسة عامة عن العلاج الكهربائي وأهمها على مشجعا الكهربائية ومؤثراته في علاج أمراض الروماتيزم والتهاب المفاصل.