



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLICUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
وزارة



التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة عبد القادر

تلمس - ان

Université Aboubakr Belkaïd - Tlemcen -
Faculté de TECHNOLOGIE

MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme de MASTER**

En : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Par : BRAHAMI Aya Lilya et MEKKI Manel

Sujet

*Etude et Réalisation d'un dispositif pour
L'Electrothérapie*

Soutenu publiquement, le **28/06 /2025**, devant le jury composé de :

Dr KHOLKHAL MOURAD
Pr SOULIMANE SOFIANE
M/BRIKI REGUIG FETHI

DR
PR
PR

Université de Tlemcen
Université de Tlemcen
Université de Tlemcen

Président
Examineur
Encadreur

Année universitaire : **2024 /2025**

شكر و امتنان

﴿ وَقُلِ اعْمَلُوا فَسَيَرَى اللَّهُ عَمَلَكُمْ وَرَسُولُهُ وَالْمُؤْمِنُونَ ﴾

[التوبة: 105]

الحمد لله الذي أنار لنا الطريق، ووفقنا لإتمام هذا العمل بعد جهدٍ طويل وسعيٍ متواصل

فله وحده الحمد أولاً وآخراً، ظاهراً وباطناً، عدد ما كان وعدد ما يكون

عائلتنا الحبيبة، التي كانت القلب الداعم والروح التي لا تتعب من الحب والدعاء... أتقدم بخالص الشكر والامتنان إلى وجودكم هو الجبر الحقيقي

الأستاذ المشرف بريكسي رقيق فتحي، أشكركم على احتوانكم، صبركم، وتوجيهاتكم القيمة. جزاكم الله خيراً إلى الجزاء

ولا ننسى أن أخص بالشكر أصدقائي الأصدقاء، رفقاء الدرب، الذين كانوا النور في لحظات التعب، والدافع في لحظات الشك، فلکم في قلبي أثر لا يُمحى

لكل من ساهم، ولو بكلمة طيبة أو دعاء في السر، أقول: شكراً من القلب، وجزاكم الله خيراً الجزاء

Dédicaces

الحمد لله

Qui connais les cœurs, les silences, les luttes invisibles, qui as déposé en moi la force d'avancer lorsque mes jambes tremblaient, et la lumière de l'espérance lorsque tout s'assombrissait.

Si je suis arrivée jusqu'ici, c'est par Ta grâce avant tout.

وَأَخِرُ دَعْوَاهُمْ أَنْ الْحَمْدُ لِلَّهِ رَبِّ الْعَالَمِينَ

À mes parents bien-aimés,

À ma mère, merci pour ton amour infini, ta tendresse silencieuse et ta force cachée dans chaque geste.

Tes prières et ta lumière m'ont portée plus loin que tu ne peux l'imaginer.

Je te dois bien plus que des mots ne sauraient dire.

À mon père

merci pour ta force tranquille, ta présence rassurante et ta foi en moi, même dans mes silences.

Ton soutien a été mon socle tout au long de ces 17 années de mes études.

Ta fierté m'a donné des ailes.

À mes sœurs,

Celles qui ont su me redonner le goût de sourire, même quand tout vacillait.

Vos regards complices, vos mots, vos silences, tout en vous a été une lumière.

Et surtout...

À l'absent le plus présent,

Tu n'es plus là, et pourtant tu es partout.

Dans mes pensées, dans mes pas, dans mes victoires.

Ce travail, chaque ligne, chaque effort, je les ai faits avec toi au creux de mon âme.

À Amina, ma sœur de cœur,

Merci infiniment pour ton aide, ton soutien, et pour avoir cru en moi.

Merci de m'avoir écoutée et comprise, même sans un mot.

*Ta présence, ta bienveillance et chaque regard qui disait « je suis là » ont illuminé mes jours
les plus sombres.*

À mes amies précieuses,

Chourouk, Khouloud,

*Vous avez été ma famille choisie, vous avez été ma lumière dans les jours sombres,
mon rire dans les silences,
et la plus belle leçon d'amour et d'amitié.*

Je ne saurais dire combien je suis reconnaissante de vous avoir.

Vous êtes la fin douce et précieuse de ce chapitre.

À Aïcha, Meriem, Houda, Inès, Wissam

*Merci pour votre présence, vos sourires,
et votre soutien dans les moments clés.*

Ce chemin aurait été bien plus dur sans vous.

À Aymen,

pour ton amitié fidèle, sincère. Merci d'avoir été là, simplement, sans condition.

À LILYA, mon binôme,

*ta rigueur, ta douceur et ton implication ont été une force silencieuse. Merci pour ce chemin
parcouru ensemble.*

À moi-même.

Parce que cette année, je me suis découverte plus forte que je ne l'aurais cru.

I wanna thank me for believing in me.

For doing all this hard work,

I wanna thank me for never quitting.

I wanna thank me for always being me.

Ce mémoire, c'est plus qu'un travail.

C'est une histoire de résilience, d'amour, et de foi.

الحمد لله الذي بنعمته تتم الصالحات.

Mekki Manel

Dédicaces

À ma maman,

Pour ton amour inconditionnel, tes sacrifices silencieux, ton soutien constant et ta foi en moi. Merci d'avoir toujours cru en moi, même lorsque je doutais. Merci pour ta patience infinie, tes conseils précieux, et ta présence rassurante à chaque étape de ce parcours. Ce travail est aussi le fruit de ta force, de ta générosité et de ton engagement sans faille. Je te suis profondément reconnaissante pour tout ce que tu as fait et continues de faire pour moi.

À ma grand-mère,

Ma deuxième maman, mon refuge, mon repère.

Pour ton amour immense, ta tendresse inépuisable, et ta présence qui a toujours été une source de paix et de force.

Merci pour tes prières silencieuses, tes gestes pleins de douceur, tes paroles rassurantes, et ton cœur toujours ouvert.

Tu as veillé sur moi comme une mère, soutenu mes rêves comme les tiens, et apaisé mes peurs sans jamais me juger.

Ce mémoire porte en lui une partie de ton amour, transmis dans chaque étape de ma vie.

Je te dédie ces lignes avec une reconnaissance infinie, du fond du cœur.

À la mémoire de mon grand-père,

Toi qui n'es plus là, mais dont l'âme veille encore sur moi. Ton absence est silence, mais ton souvenir résonne dans chacun de mes pas. Ce travail te rend hommage, à sa manière, car tu fais partie de tout ce que j'accomplis.

À ma famille,

Merci pour votre présence, vos encouragements et votre bienveillance tout au long de ce parcours.

À mes amies,

Merci pour votre amitié sincère, vos encouragements constants et votre soutien précieux, Vous avez été des rayons de lumière dans mes journées parfois sombres, des épaules sur lesquelles m'appuyer et des voix d'espoir quand le doute s'installait. Votre présence a été un véritable cadeau qui a enrichi ce chemin et allégé mes efforts.

À toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce mémoire,

Recevez toute ma gratitude, l'expression de ma profonde reconnaissance.

Et une pensée toute particulière à toi,

Sans toi, ce chemin aurait été bien plus lourd. merci d'avoir été là et d'avoir cru en moi ,

Merci d'exister.

BRAHAMI Aya Lilya

Résumé

Ce projet a pour objectif la conception et la réalisation d'un dispositif d'électrothérapie intelligent destiné à optimiser la prise en charge des pathologies musculaires et neurologiques. L'appareil est conçu pour être portable, simple d'utilisation et doté d'une base de données intégrée, permettant une sélection automatique des paramètres optimaux pour chaque traitement.

L'une des particularités de notre dispositif est son interface intuitive, qui permet au praticien de sélectionner la modalité de traitement de la pathologie à traiter. En fonction de cette sélection, l'appareil affiche les paramètres de stimulation électrique nécessaires et fournit un schéma de positionnement des électrodes adapté à la zone corporelle ciblée. L'objectif est de réduire les erreurs de manipulation et de rendre l'électrothérapie plus accessible aux professionnels de santé.

Le dispositif repose sur l'Arduino uno comme unité centrale de traitement, associé à une interface interactive de commande simplifiée. Il utilise des électrodes adhésives positionnées stratégiquement en fonction des caractéristiques des tissus biologiques, en tenant compte de leur résistivité et de leurs propriétés physiologiques. L'optimisation de l'énergie consommée et la fiabilité du générateur de courant font également partie des défis techniques abordés dans ce projet.

Ce mémoire détaille les principes fondamentaux de l'électrothérapie, les choix technologiques adoptés, ainsi que les tests réalisés pour évaluer l'efficacité du dispositif réalisé. Bien que notre étude ne traite pas encore de validation clinique sur des patients, elle pose les bases d'une future expérimentation en milieu médical. Ce projet s'inscrit dans une démarche d'innovation visant à améliorer l'ergonomie et l'efficacité des dispositifs d'électrothérapie existants tout en rendant leur usage plus intuitif pour les praticiens de santé.

Mots-clefs :

Dispositif d'électrothérapie, Arduino Uno, Interface intuitive, Stimulation électrique, Pathologies neuromusculaires, Positionnement électrodes, Optimisation énergétique.

ملخص

يهدف هذا المشروع إلى تصميم وإنجاز جهاز ذكي للعلاج الكهربائي، مخصص لتحسين التكفل بالحالات المرضية العضلية والعصبية. تم تصميم الجهاز ليكون محمولاً، سهل الاستخدام، ومزوداً بقاعدة بيانات مدمجة تتيح اختيار المعايير المثلى لكل علاج بشكل تلقائي.

من بين الخصائص المميزة لجهازنا واجهته البديهية التي تمكّن الممارس الصحي من اختيار نمط العلاج المناسب حسب الحالة المرضية. بناءً على هذا الاختيار، يعرض الجهاز معلومات التحفيز الكهربائي المطلوبة ويقدم مخططاً يوضح كيفية وضع الأقطاب الكهربائية بشكل مناسب على المنطقة المستهدفة من الجسم. الهدف من ذلك هو تقليل الأخطاء في الاستخدام وجعل العلاج الكهربائي أكثر سهولة ووصولاً للمهنيين في القطاع الصحي.

يعتمد الجهاز على لوحة **Arduino Uno** كوحدة معالجة مركزية، إلى جانب واجهة تحكم مبسطة. ويستخدم أقطاباً كهربائية لاصقة توضع بشكل مدروس حسب خصائص الأنسجة البيولوجية، مع الأخذ بعين الاعتبار مقاومتها الكهربائية وخصائصها الفيزيولوجية. كما يشمل المشروع تحديات تقنية تتعلق بتحسين استهلاك الطاقة وضمان موثوقية مولد التيار الكهربائي.

يتناول هذا البحث المبادئ الأساسية للعلاج الكهربائي، والخيارات التكنولوجية المعتمدة، بالإضافة إلى التجارب التي أُجريت لتقييم فعالية الجهاز المُصمم. وعلى الرغم من أن الدراسة لا تشمل بعد تجارب سريرية على المرضى، فإنها تُمهّد الطريق لتجريب مستقبلي في الوسط الطبي. ويندرج هذا المشروع ضمن مقاربة ابتكارية تهدف إلى تحسين بيئة استخدام وفعالية أجهزة العلاج الكهربائي الحالية، مع جعل استخدامها أكثر سهولة للممارسين الصحيين.

الكلمات المفتاحية: جهاز ذكي للعلاج الكهربائي، التحفيز الكهربائي العلاجي، الأمراض العصبية والعضلية، الواجهة التفاعلية للمستخدم، الأنظمة المدمجة الطبية، وضع الأقطاب الكهربائية الموجه، استهلاك الطاقة، قاعدة بيانات علاجية.

Abstract

This project aims to design and develop an intelligent electrotherapy device intended to optimize the treatment of muscular and neurological pathologies. The device is designed to be portable, user-friendly, and equipped with an integrated database that allows for the automatic selection of optimal parameters for each treatment.

One of the key features of our device is its intuitive interface, which enables the practitioner to select the treatment modality according to the pathology to be addressed. Based on this selection, the device displays the required electrical stimulation parameters and provides a diagram indicating the appropriate electrode placement on the targeted body area. The goal is to reduce handling errors and make electrotherapy more accessible to healthcare professionals.

The device is built around an Arduino Uno as the central processing unit, paired with a simplified control interface. It uses adhesive electrodes strategically placed according to the characteristics of biological tissues, taking into account their resistivity and physiological properties. Energy efficiency and the reliability of the current generator are also among the technical challenges addressed in this project.

This thesis outlines the fundamental principles of electrotherapy, the technological choices made, and the tests conducted to evaluate the effectiveness of the developed device. Although our study does not yet include clinical validation on patients, it lays the groundwork for future medical experimentation. This project is part of an innovation-driven approach aimed at improving the ergonomics and effectiveness of existing electrotherapy devices while making them more intuitive for healthcare practitioners.

Keywords: Electrotherapy device, Arduino Uno, Neuromuscular treatment, Electrode placement, Energy efficiency, Biomedical engineering.

Table de matières

شكر و امتنان.....	Error! Bookmark not defined.
Dédicaces	3
Résumé	1
ملخص.....	2
Abstract.....	3
Table de matières.....	4
Liste des figures	7
Liste des tableaux	9
Introduction générale	10
Chapitre 1 : Généralités sur l'électrothérapie.....	13
1.1 Introduction.....	14
1.2 Historique et évolution	14
1.2.1 Premières utilisations de l'électricité en médecine.....	14
1.2.2 Développement des techniques modernes	18
1.3 Principes fondamentaux.....	21
1.3.1 Effets physiologiques des courants électriques sur les tissus humains	22
1.3.2 Types de courants utilisés	24
1.3.3 Résistivité du corps humain et implications en électrothérapie.....	24
1.3.4 Conductivité des différents tissus biologiques	25
1.3.5 Facteurs influençant la conductivité.....	26
1.3.6 Impact sur le choix des paramètres de stimulation	26
1.4 Dispositifs d'électrothérapie existants	27
1.4.1 Analyse des solutions disponibles sur le marché.....	27
1.4.2 Limites et problématiques rencontrées par les utilisateurs.....	28
1.5 Conclusion	29
Chapitre 2 : Etat de l'art et travaux antérieurs.....	31

2.1 Introduction	32
2.2 Travaux réalisés à l'Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen.....	32
2.2.1 Présentation du PFE "Développement et réalisation d'une plateforme pour la biostimulation : « mesure et analyse du signal électromyogramme » [17]	32
2.2.2 Apport et limites de ce projet dans notre démarche et comparaison avec notre approche	33
2.2.3 Présentation du PFE « Étude et réalisation d'un bio stimulateur sans fil » [18].	33
2.2.4 Apport et limites de ce projet dans notre démarche et comparaison avec notre approche	34
2.3 Travaux et références internationales	35
2.3.1 Analyse de l'étude "Développement d'un appareil d'électrothérapie combinée pour la physiothérapie" [19].....	35
2.3.2 Comparaison avec les solutions disponibles à l'échelle locale.....	36
2.4.1 Justification de notre innovation : vers un dispositif plus intuitif et automatisé..	37
2.4.2 Ce que notre dispositif vise à traiter comme pathologie:.....	37
2.5 Conclusion	38
Chapitre 3 : Conception du dispositif d'électrothérapie	39
3.1 Introduction	40
3.2 Présentation du système global.....	40
3.2.1 Schéma fonctionnel du dispositif.....	41
3.3 Architecture logicielle	52
3.4 Interface utilisateur et expérience du praticien	54
3.4.1 Interface intuitive permettant au médecin de saisir la pathologie.....	54
3.4.2 Affichage automatique des paramètres de stimulation et du schéma de positionnement des électrodes.....	55
3.5 Interactions électriques avec le corps humain.....	58
3.5.1 Optimisation du placement des électrodes adhésives pour maximiser l'efficacité du traitement.....	58
3.5.2 Étude de l'impédance du corps humain et de son effet sur l'efficacité de la.....	60
Stimulation	60
3.6 Conclusion	62

<i>Chapitre 4 :Réalisation du Prototype et validation préliminaire.....</i>	<i>63</i>
<i>4.1 Introduction</i>	<i>64</i>
<i>4.2 Assemblage des composants et intégration avec l'Arduino UNO.....</i>	<i>64</i>
<i>4.3 Intégration et validation fonctionnelle</i>	<i>68</i>
<i>4.3.1 Vérification des interactions entre modules matériels et logiciels.....</i>	<i>68</i>
<i>4.3.2 Tests préliminaires réalisés sur des utilisateurs internes</i>	<i>69</i>
<i>4.2 Architecture logicielle (React / Arduino).....</i>	<i>69</i>
<i>4.4.3 Analyse des résultats et ajustements mineurs.....</i>	<i>70</i>
<i>Chapitre 5 :Discussion critique et perspectives.....</i>	<i>73</i>
<i>Conclusion générale</i>	<i>75</i>
<i>Références</i>	<i>78</i>

Liste des figures

<i>Figure 1.1.1 Illustration de 1798 représentant des raies torpilles [2].</i>	16
<i>Figure 1.2. Représentation d'une bouteille de Leyde [2]</i>	17
<i>Figure 1.3. Illustration représentant la machine de l'Abbé Nollet [2]</i>	17
<i>Figure 1.4. Illustration d'une pile Volta [2]</i>	18
<i>Figure 1.5. Anatomie et structure du muscle squelettique [9]</i>	23
<i>Figure 3.1. Schéma bloc du dispositif réalisé</i>	40
<i>Figure 3.2. Schéma électrique des circuits du dispositif réalisé.</i>	42
<i>Figure 3.3 Arduino uno [20]</i>	43
<i>Figure 3.4. Functional Block Diagram [20]</i>	44
<i>Figure 3.5. TL081 détails [22]</i>	45
<i>Figure 3.6. IRFZ44N N-Channel 55 V (D-S) MOSFET.[23]</i>	46
<i>Figure 3.7 Schéma électrique du circuit de puissance pour générer l'EMS</i>	48
<i>Figure 3.8. Schéma électrique du circuit de détection de défaillance-la source de courant constant</i>	49
<i>Figure 3.9. ADG1439 Block Diagram</i>	50
<i>Figure 3.10. Architecture logicielle du dispositif réalisé</i>	52
<i>Figure 3.11. Interface décrivant la progression les séances d'électrothérapie</i>	54
<i>Figure 3.12. Interface pour enregistrer un patient et de sélectionner la pathologie</i>	55
<i>Figure 3.13. Interface pour la configuration du signal de stimulation (a) Configuration Monophasique (b) Configuration biphasique</i>	57
<i>Figure 3.14. L'interface pour l'emplacement des électrodes</i>	57
<i>Figure 3.15. Placement des électrodes sur les bras</i>	59
<i>Figure 3.16. Electrodes que nous avons utilisé dans notre projet</i>	60
<i>Figure 3.17. Résultats expérimentaux de la mesure d'impédance corporelle obtenus en laboratoire</i>	60
<i>Figure 4.1. Signal monophasique</i>	65
<i>Figure 4.2. Deux signaux inversée</i>	66
<i>Figure 4.3. Signal biphasique apres la sommation</i>	66
<i>Figure 4.4. Circuit final sur plaque cuivrée</i>	68

Figure 4.5. Tests préliminaires réalisés sur des utilisateurs internes69

Figure 4.6. Etat final du dispositif d'électrothérapie.71

Liste des tableaux

Tableau 1.1 Comparaison à l'échelle locale.1.Résistivité des tissus biologiques.....25
**Tableau 2.1.Apports et limites du projet de Didi Ahmed Ali et comparaison avec notre
approche33**
**Tableau 2.2Apports et limites du projet de Benali Zahra et comparaison avec notre
approche35**
**Tableau 2.3 description du projet de Pierre-Antoine Sauriol et sa pertinence pour notre
projet.....36**
Tableau 2.4 Comparaison à l'échelle locale36

Introduction générale

L'électrothérapie fait partie du vaste domaine des technologies médicales, un secteur en constante évolution, visant à améliorer la santé des individus grâce aux avancées technologiques. Elle se caractérise par l'utilisation de courants électriques pour traiter diverses pathologies, en particulier dans le cadre de la rééducation physique, du traitement des douleurs chroniques et de l'amélioration des capacités fonctionnelles des patients. Son application couvre un large éventail de troubles, allant des pathologies musculaires et nerveuses aux douleurs aiguës ou chroniques, ce qui en fait une approche thérapeutique polyvalente et non invasive.

Ce domaine revêt une grande importance dans le secteur médical, en particulier face à l'augmentation des maladies liées au vieillissement de la population et à la prévalence croissante des troubles musculosquelettiques et des douleurs chroniques. L'électrothérapie présente des avantages significatifs en termes de réduction des effets secondaires, notamment en comparaison avec les traitements médicamenteux, qui peuvent entraîner des complications ou des effets indésirables. De plus, elle permet d'offrir une solution thérapeutique ciblée, souvent complémentaire à d'autres traitements conventionnels, tout en étant accessible et relativement peu coûteuse.

Dans le contexte de la réhabilitation, l'électrothérapie joue un rôle crucial. En rééducation fonctionnelle, elle permet de restaurer ou d'améliorer la mobilité et les fonctions des patients après une blessure, une opération ou une pathologie chronique. Elle contribue à réduire la douleur, à améliorer la circulation sanguine, et à favoriser la guérison des tissus. En aidant les patients à récupérer plus rapidement et efficacement, l'électrothérapie devient une composante essentielle des programmes de réhabilitation physique, en complément des autres modalités thérapeutiques telles que la kinésithérapie.

L'importance du sujet réside également dans son potentiel à répondre à des besoins médicaux croissants, notamment en matière de solutions thérapeutiques non invasives adaptées à des patients ayant des contraintes médicales ou physiques spécifiques. Grâce à son approche non invasive et ses résultats mesurables, l'électrothérapie joue un rôle important dans l'amélioration de la qualité de vie des patients, en contribuant à leur autonomie et à leur bien-être.

Le projet présenté ici a pour objectif la conception et la réalisation d'un dispositif innovant en électrothérapie, intégrant une base de données complète sur les pathologies et les protocoles de traitement. Cet outil permettra de standardiser les pratiques cliniques, d'optimiser les soins

et d'accompagner les praticiens dans leurs décisions thérapeutiques. En facilitant l'accès à des informations précises et à jour sur les meilleures pratiques, ce projet ambitionne de rendre l'électrothérapie plus accessible, efficace et adaptée aux besoins spécifiques de chaque patient. Ainsi, il s'agit d'une contribution importante et concrète à l'évolution de cette discipline, avec des perspectives prometteuses pour le futur des soins médicaux et de la réhabilitation.

Chapitre 1 :
Généralités sur
l'électrothérapie

1.1 Introduction

L'électrothérapie est une approche thérapeutique fondée sur l'utilisation de courants électriques à des fins médicales. Elle s'est progressivement imposée comme une technique essentielle dans la rééducation physique, le traitement de la douleur et l'amélioration des capacités fonctionnelles des patients.

Ce chapitre explore les fondements théoriques et historiques de l'électrothérapie, en mettant l'accent sur les principes physiopathologiques qui sous-tendent son efficacité. Une attention particulière est accordée aux différents types de courants utilisés, ainsi qu'aux dispositifs actuels disponibles, afin d'appréhender les avancées réalisées et les défis à relever dans ce domaine.

1.2 Historique et évolution

« On ne connaît pas complètement une science tant qu'on n'en sait pas l'histoire », disait Auguste Comte.

L'électricité, omniprésente dans notre quotidien, est le fruit d'une histoire fascinante qui remonte à des millénaires. Depuis l'observation des phénomènes électriques naturels jusqu'à leur domestication par l'homme, cette énergie a toujours suscité curiosité et émerveillement. Dès l'Antiquité, des phénomènes comme l'électricité statique produite par la friction de l'ambre jaune ou les décharges du poisson-torpille ont été interprétés comme des manifestations mystérieuses [1].

Ce n'est qu'au XVIII^e siècle que l'électricité a véritablement trouvé des applications concrètes [1], notamment dans le domaine médical. Avec l'essor des découvertes sur les courants à haute fréquence, l'électrothérapie est devenue l'un des premiers champs d'application de cette énergie. Progressivement, les hôpitaux se sont équipés de services dédiés à l'électricité médicale, tandis que des appareils à haute fréquence ont fait leur apparition dans les foyers pour une automédication.

L'évolution de l'électrothérapie a suivi le rythme des avancées technologiques, ouvrant la voie à des dispositifs de plus en plus sophistiqués et accessibles. Cette exploration historique nous permet de mieux comprendre comment l'électricité est devenue un outil thérapeutique incontournable, façonnant ainsi les pratiques médicales actuelles.

1.2.1 Premières utilisations de l'électricité en médecine

Bien avant la découverte scientifique de l'électricité et son exploitation moderne, plusieurs civilisations antiques avaient déjà observé et exploité certains phénomènes

électriques pour traiter diverses affections médicales. L'utilisation empirique de l'électricité en médecine repose principalement sur l'emploi d'animaux capables de produire des décharges électriques, notamment des poissons électriques [1].

Les Grecs, les Romains et les Égyptiens avaient remarqué que ces animaux, lorsqu'ils entraient en contact avec le corps humain, pouvaient provoquer des effets physiologiques tels que des engourdissements, des contractions musculaires involontaires, voire une diminution de la douleur. Ces observations ont conduit

À des applications thérapeutiques rudimentaires, posant ainsi les bases des premières formes d'électrothérapie.

➤ **Antiquité : La torpille marine et les premières tentatives d'électrothérapie**

L'un des premiers animaux utilisés à des fins thérapeutiques était la torpille marine (*Torpedo marmorata*), un poisson cartilagineux capable de produire des décharges électriques atteignant plusieurs dizaines de volts (voir figure 1.1 ci-dessous). Ces poissons étaient présents en abondance dans la mer Méditerranée et connus des populations locales [1].

Dans la médecine grecque et romaine, ces décharges étaient appliquées sur des patients souffrant de douleurs chroniques ou de troubles neurologiques. L'idée était d'exploiter l'engourdissement provoqué par l'électricité naturelle du poisson pour soulager certaines affections.

Le médecin romain Scribonius Largus, qui exerçait sous le règne de l'empereur Claude au Ier siècle après J.-C., est l'un des premiers à documenter cette pratique dans ses écrits. Dans son traité *Compositiones Medicamentorum*, il recommande l'utilisation d'une torpille marine vivante pour traiter les migraines et la goutte. Il décrit précisément comment placer le poisson sur la tête ou les pieds du patient afin de provoquer une stimulation électrique atténuant la douleur.

"Pour soulager la douleur d'un patient atteint de goutte, il doit placer son pied sur une torpille vivante jusqu'à ce qu'un engourdissement se produise." (Scribonius Largus, *Compositiones Medicamentorum*, Ier siècle après J.-C.)

De telles pratiques témoignent de la première compréhension empirique des effets analgésiques de l'électricité, bien que les mécanismes physiologiques sous-jacents soient restés inconnus jusqu'aux découvertes scientifiques des siècles suivants.

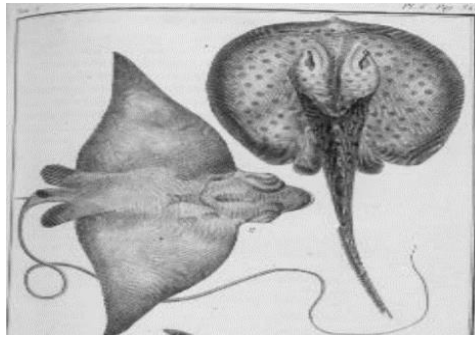


Figure 1.1 Illustration de 1798 représentant des raies torpilles [2].

De plus dans l'Antiquité, l'électricité était perçue comme une force mystérieuse et divine, et son lien avec la médecine s'inscrivait souvent dans un cadre spirituel ou religieux [2].

Les Grecs et l'électricité divine : Dans la mythologie grecque, les éclairs de Zeus représentaient une puissance incontrôlable et sacrée. Il est probable que les effets électrostatiques observés dans la nature aient renforcé cette perception mystique de l'électricité [2].

Les Romains et l'explication pragmatique : Contrairement aux Grecs, les Romains ont tenté d'appliquer l'électricité de manière plus pragmatique, notamment en exploitant les effets des poissons électriques sur le corps humain [2].

Les médecins antiques, bien qu'ignorant les principes scientifiques sous-jacents, avaient donc compris que certaines manifestations électriques naturelles pouvaient influencer le corps humain et atténuer la douleur.

➤ **L'électricité médicale XVIIe – XVIIIe siècles**

Entre le XVIIe et le XVIIIe siècle, l'électricité commence à être perçue comme une force exploitable en médecine. Les premiers instruments capables de stocker et de produire de l'électricité ouvrent la voie aux expérimentations thérapeutiques.

En 1745, Ewald Von Kleist invente la bouteille de Leyde (voir figure 1.2), le premier condensateur capable d'accumuler une charge électrique et de la libérer sous forme de décharge. Cette invention permet d'établir un parallèle entre les effets électriques produits par l'homme et ceux observés dans la nature, notamment les poissons électriques. À cette époque, ces décharges sont utilisées de manière expérimentale pour provoquer des commotions électriques chez des spectateurs lors d'exhibitions publiques [2].

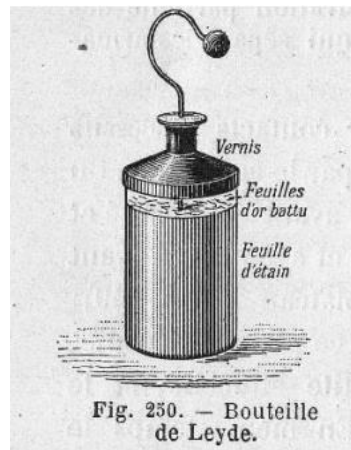


Figure 01.2. Représentation d'une bouteille de Leyde [2]

Jean Jallabert (1748) réalise une expérience clé en appliquant des décharges électriques sur un patient atteint de paralysie du bras. Après un an de traitement à base d'électricité statique, il observe une amélioration notable de la mobilité, ce qui marque une avancée importante dans l'idée de stimulation musculaire par l'électricité [2].

Durant la même période, l'**abbé Nollet** développe l'électroscope (voir figure 1.3), une machine générant de l'électricité statique à l'aide d'une sphère en verre en rotation. Il introduit l'idée que l'électricité peut être acheminée vers le patient par des circuits métalliques, ouvrant ainsi la voie aux futures techniques d'électrothérapie [2].

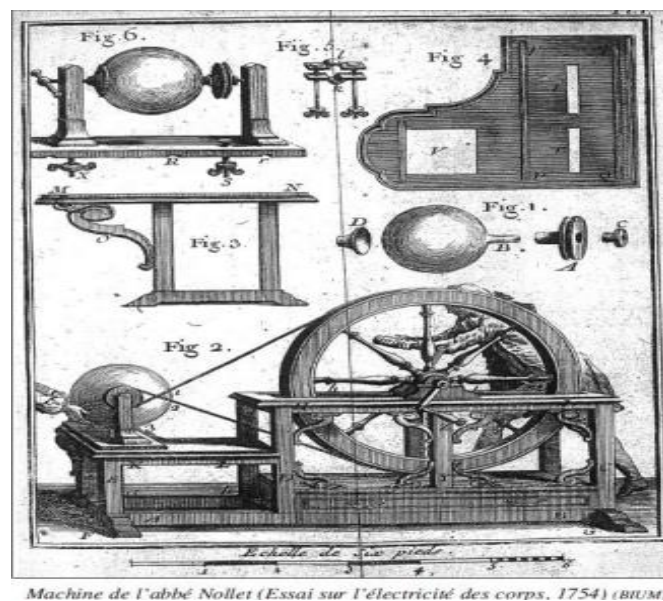


Figure 1.3. Illustration représentant la machine de l'Abbé Nollet [2]

Pierre Bertholon (1786) approfondit ces théories en classifiant les types d'électricité en trois catégories : naturelle (présente dans l'atmosphère), artificielle (produite par les machines) et

spontanée (résultant des frottements). Il considère également que l'électricité joue un rôle dans divers processus biologiques, y compris la circulation des fluides corporels et l'équilibre nerveux [2].

Enfin, **Jean-Paul Marat**, s'est distingué par ses contributions significatives dans le domaine de la médecine et de la physique. En 1783, il publie le "Mémoire sur l'électricité médicale", une œuvre qui témoigne de son intérêt pour les applications thérapeutiques de l'électricité [3]. Dans cet ouvrage, Marat décrit en détail une série d'expériences qu'il a menées, tant sur lui-même que sur d'autres sujets, afin d'évaluer l'efficacité de l'électricité dans le traitement de maladies telles que l'hémiplégie et la sciatique. Il souligne que l'efficacité de ces traitements peut varier en fonction de l'isolement du patient, suggérant une compréhension précoce des variables influençant les thérapies électriques.

L'électricité médicale atteint un tournant décisif en 1800, lorsqu'**Alessandro Volta** met au point la première pile électrique (voir figure 1.4 ci-dessous), donnant naissance à une nouvelle ère de l'électrothérapie basée sur le courant continu. Le temps de l'électrisation est révolu, on entre dans l'ère de l'électrothérapie [2].

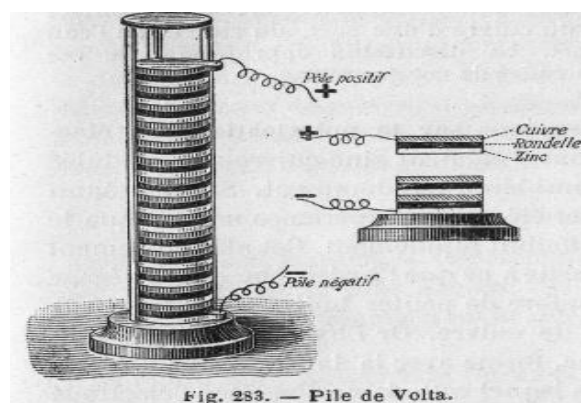


Figure 1.4. Illustration d'une pile Volta [2]

1.2.2 Développement des techniques modernes

➤ L'électrothérapie au XIX^e siècle : Avancées et structuration de la discipline

Le XIX^e siècle marque une période décisive dans l'évolution de l'électrothérapie, où les découvertes scientifiques et technologiques permettent son intégration progressive dans les pratiques médicales. L'invention de la pile voltaïque en 1800 par Alessandro Volta fournit une source stable d'électricité, facilitant ainsi l'expérimentation et l'élaboration de nouveaux dispositifs médicaux.

Durant cette période, plusieurs types de courants électriques sont explorés pour leurs applications thérapeutiques :

- Le courant galvanique (continu), utilisé pour la stimulation musculaire et nerveuse, ainsi que pour accélérer la cicatrisation des tissus.
- Le courant faradique (alternatif de basse fréquence), introduit par Michael Faraday, qui permet de provoquer des contractions musculaires ciblées et de prévenir l'atrophie musculaire.

Parmi les figures marquantes de l'époque, **Guillaume Duchenne de Boulogne**, neurologue français, développe la technique de l'électrisation localisée, qui permet d'étudier et de traiter des pathologies neuromusculaires sans nécessiter d'incisions chirurgicales. Il applique ses méthodes à divers patients et contribue à légitimer l'usage médical de l'électricité. Son travail est poursuivi par **Jean-Martin Charcot**, qui introduit ces pratiques à l'hôpital de la Salpêtrière à Paris [2].

Vers la fin du siècle, l'électrothérapie devient une discipline reconnue avec l'émergence de services spécialisés dans les hôpitaux et la publication d'ouvrages dédiés. Parmi ces publications, on peut citer :

- **Duchenne de Boulogne, G. (1855). "De l'électrisation localisée et de son application à la pathologie et à la thérapeutique"** : un ouvrage fondamental sur l'électrothérapie appliquée aux affections musculaires [4].
- **Remak, E. (1860). "Über die elektrische Erregbarkeit der Nerven und Muskeln"** : étude sur l'excitabilité électrique des nerfs et des muscles [5].
- **Charcot, J.-M. (1881). "Lectures on the Diseases of the Nervous System"** : un recueil de ses conférences sur les pathologies neurologiques, intégrant l'utilisation de l'électricité dans le traitement des maladies nerveuses [6].

La mise au point d'appareils de mesure comme l'ampèremètre permet un meilleur contrôle des doses administrées, réduisant ainsi les risques d'effets secondaires.

➤ **Le XX^e siècle : L'évolution de l'électrothérapie et son intégration dans la médecine moderne**

Au XX^e siècle, l'électrothérapie connaît un essor [2] avec l'apparition de nouvelles techniques et son intégration dans divers domaines médicaux. Au début du siècle, les rayons violets ou "**Violet Wand**", issus de la darsonvalisation, deviennent très populaires. Ces dispositifs utilisent des électrodes en verre remplies de gaz raréfié qui, sous l'effet d'un courant haute fréquence, émettent une lumière violette et produisent des micro-décharges électriques au contact de la peau. Ces décharges génèrent une sensation de picotement et sont censées avoir

des effets thérapeutiques sur diverses affections, notamment les rhumatismes, pathologies dermatologiques et douleurs musculaires.

Initialement utilisés par des professionnels de santé, ces appareils se démocratisent grâce à l'électrification des foyers et deviennent accessibles au grand public sous forme de valisettes contenant un générateur et plusieurs électrodes interchangeables. Cependant, leur efficacité clinique étant contestée et leur utilisation détournée dans d'autres pratiques, la **Food and Drug Administration (FDA)** interdit leur commercialisation aux États-Unis dans les années 1940.

En parallèle, l'électrothérapie évolue et s'intègre à d'autres disciplines médicales. L'émergence de la radiologie, permise par les appareils à haute tension, révolutionne le diagnostic médical. L'électricité est également employée dans la stimulation nerveuse et musculaire, la physiothérapie et certaines interventions chirurgicales.

À mesure que la radiologie et d'autres techniques médicales progressent, l'électrothérapie perd progressivement son statut de discipline autonome. Les services d'électrothérapie sont absorbés par les services d'électroradiologie, et bien que certaines applications persistent (notamment en neurologie et kinésithérapie).

➤ **L'électrothérapie pendant la Première Guerre mondiale**

La Première Guerre mondiale (1914-1918) marque un tournant dans l'utilisation de l'électrothérapie, qui est largement mobilisée pour traiter les blessures de guerre et les troubles neurologiques des soldats. Face aux séquelles physiques et psychologiques des combattants, les médecins militaires recourent à l'électricité dans plusieurs domaines [2] :

•**Rééducation fonctionnelle** : la stimulation électrique est utilisée pour prévenir l'atrophie musculaire et restaurer la mobilité des membres blessés (Paralysie musculaire, « Pied de tranchée », Arthrite chronique, Névrose post-traumatique, Cicatrisation des blessures...)

•**Traitement des névroses de guerre** : des courants électriques sont appliqués pour soulager les troubles nerveux post-traumatiques, bien que certaines pratiques comme le "torpillage" (chocs électriques imposés aux soldats traumatisés) aient été vivement critiquées pour leur brutalité.

•**Localisation des projectiles** : l'électro vibreur de **Jean Bergonié** est un dispositif innovant permettant de détecter les éclats d'obus et balles logés dans les tissus, facilitant ainsi leur extraction chirurgicale.

Ces applications renforcent la place de l'électrothérapie dans la médecine militaire et contribuent à sa reconnaissance comme outil thérapeutique efficace.

➤ **Entre-deux-guerres et innovations en psychiatrie**

Dans les années 1920 et 1930, l'électrothérapie s'oriente progressivement vers des applications psychiatriques. De 1933 à 1936 **Manfred Sakel**, psychiatre autrichien, introduit la cure d'insuline provoquant des comas hypoglycémiques, mais cette technique est rapidement remplacée par l'électro convulsivothérapie (ECT). L'électrothérapie n'est plus considérée comme une spécialité médicale indépendante après l'Entre-deux-guerres. [2]

➤ **L'électrothérapie pendant la Seconde Guerre mondiale**

Durant la Seconde Guerre mondiale (1939-1945), l'électrothérapie poursuit son développement dans le domaine psychiatrique et neurologique. En 1938, à Rome, **Ugo Cerletti** réalise le premier électrochoc sur un patient schizophrène, ouvrant ainsi la voie à l'utilisation de l'électricité pour le traitement des troubles psychiatriques sévères. Les électrochocs sont rapidement adoptés en Europe et aux États-Unis pour traiter la schizophrénie et d'autres maladies mentales.

L'électrothérapie joue également un rôle dans la rééducation des blessés de guerre, avec des protocoles visant à restaurer les fonctions motrices et à soulager les douleurs chroniques. [2]

1.3 Principes fondamentaux

L'électrothérapie est une modalité thérapeutique qui repose sur l'application contrôlée de courants électriques dans un but médical. Elle tire parti des interactions entre l'électricité et les tissus biologiques pour moduler l'activité nerveuse et musculaire. Cette technique est employée pour soulager la douleur, stimuler les muscles, favoriser la cicatrisation et améliorer la circulation sanguine. Utilisée en médecine physique et réadaptation, elle repose sur des paramètres précis (intensité, fréquence, durée des impulsions) afin d'assurer un traitement ciblé et efficace.

Comme son nom l'indique, elle combine deux éléments fondamentaux [7] : l'électricité et la thérapie ;

Le corps humain génère naturellement de l'électricité qui est véhiculée via les nerfs vers les muscles, permettant leur activation. On peut assimiler ce système à un circuit où le cerveau joue le rôle de générateur, les nerfs sont les câbles de transmission, et les muscles les moteurs réagissant aux signaux électriques.

L'électrothérapie repose sur le même principe : un générateur externe vient remplacer la commande volontaire du cerveau. Lorsqu'un patient ressent une douleur, les nerfs envoient un signal d'alarme au cerveau. Grâce à l'électrothérapie, ce signal peut être modulé ou interrompu par l'application d'un courant électrique, procurant ainsi un soulagement. Cette technique agit en court-circuitant la transmission du message douloureux, de manière similaire au fonctionnement naturel du corps.

Les courants électriques utilisés en électrothérapie peuvent être classés selon leur fréquence :

- **Basse fréquence (0 à 1kHz):** Couramment utilisée pour la stimulation nerveuse et musculaire.
- **Moyenne fréquence (1 kHz à 100kHz) :** Appliquée dans les courants interférentiels et certaines techniques de stimulation profonde.
- **Haute fréquence (supérieure à 100kHz) :** Employée notamment en diathermie et darsonvalisation pour leurs effets thérapeutiques sur la circulation sanguine et la régénération des tissus.

L'application des électrodes sur la peau permet au courant d'agir directement sur la zone ciblée, favorisant ainsi la détente musculaire ou au contraire induisant une contraction en fonction du protocole de traitement choisi. Cette modulation des courants permet une grande flexibilité d'application, rendant l'électrothérapie efficace pour une variété de pathologies et de conditions physiques.

1.3.1 Effets physiologiques des courants électriques sur les tissus humains

L'application de courants électriques sur le corps humain entraîne divers effets physiologiques en fonction des paramètres électriques et des tissus traités. Ces effets peuvent être regroupés en plusieurs catégories [8] :

- **Effets neurophysiologiques :** L'électrothérapie modifie l'excitabilité des fibres nerveuses, permettant de bloquer la transmission des signaux de douleur vers le cerveau. La stimulation électrique transcutanée (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation TENS) est un exemple d'application courante pour traiter les douleurs chroniques et aiguës
- **Effets musculaires :** L'électrostimulation (Electrical Muscle Stimulation EMS) provoque des contractions musculaires contrôlées. Elle est utilisée en rééducation pour

prévenir l'atrophie musculaire, restaurer la force musculaire après une blessure ou une intervention chirurgicale, et améliorer la coordination neuromusculaire.

- **Effets circulatoires** : L'augmentation du flux sanguin local induite par les courants électriques améliore l'oxygénation des tissus et accélère la cicatrisation des plaies chroniques et des lésions musculaires.
- **Effets cellulaires et métaboliques** : Certains types de courants influencent l'activité cellulaire en stimulant la production d'ATP, favorisant ainsi la régénération des tissus et l'élimination des déchets métaboliques. Des études ont montré que l'électrothérapie pouvait accélérer la réparation des tissus musculaires et cutanés
- **Effets anti-inflammatoires** : Certains types de stimulation électrique réduisent la production de cytokines pro-inflammatoires et favorisent la libération d'endorphines, contribuant ainsi au soulagement de la douleur et à la diminution des processus.

Pour mieux comprendre ces effets, il est essentiel de décrire la structure anatomique des tissus impliqués, en particulier celle du muscle squelettique qui est le principal tissu cible des techniques EMS et TENS.

En effet le muscle squelettique est constitué de faisceaux de fibres musculaires entourés par trois couches de tissu conjonctif (voir figure 1.5 ci-dessous) [9]

- **L'épimysium** enveloppe l'ensemble du muscle et le relie aux structures avoisinantes.
- **Le périmysium** regroupe les fibres musculaires en faisceaux appelés fascicules.
- **L'endomysium** entoure chaque fibre musculaire individuelle (figure 9).

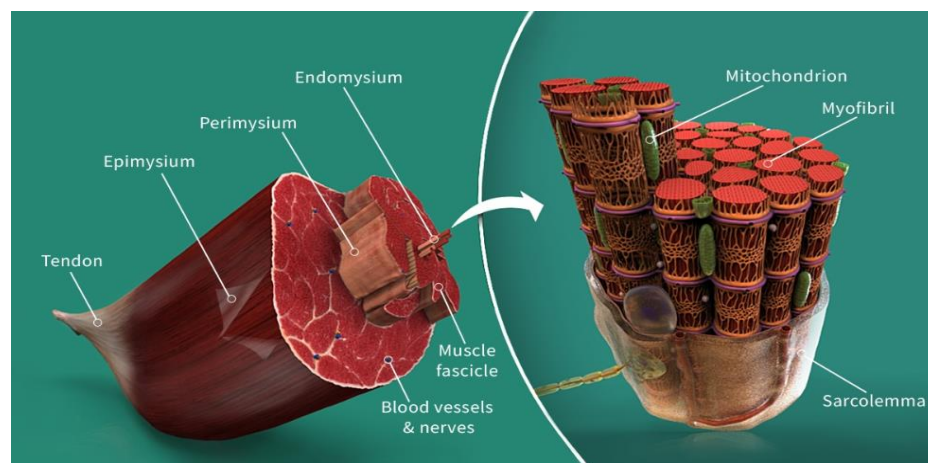


Figure 01.5. Anatomie et structure du muscle squelettique [9]

Ces structures assurent la cohésion et la transmission des forces au cours de la contraction musculaire, et jouent un rôle crucial dans la réponse aux stimulations électriques.

1.3.2 Types de courants utilisés

Plusieurs courants de nature différente sont utilisés comme par exemple les courants galvanique, TENS, EMS, interférentiels etc... [9]

- **Courant galvanique** : Courant continu unidirectionnel utilisé pour favoriser la cicatrisation des plaies et l'administration transdermique de médicaments par iontophorèse.
- **TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation)** : Courant pulsé de faible intensité utilisé pour bloquer les signaux de douleur et stimuler la production d'endorphines.
- **EMS (Electrical Muscle Stimulation)** : Courant conçu pour provoquer des contractions musculaires artificielles afin de prévenir l'atrophie musculaire et renforcer les muscles affaiblis.
- **Courants interférentiels** : Basés sur la superposition de courants de moyenne fréquence, ils permettent une pénétration plus profonde et sont particulièrement efficaces pour le traitement des douleurs chroniques et la stimulation circulatoire.
- **Courants à haute fréquence (darsonvalisation)** : Utilisés en dermatologie et médecine esthétique pour améliorer la circulation sanguine, stimuler la régénération cellulaire et traiter certaines affections cutanées.
- **Microcourant** : Technique employant de très faibles intensités de courant pour stimuler les processus de guérison cellulaire, utilisée notamment pour le traitement des douleurs chroniques et la cicatrisation des plaies.

1.3.3 Résistivité du corps humain et implications en électrothérapie

L'efficacité de l'électrothérapie repose sur la capacité du courant à traverser les tissus biologiques et à atteindre les cibles physiologiques souhaitées. Cependant, la conductivité électrique du corps humain varie en fonction de plusieurs facteurs, influençant directement l'intensité et la répartition du courant appliqué. Comprendre ces paramètres est essentiel pour optimiser les traitements et améliorer leur efficacité.

1.3.4 Conductivité des différents tissus biologiques

- Les tissus biologiques possèdent des propriétés électriques distinctes, influencées principalement par leur composition en eau et en électrolytes. La conductivité varie significativement en fonction de la fréquence appliquée et de la structure des tissus [10] a structure des tissus varie dépendant si c'est la peau, les muscles, les nerfs ou les os [11]
- **La peau** : Principalement constituée de cellules épithéliales, elle présente une résistance relativement élevée, en particulier lorsque la couche cornée est sèche et épaisse. L'impédance de la peau varie de 1000 à 5000 Ω selon l'hydratation et le type de peau. De plus, la peau présente une résistivité qui peut considérablement diminuer avec l'augmentation de l'humidité ambiante.
- **Les muscles** : Richement vascularisés et chargés en électrolytes, ils offrent une bonne conductivité et répondent efficacement à la stimulation électrique. La conductivité musculaire dépend fortement du taux d'oxygénation et de la température corporelle.
- **Les nerfs** : Ils possèdent une conductivité supérieure à celle des muscles et sont très sensibles aux faibles courants. En effet, les fibres nerveuses peuvent être affectées par des variations de température et de pression, influençant ainsi leur réponse électrique.
- **Les os** : Ils sont parmi les tissus les moins conducteurs en raison de leur faible teneur en eau et en électrolytes. La résistivité osseuse est environ dix fois supérieure à celle des tissus mous, ce qui limite le passage du courant.

Le Tableau 1.1-dessous présente quelques tissus avec la valeur de leurs résistivités respectives

TISSUS	RESISTIVITE ($\Omega.m$)
PEAU SECHE	$10^5 - 10^6$
PEAU HYDRATEE	$10^3 - 10^4$
MUSCLES	10 - 100
NERFS	10 - 100
OS	$10^5 - 10^6$

Tableau 1.1.Résistivité des tissus biologiques

1.3.5 Facteurs influençant la conductivité

Plusieurs paramètres [11] peuvent moduler la conductivité électrique des tissus et ainsi affecter l'efficacité du traitement par électrothérapie.

L'hydratation : Une peau hydratée présente une conductivité accrue, facilitant le passage du courant. En revanche, une peau sèche ou déshydratée augmente la résistance. Une augmentation de 10 % de l'hydratation cutanée peut réduire la résistivité de moitié.

L'épaisseur de la peau : Une peau épaisse, notamment au niveau des paumes et des plantes des pieds, constitue une barrière électrique plus importante que les zones plus fines comme le visage.

L'emplacement des électrodes : Un placement optimal sur des zones musculaires ou nerveuses bien vascularisées permet une meilleure diffusion du courant et une stimulation efficace.

Le positionnement des électrodes sur des zones à forte vascularisation améliore la propagation du signal électrique.

1.3.6 Impact sur le choix des paramètres de stimulation

L'ajustement des paramètres de stimulation doit prendre en compte la résistivité des tissus traversés afin d'assurer un effet optimal tout en minimisant les risques d'inconfort ou d'inefficacité :

L'intensité du courant : Un tissu ayant une résistivité élevée nécessite une intensité plus importante pour obtenir une stimulation efficace [11] il est important de calibrer précisément l'intensité selon la région du corps traitée.

La fréquence du courant : Les nerfs et les muscles répondent différemment à la fréquence du courant appliqué. Par exemple, une fréquence basse est plus efficace pour la stimulation musculaire, tandis qu'une fréquence plus élevée est préférable pour le soulagement de la douleur. Des fréquences comprises entre 1 et 10 kHz pénètrent plus profondément dans les tissus sans provoquer d'irritation cutanée. [11]

La durée d'impulsion : Une impulsion trop courte risque de ne pas déclencher de réponse musculaire suffisante, tandis qu'une impulsion trop longue peut provoquer des sensations d'inconfort [11]. Une durée d'impulsion modulable est conseillée pour adapter la stimulation aux caractéristiques individuelles du patient.

1.4 Dispositifs d'électrothérapie existants

L'électrothérapie repose sur l'utilisation de courants électriques à des fins thérapeutiques, notamment pour soulager la douleur, stimuler les muscles et améliorer la récupération fonctionnelle. Grâce aux progrès technologiques, plusieurs types d'appareils sont disponibles sur le marché, chacun conçu pour une application spécifique. Parmi les plus courants, on trouve **la Neurostimulation Électrique Transcutanée (TENS)**, **la Stimulation Musculaire Électrique (EMS)**, ainsi que d'autres techniques comme **les courants interférentiels**, **les courants galvaniques** et **les courants russes**, qui sont une forme de stimulation musculaire de moyenne fréquence développée par le scientifique soviétique **Yakov Kots** dans les années 1970. Leur particularité [11] réside dans leur capacité à induire des contractions musculaires intenses tout en réduisant l'inconfort ressenti par le patient. Ces courants sont particulièrement utilisés dans le domaine du sport pour améliorer la force musculaire et la récupération après l'effort. Ils sont également employés en rééducation pour prévenir l'atrophie musculaire et accélérer la reprise de la fonction musculaire après une blessure.

1.4.1 Analyse des solutions disponibles sur le marché

➤ Neurostimulation Électrique Transcutanée (TENS)

Les stimulateurs TENS sont principalement utilisés pour le soulagement de la douleur. Ils fonctionnent en stimulant les nerfs sensoriels à l'aide de courants électriques de faible intensité, ce qui bloque la transmission des signaux douloureux au cerveau et favorise la libération d'endorphines.

Exemples de dispositifs TENS disponibles sur le marché :

- **Omron E4** : Cet appareil portable propose 12 modes de stimulation pour différentes zones du corps. Il est apprécié pour son interface intuitive et ses électrodes réutilisables. [11]
- **Bluetens Classic** : Dispositif compact et connecté, il permet un contrôle via une application mobile et propose plus de 100 programmes de traitement. [12]
- **Neurotrac TENS** : Principalement utilisé en milieu médical, il offre des réglages avancés pour des traitements spécifiques. [13]

➤ Stimulation Musculaire Électrique (EMS)

L'EMS est conçu pour induire des contractions musculaires involontaires à des fins de renforcement musculaire, de récupération ou de rééducation post-blessure.

Exemples de dispositifs EMS disponibles :

- **Compex Fit 5.0** : Un stimulateur sans fil utilisé pour la préparation physique et la récupération musculaire. Il propose plusieurs programmes adaptés aux sportifs et aux patients en rééducation. [14]
- **Globus Elite 150** : Un appareil polyvalent combinant EMS et TENS, utilisé aussi bien en kinésithérapie qu'en électrostimulation esthétique. [15]
- **Beurer EM 49** : Un appareil hybride qui combine les fonctions EMS et TENS, destiné à un usage domestique pour la douleur et le renforcement musculaire. [16]

○ Autres technologies d'électrothérapie

Courants interférentiels : Utilisés pour traiter les douleurs profondes et améliorer la circulation sanguine. Exemple : **Neurotrac IFC Rehab**.

Courants galvaniques (iontophorèse) : Employés pour l'administration transdermique de médicaments. Exemple : **Phoresor PM900**.

Courants russes : Spécifiques au renforcement musculaire intense. Exemple : **Compex SP 8.0**.

1.4.2 Limites et problématiques rencontrées par les utilisateurs

Malgré les avancées technologiques, les dispositifs d'électrothérapie actuellement disponibles sur le marché présentent plusieurs limites qui peuvent impacter leur efficacité et leur facilité d'utilisation.

Complexité des réglages : La plupart des appareils nécessitent une programmation manuelle des paramètres (fréquence, intensité, durée), ce qui peut s'avérer difficile pour les utilisateurs novices. Par exemple, le Neurotrac TENS offre de nombreux réglages, mais leur configuration demande une certaine expertise. Le dispositif que se propose de développer vise à simplifier cette configuration grâce à une interface intuitive où l'utilisateur entre simplement la pathologie à traiter, et les paramètres sont automatiquement ajustés selon un protocole optimisé.

Difficulté du positionnement des électrodes : L'efficacité du traitement dépend fortement du bon placement des électrodes. Une mauvaise application peut réduire l'effet thérapeutique, voire le rendre inefficace. Certains dispositifs, comme le **Blutens Classic**, proposent une

assistance via une application mobile, mais celle-ci reste limitée. Le dispositif que se propose de développer intègre une base de données indiquant précisément le placement optimal des électrodes en fonction de la pathologie sélectionnée, assurant ainsi une meilleure efficacité du traitement.

Manque d'adaptabilité aux pathologies spécifiques : La majorité des appareils adoptent une approche généraliste avec des programmes standards qui ne sont pas toujours adaptés aux pathologies des patients. Par exemple, le **Compex Fit 5.0** est principalement axé sur le renforcement musculaire et la récupération sportive, mais il manque de protocoles spécifiques pour certaines pathologies neurologiques ou chroniques. Notre solution se distingue en proposant une personnalisation avancée des paramètres selon le type de douleur ou de pathologie, garantissant ainsi une prise en charge plus ciblée et efficace.

Contraintes d'autonomie et d'ergonomie : Certains modèles, comme le **Neurotrac TENS**, nécessitent une connexion filaire, limitant ainsi la mobilité de l'utilisateur. À l'inverse, des dispositifs sans fil comme le **Compex Fit 5.0** offrent plus de flexibilité mais restent coûteux. Notre dispositif offre une double possibilité d'utilisation : soit en mode filaire avec une alimentation sur secteur, garantissant une utilisation prolongée sans souci d'autonomie, soit en mode sans fil, offrant une liberté de mouvement optimale pour les patients nécessitant une mobilité accrue. Cette flexibilité permet d'adapter l'appareil aux besoins spécifiques des utilisateurs, qu'ils soient en cabinet médical ou à domicile.

Coût et accessibilité : Les appareils haut de gamme intégrant des technologies avancées sont souvent onéreux. De plus, les électrodes de remplacement et les accessoires peuvent représenter un coût supplémentaire. L'un des principaux avantages de notre dispositif est son rapport qualité-prix : en offrant une technologie avancée à un coût réduit, il se veut accessible aussi bien aux professionnels de santé qu'aux particuliers

1.5 Conclusion

L'électrothérapie est une discipline qui s'est développée au fil des siècles, bénéficiant des avancées scientifiques sur les effets du courant électrique sur les tissus biologiques. Son évolution, depuis les premières expérimentations jusqu'aux dispositifs modernes, reflète une compréhension approfondie des interactions électrophysiologiques et des applications thérapeutiques.

L'efficacité des traitements électro thérapeutiques repose sur plusieurs facteurs fondamentaux, notamment la résistivité des tissus, la nature du courant appliqué et le placement des

électrodes. La diversité des propriétés électriques des tissus biologiques, influencées par l'hydratation, l'épaisseur de la peau et la vascularisation, impose une adaptation rigoureuse des paramètres de stimulation. Une connaissance précise de ces éléments permet d'optimiser l'intensité, la fréquence et la durée des impulsions électriques afin d'obtenir un effet thérapeutique optimal tout en minimisant les risques d'inconfort ou de stimulation inefficace. Dans ce contexte, le développement d'un dispositif d'électrothérapie performant doit intégrer ces principes fondamentaux pour garantir une utilisation sécurisée et adaptée aux besoins des patients. La prise en compte des caractéristiques électrophysiologiques du corps humain, ainsi que l'optimisation du positionnement des électrodes, permettent d'améliorer la diffusion du courant et de maximiser l'efficacité des traitements. Ces considérations guideront la conception et la réalisation du dispositif étudié dans les chapitres suivants

Chapitre 2 :
Etat de l'art et travaux
antérieurs

2.1 Introduction

Avant d'aborder la conception de notre propre dispositif, il est essentiel de s'appuyer sur les acquis des travaux antérieurs afin de mieux comprendre les enjeux, les approches adoptées et les limites rencontrées. Ce chapitre est consacré à l'étude de l'état de l'art, à travers une double analyse : d'une part, les projets développés localement à l'Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen, et d'autre part, des références internationales dans le domaine de la stimulation électrique.

L'objectif est de tirer profit de ces expériences pour asseoir les fondations de notre projet, identifier les besoins non couverts et justifier l'innovation que nous proposons à travers une solution plus accessible, intelligente et adaptée à un usage clinique ou personnel.

2.2 Travaux réalisés à l'Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

À ce jour, peu de projets de fin d'études à l'Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen ont exploré le domaine de l'électrothérapie et de la biostimulation. Toutefois, un travail significatif a été réalisé en 2014 par l'étudiant Didi Ahmed Ali, sous la supervision de M. Bereksi Reguig Fethi. Ce projet, bien qu'axé principalement sur la **mesure et l'analyse du signal électromyographique (EMG)**, offre un socle technique pertinent et complémentaire à notre propre démarche, davantage orientée vers la **stimulation électrique thérapeutique (TENS/EMS)**. Ou encore celui de Melle Benali Zahra **réalisé en 2016**, constitue une contribution intéressante dans le domaine de l'électrostimulation.

2.2.1 Présentation du PFE "Développement et réalisation d'une plateforme pour la biostimulation : « mesure et analyse du signal électromyogramme » [17]

Ce projet [17] mené par Didi Ahmed Ali, 2014 à l'Université Abou Bakr Belkaid dans le domaine de l'électrostimulation vise la conception d'un système permettant de générer des impulsions électriques et de détecter, via l'EMG, la réponse musculaire induite.

L'accent a été mis sur l'analyse du signal électromyographique, notamment pour évaluer la vitesse de conduction nerveuse. L'auteur a ainsi étudié divers circuits de génération, de conditionnement et d'acquisition du signal.

Notre approche, bien que liée au même domaine, se distingue clairement. Là où le projet de Didi Ahmed Ali s'oriente vers la **détection et l'analyse du signal musculaire**, notre travail se concentre sur la **stimulation elle-même (TENS/EMS)**, avec un aspect **pratique et sécurisé** : la détection du bon positionnement des électrodes avant injection du courant.

2.2.2 Apport et limites de ce projet dans notre démarche et comparaison avec notre approche

Le tableau 2.1 ci-dessous résume les apports et limites du projet de Mr Didi dans notre démarche.

Aspect	Projet de Didi Ahmed Ali (2014)	Notre projet
Objectif principal	Analyse du signal électromyogramme (EMG)	Stimulation musculaire via TENS/EMS avec reconnaissance automatique des paramètres
Domaine ciblé	Diagnostic / Étude des signaux neuromusculaires	Rééducation et thérapie active par électrostimulation
Composants utilisés	Acquisition EMG + microcontrôleur PIC	Arduino UNO + base de données + circuits de stimulation
Interface utilisateur	Très basique ou absente	Interface simplifiée avec affichage des paramètres et guidage médical
Portabilité du dispositif	Non portable, système de laboratoire	Design pensé pour être portable et facilement utilisable en clinique
Innovations	Intégration de modules EMG et stimulation	Système semi-automatique, choix des paramètres via pathologie, sécurité intégrée
Limites techniques	Absence de connectivité, faible ergonomie	Limité à certaines pathologies à ce stade, fiabilité des mesures à encore optimiser
Avantage comparatif	Bonne base de réflexion pour des applications de mesure	Réelle réponse à un besoin clinique avec un usage ciblé et pratique

Tableau 2.1. Apports et limites du projet de Didi Ahmed Ali et comparaison avec notre approche

2.2.3 Présentation du PFE « Étude et réalisation d'un bio stimulateur sans fil » [18]

Ce projet [18] réalisé par **Benali Zahra** en 2016 constitue une contribution intéressante dans le domaine de l'électrostimulation. Il se distingue par une double fonctionnalité : acquisition du signal EMG et génération de stimulation musculaire.

Ce projet s'appuie sur une architecture mixte analogique-numérique et met en œuvre une carte Arduino Mega2560 pour l'acquisition et le stockage sur carte SD, avec un affichage rudimentaire via Matlab.

Toutefois, bien qu'il constitue une base solide pour la compréhension des signaux neuromusculaires, plusieurs limites peuvent être identifiées, notamment l'absence de connectivité, une interface utilisateur rudimentaire, ainsi qu'une ergonomie peu adaptée à un usage clinique. Dans notre approche, nous avons souhaité aller plus loin en développant un système semi-automatique qui repose sur une reconnaissance intelligente des pathologies, une sélection assistée des paramètres de stimulation, ainsi qu'une interface utilisateur plus conviviale.

2.2.2 Apport et limites de ce projet dans notre démarche et comparaison avec notre approche

Le tableau 2.2 ci-dessous résume les apports et limites du projet de Melle Benali dans notre démarche.

Aspect	Projet de Benali Zahra (2016)	Notre projet
Objectif principal	Analyse du signal électromyogramme (EMG)	Stimulation musculaire via TENS/EMS avec reconnaissance automatique des paramètres
Domaine ciblé	Diagnostic / Étude des signaux neuromusculaires	Rééducation et thérapie active par électrostimulation
Composants utilisés	Acquisition EMG + microcontrôleur Arduino MEGA	Arduino UNO + base de données + circuits de stimulation
Interface utilisateur	Très basique sous Matlab	Interface simplifiée avec affichage des paramètres et guidage médical
Portabilité du dispositif	Non portable, système de laboratoire	Design pensé pour être portable et facilement utilisable en clinique
Innovations	Intégration de modules EMG et stimulation	Système semi-automatique, choix des paramètres via pathologie, sécurité intégrée
Limites techniques	Absence de connectivité, faible ergonomie	Limité à certaines pathologies à ce stade, fiabilité des mesures à encore optimiser

Avantage comparatif	Bonne base de réflexion pour des applications de mesure	Réelle réponse à un besoin clinique avec un usage ciblé et pratique
---------------------	---	---

Tableau 2.2. Apports et limites du projet de Benali Zahra et comparaison avec notre approche

2.3 Travaux et références internationales

Afin de situer notre projet dans un cadre plus large, il est essentiel d'examiner les travaux et recherches réalisés à l'échelle internationale dans le domaine de l'électrothérapie. Plusieurs initiatives académiques et industrielles à travers le monde ont abouti à la conception de dispositifs combinant stimulation électrique fonctionnelle et interface utilisateur. Ces études permettent de mieux comprendre les tendances actuelles, les choix technologiques adoptés, ainsi que les limitations rencontrées par les concepteurs.

Dans cette section, nous analyserons notamment un projet universitaire québécois, représentatif de l'évolution des dispositifs d'électrothérapie modernes, avant de le comparer aux solutions disponibles localement afin de mieux positionner notre propre contribution.

2.3.1 Analyse de l'étude "Développement d'un appareil d'électrothérapie combinée pour la physiothérapie" [19]

Auteur : Pierre-Antoine Sauriol

Année : 2018

Établissement : École de Technologie Supérieure (ETS), Montréal, Canada

Le tableau 2.3 ci-dessous présente une description du projet de Pierre-Antoine Sauriol et sa pertinence pour notre projet

Aspect étudié	Détails
Objectif du projet	Concevoir un appareil combinant différentes formes d'électrothérapie (TENS, EMS, galvanique, etc.) dans un seul système destiné à la physiothérapie.
Méthodologie	<ul style="list-style-type: none"> - Analyse des technologies existantes - Sélection de circuits de génération de signaux - Intégration d'un microcontrôleur (Arduino Mega) - Conception matérielle et logicielle complète
Fonctionnalités proposées	<ul style="list-style-type: none"> - Choix du type de stimulation via interface - Paramétrage de la fréquence, intensité et durée des impulsions

	- Système de sécurité (coupure automatique)
Interface utilisateur	Écran LCD avec menus de sélection, encodeur rotatif pour naviguer, boutons-poussoirs pour valider les choix
Caractéristiques techniques	<ul style="list-style-type: none"> - Génération de signaux rectangulaires modulés - Utilisation de circuits optocoupleurs pour l'isolation - Amplification via transistors pour piloter les électrodes
Points forts	<ul style="list-style-type: none"> - Dispositif multifonction - Bonne modularité des paramètres - Respect des normes de sécurité
Limites identifiées	<ul style="list-style-type: none"> - Interface relativement simple, pas intuitive pour un usage médical avancé - Pas de base de données intégrée pour les pathologies - Pas d'intelligence dans l'adaptation du traitement
Pertinence pour notre projet	Ce travail constitue une base technique solide pour l'électrothérapie. Toutefois, notre approche se distingue par l'intelligence du système (interface automatisée selon la pathologie, base de données médicale, recommandations intégrées).

Tableau 2.3. Description du projet de Pierre-Antoine Sauriol et sa pertinence pour notre projet

2.3.2 Comparaison avec les solutions disponibles à l'échelle locale

Les dispositifs d'électrothérapie actuellement disponibles en Algérie, notamment dans les hôpitaux et centres de rééducation, sont majoritairement des équipements importés, souvent coûteux et peu flexibles.

Le tableau 2.4 ci-dessous présente une comparaison du dispositif qu'on se propose de réaliser avec les dispositifs disponibles à l'échelle locale

Tableau 2.4. Comparaison à l'échelle locale

Critères d'évaluation	Appareils disponibles localement	Notre dispositif proposé
Origine	Importés (marques : Chattanooga, Globus, etc.)	Conception locale à base de composants accessibles
Coût	Élevé	Réduit, adapté aux petits établissements
Interface utilisateur	Programmes fixes, parfois	Interface intuitive et

	complexes	simplifiée
Personnalisation des traitements	Limitée à quelques modes	Automatisée selon pathologie et intensité requise
Maintenance	Difficile, pièces détachées non disponibles	Facile, composants standards disponibles localement
Mise à jour / évolution	Non modifiable par l'utilisateur	Évolutif : possibilité d'amélioration logicielle
Ciblage thérapeutique	Général, pas toujours adapté aux besoins précis	Adapté à chaque pathologie via base de données
Accessibilité pour l'utilisateur	Moins ergonomique pour des non-spécialistes	Adapté aux médecins non formés aux interfaces complexes

2.4.1 Justification de notre innovation : vers un dispositif plus intuitif et automatisé

L'analyse comparative des projets antérieurs, qu'ils soient locaux ou internationaux, révèle un manque de solutions à la fois accessibles, intelligentes et personnalisables dans le domaine de l'électrothérapie. Notre projet se distingue par une approche orientée utilisateur, où la simplicité d'usage est associée à une automatisation intelligente du traitement.

En intégrant une base de données associée aux pathologies courantes et aux paramètres thérapeutiques correspondants, notre dispositif permet une configuration quasi-instantanée du traitement, même pour un personnel peu expérimenté.

Cette orientation vers l'assistance numérique et la simplification de l'interface rend notre système particulièrement pertinent dans les contextes hospitaliers à moyens limités ou en soins à domicile. Ainsi, notre projet s'inscrit dans une démarche d'innovation pratique et réaliste, en réponse directe aux limites identifiées dans les travaux antérieurs et les besoins exprimés par les professionnels de santé.

2.4.2 Ce que notre dispositif vise à traiter comme pathologie : On cible principalement trois pathologies :

- L'atrophie musculaire (diminution de la masse et de la force musculaire),
- L'accident vasculaire cérébral (AVC) (lésion cérébrale causant une perte de motricité)

- La paralysie faciale (affection du nerf facial entraînant une paralysie des muscles du visage).

Pour leur prise en charge, nous utilisons principalement des courants **EMS** (Electrical Muscle Stimulation), qui provoquent des contractions musculaires pour renforcer la musculature et favoriser la récupération fonctionnelle.

Par ailleurs, le **TENS** (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) peut être intégré pour le soulagement de la douleur associée, en stimulant les nerfs périphériques sans provoquer de contraction musculaire. Cette combinaison permet un traitement complet, alliant rééducation musculaire et gestion de la douleur.

2.5 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de dresser un panorama des travaux réalisés dans le domaine de l'électrothérapie, tant à l'échelle locale qu'internationale. À travers l'analyse du projet universitaire de Didi Ahmed Ali, nous avons mis en lumière une approche centrée sur l'acquisition et l'analyse du signal EMG, complémentaire à notre objectif, mais distincte dans sa finalité. L'étude internationale de Pierre-Antoine Sauriol nous a, quant à elle, offert un aperçu sur les avancées technologiques en matière d'électrothérapie combinée, bien que sa complexité et son coût la rendent difficilement transposable à notre contexte.

La comparaison avec les dispositifs existants sur le marché algérien met en évidence un besoin réel de solutions plus accessibles, évolutives et adaptées aux réalités du terrain. Notre projet s'inscrit dans cette dynamique, en proposant un dispositif de stimulation électrique fonctionnelle qui se distingue par son caractère intuitif, personnalisable, et économiquement viable. Ce positionnement stratégique constitue le socle de notre contribution dans le domaine de la rééducation assistée par électrothérapie.

Chapitre 3 :
Conception du dispositif
d'électrothérapie

3.1 Introduction

Après avoir exploré les fondements théoriques et les travaux antérieurs relatifs à l'électrothérapie, ce chapitre aborde la phase de conception de notre propre dispositif. L'objectif de cette étape est de traduire les besoins cliniques identifiés en une solution matérielle et logicielle concrète, à la fois fonctionnelle, intuitive et adaptée au contexte local.

Le but visé à travers la conception et la réalisation de ce dispositif est qu'il soit capable de générer des signaux électriques contrôlés et adaptés à des fins thérapeutiques, en particulier pour la réhabilitation musculaire.

Dans ce chapitre, tout d'abord nous allons décrire le fonctionnement global du dispositif, puis les choix matériels et logiciels ayant conduit à son implémentation. Un accent particulier sera mis sur

- la génération de deux types de signaux électriques un biphasique et l'autre monophasique.

- la gestion des protocoles de stimulation à travers une base de données intégrée, aussi une interface d'utilisateur simplifiée dédiée aux praticiens de santé.

Ce système vise à automatiser le paramétrage de la stimulation en fonction des pathologies saisies, tout en assurant une sécurité électrique optimale pour le patient.

3.2 Présentation du système global

La figure 3.1 ci-dessous illustre le schéma bloc du dispositif réalisé

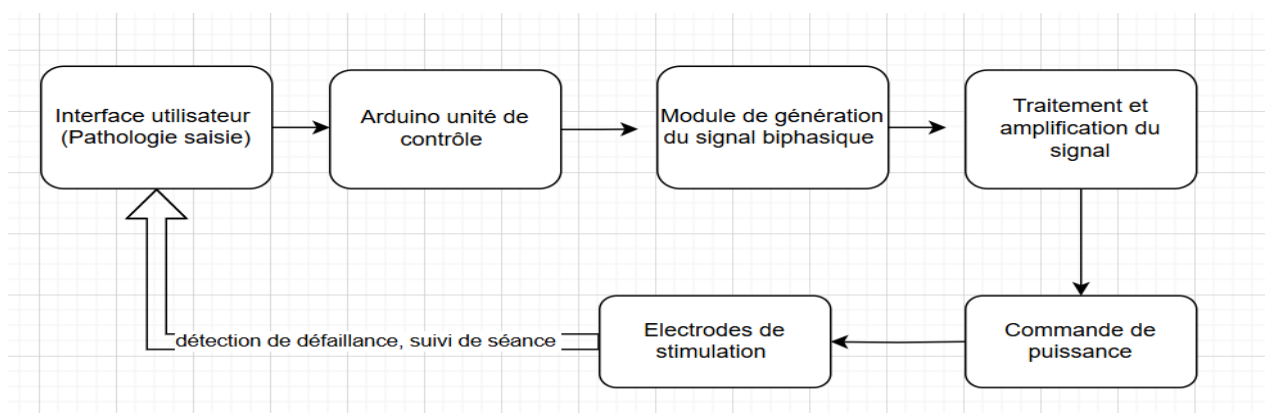


Figure 03.1. schéma bloc du dispositif réalisé

L'utilisateur interagit avec le système via une interface dédiée lui permettant de saisir la pathologie à traiter. Ces informations sont transmises à une carte Arduino qui génère des signaux en fonction des paramètres associés à la pathologie reçu par l'interface. Ces signaux commandent un pont en H (**L293D**) chargé d'assurer la polarité du signal. La sortie du pont en H est ensuite traitée par une série d'amplificateurs **TL081**, assurant les fonctions d'inversion et d'amplification du signal de stimulation et de sommation, Ce signal est ensuite appliqué aux électrodes à travers un MOSFET **IRFZ44N**, qui agit comme commutateur de puissance. Une boucle de rétroaction est également intégrée, permettant la détection de défaillances des électrodes (un bon contact ou un mauvais contact) et l'enregistrement des données de traitement via une application, assurant ainsi un suivi personnalisé des séances.

3.2.1 Schéma fonctionnel du dispositif

Le circuit global développé vise à produire respectivement des signaux monophasique et biphasique de fréquence, et durée réglable pour la stimulation neuromusculaire, à commande numérique. Cette conception est réalisée via une architecture modulaire intégrant un microcontrôleur, des interfaces analogiques, des amplificateurs opérationnels, des transistors de puissance, un module de détection de défaillance des électrodes, et un système de commutation de signaux. L'ensemble est conçu pour répondre à des besoins thérapeutiques personnalisés selon les pathologies ciblées (AVC, paralysie faciale, atrophie musculaire.).

La figure 3.2 ci-dessous représente le schéma électrique des circuits du dispositif réalisé.

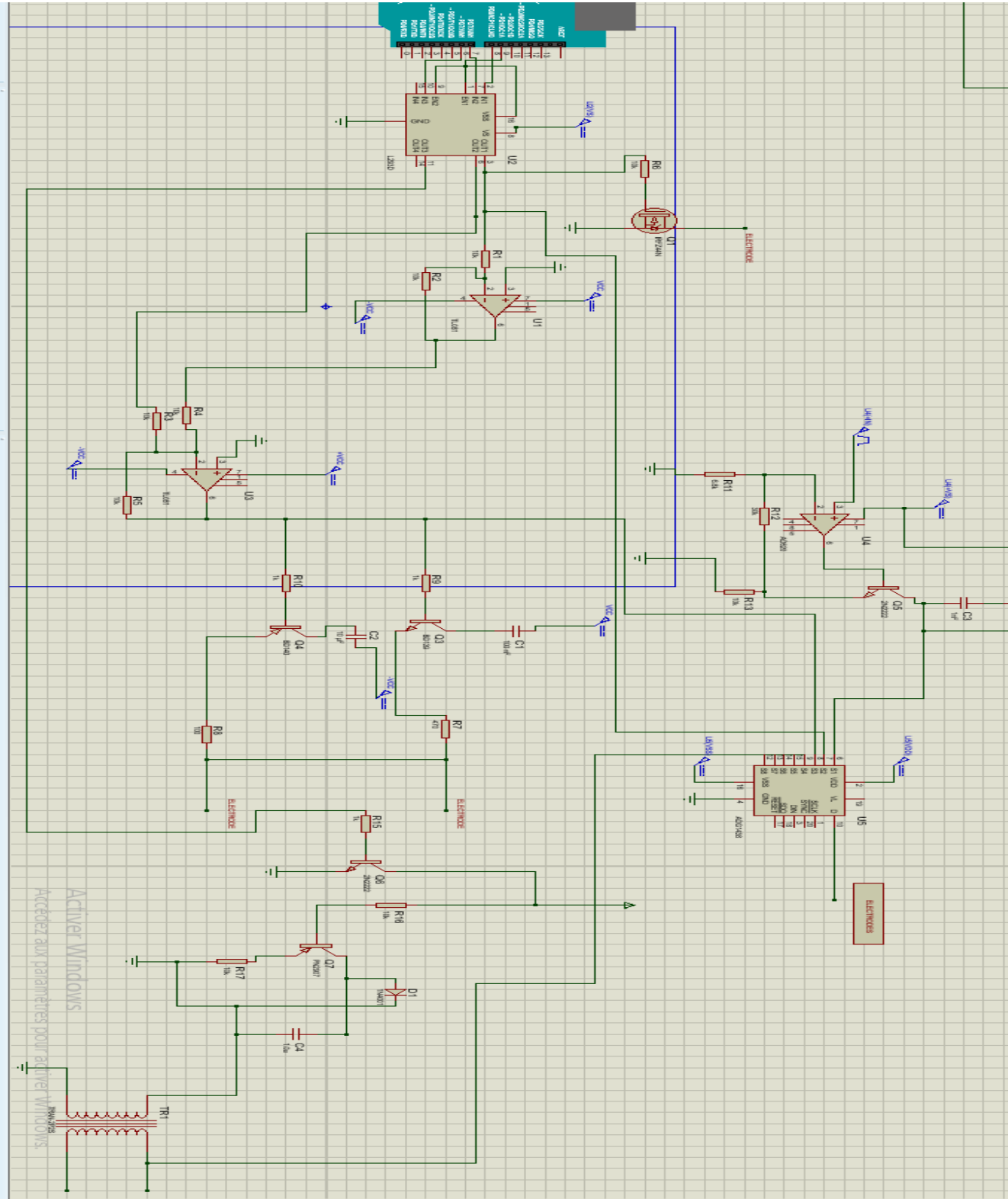


Figure3.2 le schéma électrique des circuits du dispositif.

Bloc 1 : Génération de signaux – Arduino UNO

Le cœur de la génération de signaux est l'Arduino UNO, basé sur le microcontrôleur **ATmega328P** [20] Il est programmé pour produire deux signaux PWM déphasés de 180°, avec des fréquences modulables (généralement de 35Hz 85Hz_ et une largeur d'impulsion ajustable (200 à 400 μ s), afin de s'adapter aux protocoles de stimulation choisis pour les différentes pathologies.



Figure 3.3. Arduino UNO [20]

- Justification du choix de l'Arduino : L'Arduino UNO se distingue par sa simplicité de programmation via l'IDE Arduino, son vaste écosystème de bibliothèques et sa compatibilité matérielle. Ses sorties numériques (ex. D9 et D10) peuvent générer des Signaux fiables pour piloter les étages suivants

Bloc 2 : Commutation des phases – Pont en L293D

Le L293D est un circuit intégré de type pont en H qui permet de contrôler la direction du courant. Dans notre projet, il est utilisé pour générer des signaux destinés à la stimulation musculaire (EMS/TENS).[21]

Il joue des rôles principaux :

- Inversion de polarité : pour alterner le sens du courant vers le reste de circuit.
- Amplification : il fournit plus de courant que le microcontrôleur seul.
- Interface de commande : il est contrôlé par l'Arduino pour générer des impulsions selon les paramètres choisis (durée, fréquence).

Grâce à lui, on peut piloter efficacement le courant de stimulation tout en protégeant le microcontrôleur.

BLOCK DIAGRAM

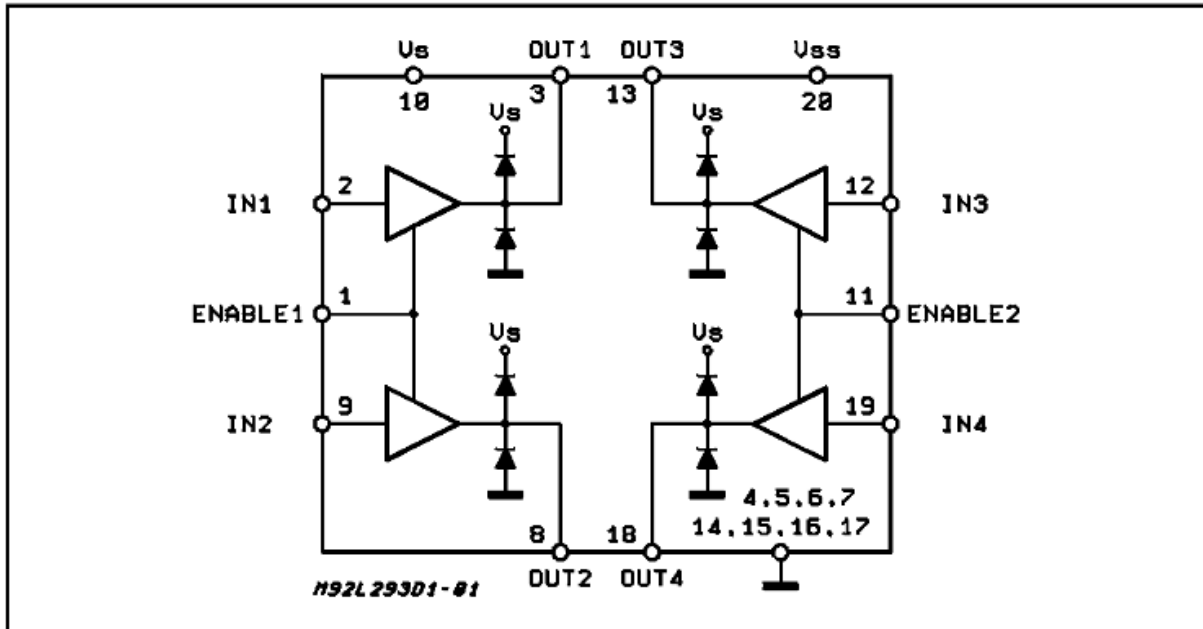


Figure 3.4. Functional Block Diagram [20]

- **Justification du choix du HL293D :** Ce circuit intégré quadruple demi-pont est conçu pour piloter des charges inductives telles que des moteurs ou, dans ce cas, des électrodes. Il offre une protection intégrée et un courant maximal de sortie de 600 mA par canal, avec une tension d'alimentation jusqu'à 36V.

Bloc 3 : Inversion et sommation des signaux – Amplificateurs opérationnels TL081

1. **Inverseur TL081 :** Le premier amplificateur opérationnel (AOP1) est un TL081 monté en inverseur. Les résistances d'entrée (R_{in}) et de contre-réaction (R_f) sont de 10 k Ω , garantissant un gain unitaire et inversant la phase du premier signal unipolaire.

[22]

Équation :

$$V_{out} = -\left(\frac{R_f}{R_{in}}\right)V_{in}$$

2. **Sommateur inverseur TL081**

Le second amplificateur (AOP2) combine le signal original (en sortie du L293D) et le signal inversé. Cette configuration sommateur inverseur assure l'addition en opposition de phase, créant un signal biphase final. [22]

Équation type pour un sommateur :

$$V_{out} = -\left(\frac{R_f}{R_{in}}\right)(V_1 + V_2)$$

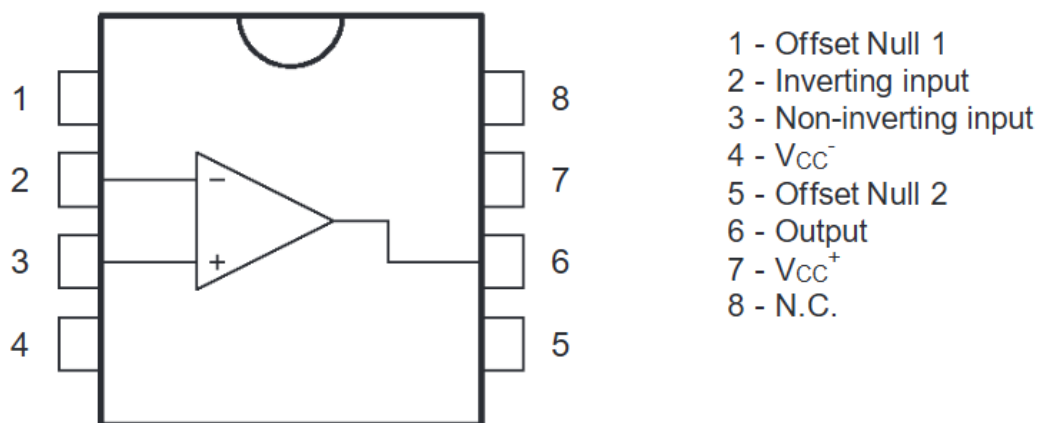


Figure 3.5. TL081 détails [22]

Justification du choix du TL081 : Nous avons choisi l'amplificateur opérationnel TL081 pour réaliser la sommation inverseuse des signaux, car il présente plusieurs avantages adaptés à notre application :

- Bande passante large et vitesse de réponse élevée, permettant de suivre correctement les signaux rapides de stimulation (de l'ordre de quelques centaines de microsecondes).
- Faible courant de polarisation et bruit réduit, ce qui garantit un signal propre en sortie.
- Compatible avec une alimentation simple et symétrique, ce qui le rend facile à intégrer dans notre circuit.

- Assure une sommation stable et précise des signaux, indispensable pour obtenir une onde biphasée correcte en sortie.

Bloc 4 : Amplification de puissance – Transistor IRFZ44N / Circuit de commande EMS

Le signal biphasique obtenu est ensuite appliqué à un transistor de puissance MOSFET IRFZ44N, utilisé comme interrupteur commandé. [23]

Configuration typique :

- Commande de grille par la sortie Arduino
- Drain relié à l'électrode
- Source connectée à la masse
- Résistance de charge (électrode) sur le drain



Figure 3.6. IRFZ44N N-Channel 55 V (D-S) MOSFET.[23]

- **Justification du choix du IRFZ44N :** Ce MOSFET N-Channel présente une faible résistance à l'état passant ($R_{ds(on)}$), un courant maximal de 49 A et une tension de drain-source de 55 V. Il permet ainsi de piloter les électrodes avec un courant suffisant et des pertes minimales. [23]

Pour la **TENS**, un transistor MOSFET **IRFZ44N** est utilisé comme interrupteur commandé, permettant de piloter directement les électrodes avec un courant modéré. Il est piloté par un signal provenant de l'Arduino.

Cependant, ce montage ne suffit pas pour l'**EMS**, qui nécessite un courant plus élevé (jusqu'à 100 mA ou plus). Le circuit de puissance est commandé par Arduino, qui génère un signal carré contrôlé en fréquence et en durée d'impulsion. Ce signal permet de commuter les transistors T1 et T2 en mode de saturation, assurant ainsi l'alimentation du transformateur de sortie.

L'intensité du courant délivré est ajustée automatiquement par l'interface, en modulant les paramètres du signal (intensité, fréquence ...) ou en agissant sur des composants numériques intégrés. Cette approche permet un contrôle précis, une adaptation en temps réel selon les besoins thérapeutiques, ainsi qu'une intégration transparente avec l'interface utilisateur du dispositif.

La figure 3.7 ci-dessous illustre le schéma électrique de ce circuit.

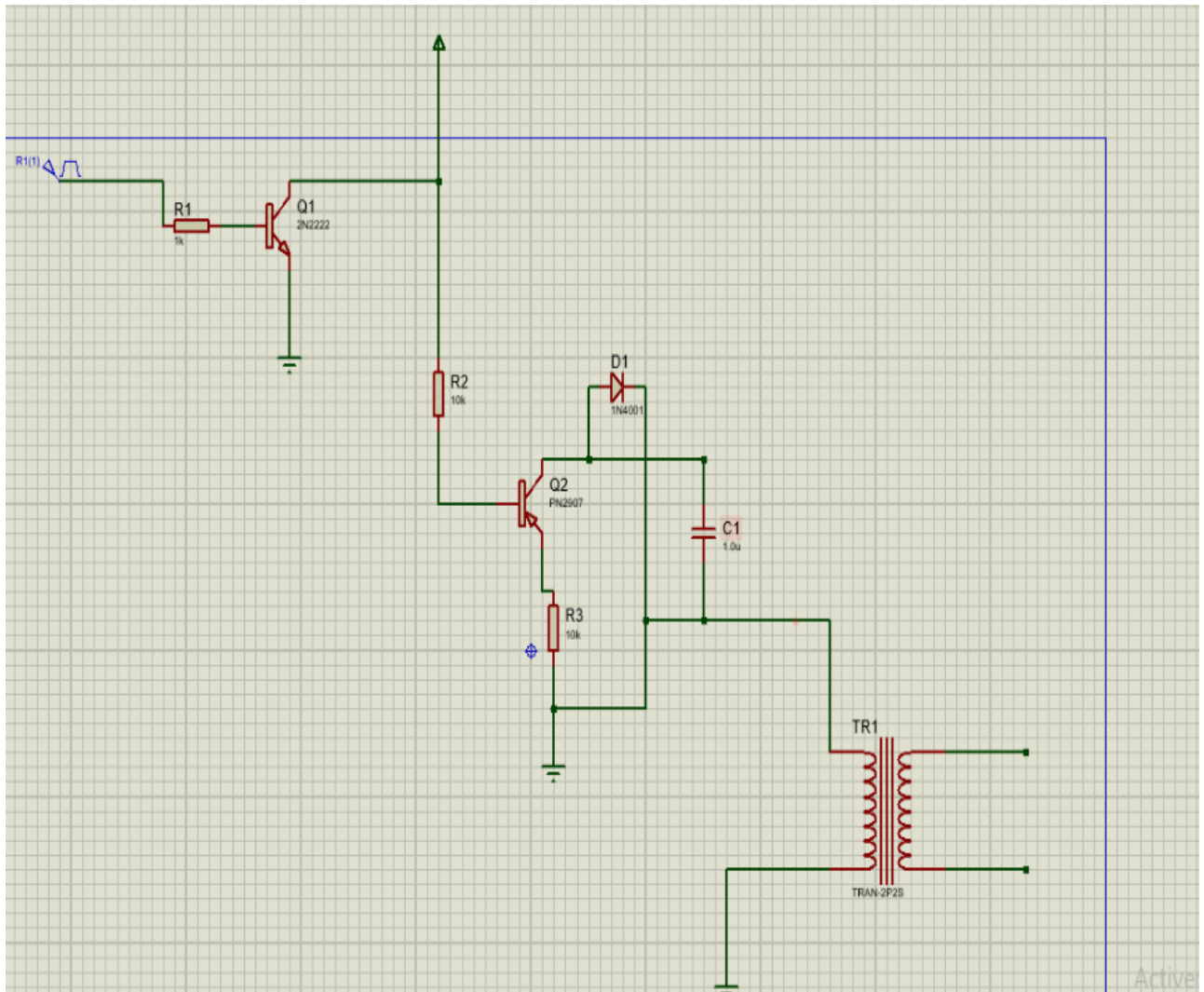


Figure3.7. Schéma électrique du circuit de puissance pour générer l'EMS

- Entrée : Signal d'entrée.
- Étape 1 : Driver à transistor pour conditionner le signal.
- Étape 2 : Push-pull symétrique (2N222/PN2907) pour fournir le courant requis.
- Sortie : Connectée aux électrodes via une résistance de sécurité.

Bloc 5 : Mesure d'impédance – Détection de défaillance

Pour s'assurer d'un contact correct entre électrodes et peau, un circuit de détection de défaillance des électrodes est prévu dans le dispositif réalisé. En fait, il s'agit d'un circuit qui, si les électrodes ne sont plus en contact ou le contact n'est pas établi correctement un signal est généré pour l'utilisateur afin d'apporter les corrections nécessaires. Le circuit est basé sur la mesure d'impédance en se basant sur la loi d'Ohm. $U = Z_c I$. Avec Z_c impédance de contact

électrode Peau ; I courant constant par conséquent si Z_c change alors U change signalant ainsi le mauvais contact. Cette tension est détectée à travers une entrée analogique de la carte Arduino. Le courant I constant est généré par une source de courant tel que c'est illustré sur la figure 3.8. Ce courant est généré à travers une tension constante U_c généré à travers la carte Arduino.

Après mesure de l'impédance Z_c pour un bon contact établi, ce Z_c est approximativement de $10k\Omega$, par conséquent si l'impédance dépasse cette valeur cela signale un mauvais contact.

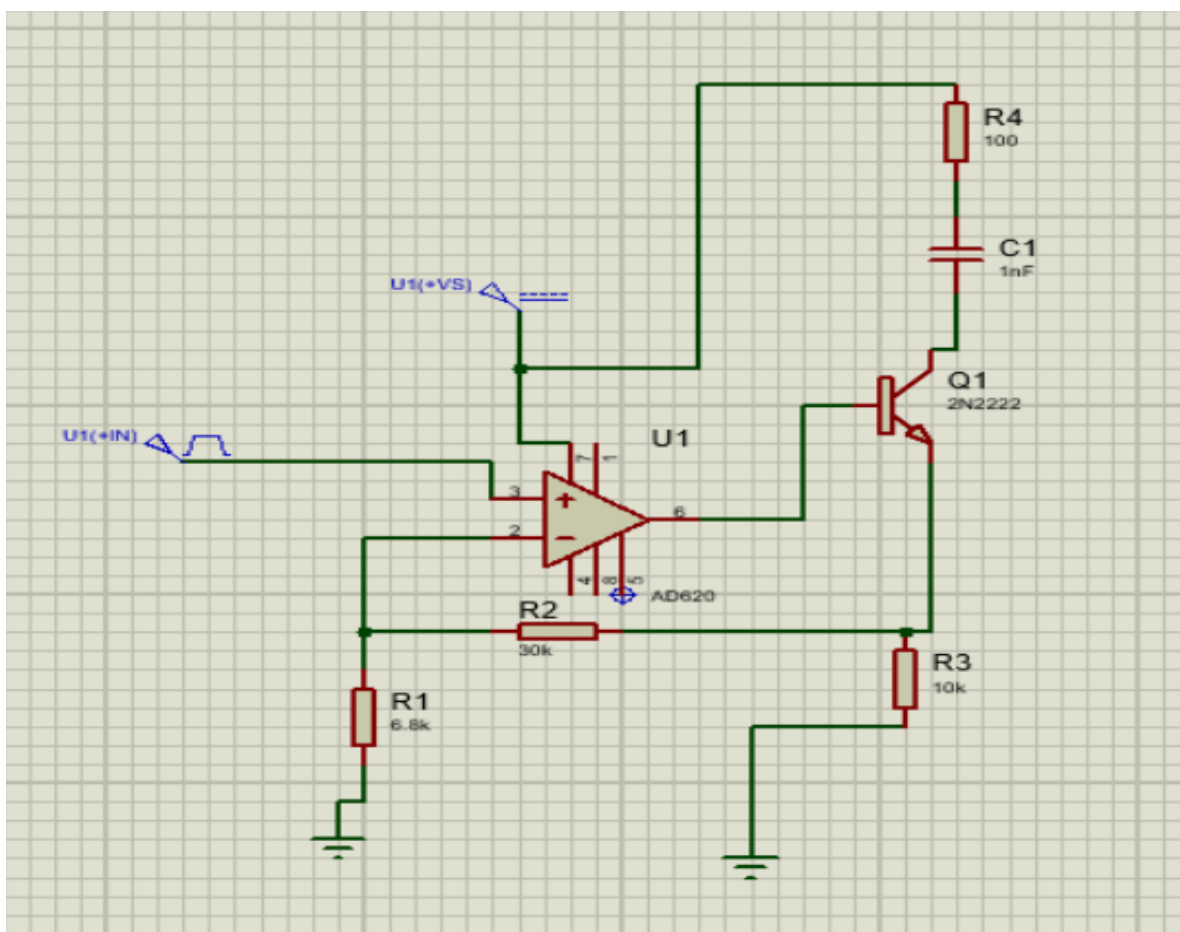


Figure 3.8. Schéma électrique du circuit de détection de défaillance-la source de courant constant-

Bloc 6 : Sélection dynamique des signaux – Multiplexeur ADG1439

Le **ADG1439** est un **double multiplexeur analogique 4:1**, bidirectionnel, à **faible résistance à l'état passant ($\sim 4 \Omega$)** et **faible courant de fuite**. Il fonctionne sous-**alimentation simple ou symétrique**, avec une **excellente isolation** grâce à la technologie iCMOS. Il est conçu pour commuter des signaux analogiques ou numériques de manière rapide et fiable. [23]

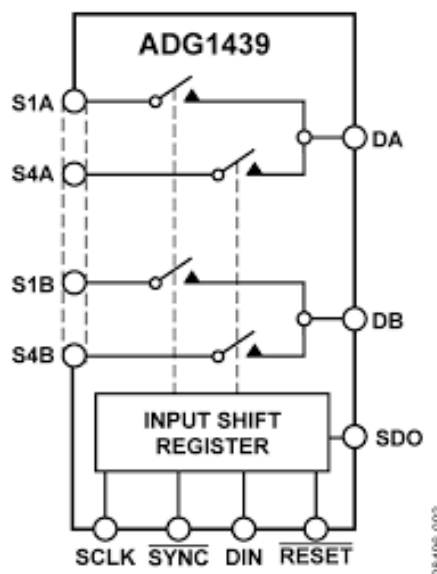


Figure 3.9. ADG1439 Block Diagram [24]

Le **ADG1439** a été choisi pour sa capacité à **commuter des signaux analogiques** avec **faible perte**, tout en **gérant plusieurs électrodes** grâce à ses deux multiplexeurs. Il est **compatible avec les signaux biphasique/monophasique** et **supporte une alimentation symétrique $\pm 12V$** , idéale pour les applications de stimulation.

Cependant, il est **rarement disponible sur le marché**.

Bloc 7 : d'alimentation hybride

L'alimentation constitue la base de la fiabilité du circuit.

1. Alimentation d'essai

Durant le prototypage, un bloc d'alimentation stabilisé de 12 V est utilisé :

- Arduino : alimentation via la broche VIN (convertie en 5 V par le régulateur interne).
- L293D et TL081 : directement alimentés en 12 V (ou ± 12 V pour les AOP).

2. Alimentation finale

Pour l'usage final, une batterie Li-ion 3S (11,1 V nominal, 12,6 V pleine charge) est envisagée, avec une capacité de ≥ 2000 mAh pour garantir plusieurs séances. Un module de charge (TP4056 ou BMS) est inclus pour assurer la sécurité.

3. Protection et découplage

- Condensateurs de filtrage (100 nF et 10 μ F) pour stabiliser la tension.
- Diode de protection (1N4007) en série pour éviter les inversions de polarité accidentelles.

3.3 Architecture logicielle

La figure 3.10 ci-dessous illustre l'architecture logicielle du dispositif réalisé



La figure 3.10. Architecture logicielle du dispositif réalisé

L'interface utilisateur a été conçue à l'aide de **React**, une bibliothèque **JavaScript** moderne qui facilite la création de composants interactifs et dynamiques. Le choix de **Vite** comme environnement de développement a permis d'accélérer considérablement le processus de compilation et de rechargement, améliorant ainsi la productivité. Pour la partie visuelle, le

framework **Tailwind CSS** a été utilisé pour construire une interface épurée, cohérente et facilement personnalisable.

La base de données **MongoDB**, de type **NoSQL**, assure la centralisation des données patients ainsi que la sauvegarde des paramètres de stimulation, garantissant à la fois flexibilité et rapidité d'accès.

Résultat : Cette interface communique directement avec l'algorithme d'ajustement des paramètres, qui adapte en temps réel les impulsions électriques générées par le module Arduino en fonction des retours matériels mesurés

3.3.1 Base de données et gestion des protocoles de traitement

Dans le cadre de la conception de notre dispositif d'électrothérapie, une base de données a été développée afin de centraliser, organiser et exploiter les paramètres thérapeutiques adaptés à diverses pathologies musculaires et neurologiques. Cette base constitue le cœur du système décisionnel de notre application, en permettant une recommandation automatique et personnalisée des protocoles à suivre.

Chaque enregistrement dans cette base correspond à une pathologie spécifique et contient des informations clés issues de la littérature scientifique et des recommandations cliniques. Cela inclut : la catégorie de la pathologie (musculaire ou neurologique), le type de courant recommandé (ex. EMS), la fréquence optimale, l'intensité conseillée, la durée des séances, ainsi que la zone de placement des électrodes.

Grâce à cette organisation, le système peut :

- Proposer un traitement personnalisé en fonction de la pathologie choisie par l'utilisateur,
- Minimiser les erreurs de paramétrage en standardisant les valeurs utilisées,
- Faciliter la traçabilité et la justification des choix thérapeutiques dans un contexte biomédical exigeant.

Le tableau présenté ci-dessous reflète les données essentielles stockées et gérées dans la base de données **MongoDB** intégrée à l'application.

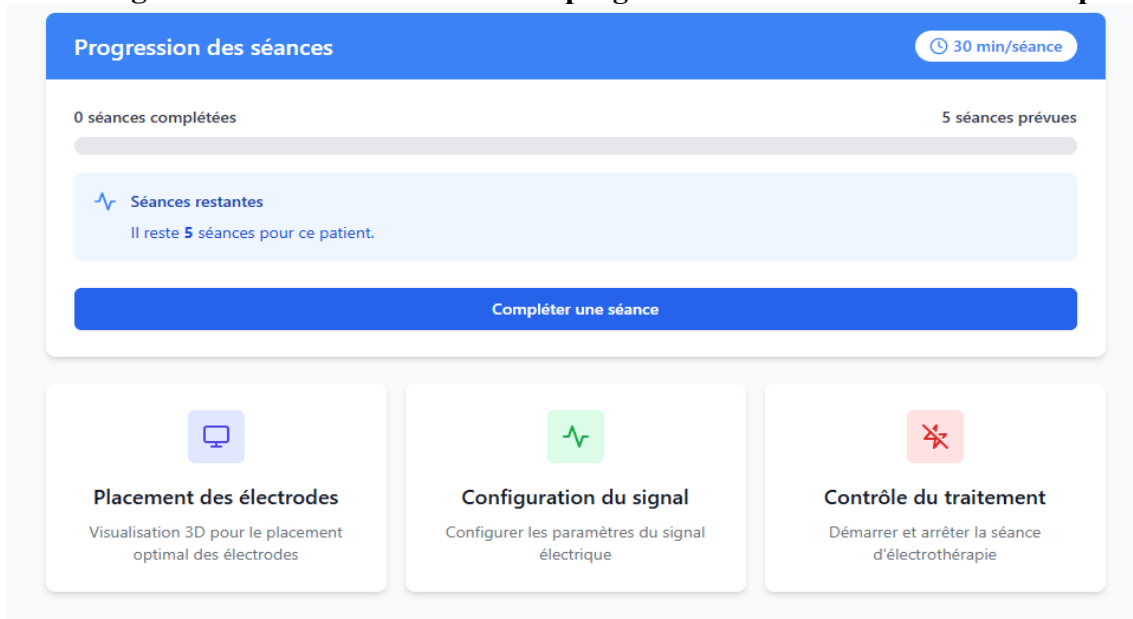
En effet, chaque paramètre type de pathologie, fréquence, intensité, durée et zone de placement sont enregistré sous forme de documents **JSON** dans la collection correspondante,

assurant ainsi une flexibilité et une évolutivité optimales. Grâce à la nature orientée document de **MongoDB**, il est possible d'adapter les champs de chaque document en fonction des besoins cliniques spécifiques, permettant par exemple de stocker des informations sur l'historique des séances pour chaque patient. Ce modèle de données structuré et dynamique garantit non seulement une récupération rapide et efficace des informations lors des consultations, mais aussi une traçabilité fiable et sécurisée des traitements administrés, répondant ainsi aux exigences de confidentialité des données médicales.

3.4 Interface utilisateur et expérience du praticien

L'interface utilisateur de l'application a été soigneusement conçue pour offrir une expérience fluide et ergonomique au praticien. Elle permet de naviguer facilement entre les différentes fonctionnalités, tout en garantissant un accès rapide et précis aux données essentielles du patient et aux paramètres de stimulation. L'approche de conception adoptée met l'accent sur l'intuitivité, la clarté des informations affichées et la simplicité d'utilisation, dans le but de réduire la charge cognitive du médecin et de maximiser l'efficacité du traitement.

Figure 3.11 interface décrivant la progression les séances d'électrothérapie



3.4.1 Interface intuitive permettant au médecin de saisir la pathologie

Cette section de l'interface (voir **figure 3.12** ci-dessous) offre au praticien un formulaire clair et structuré, permettant d'enregistrer un patient et de sélectionner la pathologie du patient à partir d'une liste préconfigurée. Le praticien peut ainsi renseigner la nature du trouble (musculaire, neurologique, etc.) et l'associer directement au dossier du patient. Cette saisie

intuitive réduit les risques d'erreur et assure une cohérence dans la base de données, tout en facilitant la prise en charge des patients par un accès rapide aux pathologies les plus courantes.

The screenshot shows the 'Enregistrement d'un nouveau patient' (Register new patient) form. The form is titled 'Enregistrement d'un nouveau patient' and includes the following fields:

- Prénom: manel
- Nom: meki
- Âge: 23
- Pathologie: Paralysie Faciale (dropdown menu)
- Nombre de séances: 05 (spinner)
- Durée de séance (minutes): 30

Buttons: Annuler, Enregistrer

The screenshot shows the patient profile page for 'manel meki'. The page is titled 'manel meki' and includes the following information:

- Nom complet: manel meki
- Âge: 23 ans
- Pathologie: Paralysie Faciale
- Date d'enregistrement: 16 mai 2025

Buttons: Modifier

Figure 3.12. interface pour enregistrer un patient et de sélectionner la pathologie

3.4.2 Affichage automatique des paramètres de stimulation et du schéma de positionnement des électrodes

Une fois la pathologie sélectionnée, l'interface (voir figure N°18 ci-dessous) affiche automatiquement les paramètres de stimulation préconisés (fréquence, intensité, durée) ainsi qu'un schéma clair de positionnement des électrodes sur le corps du patient. Cette fonctionnalité dynamique évite toute confusion lors de la mise en place de la séance, en fournissant au praticien des indications visuelles précises et fiables. En plus de simplifier le processus de soin, cet affichage automatisé contribue à une standardisation des traitements et à une meilleure efficacité thérapeutique.



(a) Configuration Monophasique



(b) Configuration biphasique

Figure 3.13. Interface pour la configuration du signal de stimulation (a) Configuration Monophasique (b) Configuration biphasique
La figure 3.14 ci-dessous représente l'interface pour l'emplacement des électrodes

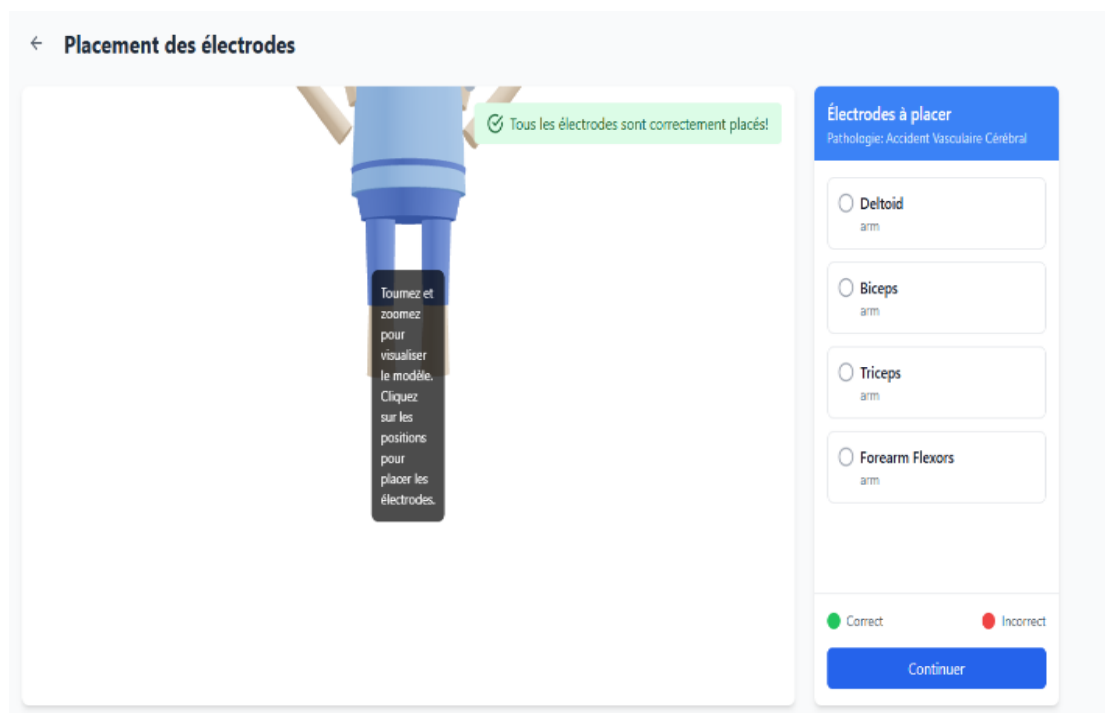
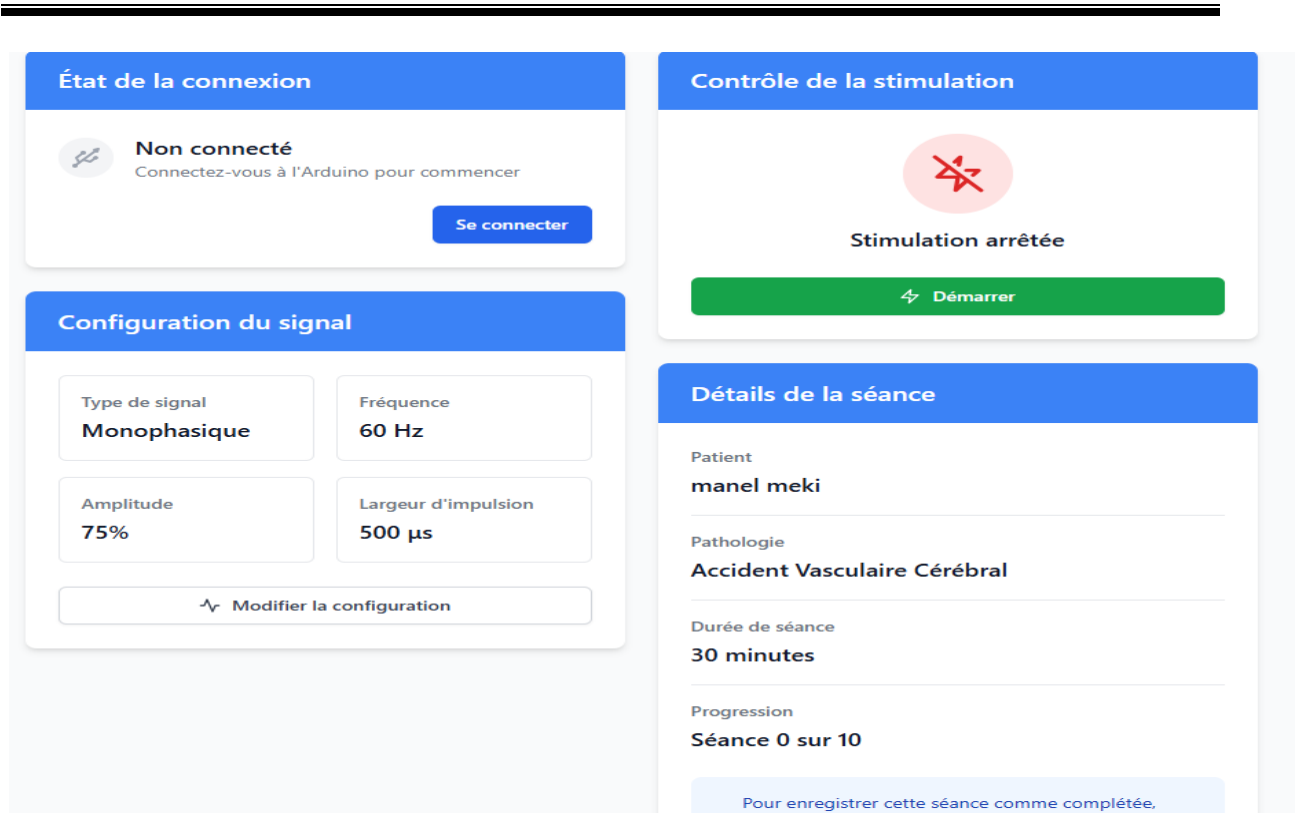


Figure 03.14. L'interface pour l'emplacement des électrodes



3.5 Interactions électriques avec le corps humain

Les interactions électriques entre les électrodes et le corps humain reposent sur la conduction à travers des tissus biologiques aux propriétés électriques variées (résistivité, permittivité). L'application du courant entraîne une distribution de potentiel influencée par l'impédance complexe de la peau et des couches sous-jacentes (épiderme, derme, tissus musculaires). Cette impédance joue un rôle déterminant dans l'efficacité de la stimulation et la sécurité du patient.

3.5.1 Optimisation du placement des électrodes adhésives pour maximiser l'efficacité du traitement

L'efficacité de l'électrostimulation dépend directement du placement précis des électrodes sur le corps. Un positionnement correct garantit la stimulation des groupes musculaires ou des nerfs ciblés, réduisant les risques d'effets secondaires ou d'inconfort. Pour cela, des schémas de positionnement sont utilisés, tenant compte des trajets nerveux, de l'orientation des fibres musculaires et de la morphologie du patient. Cette approche optimise la distribution du courant et l'efficacité des séances.

[Voir Figure 3.15 ci-dessous]



Figure 3.15. Placement des électrodes sur les bras

La zone représentée sur l'image cible le **muscle brachioradial**, situé sur la face latérale de l'avant-bras. Ce muscle intervient dans la flexion du coude, particulièrement lorsque l'avant-bras est en position neutre (mi-pronation/mi-supination). La disposition des électrodes [26], en haut (proximal) et en bas (distal) du muscle, est spécifiquement choisi pour maximiser l'efficacité de la stimulation électrique. Cette configuration permet :

- **Une couverture complète du muscle** : les électrodes à ses extrémités facilitent la traversée du courant le long des fibres musculaires.
- **Une contraction musculaire optimale** : en activant uniformément les fibres, ce qui est essentiel pour la rééducation ou le renforcement musculaire.
- **La prévention de la fatigue musculaire excessive** : en réduisant les zones de sur-stimulations localisée.

Cela s'inscrit dans les protocoles de rééducation pour les atteintes musculaires (atrophie musculaire, séquelles neurologiques) en utilisant l'électrostimulation fonctionnelle (EMS).



Figure 3.16. Électrodes que nous avons utilisé dans notre projet
3.5.2 Étude de l'impédance du corps humain et de son effet sur l'efficacité de la Stimulation

L'impédance corporelle est un paramètre essentiel qui évolue selon l'état de la peau, l'hydratation et la zone anatomique. Pour surveiller cette impédance et garantir un contact adéquat, un circuit de mesure est intégré au dispositif. Ce circuit injecte une tension d'essai et mesure la résistance entre les électrodes à l'aide d'un amplificateur différentiel (TL081) ou d'un pont diviseur, lue par une entrée analogique de l'Arduino. Si l'impédance mesurée dépasse $10\text{ k}\Omega$, un défaut de contact est détecté, par conséquent une signalisation est indiquée sur l'interface invitant l'opérateur à corriger immédiatement le positionnement des électrodes et assurant ainsi un bon déroulement de la séance d'électrothérapie.



Figure 3.17. Résultats expérimentaux de la mesure d'impédance corporelle obtenus en laboratoire

Pour évaluer l'impédance corporelle (R_{im}) entre les électrodes, nous avons utilisé un montage en pont diviseur de tension. La tension d'essai (V_{in}) est appliquée à un réseau constitué d'une résistance de référence (R_{ref}) et de l'impédance corporelle. La tension mesurée (V_{mes}) sur le pont diviseur est liée à l'impédance par l'équation :

$$V_{mes} = V_{in} \times \frac{R_{impedance}}{R_{ref} + R_{impedance}}$$

En réarrangeant l'équation, nous obtenons la valeur de l'impédance :

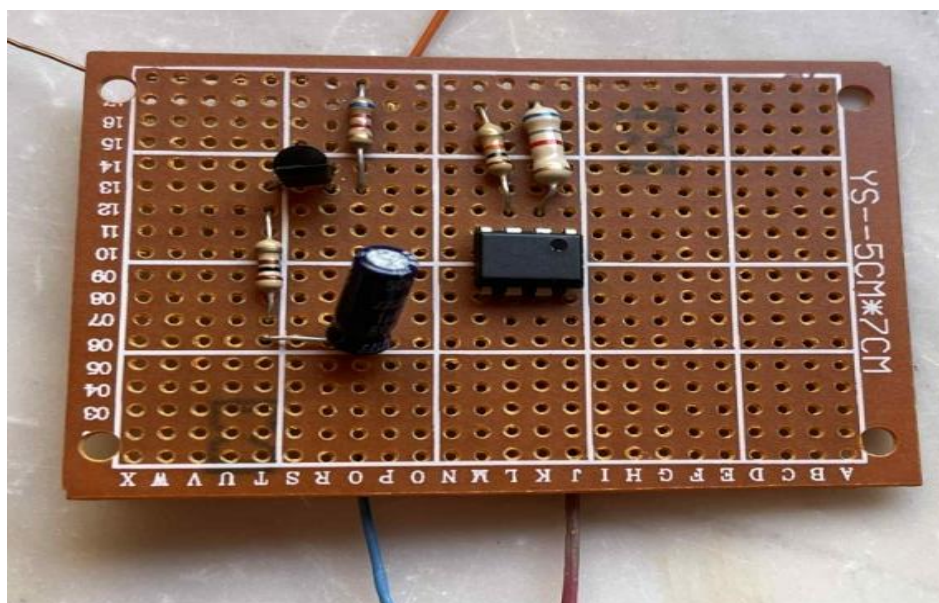
$$R_{Impedance} = R_{ref} \times \frac{V_{mes}}{V_{in} - V_{mes}}$$

Dans notre expérience, avec une tension d'essai $V_{in}=5V$ et une résistance de référence $R_{ref}=10\text{ k}\Omega$, la tension mesurée de 2.6 V correspond à une impédance corporelle calculée :

$$R_{Impedance} = 10\text{ k}\Omega \times \frac{2.6}{5 - 2.6} \approx 10.83\text{ k}\Omega$$

Ainsi, la mesure d'une tension de 2.6 V indique une impédance corporelle de 10.8 k Ω , ce qui est proche du seuil de 10 k Ω que nous avons fixé pour un contact correct. [Figure 3.13]

Circuit final de détection de défaillance :



3.6 Conclusion

À travers ce chapitre, nous avons décrit la conception de notre dispositif en considérant chaque aspect technique et fonctionnel nécessaire à son bon fonctionnement. A un accent particulier a été mis sur les différents choix technologiques (matériels et logiciels), l'organisation de la base de données et l'optimisation des interactions électriques avec le corps humain. Nous avons mis en lumière les considérations liées à la sécurité et à l'efficacité de la stimulation électrique, en particulier à travers l'étude des interactions électriques avec le corps humain. Cette approche intégrée assure la cohérence et la performance du dispositif, en vue d'atteindre les objectifs thérapeutiques fixés.

Chapitre 4 :

Réalisation du Prototype et validation préliminaire

4.1 Introduction

La concrétisation de notre dispositif a nécessité un travail rigoureux et méthodique, intégrant à la fois des aspects techniques et des considérations humaines. Cette étape essentielle a consisté à concevoir, assembler et ajuster l'ensemble des modules qui composent le système, tout en veillant à assurer la compatibilité entre le matériel et les fonctionnalités logicielles prévues.

Dans cette partie, nous revenons en détail sur l'élaboration du circuit électronique, la sélection et l'assemblage des composants essentiels, ainsi que le développement du logiciel associé. Ces actions ont été accompagnées par un processus d'ajustement constant, motivé par des observations pratiques et des échanges constructifs entre les membres de l'équipe.

En parallèle, nous avons pris soin de réaliser des vérifications fonctionnelles et des tests préliminaires sur un petit groupe de collègues volontaires. Ces essais ont permis d'évaluer la fiabilité des réglages, la précision des paramètres électriques et le confort d'utilisation. Ils ont aussi mis en lumière les premiers retours utilisateurs, qui nous ont guidés pour apporter des améliorations immédiates.

Ce chapitre met ainsi en lumière non seulement les étapes de développement et de mise en œuvre, mais aussi la dynamique d'itération et de collaboration qui a permis d'aboutir à une solution concrète et opérationnelle.

4.2 Assemblage des composants et intégration avec l'Arduino UNO

Dans la phase d'assemblage matériel, nous avons veillé à tenir compte des résultats de nos recherches bibliographiques et des besoins spécifiques des traitements électro thérapeutiques. En effet, la stimulation musculaire requiert l'application de signaux électriques sous forme d'impulsions, dont la forme (monophasique ou biphasique) dépend des pathologies à traiter.

À partir de cette exigence, nous avons conçu un circuit capable de générer à la fois des impulsions monophasées et biphasées (figure 23), ajustables en durée d'impulsion, intensité et fréquence. Pour cela, nous avons utilisé un microcontrôleur **Arduino UNO**, qui pilote la génération des impulsions électriques. Concrètement, l'Arduino produit deux signaux monophasés, configurés selon les paramètres définis via l'interface logicielle.

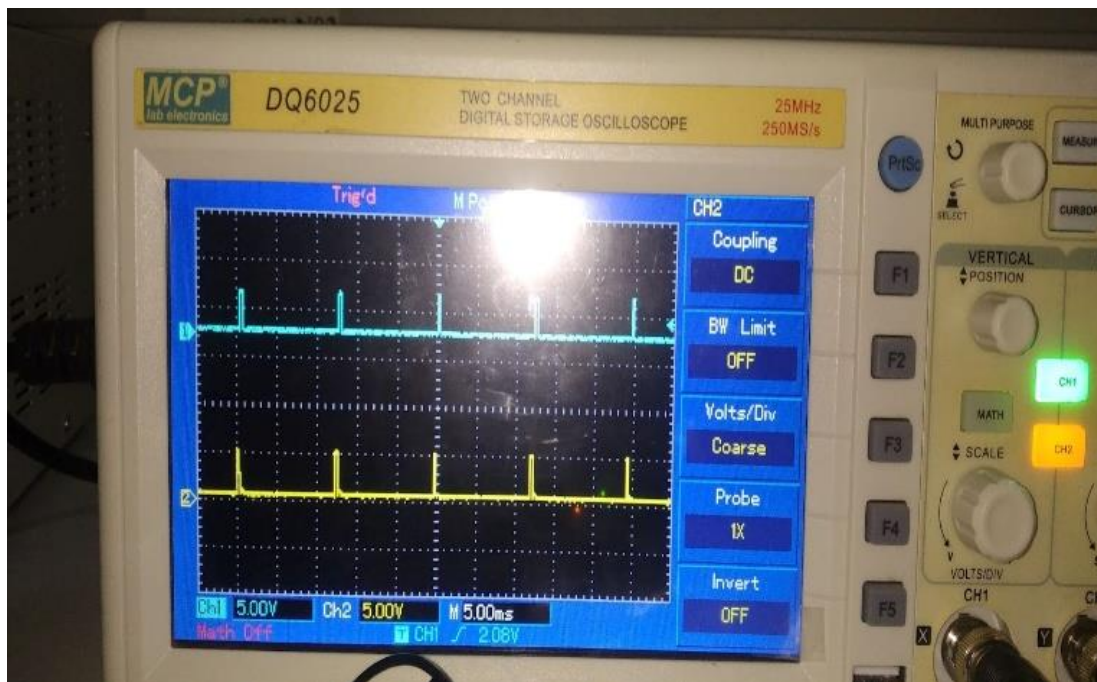


Figure 4.1.signal monophasique

Ces signaux monophasés sont ensuite dirigés vers un circuit basé sur le **L293D**, un pont en H permettant de commuter et amplifier les signaux. Pour assurer la sécurité du patient et éviter tout risque lié aux différences de potentiel, nous avons pris soin d'intégrer une isolation galvanique au niveau de l'étage de puissance, conformément aux recommandations en matière de dispositifs médicaux selon les normes ICE [28].

Concernant la génération d'un signal biphasique, notre approche a consisté à créer deux signaux unipolaires décalés dans le temps selon la durée d'impulsion souhaitée. L'un des signaux est ensuite inversé à l'aide d'un circuit inverseur utilisant un amplificateur opérationnel (avec un gain de 1), tandis que l'autre reste inchangé (figure 24) Ces deux signaux sont enfin sommés dans un circuit sommateur inverseur (également à gain unitaire), ce qui nous permet d'obtenir un signal biphasique précis, symétrique et adapté aux besoins thérapeutiques.[29]

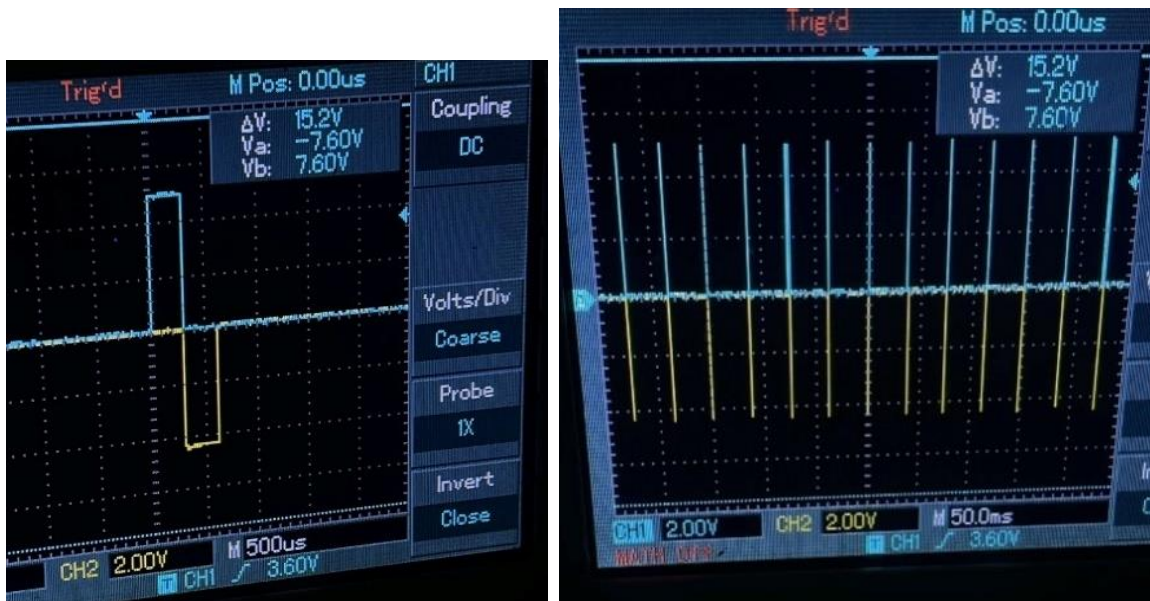


Figure 4.2. Deux signaux inversés

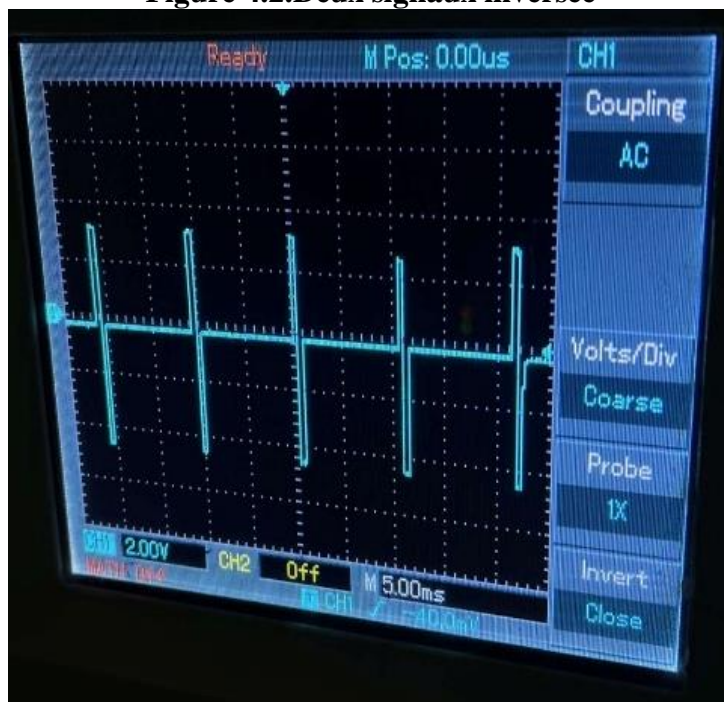


Figure 4.3. Signal biphasique après la sommation

L'injection finale du signal vers les électrodes est réalisée en passant par un transistor de puissance IRFZ44N, garantissant la capacité en courant nécessaire pour la stimulation tout en préservant l'intégrité du signal.

Par ailleurs, nous avons également mis en place un circuit de détection de défauts afin de surveiller en temps réel l'état des connexions et la qualité de l'impédance de contact des

électrodes. Cette fonctionnalité contribue à renforcer la sécurité et la fiabilité du système lors des séances.

Enfin, nous avons initialement envisagé l'utilisation d'un multiplexeur pour sélectionner dynamiquement les signaux à envoyer aux électrodes, en fonction des réglages choisis via l'interface utilisateur. Cependant, nous n'avons pas trouvé de multiplexeur capable de commuter efficacement des signaux à des niveaux de tension de ± 12 V, ce qui nous a amenés à opter pour une solution de commutation manuelle ou logicielle. Dans cette configuration, les trois signaux générés sont connectés et le signal souhaité est sélectionné via l'interface, en activant les lignes de commande adéquates.

Ce travail d'intégration a donc permis de mettre en place un système complet et adaptable, capable de produire des signaux de stimulation variés et de s'adapter aux besoins spécifiques de chaque utilisateur ou protocole thérapeutique.

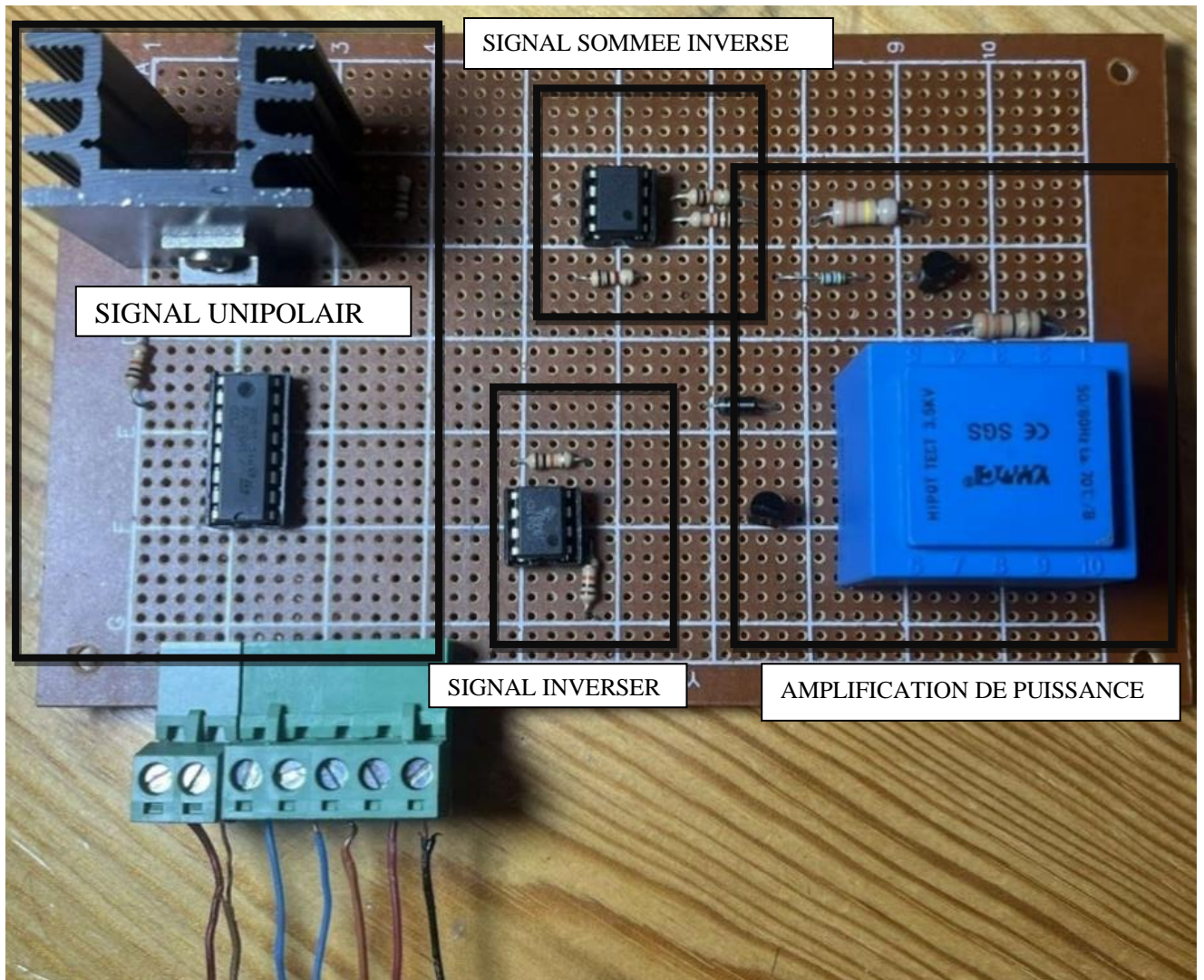


Figure 4.4.circuit final sur plaque cuivrée

4.3 Intégration et validation fonctionnelle

4.3.1 Vérification des interactions entre modules matériels et logiciels

Après assemblage, nous avons réalisé une validation fonctionnelle globale. Cela a consisté à vérifier que l'Arduino pouvait commander le circuit de puissance selon les réglages effectués via l'interface. Des mesures à l'oscilloscope ont confirmé que les impulsions générées

correspondent aux paramètres demandés (formes d'onde biphasées, fréquences et largeurs correctes, niveau tension atteignant la valeur cible). En parallèle, nous avons simulé la charge cutanée à l'aide de résistances (typiquement 10 k Ω) pour vérifier la conformité du courant délivré. Ces tests internes sur charge résistive ont assuré le bon fonctionnement du dispositif sans utilisateur. Cette approche suit les standards académiques [30].

4.3.2 Tests préliminaires réalisés sur des utilisateurs internes

Une phase de tests préliminaires a ensuite été menée avec un petit groupe d'utilisateurs internes (collègues), volontaires et informés. Les électrodes ont été appliquées sur des zones corporelles ciblées par exemple bras et avant-bras (voir figure 28 ci-dessous), et plusieurs programmes de stimulation ont été évalués. Les critères recueillis incluaient le confort ressenti, la présence de sensations motrices à haute intensité, ainsi que la facilité d'utilisation de l'interface. Ces tests ont permis de vérifier empiriquement l'innocuité à faible intensité et l'efficacité perçue en termes de relaxation ou de stimulation musculaire. Il est important de noter que ces essais ne constituent pas des essais cliniques formels : aucun patient souffrant de pathologie n'a été impliqué, et nous n'avons pas mesuré d'issue thérapeutique quantitative.

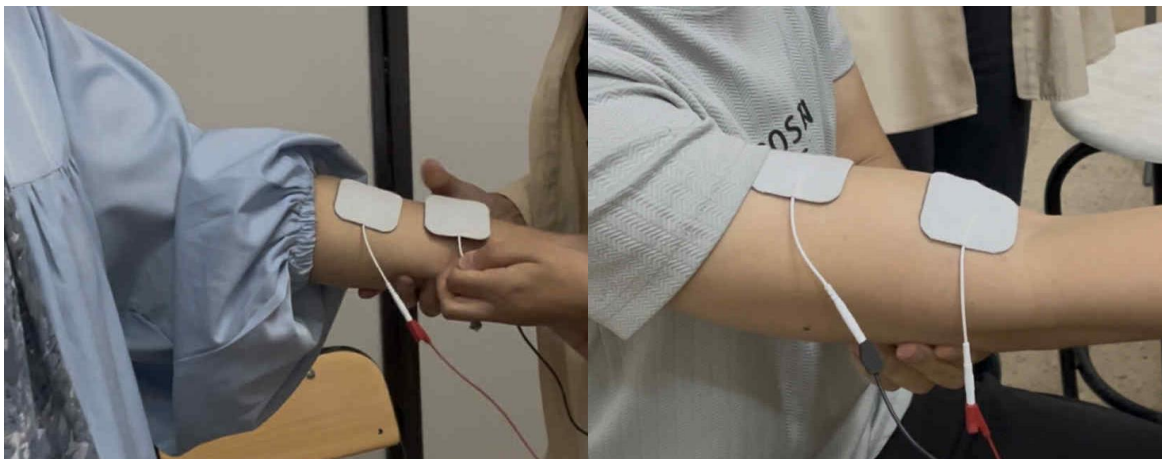


Figure 4.5. Tests préliminaires réalisés sur des utilisateurs internes

4.2 Architecture logicielle (React / Arduino)

L'interface utilisateur est développée en **React**. Elle présente un menu de sélection de pathologie (AVC, atrophie musculaire, paralysie faciale) et des curseurs ou champs de saisie pour régler la fréquence, la durée d'impulsion et l'intensité. Sur le plan logique, l'application React délègue les interactions Arduino à un serveur **Node.js** intermédiaire ou à l'**API Web**

Serial, qui se charge d'ouvrir le port série USB. Ainsi, lorsque l'utilisateur modifie un paramètre ou change de pathologie, l'application envoie une commande formatée (« **freq :50 ; pulse :200 ; AMP :30** » par exemple) au serveur qui la transmet à l'Arduino. Le code Arduino (fichier sketch principal) est organisé en fonctions :

Initialisation (`setup()`), lecture de la liaison série (`loop()`), génération des pulses (via fonctions de génération d'horloge) et régulation d'intensité. Le protocole de communication série entre React et Arduino est simple : le server Node.js agit en passerelle entre l'interface web et la carte embarquée.[31]

La base de données (locale ou serveur léger) stocke les presets et historiques des séances. Par exemple, pour chaque pathologie des valeurs par défaut de fréquence/largeur peuvent être préchargées, et les paramètres session sont enregistrés. Ce choix facilite l'analyse ultérieure des données et la répétabilité des tests. Le code serveur/Arduino prévoit également un algorithme d'ajustement automatique de l'intensité : dans sa forme actuelle, il implémente une rampe de montée progressive pour éviter un choc initial brutal, et limite la sortie en cas de détection de température élevée. À terme, cet algorithme pourrait être enrichi par des boucles de feedback (capteur de courant ou de résistance cutanée) pour adapter dynamiquement l'intensité au profil de chaque utilisateur. Par exemple, la carte pourrait augmenter doucement l'intensité jusqu'à atteindre un niveau sensible pour le patient, puis le maintenir à un pourcentage de la tolérance maximale détectée.

4.4.3 Analyse des résultats et ajustements mineurs

Les essais ont été conduits sur trois utilisateurs internes (étudiants) dans des conditions contrôlées. Le protocole expérimental comportait plusieurs séances de stimulation, chacune durant entre 10 à 15 minutes, appliquées pour des pathologies préalablement sélectionnées. Les électrodes étaient positionnées sur les zones cibles définies pour chaque pathologie. Au cours de chaque séance, la forme d'onde de sortie (fréquence et durée d'impulsion) a été mesurée à l'aide d'un oscilloscope, et la linéarité de l'amplitude a été systématiquement vérifiée. Par ailleurs, l'intensité du courant délivré a été estimée grâce à un shunt série. Les retours des participants, recueillis par le biais de questionnaires, ont révélé une sensation d'engourdissement musculaire sans douleur aiguë, pour des intensités de travail comprises

entre 50 % et 80 % de l'échelle maximale. Toutefois, deux participants ont rapporté la perception de légers picotements lors du démarrage brutal de la stimulation.

Les résultats de ces tests internes ont permis d'identifier et de mettre en œuvre plusieurs ajustements mineurs. Les utilisateurs ayant signalé une montée trop rapide de l'intensité ont motivé l'introduction d'un profil de montée en rampe, d'une durée de quelques secondes, au début de chaque session, afin d'adoucir la transition et d'optimiser le confort cutané. Sur le plan matériel, aucune défaillance critique n'a été constatée ; un simple affinement des filtres a permis d'éliminer un bruit haute fréquence résiduel, mesurable au multimètre.

Ces ajustements témoignent d'une démarche itérative de prototypage, fondée sur la validation successive de chaque module, suivie de l'évaluation du système global intégré, et sur l'implémentation des correctifs nécessaires pour améliorer les performances et la sécurité du dispositif (figure 28).

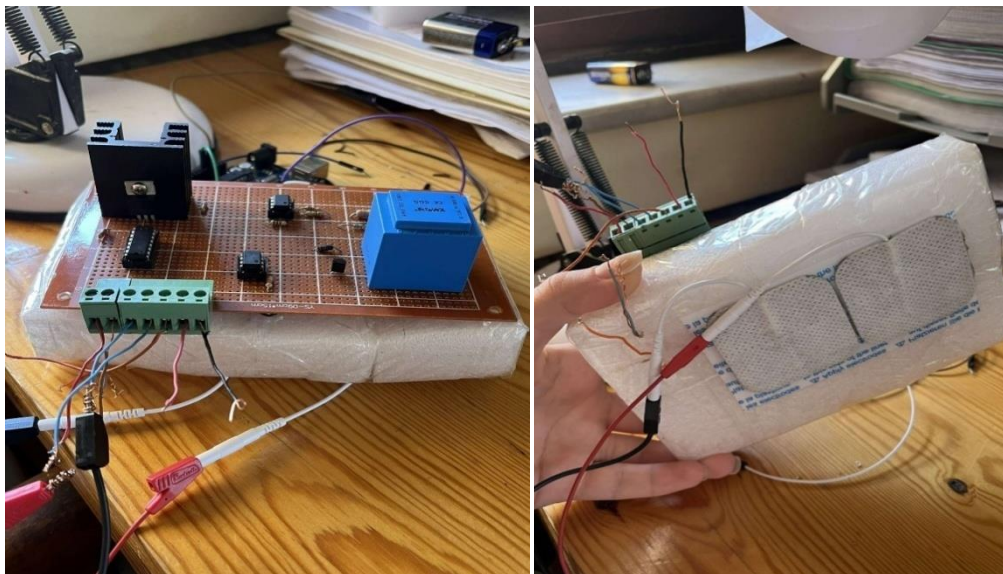


Figure 4.6.état final du dispositif d'électrothérapie.

4.5 Conclusion

Ce chapitre a décrit en détail la réalisation du prototype : conception du circuit électronique adapté à l'Arduino, développement logiciel avec interface et base de données, puis intégration systématique et validation fonctionnelle de bout en bout. Les tests préliminaires internes confirment que le système fonctionne comme prévu et produit des impulsions conformes aux paramètres programmés, tout en restant sûr dans les limites de test (basses intensités). Les

ajustements initiaux ont amélioré le confort et la précision du dispositif. Néanmoins, il s'agit encore d'un prototype expérimental non certifié ; une validation clinique officielle demeure à réaliser pour évaluer son efficacité thérapeutique réelle.

Chapitre 5 :
Discussion critique et
perspectives

Discussion critique

L'analyse critique est un volet fondamental de toute démarche d'ingénierie, car elle permet d'identifier clairement les points forts du système ainsi que ses faiblesses. En effet, si les tests menés sur trois utilisateurs internes ont validé la faisabilité de notre dispositif Arduino/React, ils révèlent aussi des écarts importants avec les normes professionnelles et cliniques.

Plusieurs limites importantes subsistent dans l'état actuel du prototype. D'abord, ce dispositif n'a subi aucune validation clinique : les tests ont été effectués sur des volontaires sains et en conditions non médicales. Les effets thérapeutiques réels sur des patients (post-AVC, paralysie faciale, atrophie) ne sont pas garantis par nos seuls essais internes. La littérature montre en effet que les résultats de l'électrostimulation sont variables selon la pathologie et les protocoles utilisés. Par exemple, pour la paralysie faciale, certaines études signalent une amélioration de la fonctionnalité musculaire sans effets indésirables majeurs [32], tandis que d'autres soulignent un faible niveau de preuve et des risques de syncinésies (activation nerveuse non voulue), ce qui rend l'électrostimulation non recommandée en première intention [33]. De même, l'efficacité du TENS pour la douleur dépend du réglage fin des paramètres et de l'implication du patient (opportunités de plasticité neuronale). Sans protocole expérimental formalisé et essai clinique, il n'est pas possible d'affirmer une efficacité thérapeutique.

Ensuite, la précision et la fiabilité des mesures sont limitées. Le prototype ne comporte pas de capteur d'intensité ou de retour électromyographique : l'intensité de stimulation est déduite de la consigne donnée à l'Arduino et des caractéristiques non linéaires des composants (pont L293D a une chute de tension notable). Par exemple, les appareils professionnels possèdent des modes de courant constant sophistiqués et des calibrations internes pour assurer qu'un réglage "30 %" corresponde à un courant précis. Notre calibrage reste manuel et approximatif. De plus, certains dispositifs commerciaux (e.g. Chattanooga PRIMERA) incluent des protections supplémentaires (détection circuit ouvert, sorties isolées galvano bloquées) [34], inexistantes ici. Par précaution, la durée de stimulation doit donc être limitée, et une surveillance visuelle reste nécessaire.

Conclusion générale

La discussion critique menée a permis de confirmer que le prototype développé remplit les fonctions de base attendues d'un EMS/TENS simplifié. Sur le plan technique, le dispositif repose sur une architecture ouverte (Arduino UNO, pont en H, amplificateurs opérationnels) qui s'est montrée modulaire et pédagogique, et l'interface React a offert une interactivité immédiate. Les premiers tests ont révélé que le système peut délivrer des impulsions électriques de faible intensité utilisables (comme avec tout électro stimulateur de base), ce qui constitue un apport tangible du projet. Néanmoins, ces résultats positifs s'accompagnent de limites importantes. Le prototype a été testé uniquement sur trois utilisateurs internes et n'a fait l'objet d'aucune validation clinique rigoureuse ; il ne bénéficie d'aucune certification médicale (marquage CE ou homologation) et son utilisation en dehors d'un contexte expérimental serait prématurée. La robustesse du système (chocs électriques potentiels, endurance des composants), ainsi que la sécurité totale de l'utilisateur, restent à démontrer. En outre, la comparaison effectuée montre que les dispositifs commerciaux offrent aujourd'hui un ensemble de programmes préétablis et une documentation normative que notre prototype ne possède pas encore.

Cette discussion démontre que bien que le concept de base ait été validé en laboratoire, des étapes de maturation significatives restent à franchir. Les axes d'amélioration retenus visent ainsi à faire évoluer le prototype en un système évolutif et industriellement viable. À terme, ce travail ouvre la voie à un électro stimulateur Arduino plus abouti, avec un potentiel d'industrialisation et des applications cliniques crédibles, tout en soulignant clairement les efforts encore nécessaires pour y parvenir.

Perspectives

Le prototypage sur plaque cuivre gagnerait à être remplacé par une carte électronique sur mesure (PCB) réduite, intégrant peut-être un circuit spécialisé d'électrostimulation (quatre canaux, protection isolée) plutôt qu'un assemblage de composants discrets. Un module de conversion DC-DC boost pourrait être ajouté pour augmenter la plage de tension de sortie (jusqu'à ± 40 V), ce qui améliorerait la capacité à stimuler en conditions difficiles. La généralisation de l'alimentation par batterie Li-ion rechargeable (avec indication de niveau) est aussi recommandée pour la portabilité.

En parallèle, des études complémentaires pourraient être menées pour quantifier l'efficacité du système. Par exemple, un protocole comparatif pourrait mesurer l'évolution du tonus musculaire ou de la récupération fonctionnelle après stimulation, ou évaluer l'absorption de masse musculaire en cas d'immobilisation. Ces travaux confirment déjà que la stimulation électrique peut prévenir efficacement l'atrophie liée à la non-utilisation, ce qui justifie la poursuite du développement.

En résumé, ce prototype, bien que fonctionnel et modulable, nécessite encore un important travail de finition et de validation pour se rapprocher des standards médicaux. Néanmoins, son coût réduit et sa flexibilité logicielle en font un banc d'essai intéressant pour innover (protocoles personnalisés, e-santé), avant une éventuelle version industrialisée conforme aux exigences du marché et de la réglementation.

Références

1. **Huard, P., Aaron, C., & Imbault-Huard, M. J.** (1983). *L'évolution de l'électrodiagnostic et de l'électrothérapie*. Bulletin d'histoire de l'électricité, 2, 31-54.
2. **Ramier, A.** (2018). Approche historique de l'électrothérapie et son application à la sphère oro-faciale : l'exemple du "Rénovateur" [Mémoire de Master, Université de Toulouse]. DUMAS - Dépôt Universitaire de Mémoires Après Soutenance. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01712000/file/RAMIER%20Apolline.pdf>
3. **Marat, J.-P.** (1783). Mémoire sur l'électricité médicale, couronné le 6 août 1783, par l'Académie. Paris, France.
4. **Duchenne de Boulogne, G.** (1855). De l'électrisation localisée et de son application à la physiologie, à la pathologie et à la thérapeutique. J.-B. Baillière.
5. **Remak, E.** (1860). *Über die elektrische Erregbarkeit der Nerven und Muskeln*. Hirschwald
6. **Charcot, J.-M.** (1881). *Lectures on the diseases of the nervous system*. New Sydenham Society.
7. Santé sur le Net. (n.d.). *Électrothérapie : traitement par courant électrique*. Santé sur le Net. <https://www.sante-sur-le-net.com/sante-quotidien/therapies/electrotherapie/>
8. i-Tech Medical Division. (n.d.). **Électrostimulation**. iTech Medical Division. <https://itechmedicaldivision.com/fr/electrostimulation/>
9. **Kitchen, S., & Bazin, S.** (2002). *Electrotherapy: Evidence-Based Practice* (11th ed.). Churchill Livingstone.
10. Gabriel, C., Lau, R. W., & Gabriel, S. (1996). **The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues**. *Physics in Medicine & Biology*, 41(11), 2271–2293. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/003>
11. **Omron.** (s.d.). Site officiel d'Omron. <https://www.omronhealthcare.com/>
12. **Bluetens.** (s.d.). Site officiel de Bluetens. <https://www.bluetens.com/>
13. **Verity Medical (Neurotrac).** (s.d.). Site officiel de Verity Medical (Neurotrac). <https://www.veritymedical.co.uk/>
14. **Compex.** (s.d.). Site officiel de Compex. <https://www.compex.com/>
15. **Globus.** (s.d.). Site officiel de Globus. <https://www.globuscorporation.com/>
16. Beurer. (n.d.). *EM 49 – Appareil d'électrostimulation TENS/EMS avec fonction massage*. <https://www.beurer.com/fr/p/66205/>
17. Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2019). *Anatomie et physiologie humaines* (10^e éd.). Pearson.

18. Arduino Uno datasheet. (2022). Arduino.cc.
https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/Arduino_Uno_Rev3-schematic.pdf
19. Arduino. (n.d.). Arduino Uno Rev3. Arduino. Consulté le 24 mai 2025, à l'adresse
<https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>
20. Texas Instruments. (2023). L293D Quadruple Half-H Drivers.
<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/l293d.pdf>
21. Texas Instruments. (2022). TL081 Wide bandwidth JFET-input operational amplifier.
<https://www.ti.com/product/TL081>
22. IRF. (n.d.). IRFZ44NLPBF datasheet. AllDataSheet. Retrieved June 1, 2025, from
<https://www.alldatasheet.com/html-pdf/204078/IRF/IRFZ44NLPBF/58/1/IRFZ44NLPBF.html>
23. Texas Instruments (2022). CD4051B – Analog Multiplexer/Demultiplexer.
<https://www.ti.com/product/CD4051B>
24. Doucet, B. M., Lam, A., & Griffin, L. (2012). Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale Journal of Biology and Medicine*, 85(2), 201–215.

25. **Yamamoto, T., & Yamamoto, Y.** (1977). Analysis for the change of skin impedance. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 15(3), 219–227.
<https://doi.org/10.1007/BF02441041>
26. ResearchGate. (2021). Structure of muscle anatomy: Epimysium covers each muscle. Muscle fibers are grouped into fascicles, each surrounded by perimysium, and each fiber surrounded by endomysium (figure 8)
27. **Maffioletti, N. A. (2010). Electrical stimulation in rehabilitation and research.** *European Journal of Applied Physiology*, 110(2), 223–234.

28. IEC 60601-1, norme sur la sécurité électrique des dispositifs médicaux).
29. Horowitz, P., & Hill, W. (2015). *The Art of Electronics*, 3rd Edition. Cambridge University Press
30. U.S. National Library of Medicine. (n.d.). *PubMed Central (PMC)*.<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/>
31. la bibliothèque SerialPort github.com
32. Beurskens, C. H., & Heymans, P. G. (2003). *Physiotherapy in patients with facial nerve paresis: description of outcomes.* *American Journal of Otolaryngology*, 24(6), 394–398.
[https://doi.org/10.1016/S0196-0709\(03\)00082-1](https://doi.org/10.1016/S0196-0709(03)00082-1)

33. Teixeira, L. J., Valbuza, J. S., & Prado, G. F. (2011). *Physical therapy for Bell's palsy (idiopathic facial paralysis)*. Cochrane Database of Systematic Reviews, (12), CD006283. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006283.pub3>
34. DJO Global. (n.d.). *Chattanooga Primera TENS/NMES Unit with HAN Waveform - User Manual*. Retrieved from <https://www.djoglobal.com/>
35. Benali, Z. (2016). *Étude et réalisation d'un biostimulateur sans fil* [Mémoire de fin d'étude, Université Abou BekrBelkaïd Tlemcen]. Université Abou BekrBelkaïd Tlemcen.
36. Didi, A. A. (2014). *Développement et réalisation d'une plateforme pour la biostimulation : mesure et analyse du signal électromyogramme* [Projet de fin d'études, Université Abou BekrBelkaïd Tlemcen].