

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou



Faculté De Génie Electrique et d'Informatique
Département Génie Electronique
Mémoire de Fin d'Etudes
de MASTER ACADEMIQUE
Spécialité :
Instrumentation Biomédicale
Filière :
Génie Biomédical
Par
Lounes Rebout
Nabil Chafai
Thème

**Etude et modélisation de l'impact de la stimulation
bipolaire et monopolaire sur la réponse des tissus
biologiques**

Soutenu le : 02/10/2025

Devant le jury :

Président :	Mme. Farida KESSAL	MCB à L'UMM Tizi-Ouzou
Promoteur :	Mr. L'Hocine MOUAS	MCB à L'UMM Tizi-Ouzou
Examineurs :	Mr. Noureddine BOURKACHE	MCB à L'UMM Tizi-Ouzou

Année Universitaire : 2024/2025

Remerciements

Nous exprimons, en premier lieu, notre profonde reconnaissance à l'ensemble de nos enseignants, qui ont contribué à notre formation depuis nos premiers pas dans l'apprentissage, de la lecture des premières lettres à la résolution des premières opérations arithmétiques. Chacun, à sa manière, a tracé un chemin, guidé nos efforts et constitué un modèle qui a marqué notre parcours éducatif.

Nos remerciements les plus sincères vont particulièrement à notre enseignant référent, Monsieur L'Hocine MOUAS, pour avoir accepté de diriger avec rigueur et bienveillance ce modeste travail de recherche. Sa disponibilité, ses encouragements, sa confiance et la qualité de ses conseils ont constitué un cadre propice à notre progression, même dans les moments de doute.

Nous remercions également l'ensemble des enseignants qui ont pris le temps d'évaluer ce travail et de l'enrichir grâce à leurs observations constructives. Nos sincères gratitude vont aussi aux membres du jury, pour l'honneur qu'ils nous font en acceptant de juger ce travail et pour la pertinence de leurs remarques.

Un hommage tout particulier est adressé à nos familles, pour leur soutien indéfectible, leur patience et leur affection, qui ont constitué une source de force et de réconfort tout au long de ce parcours, avec ses réussites comme avec ses difficultés.

Enfin, nous n'oublions pas toutes celles et ceux qui, par un mot d'encouragement ou un simple « bon courage », nous ont apporté une énergie précieuse pour aller au bout de cette aventure.

Dédicace

C'est avec une profonde gratitude que je dédie ce modeste travail de fin d'étude :

À la mémoire de mon très cher père,

Ton absence laisse un grand vide, mais ton souvenir reste à jamais gravé dans mon cœur.
Puisses-tu reposer en paix et que ce travail soit un humble hommage à ton amour et à tes sacrifices.

À ma très chère mère,

Ta patience, ton soutien et ton amour inconditionnel ont toujours été ma source de force et de courage. Rien ne saurait exprimer toute ma reconnaissance.

À mes deux sœurs,

Pour leur affection, leur présence réconfortante et leurs encouragements constants, qui m'ont donné la force d'avancer.

À mes oncles maternels,

En témoignage de mon respect et de ma gratitude pour leurs conseils, leur soutien et leurs prières.

À notre promoteur, Monsieur L. MOUAS,

Pour sa disponibilité, ses conseils éclairés et sa bienveillance, qui ont grandement contribué à la réalisation de ce travail.

À mes amis,

Pour leurs encouragements, leur soutien moral et les moments de partage, qui ont su alléger les difficultés de ce parcours.

Lounes REBOUT

Dédicace

À **ma chère mère,**

Source d'amour, de force et de sagesse, qui a toujours cru en moi et m'a toujours soutenu dans les moments difficiles.

À **ma sœur bien-aimée,**

Pour sa tendresse, sa patience et ses encouragements constants.

À **mes amis,**

Qui m'ont accompagné tout au long de ce parcours, et en particulier **Mahdi**, pour son amitié sincère et son soutien précieux.

À **une certaine personne,**

Pour sa compréhension, son amour et sa présence réconfortante, qui m'ont donné le courage d'aller toujours plus loin.

Nabil CHAFAI

Sommaire

Remerciements	I
Dédicaces	II
Sommaire	IV
Liste des tables	VIII
Liste des figures	IX
Introduction général	1
Chapitre I : Généralités sur la stimulation électrique	
Introduction	4
I.1. Historique et évolution de la stimulation électrique	6
I.2. Principes fondamentaux de la stimulation électrique	9
I.2.1. Définition de la stimulation électrique	9
I.2.2. Paramètres de stimulation	9
I.2.2.1. Intensité	9
I.2.2.2. Fréquence	9
I.2.2.3. Durée de l'impulsion	10
I.2.3. Types de stimulateurs	11
I.2.3.1. Stimulation monopolaire	11
I.2.3.2. Stimulation bipolaire	11
I.2.3.3. Comparaison des deux types	11
a) Déférences technique et physiologique	12
b) Avantages et inconvénients	13
I.3. Interaction des champs électriques avec les tissus biologiques	13
I.3.1. Propriétés bioélectriques	13
I.3.2. Effets sur les cellules et tissus	15

I.3.3. Mécanismes de la stimulation neuronale et musculaire.....	16
I.4. Applications de la stimulation électrique.....	17
I.4.1. Neuromodulation.....	17
I.4.2. Stimulation musculaire fonctionnelle (FES).....	19
I.4.3. Stimulation cardiaque (pacemaker).....	19
I.5.1. Risques et limitations.....	20
I.5.2. Effets secondaires.....	20
I.5.3. Défis techniques.....	21
I.6. Conclusion.....	22

Chapitre II : Anatomie et neurophysiologie de l'avant-bras

Introduction.....	25
II.1. Anatomie générale de l'avant-bras.....	25
II.1.1. Os et structures squelettiques.....	25
II.1.1.1. Ulna.....	25
II.1.1.2. Radius.....	26
II.1.1.3. Fonction articulaire.....	26
II.1.2. Muscles principaux.....	27
II.1.2.1. Muscles fléchisseurs.....	27
II.1.2.2. Muscles extenseurs.....	27
II.1.3. Tissus mous.....	28
II.1.3.1. Peau.....	28
II.1.3.1.1. Épiderme.....	28
II.1.3.1.2. Derme.....	28
II.1.3.2. Tissu adipeux sous-cutané.....	29
II.1.3.3. Fascias.....	29
II.1.4. Vascularisation et irrigation sanguine.....	30
II.1.4.1. Artère radiale.....	30
II.1.4.2. Artère ulnaire.....	31
II.1.4.3. Réseau anastomotique.....	31
II.1.4.4. Retour veineux.....	32

II.1.4.4.1. Réseau superficiel.....	32
II.1.4.4.2 Réseau profond.....	32
II.2. Système neuromusculaire de l'avant-bras	32
II.2.1. Unité motrice	32
II.2.2. Organisation des Nerfs périphériques.....	32
II.2.3. Types de fibres nerveuses	33
II.2.4. Distribution des points moteurs	33
II.3. Physiologie de la stimulation neuronale.....	33
II.3.1. Potentiel d'action.....	33
II.3.2. Stimulation extracellulaire des axones	34
II.3.3. Influence de la position et du diamètre des axones	34
II.3.4. Courbes force-durée, rhéobase et chronaxie.....	35
II.4. Conséquences fonctionnelles de la stimulation de l'avant-bras	35
II.4.1. Recrutement musculaire et génération de force.....	35
II.4.2. Sélectivité et confort de stimulation	35
II.4.3. Applications cliniques en rééducation fonctionnelle de l'avant-bras	35
II.5. Conclusion.....	36

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras avec COMSOL

Multiphysics

III.1. Présentation générale.....	27
III.2. Méthodologie de modélisation	27
III.2.1. Construction du modèle géométrique à partir d'une radiographie réelle.....	27
III.2.2. Paramètres géométriques.....	38
III.2.3. Propriétés électriques des tissus	40
III.2.4. Modèle mathématique	40
III.2.5. Méthode numérique.....	41
III.2.6. Calcul de la fonction d'activation neuronale.....	41
III.3. Résultats de simulation.....	42
III.3.1. Stimulation bipolaire	42
III.3.1.1. Distribution du potentiel et de la densité du courant.....	42
III.3.1.2. Influence des paramètres de stimulation bipolaire	44

Cas 1 – Influence de la distance entre les électrodes sur l’amplitude du potentiel simulé	44
Cas 2 – Influence de la profondeur du nerf sur la réponse nerveuse.....	46
III.3.2. Stimulation monopolaire	48
III.3.2.1. Distribution du potentiel et de la densité du courant.....	48
III.3.2.2. Influence des paramètres de stimulation monopolaire	50
Cas 1 – Influence de la longueur des électrodes sur l’amplitude du potentiel simulé	50
Cas 2 – Influence de la profondeur du nerf sur la réponse nerveuse.....	52
III.4. Conclusion.....	54
IV. Conclusion générale	56

Liste des tableaux

Tableau I.1. Comparaison entre la stimulation monopolaire et bipolaire : caractéristiques et applications.....	
Tableau III.1. Dimensions anatomiques utilisées pour la modélisation	39
Tableau III.2. Propriétés électriques des tissus biologiques et des électrodes	40

Liste des figures

Figure I.1. Tout savoir sur le positionnement des électrodes de d'électrostimulation	4
Figure I.2. Application de la galvanisation au XVIIIe siècle. On notera le générateur électrostatique et la bouteille de Leyde (Beaudreau, 2006).....	6
Figure I.3. Expériences de GALVANI sur les grenouilles, illustrations du XVIIIe siècle. Alamy	7
Figure I.4. Un Appareil TENS EMS 4 canaux STIM-PRO X9B avec batterie rechargeable et étui souple	8
Figure I.5. Comportement des lignes de courant au sein d'un tissu biologique :(a) cas basse fréquence – $f < 10\text{kHz}$ (b) cas haute fréquence – $f > 500\text{kHz}$	14
Figure I.6. Extraction des polyphénols par les champs électriques pulsés	15
Figure I.7. les parties du dispositif stimulation cérébrale profonde	17
Figure I.8. Exemple de captures – les 6e et 7e complexes QRS sont plus étroits avec une morphologie différente (aspect supraventriculaire). Le 6e complexe est superposé avec un spike de stimulation mais qui ne modifie pas sa morphologie, ce n'est donc pas un complexe de fusion.....	19
Figure II.1. Radius et cubitus. Le coude serait en haut et le poignet en bas du schéma. Notez les encoches dans le radius distal pour les différents tendons extenseurs.....	26
Figure II.2. Vue antérieure de l'avant bras.....	28
Figure II.3. Structure anatomique de la peau humaine	29
Figure II.4. Structure et fonctions des fascias dans le système musculosquelettique	30
Figure II.5. Les artères de l'avant-bras humain	31
Figure II.6. Schéma de la transmission nerveuse au niveau de la moelle épinière	32
Figure II.7. Potentiel d'action : phases de dépolarisation, repolarisation et hyperpolarisation au cours du temps	34
Figure II.8. Application de courant électrique via des électrodes cutanées sur le bras	36

Figure III.1. Radiographie réelle de l'avant-bras utilisée comme référence pour la modélisation	38
Figure III.2. Géométrie de l'avant-bras avec maillage, générée à partir de l'image radiographique dans le logiciel COMSOL Multiphysics	39
Figure III.3. Surface du potentiel électrique (V) induit par une stimulation bipolaire (électrodes de 40 mm, densité de 6 mA/cm ²).....	43
Figure III.4. Distribution de la densité du courant (mA/cm ²) pour la même configuration	44
Figure III.5. Effet de la densité du courant et la distance entre les électrodes sur la réponse nerveuse	45
Figure III.6. Évolution de l'amplitude maximale du potentiel nerveux en fonction de la densité de courant appliquée, pour différentes distances entre les électrodes (5, 10, 20 et 50 mm)	46
Figure III.7. Évolution de l'amplitude du potentiel nerveux en fonction de la position le long du nerf, pour différentes profondeurs (1 mm, 5,6 mm, 10,2 mm, 14,5 mm) et pour trois densités de courant (1, 3 et 6 mA/cm ²)	47
Figure III.8. Amplitudes maximales en fonction de la profondeur du nerf pour différentes valeurs de la densité du courant.....	48
Figure III.9. La surface de potentiel électrique d'une stimulation monopolaire	49
Figure III.10. Surface de la densité du courant générée par une stimulation monopolaire (électrode de 40 mm, 6 mA/cm.....	50
Figure III.11. Effet de la densité de courant et de la largeur des électrodes sur l'amplitude du potentiel nerveux	51
Figure III.12. Amplitude maximale en fonction de la densité du courant pour différentes longueur d'électrodes	52
Figure III.13. Amplitude du potentiel nerveux en fonction de la position le long du nerf, pour différentes profondeurs et densités de courant	53
Figure III.14. Amplitude maximale du potentiel nerveux en fonction de la profondeur du nerf, pour différentes densités de courant	54

Introduction Générale

Introduction Générale

La stimulation électrique des tissus biologiques occupe aujourd'hui une place centrale dans le domaine de l'ingénierie biomédicale. D'abord explorée pour des usages expérimentaux, elle est progressivement devenue une technique incontournable, tant pour la compréhension du fonctionnement neuro-musculaire que pour le développement d'applications thérapeutiques innovantes [1]. Cette méthode repose sur l'application contrôlée de courants électriques afin d'induire une activité dans des structures nerveuses ou musculaires, ouvrant ainsi des perspectives variées allant de la rééducation fonctionnelle à la restauration de fonctions vitales [2].

L'intérêt croissant pour cette technologie s'explique par la diversité de ses applications. En médecine, elle est mise en œuvre dans les pacemakers pour corriger les troubles du rythme cardiaque [3], dans la neuromodulation pour le traitement de la maladie de Parkinson, de l'épilepsie ou de douleurs chroniques [4], ainsi que dans la stimulation électrique fonctionnelle (FES) pour restaurer la motricité après un accident vasculaire cérébral ou une lésion médullaire [5]. Dans le domaine de la recherche, elle constitue un outil essentiel pour l'exploration de l'excitabilité cellulaire, la plasticité neuronale et la mise au point d'interfaces cerveau-machine [6].

Cependant, malgré ces avancées, la stimulation électrique présente encore plusieurs défis. Son efficacité dépend fortement de la configuration des électrodes et des paramètres appliqués (intensité, fréquence, durée de l'impulsion, positionnement). Deux approches dominent en pratique : la stimulation monopolaire et la stimulation bipolaire. La première, en diffusant le courant sur une zone étendue, permet une activation plus large mais moins ciblée, tandis que la seconde, plus focalisée, offre une précision accrue au prix d'une complexité technique plus importante [7,9]. La compréhension fine de ces mécanismes est indispensable pour optimiser les protocoles thérapeutiques et limiter les effets secondaires, tels que les douleurs, la fatigue musculaire ou encore les interférences avec d'autres dispositifs médicaux [8].

Face à ces enjeux, la modélisation numérique s'impose comme une démarche incontournable. Grâce à des logiciels comme **COMSOL Multiphysics**, il est désormais possible de reproduire virtuellement la géométrie de l'avant-bras et d'y simuler la propagation des champs électriques en fonction de la nature des tissus et des paramètres de stimulation. Cette approche permet non seulement d'analyser la distribution du courant et ses effets sur les

structures nerveuses et musculaires, mais aussi d'évaluer l'impact comparé de la stimulation monopolaire et bipolaire [6].

La problématique de ce mémoire s'articule donc autour de la question suivante :

Comment modéliser et analyser l'influence de la stimulation monopolaire et bipolaire sur la réponse des tissus biologiques de l'avant-bras afin d'optimiser l'efficacité thérapeutique et la sélectivité de la stimulation ?

Pour répondre à cette problématique, les objectifs principaux de ce travail sont :

- Présenter les fondements théoriques de la stimulation électrique et ses principales applications biomédicales ;
- Décrire l'anatomie et la neurophysiologie de l'avant-bras, support de l'étude ;
- Développer un modèle numérique basé sur COMSOL Multiphysics, intégrant les caractéristiques géométriques et électriques des tissus ;
- Comparer, à travers la simulation, l'impact des stimulations monopolaire et bipolaire sur la propagation du signal nerveux et musculaire ;
- Discuter les avantages, limites et perspectives cliniques de ces approches.

La méthodologie adoptée combine une **étude bibliographique** approfondie, une **analyse anatomique et physiologique** du système étudié, et une **modélisation numérique** permettant de confronter théorie et simulation.

Ce mémoire s'organise en trois parties principales :

- Le **premier chapitre** est consacré aux généralités sur la stimulation électrique : ses principes, ses paramètres et ses applications biomédicales ;
- Le **deuxième chapitre** présente l'anatomie et la neurophysiologie de l'avant-bras, afin de poser les bases nécessaires à la modélisation ;
- Le **troisième chapitre** développe la modélisation numérique sous COMSOL Multiphysics, en exposant la méthodologie suivie, les résultats obtenus et leur analyse comparative.

À travers cette étude, l'ambition est de contribuer à une meilleure compréhension des mécanismes de stimulation des tissus biologiques et d'apporter des éléments de réflexion pour l'amélioration des pratiques cliniques, dans une perspective d'innovation et de précision en ingénierie biomédicale.

Chapitre I
Généralités sur la stimulation
électrique

Introduction

La stimulation électrique des tissus excitables est une technique essentielle en médecine et en recherche biomédicale. Elle consiste à appliquer un courant contrôlé pour activer des cellules nerveuses ou musculaires, selon des paramètres précis (intensité, durée, fréquence) et la configuration des électrodes [1]. Deux approches principales existent : la stimulation monopolaire, plus diffuse, et la stimulation bipolaire, plus ciblée mais techniquement complexe. L'objectif est de provoquer une dépolarisation membranaire suffisante pour déclencher un potentiel d'action, tout en évitant les dommages tissulaires.

Cette méthode est largement utilisée dans les dispositifs médicaux tels que les stimulateurs cardiaques, neurostimulateurs, stimulateurs musculaires et implants sensoriels, contribuant à la restauration de fonctions vitales ou sensorielles.

En recherche biomédicale, elle constitue un outil majeur pour explorer l'excitabilité cellulaire, la plasticité neuronale, tester de nouvelles thérapies et concevoir des interfaces cerveau-machine. Elle représente ainsi un lien essentiel entre la compréhension du fonctionnement neuro-musculaire et le développement de solutions thérapeutiques innovantes [1].



Figure I.1 : Tout savoir sur le positionnement des électrodes de d'électrostimulation [9].

Objectif du chapitre

Ce chapitre a pour objectif de poser les bases théoriques indispensables à la compréhension de la stimulation électrique, en particulier dans le domaine biomédical. Il vise à présenter les principes fondamentaux de cette technique, en expliquant ses mécanismes d'action, ses paramètres essentiels, ainsi que ses principales modalités d'application.

Dans un premier temps, une vue d'ensemble historique permettra de retracer l'évolution de la stimulation électrique, depuis ses origines jusqu'aux technologies actuelles. Ensuite, les différents types de stimulation, notamment la stimulation monopolaire et bipolaire, seront décrits et comparés, tant du point de vue technique que physiologique.

Une attention particulière sera portée à l'interaction entre les champs électriques et les tissus biologiques, afin de mieux comprendre les effets cellulaires et tissulaires induits par la stimulation. Ce chapitre abordera également les principales applications cliniques et expérimentales de cette technique, telles que la neuromodulation, la stimulation musculaire fonctionnelle, ou encore la stimulation cardiaque.

Enfin, les problématiques liées à l'utilisation de la stimulation électrique seront discutées, notamment en ce qui concerne les risques, les effets secondaires et les défis techniques à relever. L'ensemble de ces éléments permettra d'introduire de manière cohérente le chapitre suivant, consacré à la modélisation de la réponse des tissus à la stimulation.

I.1 Historique et évolution de la stimulation électrique

La stimulation musculaire induite par des sources électriques est une pratique connue depuis l'Antiquité. Déjà vers 4000 av. J.-C., des hiéroglyphes égyptiens mentionnaient l'usage du silure électrique pour relâcher les poissons capturés. Aristote et Thalès, vers 400 av. J.-C., avaient aussi observé les effets de l'électricité statique. C'est cependant au 1er siècle apr. J.-C. que l'électricité trouve une application thérapeutique avec Scribonius Largus, qui recommande l'utilisation de poissons torpilles pour soulager les maux de tête et l'arthrite.

Le XVIIe siècle marque un tournant scientifique avec Jan Swammerdam, qui démontre par ses expériences sur des muscles de grenouille qu'il n'y a pas de changement de volume pendant la contraction, réfutant ainsi l'idée d'un fluide nerveux. Il est le premier à stimuler électriquement un nerf, bien qu'il ne comprenne pas encore la nature électrique du phénomène.

Le XVIIIe siècle voit naître les premières applications médicales contrôlées de l'électricité. Benjamin Franklin, grâce au Leyden jar, formalise les notions d'électricité positive et négative. Jean Jallabert, en 1747, applique ces connaissances pour traiter la paralysie.

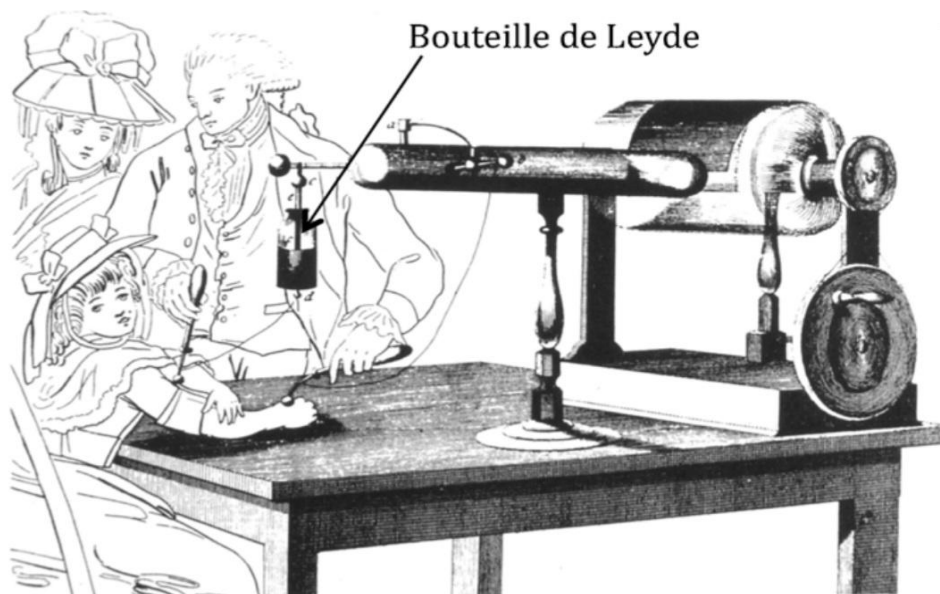


Figure I.2. Application de la galvanisation au XVIIIe siècle. On notera le générateur électrostatique et la bouteille de Leyde (Beaudreau, 2006) [10].

Luigi Galvani, en 1781, découvre la contraction musculaire par stimulation électrique accidentelle, ouvrant la voie à l'électrophysiologie. Son élève Aldini poussera les expérimentations jusqu'à l'homme en 1804.

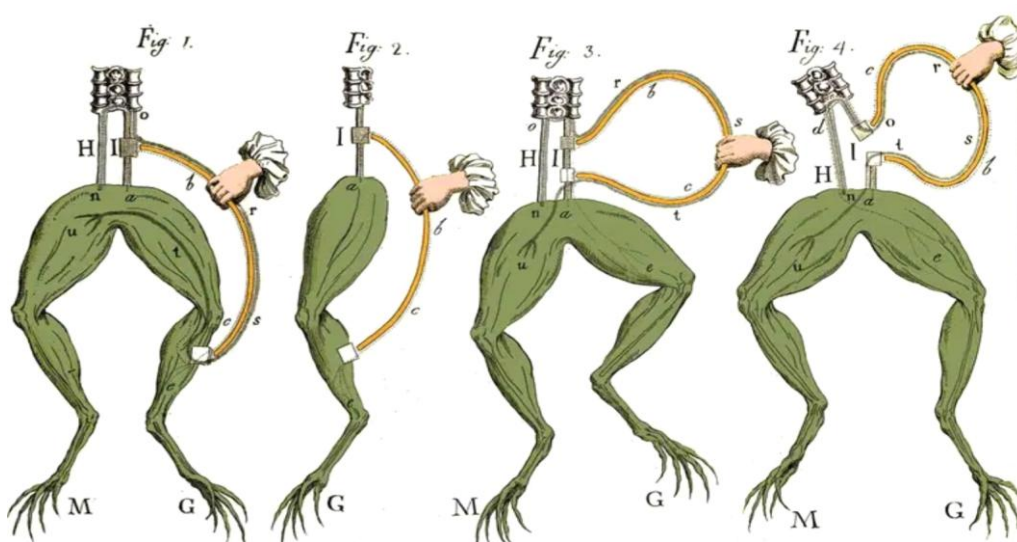


Figure 1.3. *Expériences de GALVANI sur les grenouilles, illustrations du XVIIIe siècle. Alamy [11].*

Expériences de GALVANI sur les grenouilles, illustration du XVIIIe siècle. Alamy.

Alessandro Volta perfectionne le processus avec l'invention de la pile voltaïque, permettant la génération de courant continu. En 1831, Michael Faraday invente la bobine d'induction, utilisée ensuite dans les applications médicales par du Bois-Reymond. En 1847, Bartholow applique pour la première fois le courant faradique au cortex cérébral humain, observant des réponses motrices.

À la fin du XIXe siècle, d'Arsonval introduit l'usage de courants à haute fréquence pour chauffer les tissus vivants, et expérimente la stimulation magnétique du système nerveux. En 1872, T. Green utilise un courant de 300 volts pour réanimer des patients anesthésiés. En 1932, Albert Hyman développe un dispositif de stimulation cardiaque appelé "pacemaker", qui deviendra une réalité clinique en 1958 grâce aux travaux de Zoll, Furman, Schwedel et Elmqvist.

L'histoire récente de la stimulation électrique est marquée par l'essor de la Stimulation Électrique Fonctionnelle (FES), une approche visant à restaurer les fonctions motrices chez les patients paralysés. Depuis les années 70, la FES est appliquée aux membres, au départ par voie externe, puis par des implants. Dans les années 80, apparaissent des implants cochléaires, cardiaques, de vessie et de muscles moteurs.

Les avancées techniques permettent aujourd'hui des stimulations ciblées : épimysiales (directement sur le muscle) ou neurales (sur le nerf moteur). Le projet européen SUAW (Stand Up And Walk), lancé dans les années 90, démontre la possibilité de restaurer la station debout et la marche chez des paraplégiques via des implants multisites recevant énergie et commandes par radiofréquence.

Des équipes à travers le monde, comme Neuro-Control (USA), Nucleus (Australie), Advanced Bionics (USA-Canada), University College London (UK) ou encore SUAW (France-Allemagne), ont mené des projets d'implants FES, avec des résultats encourageants bien que les performances ne répondent pas encore pleinement aux attentes des patients.

La recherche actuelle se focalise sur la modélisation, l'identification et le contrôle des systèmes de stimulation, profitant des patients implantés pour affiner les technologies. Ces travaux visent à rendre la FES plus efficace, personnalisée et autonome, avec pour ambition de restaurer durablement les fonctions motrices [2].

I.2. Principes fondamentaux de la stimulation électrique

I.2.1. Définition de stimulation électrique

L'électrostimulation (ES) ou NMES (neuromuscular electro stimulation) est une méthode permettant d'appliquer un courant électrique de manière artificielle aux muscles. Cette technique peut être utilisée soit pour induire des contractions musculaires chez une personne au repos, soit pour superposer un courant à une contraction volontaire déjà présente [13].

I.2.2. Paramètres de stimulation

Il existe trois principaux paramètres dans l'électrostimulation de type TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation): la fréquence (en hertz, Hz), la largeur d'impulsion (en micro-seconde, μ s) et l'intensité (en milliampère, mA).

I.2.2.1. Intensité

Les patients réagissent différemment en fonction de l'intensité de la stimulation, en raison des variations individuelles de la résistance cutanée et de l'innervation locale. De plus, le type et l'état des électrodes utilisées peuvent influencer ces réactions.

Pour un réglage optimal de l'intensité, il est recommandé d'augmenter progressivement le courant jusqu'à ce que de légères contractions musculaires soient perceptibles, puis de réduire légèrement l'intensité afin d'assurer le confort du patient.

Avec une fréquence basse, la stimulation peut provoquer des contractions musculaires isolées et parfois convulsives. En revanche, une fréquence plus élevée tend à augmenter la tension musculaire sans entraîner de fortes contractions. Il est déconseillé d'augmenter excessivement l'intensité afin d'éviter des contractions musculaires trop puissantes et potentiellement infortables [14].

I.2.2.2. Fréquence

Le choix de la fréquence de stimulation dépend principalement de l'emplacement des électrodes sur le corps.

Lorsque les électrodes sont positionnées sur un dermatome (zone de peau innervée par des nerfs sensitifs issus d'une même racine nerveuse rachidienne) ou à proximité immédiate de la zone douloureuse, une fréquence élevée entre 80 Hz et 100 Hz est recommandée. Le patient doit ressentir une stimulation continue et régulière.

Une fréquence optimale de 80 Hz combinée à une durée de pulsation de 200 μ S est souvent considérée comme idéale pour le soulagement de la douleur et donne généralement de bons résultats.

En revanche, lorsqu'elles sont placées sur des points réflexogènes, moteurs ou d'acupuncture, il est préférable d'utiliser des fréquences plus faibles, entre 2 Hz et 10 Hz, avec une durée de pulsation de 200 μ S. Dans ce cas, les pulsations doivent être perçues successivement, les unes après les autres [14].

I.2.2.3. Durée de l'impulsion

Une largeur d'impulsion plus grande entraîne une stimulation plus intense, indépendamment du réglage de l'intensité (mA). En ajustant à la fois l'intensité et la largeur d'impulsion, on constate que différentes largeurs peuvent activer différents types de fibres nerveuses.

Une largeur d'impulsion élevée est nécessaire pour stimuler les fibres motrices, tandis qu'une largeur d'impulsion plus réduite est préférée pour les fibres sensorielles. Le choix de la largeur d'impulsion dépend du protocole de traitement choisi.

Lorsque les grandes fibres nerveuses sont stimulées, cela ralentit la transmission de l'information et limite le passage des signaux dans les petites fibres nerveuses. Dans certains cas, cette stimulation peut amener le cerveau à produire ses propres analgésiques, tels que les endorphines ou les opioïdes endogènes [14].



Figure I.4. Un Appareil TENS EMS 4 canaux STIM-PRO X9B avec batterie rechargeable et étui souple [12].

I.2.3. Type de stimulateur

I.2.3.1. Stimulation monopolaire

Cette technique utilise une grande électrode de dispersion (anode), positionnée sur une zone éloignée du muscle ciblé, suivant le trajet du nerf moteur. Une ou deux électrodes de stimulation (cathodes), de plus petite taille, sont placées directement sur le muscle à contracter.

La stimulation électrique se concentre sous les électrodes cathodiques. En raison de la différence de taille entre les électrodes, la densité de courant est plus élevée sous les petites cathodes que sous la grande anode. Cette configuration permet de déclencher une réponse motrice localisée du muscle ciblé, tout en évitant d'exciter les fibres nerveuses ou musculaires voisines [15].

I.2.3.2. Stimulation bipolaire

Cette technique repose sur l'utilisation de deux électrodes (ou plus), généralement de taille identique, positionnées directement sur le muscle ou le groupe musculaire à stimuler :

l'une placée proximale, sous un tendon commun, et l'autre de façon distale, souvent au niveau du point moteur du muscle.

La densité de courant étant plus homogène entre les électrodes, il est possible de solliciter le nerf moteur à partir de l'une ou l'autre. La stimulation électrique s'étend alors sur l'ensemble de la zone musculaire, générant un courant d'excitation global. Il s'agit de la méthode la plus couramment utilisée en pratique clinique.[16]

I.2.3.3. comparaison des deux types de stimulation

La stimulation électrique est utilisée dans divers contextes cliniques, allant de la rééducation motrice à la neurochirurgie fonctionnelle. Deux types de configuration sont principalement utilisées: la stimulation monopolaire et la stimulation bipolaire. Ces deux approches présentent des différences importantes d'un point de vue technique et physiologique, influençant leur efficacité clinique et leur tolérance par le patient [7].

a) Différences technique et physiologique

En stimulation monopolaire, le courant est délivré entre une électrode active placée sur ou dans la structure cible et une électrode de référence distante. Cette configuration produit un champ électrique plus large et moins focalisé, ce qui permet une activation diffuse des tissus environnants [17].

En stimulation bipolaire, le courant circule entre deux électrodes rapprochées, généralement situées sur une même sonde. Cela permet de limiter la dispersion du courant, de réduire la perte d'énergie et d'obtenir une stimulation plus localisée. Cette configuration est donc plus sélective et souvent plus précise dans les applications cliniques [18].

La stimulation bipolaire est généralement plus économe en énergie et permet un meilleur ciblage spatial, mais nécessite un câblage plus complexe, notamment en présence de multiples canaux actifs. Ce compromis entre simplicité technique et précision de stimulation est un élément clé dans le choix de la méthode [17,18].

Le champ plus large de la stimulation monopolaire peut activer des structures neuronales éloignées, ce qui peut être recherché dans certains traitements, comme la stimulation cérébrale profonde (DBS) chez les patients atteints de la maladie de Parkinson. Toutefois, cette activation diffuse peut entraîner des effets secondaires non désirés, liés à l'activation de structures hors cible [4].

En stimulation bipolaire, la focalisation du champ électrique permet une meilleure sélectivité, réduisant ainsi le risque d'effets indésirables. Ce mode est souvent préféré lorsqu'une précision anatomique est essentielle, notamment dans les structures compactes ou sensibles [18].

Du point de vue du patient, la stimulation monopolaire peut engendrer des sensations diffuses ou inconfortables, parfois perçues à distance du site de stimulation. En revanche, la stimulation bipolaire offre généralement une sensation plus localisée et mieux tolérée, ce qui améliore l'adhésion au traitement et le confort global [8].

b) Avantages et inconvénients

Tableau I.1. Comparaison entre la stimulation monopolaire et bipolaire: caractéristiques et applications [7-8].

Critère	Stimulation monopolaire	Stimulation bipolaire
Zone de stimulation	Large (utile pour zones étendues)	Focalisée (plus de précision)
Ciblage	Moins précis (champ diffus)	Très précis (champ localisé)
Énergie utilisée	Moins économique (perte de courant)	Plus économe en énergie
Complexité technique	Simple à mettre en place	Câblage plus complexe
Effets secondaires	Plus de risques (stimulation non ciblée)	Moins de risques (stimulation mieux contrôlée)
Confort pour le patient	Moins confortable (sensation étendue, parfois désagréable)	Plus confortable (sensation localisée)
Applications typiques	DBS, stimulation de zones profondes	Neuromodulation périphérique, TENS, stimulation ciblée
Souplesse d'utilisation	Peut couvrir plusieurs structures à la fois	Ciblée à une zone restreinte

I.3. Interaction des champs électriques avec les tissus biologiques

I.3.1. Propriétés bioélectriques des tissus biologiques (conductivité, permittivité)

La complexité des propriétés bioélectriques des tissus biologiques s'étend bien au-delà des simples valeurs de conductivité et de permittivité. Au niveau microscopique, la structure cellulaire et l'organisation des membranes jouent un rôle prépondérant.

Les membranes cellulaires, composées d'une bicouche lipidique hautement résistive, contenant des protéines canalaire et des pompes ioniques intégrées, créent une impédance complexe qui varie considérablement avec la fréquence du champ électrique. Aux basses fréquences, la membrane agit comme un condensateur, bloquant le courant et forçant celui-ci à circuler principalement dans l'espace extracellulaire, dont la conductivité est déterminée par la concentration et la mobilité des ions dissous (principalement Na^+ , Cl^-). À des fréquences plus élevées, la réactance capacitive de la membrane diminue, permettant au courant de traverser les membranes via les canaux ioniques ou par déplacement diélectrique. La conductivité intracellulaire est influencée par le cytosol, un milieu aqueux contenant des ions, des protéines chargées et d'autres molécules. Sa conductivité peut différer significativement de celle du milieu extracellulaire en raison de la composition ionique et de la viscosité différente. De plus, l'anisotropie est une caractéristique importante de nombreux tissus biologiques. Par exemple, dans le muscle, la conductivité est plus élevée le long de l'axe des fibres que transversalement en raison de l'alignement des cellules et des voies de conduction intracellulaires. De même, dans la matière blanche du cerveau, la myélinisation des axones affecte la conductivité de manière directionnelle.

La permittivité des tissus est un phénomène multifactoriel. La polarisation de l'eau liée aux surfaces des protéines et des membranes a une dynamique différente de celle de l'eau libre, contribuant à la dispersion diélectrique complexe observée sur une large gamme de fréquences (effet β -dispersion autour de 10 kHz-10 MHz, lié à la relaxation des membranes et à la polarisation interfaciale). Les macromolécules biologiques elles-mêmes (protéines, ADN) possèdent des moments dipolaires et des charges qui contribuent à la permittivité et à sa dépendance fréquentielle (effets α et γ aux basses et très hautes fréquences respectivement). Les interfaces entre les différents types de tissus (par exemple, membrane cellulaire-cytosol, membrane cellulaire-matrice extracellulaire) créent des accumulations de charges sous l'influence d'un champ électrique, un phénomène connu sous

le nom de polarisation de Maxwell-Wagner, qui est particulièrement important aux basses fréquences.

Des modèles mathématiques sophistiqués, comme le modèle de Cole-Cole, sont utilisés pour décrire la dispersion diélectrique des tissus biologiques en tenant compte de la distribution des temps de relaxation associés aux différents mécanismes de polarisation. La tomographie par impédance électrique (TIE) est une technique d'imagerie médicale qui exploite les différences de conductivité et de permittivité entre les tissus pour reconstruire des images de l'intérieur du corps [20].

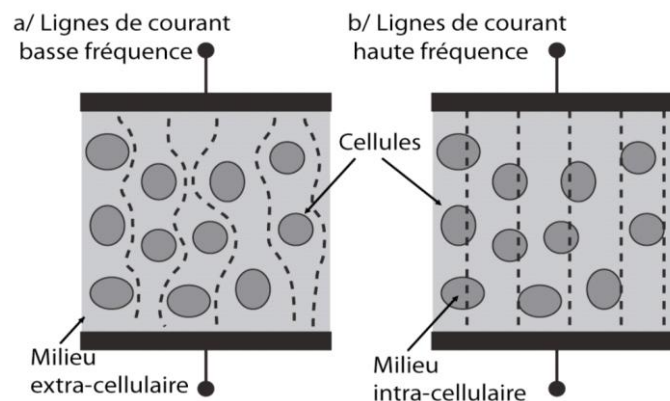


Figure I.5. Comportement des lignes de courant au sein d'un tissu biologique : (a) cas basse fréquence – $f < 10\text{kHz}$ (b) cas haute fréquence – $f > 500\text{kHz}$. [21]

I.3.2. Effets des champs électriques sur les cellules et tissus

L'application de champs électriques pulsés entraîne une perméabilisation transitoire de la membrane plasmique. Cette approche permet l'entrée de molécules cytotoxiques dans les tumeurs et, sous certaines conditions, le transfert de gènes, ouvrant ainsi des perspectives en thérapie génique.

Ce travail de recherche a étudié les effets des champs électriques sur les cellules et les tissus, afin de mieux comprendre les mécanismes du transfert de gènes et d'en optimiser l'efficacité. Trois niveaux de barrières ont été considérés : le microenvironnement tissulaire, la membrane cellulaire et l'enveloppe nucléaire.

- Sur un modèle tumoral sphéroïde **in vitro /ex vivo**, le transfert de gènes a été validé, mais l'efficacité réduite en conditions tissulaires a révélé l'importance de la complexité du microenvironnement.

- À l'échelle cellulaire, la microscopie à force atomique a montré que les champs électriques modifient les propriétés mécaniques de la membrane, notamment par une diminution de l'élasticité liée à une perturbation du cytosquelette d'actine.
- Enfin, l'étude des impulsions nanosecondes (nano pulses) a révélé qu'elles induisent la formation de nanopores, indépendamment de l'actine, sans pour autant améliorer l'efficacité du transfert de gènes, bien qu'elles puissent influencer l'enveloppe nucléaire.

En conclusion, ces travaux apportent de nouveaux éléments sur la manière dont les champs électriques agissent sur les membranes, le cytosquelette et les structures tissulaires, fournissant ainsi des bases solides pour l'optimisation des protocoles de transfert de gènes et leurs applications cliniques futures [16].

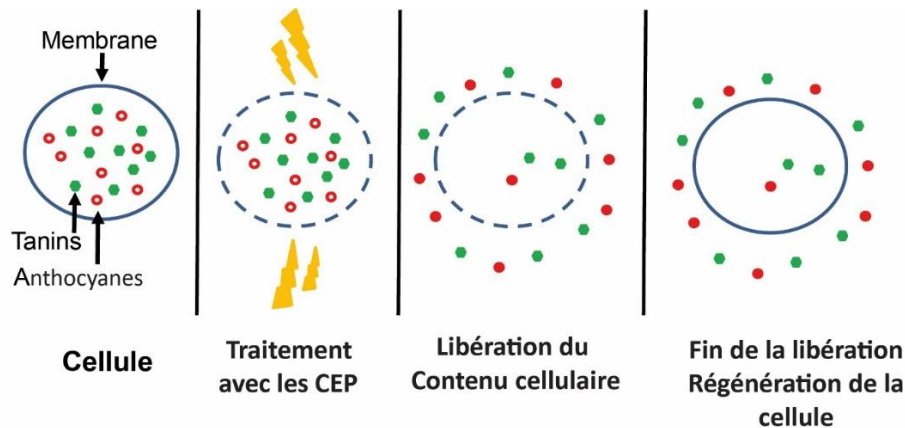


Figure I.6. Extraction des polyphénols par les champs électriques pulsés [22]

I.3.3. Mécanismes de la stimulation neuronale et musculaire

La stimulation électrique des tissus excitables repose sur l'induction et la propagation de potentiels d'action. Les deux principales cibles sont les neurones et les fibres musculaires.

- 1. Stimulation neuronale** : Lorsqu'un champ électrique est appliqué, il modifie le potentiel transmembranaire de l'axone. Si le seuil d'activation est atteint, les canaux sodiques dépendants du voltage s'ouvrent, déclenchant un potentiel d'action qui se propage le long de la fibre nerveuse. L'efficacité dépend du diamètre axonal, de la myélinisation, de l'orientation de l'axone par rapport au champ et des paramètres électriques appliqués.
- 2. Stimulation musculaire** : Dans la majorité des cas, la contraction musculaire résulte d'une activation indirecte via le motoneurone et la jonction neuromusculaire : la

libération d'acétylcholine entraîne la dépolarisation de la fibre musculaire et sa contraction. Cependant, dans certaines conditions (stimulation directe ou muscle dénervé), une impulsion électrique peut activer directement les fibres musculaires si l'intensité est suffisante.

- 3. Facteurs déterminants :** L'efficacité de la stimulation dépend des paramètres du courant (intensité, durée d'impulsion, fréquence, forme d'onde), des propriétés électrophysiologiques du tissu, ainsi que du seuil d'activation. De manière générale, les neurones possèdent un seuil plus bas que les fibres musculaires, ce qui explique leur rôle clé dans l'activation musculaire [23].

I.4. Applications de la stimulation électrique

I.4.1. Neuromodulation (ex. : stimulation cérébrale profonde, TENS)

Dans la stimulation cérébrale profonde (SCP), l'implantation des électrodes nécessite une planification neurochirurgicale méticuleuse, souvent guidée par l'imagerie par résonance magnétique (IRM) préopératoire et peropératoire. Les cibles spécifiques (par exemple, le noyau sous-thalamique pour la maladie de Parkinson, le globus pallidus internus pour la dystonie) sont choisies en fonction de la pathologie et des symptômes du patient.

La stimulation à haute fréquence (typiquement 100-180 Hz) est couramment utilisée, bien que la recherche explore également la stimulation à basse fréquence et la stimulation en motifs. Les mécanismes d'action proposés incluent la perturbation de l'activité pathologique, la modulation de la libération de neurotransmetteurs (par exemple, le GABA), l'activation des voies axonales et l'induction de plasticité synaptique. La stimulation adaptative en boucle fermée, basée sur la détection de biomarqueurs locaux (par exemple, les oscillations bêta dans la maladie de Parkinson), vise à délivrer la stimulation uniquement lorsque cela est nécessaire, optimisant l'efficacité et réduisant la consommation d'énergie et les effets secondaires. La stimulation directionnelle utilise des électrodes avec des contacts segmentés pour diriger le champ électrique de manière plus précise, évitant ainsi la stimulation des structures adjacentes responsables des effets indésirables (par exemple, les fibres du faisceau pyramidal).

La TENS implique le placement stratégique d'électrodes cutanées en fonction de la distribution de la douleur et des trajets nerveux sous-jacents (par exemple, sur les points d'acupuncture, le long des nerfs périphériques). Différents modes de stimulation sont utilisés, notamment la TENS conventionnelle (haute fréquence, faible intensité), la TENS acupuncture-like (basse fréquence, intensité plus élevée), la TENS burst (paquets

d'impulsions) et la TENS modulée (fréquence ou intensité variable). La théorie du portillon propose que la stimulation des fibres A- β non nociceptives active des interneurons inhibiteurs dans la corne dorsale de la moelle épinière, bloquant la transmission des signaux nociceptifs des fibres A- δ et C. La stimulation à basse fréquence est supposée activer la libération d'endorphines endogènes dans le système nerveux central, contribuant à l'analgésie. La recherche continue d'explorer les paramètres optimaux pour différentes conditions douloureuses et les mécanismes neurophysiologiques précis impliqués [24].

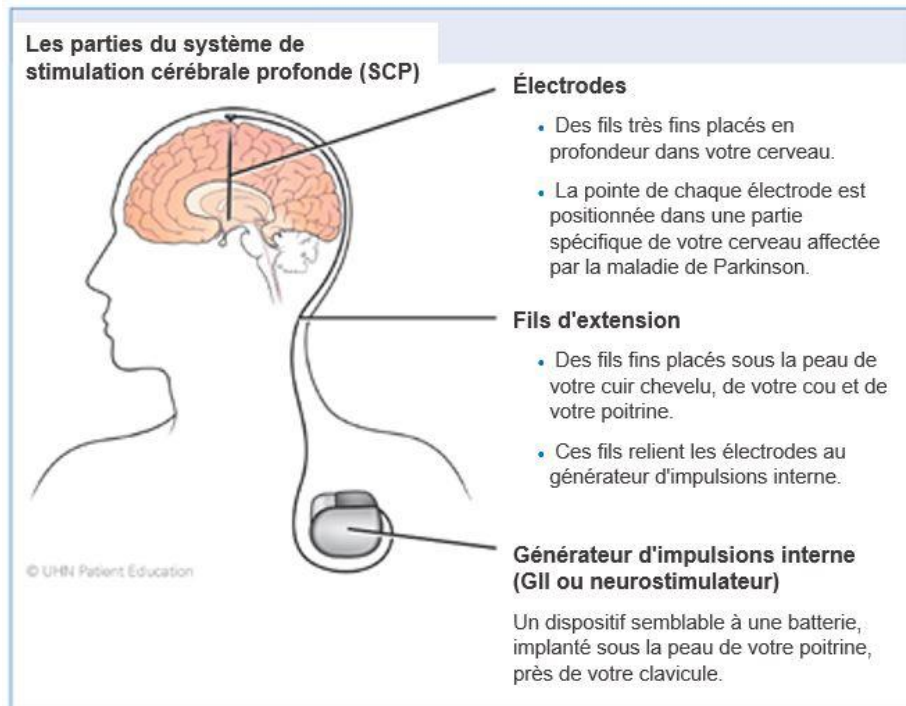


Figure I.7. Les parties du dispositif stimulation cérébrale profonde [25]

I.4.2. Stimulation musculaire fonctionnelle (FES)

La mise en œuvre de la FES nécessite une évaluation approfondie de la fonction musculaire résiduelle, de la spasticité et de la présence de contractures. Les électrodes de surface sont couramment utilisées pour leur non-invasivité, mais peuvent souffrir d'une sélectivité limitée et d'une plus grande fatigue musculaire due à une stimulation non physiologique.

Les électrodes implantables (nerveuses ou intramusculaires) offrent une stimulation plus directe et potentiellement plus sélective, mais nécessitent une intervention chirurgicale.

Les systèmes de FES multicanaux permettent de coordonner l'activation de plusieurs groupes musculaires pour des mouvements complexes comme la marche ou la préhension manuelle.

La synchronisation de la stimulation avec l'intention de mouvement du patient peut être réalisée à l'aide de capteurs externes (par exemple, des interrupteurs au talon pour la marche) ou d'interfaces cerveau-machine (BCI) qui décodent les signaux cérébraux liés au mouvement.

La recherche se concentre sur le développement d'algorithmes de contrôle plus sophistiqués, capables d'ajuster la stimulation en temps réel en fonction de la charge, de la fatigue musculaire et des objectifs du mouvement.

La stimulation séquentielle et l'utilisation de formes d'onde optimisées (par exemple, ondes biphasiques symétriques avec des intervalles inter-impulsions variables) sont explorées pour réduire la fatigue musculaire et améliorer l'efficacité de la contraction [5].

I.4.3. Stimulation cardiaque (pacemakers)

Les pacemakers modernes sont des systèmes complexes comprenant un générateur d'impulsions (contenant la batterie et les circuits électroniques) et une ou plusieurs sondes (électrodes) qui sont implantées dans les cavités cardiaques (oreillette droite, ventricule droit, ventricule gauche via le sinus coronaire pour la CRT). La programmation du pacemaker est hautement personnalisable et comprend des paramètres tels que la fréquence de base, le délai AV, l'amplitude et la durée de l'impulsion, la sensibilité de détection et les modes de stimulation (par exemple, VVI, DDD, CRT). Les algorithmes de stimulation physiologique (par exemple, la stimulation double chambre avec suivi auriculaire) visent à maintenir la

synchronisation auriculo-ventriculaire et à adapter la fréquence cardiaque à l'activité physique du patient à l'aide de capteurs d'activité (accéléromètres, capteurs de ventilation minute). Les pacemakers peuvent également intégrer des fonctions de détection et de traitement des tachyarythmies (par exemple, la surstimulation antitachycardique). La télésurveillance permet aux cliniciens de suivre à distance le fonctionnement du dispositif et l'état du patient, facilitant la détection précoce des problèmes. Les pacemakers sans sonde sont de petits dispositifs autonomes implantés directement dans le ventricule droit, éliminant le besoin de sondes transveineuses et réduisant les complications associées. La recherche se poursuit sur l'amélioration de l'autonomie des batteries, la miniaturisation des dispositifs et le développement de nouvelles fonctionnalités pour une gestion encore plus personnalisée des troubles du rythme cardiaque [3-26].



Figure I.8. Exemple de captures – les 6^e et 7^e complexes QRS sont plus étroits avec une morphologie différente (aspect supraventriculaire). Le 6^e complexe est superposé avec un spike de stimulation mais qui ne modifie pas sa morphologie, ce n'est donc pas un complexe de fusion [27].

I.5. Problématiques liées à la stimulation

I.5.1. Risques et limitations de la stimulation électrique (lésions tissulaires possibles, douleurs)

La prévention des lésions tissulaires exige une compréhension précise des seuils de sécurité pour la densité de courant (mesurée en A/m^2 ou mA/cm^2) et la charge par phase (mesurée en $\mu C/cm^2$) qui peuvent être délivrés aux tissus sans causer de dommages irréversibles. Ces seuils varient en fonction du type de tissu, de la fréquence et de la durée de la stimulation, ainsi que du type d'électrode. Des études *in vitro* et *in vivo* sont menées pour déterminer ces limites de sécurité.

L'utilisation de formes d'onde biphasiques symétriques avec une charge nette nulle vise à minimiser les réactions électrochimiques et la corrosion des électrodes. Des algorithmes de contrôle sophistiqués peuvent surveiller l'impédance de l'interface électrode-tissu et ajuster les paramètres de stimulation pour rester dans des limites de sécurité prédéfinies.

La gestion de la douleur induite par la stimulation implique une titration minutieuse des paramètres, en commençant par des intensités faibles et en augmentant progressivement jusqu'à l'obtention de l'effet thérapeutique souhaité tout en minimisant l'inconfort. L'utilisation de fréquences plus élevées en TENS peut activer préférentiellement les fibres A- β , produisant une analgésie sans la sensation de picotement associée aux basses fréquences. Le placement précis des électrodes pour éviter la stimulation directe des nerfs cutanés ou des nocicepteurs est essentiel. Des gels conducteurs de haute qualité et des électrodes bien appliquées peuvent minimiser l'irritation cutanée. Dans certains cas, l'utilisation d'une période d'adaptation et une éducation du patient sur les sensations attendues peuvent améliorer la tolérance [3].

I.5.2. Effets secondaires (contractions musculaires involontaires, interférences avec d'autres dispositifs médicaux)

Les contractions musculaires involontaires résultent souvent d'une diffusion du champ électrique vers les muscles adjacents non ciblés. L'optimisation du placement des électrodes, l'utilisation de configurations d'électrodes bipolaires ou multipolaires pour focaliser le champ, et l'ajustement des paramètres de stimulation (amplitude, durée d'impulsion) peuvent aider à minimiser cet effet secondaire. Des techniques d'imagerie (par exemple, l'échographie pour guider le placement des électrodes) peuvent également améliorer la sélectivité. Dans les cas de stimulation cérébrale profonde, la stimulation des fibres de la capsule interne peut entraîner des effets moteurs indésirables, soulignant l'importance d'un ciblage précis.

Les interférences avec d'autres dispositifs médicaux implantés (par exemple, les pacemakers, les défibrillateurs cardiaques implantables (pompes à insuline) représentent un risque significatif. Les champs électriques générés par un dispositif de stimulation peuvent être détectés par un autre dispositif, entraînant un dysfonctionnement ou une inhibition inappropriée de sa thérapie. Des protocoles stricts doivent être suivis pour assurer la compatibilité et la sécurité lors de l'utilisation de plusieurs dispositifs. Cela inclut une évaluation des caractéristiques de chaque dispositif, le positionnement prudent des électrodes de stimulation loin des autres dispositifs, et une programmation appropriée pour éviter les interactions. Les patients doivent être informés des risques potentiels et des précautions à prendre [3].

I.5.3. Défis techniques (précision du ciblage, adaptabilité des modèles de stimulation)

La précision du ciblage est particulièrement délicate dans les tissus hétérogènes et complexes comme le système nerveux central. Les variations interindividuelles dans l'anatomie et la physiologie rendent difficile l'application de protocoles de stimulation uniformes. Les techniques d'imagerie avancées (IRM haute résolution, IRM fonctionnelle, tractographie) sont de plus en plus utilisées pour guider le placement des électrodes et pour mieux comprendre les circuits neuronaux cibles. Le développement d'électrodes directionnelles avec des contacts segmentés permet de diriger le champ électrique plus précisément. La modélisation computationnelle personnalisée, basée sur les données d'imagerie spécifiques du patient, peut aider à prédire la distribution du champ électrique et à optimiser le placement des électrodes.

L'adaptabilité des modèles de stimulation aux variations inter- et intra-individuelles est un autre défi majeur. Les besoins de stimulation d'un patient peuvent évoluer au fil du temps en raison de la progression de la maladie, de la plasticité neuronale ou de la fatigue musculaire. Les systèmes de stimulation en boucle ouverte avec des paramètres fixes peuvent ne pas être optimaux à long terme. Les systèmes en boucle fermée qui surveillent en temps réel les signaux physiologiques (par exemple, l'activité cérébrale locale, l'activité musculaire, les biomarqueurs de la douleur) et ajustent automatiquement les paramètres de stimulation en conséquence offrent une approche plus personnalisée et adaptative. Le développement d'algorithmes de contrôle intelligents et l'intégration de l'apprentissage automatique sont essentiels pour créer des systèmes de stimulation qui peuvent s'adapter dynamiquement aux besoins changeants du patient [6].

I.6. Conclusion

La stimulation électrique est une thérapie complexe et prometteuse fondée sur l'interaction des champs électriques avec les propriétés bioélectriques des tissus vivants [6]. Ses effets dépendent de nombreux facteurs, tels que la composition ionique, l'hydratation des tissus et la fréquence du champ appliqué. Au niveau cellulaire, elle entraîne la dépolarisation membranaire et l'activation des cellules nerveuses et musculaires, à l'origine des potentiels d'action et de la contraction musculaire.

Sur le plan clinique, la stimulation électrique trouve des applications variées : la neuromodulation pour traiter les troubles neurologiques et psychiatriques, la stimulation

musculaire fonctionnelle pour restaurer la motricité, et la stimulation cardiaque pour réguler le rythme du cœur [6].

Cependant, son utilisation comporte des défis importants, notamment les risques de lésions tissulaires, les effets secondaires indésirables et la difficulté d'adapter les paramètres de stimulation aux spécificités de chaque individu.

Face à ces limites, la modélisation électrophysiologique s'impose comme un outil essentiel. Elle permet de simuler la distribution des champs électriques, d'optimiser le positionnement des électrodes et de concevoir des protocoles de stimulation personnalisés [6].

En somme, la stimulation électrique, soutenue par les avancées technologiques, la modélisation et l'intelligence artificielle, ouvre la voie à une médecine de précision et à de nouvelles perspectives thérapeutiques [6]

Chapitre II
Anatomie de l'avant-bras

Introduction

L'avant-bras constitue une région clé du membre supérieur, jouant un rôle essentiel dans le positionnement de la main dans l'espace ainsi que dans l'exécution de mouvements à la fois fins et puissants. Il s'étend du coude jusqu'au poignet et comprend deux os principaux – le radius et l'ulna – ainsi qu'un ensemble de muscles, de nerfs et de vaisseaux sanguins qui coopèrent pour permettre une grande variété de mouvements : flexion, extension, pronation et supination.

Sur le plan fonctionnel, les muscles de l'avant-bras assurent non seulement les mouvements du coude et du poignet, mais participent aussi à la coordination fine des doigts. Cette région est également richement innervée, notamment par les nerfs radial, médian et ulnaire, qui assurent à la fois les fonctions motrices et sensitives.

Comprendre l'anatomie et la neurophysiologie de l'avant-bras est fondamental pour appréhender le fonctionnement global du membre supérieur, mais aussi pour évaluer ou traiter efficacement les pathologies liées aux mouvements, aux traumatismes ou aux atteintes neurologiques [28].

I.1. Anatomie générale de l'avant-bras**I.1.1. Os et structures squelettiques : ulna, radius.**

L'avant-bras est composé de deux os longs et parallèles : le radius, situé du côté latéral (côté pouce), et l'ulna, du côté médial (côté auriculaire). Ces os sont unis par une membrane interosseuse, et ensemble, ils permettent les mouvements de pronation et de supination de l'avant-bras, en plus d'assurer la stabilité du coude et du poignet.

II.1.1.1. Ulna

L'ulna est un os fixe lors des mouvements de rotation de l'avant-bras. À son extrémité proximale, il forme une partie de l'articulation du coude par l'intermédiaire de deux reliefs : l'olécrâne, qui s'insère dans la fosse olécranienne de l'humérus, et le processus coronoïde, qui complète l'encoche trochléaire. À l'extrémité distale, l'ulna forme une petite tête articulaire avec le radius (articulation radio-ulnaire distale) et présente un processus styloïde.

II.1.1.2. Radius

Le radius est l'os mobile de l'avant-bras. Sa tête proximale, circulaire, s'articule avec le capitulum de l'humérus et la fossette articulaire de l'ulna. Il est relié au muscle biceps brachial par la tubérosité radiale, et se termine distalement par une surface articulaire qui s'articule avec les os du carpe, ainsi qu'un processus styloïde radial.

II.1.1.3. Fonction articulaire

Les deux os forment ensemble les articulations radio-ulnaires proximale et distale, indispensables aux mouvements de rotation de la main. Leur interaction permet le glissement du radius autour de l'ulna durant la pronation et la supination [29].

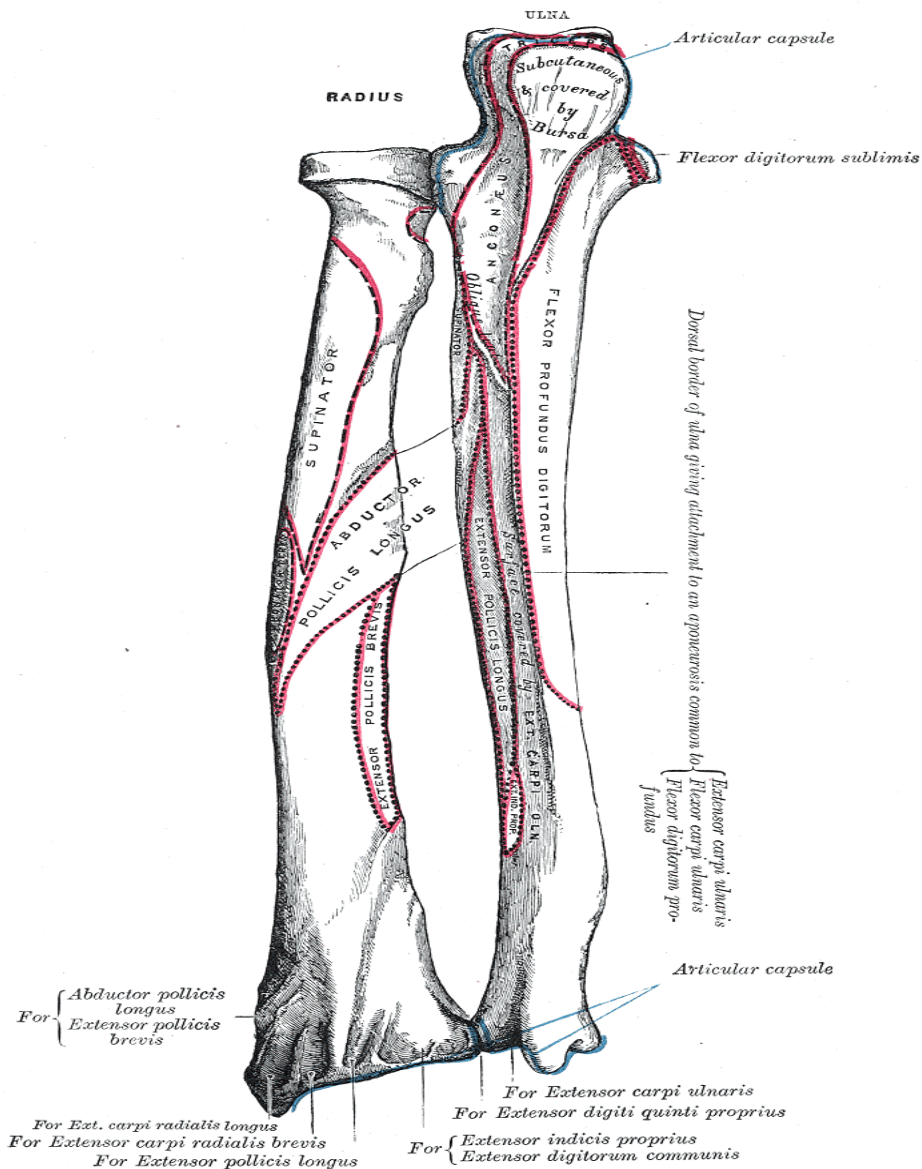


Figure II.1 radius et cubitus. Le coude serait en haut et le poignet en bas du schéma. [30].

II.1.2. Muscles principaux :

Les muscles de l'avant-bras sont responsables des mouvements du poignet, des doigts et de l'avant-bras lui-même (pronation, supination). Ils sont divisés en deux groupes fonctionnels et topographiques : les muscles fléchisseurs, situés principalement dans la **loge antérieure**, et les muscles extenseurs, situés dans la loge postérieure.

II.1.2.1. Muscles fléchisseurs

Les muscles fléchisseurs permettent la flexion des doigts et du poignet. Ils sont innervés principalement par le nerf médian et, en partie, par le nerf ulnaire. Deux muscles majeurs sont à retenir :

- **Musculus flexor digitorum superficialis :**
 - Situé sous les muscles fléchisseurs superficiels.
 - Permet la flexion des phalanges moyennes des doigts II à V.
 - Innervation : nerf médian.

- **Musculus flexor digitorum profundus :**
 - Muscle profond qui permet la flexion des phalanges distales des doigts II à V.
 - Innervation : moitié médiane par le nerf ulnaire, moitié latérale par le nerf médian (branche interosseuse antérieure).

II.1.2.2 Muscles extenseurs

Les muscles extenseurs sont situés dans la loge postérieure de l'avant-bras et sont responsables de l'extension du poignet et des doigts. Ils sont innervés par le nerf radial.

- **Principaux muscles extenseurs :**
 - **Musculus extensor digitorum :** étend les doigts II à V.
 - **Musculus extensor carpi ulnaris :** étend et adducte le poignet.
 - **Musculus extensor carpi radialis longus et brevis :** étendent et abducent le poignet.

Ces muscles jouent un rôle fondamental dans les gestes fins (comme écrire ou saisir des objets) et dans la stabilisation du poignet lors de mouvements puissants [29].

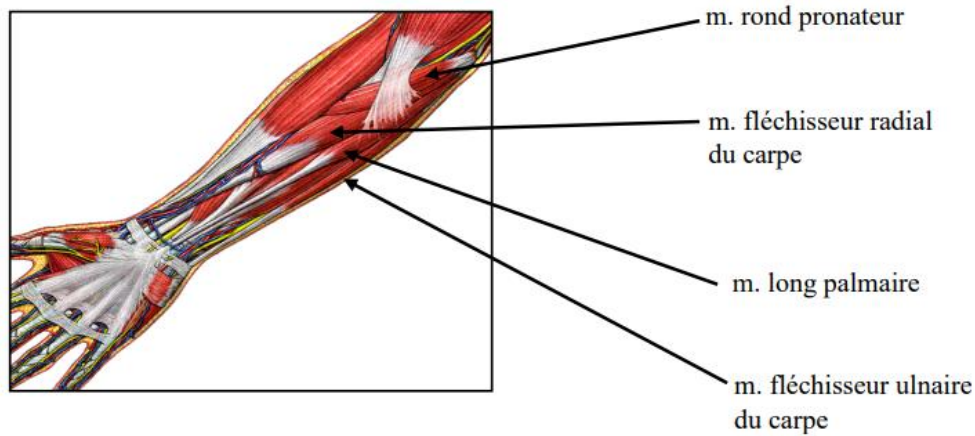


Figure II.2. Vue antérieure de l'avant bras [31].

II.1.3 Tissus mous :

II.1.3.1. Peau :

La peau de l'avant-bras présente une organisation classique en deux couches :

II.1.3.1.1. Épiderme : couche superficielle kératinisée, jouant un rôle de barrière protectrice.

II.1.3.1.2. Derme : couche plus profonde, riche en vaisseaux sanguins, terminaisons nerveuses, follicules pileux et glandes sudoripares.

La peau de la face antérieure est généralement plus fine et plus mobile, tandis que celle de la face postérieure est plus épaisse et plus résistante, notamment au niveau des zones exposées à la friction ou au contact (comme l'olécrâne) [31].

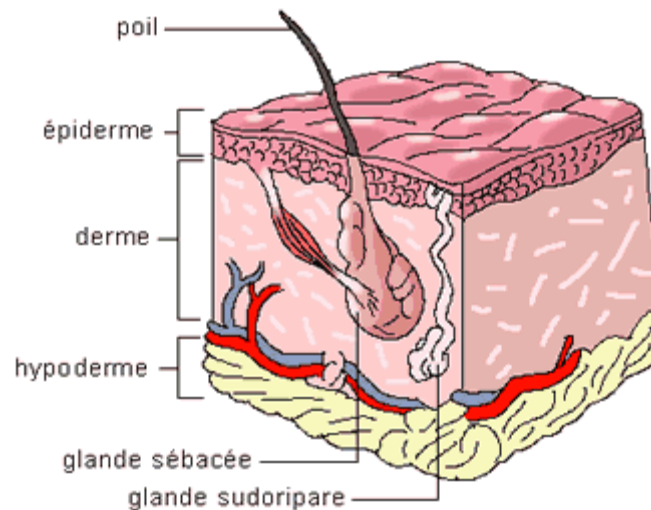


Figure II.3. Structure anatomique de la peau humaine [32].

II.1.3.2. Tissu adipeux sous-cutané :

Situé juste sous le derme, le tissu adipeux forme une couche hypodermique qui :

- Joue un rôle de réserve énergétique et de protection mécanique.
- Sert d'interface pour le glissement des structures sous-jacentes (tendons, nerfs).
- Contient des vaisseaux sanguins superficiels et des nerfs cutanés.

L'épaisseur de ce tissu varie selon les régions et les individus, et il peut être plus développé sur la face postérieure [31].

II.1.3.3. Fascias :

Le fascia antébrachial est une lame fibreuse qui enveloppe l'ensemble des muscles de l'avant-bras :

- Il forme des cloisons intermusculaires qui séparent les loges antérieure (fléchisseurs) et postérieure (extenseurs).
- Il est en continuité avec les fascias du bras proximatement, et ceux de la main distalement.

- Il participe à la transmission des forces musculaires et contribue à la stabilité des compartiments musculaires.
- À certains endroits, il s'épaissit pour former les rétinaculum, qui maintiennent les tendons plaqués contre le squelette [33].

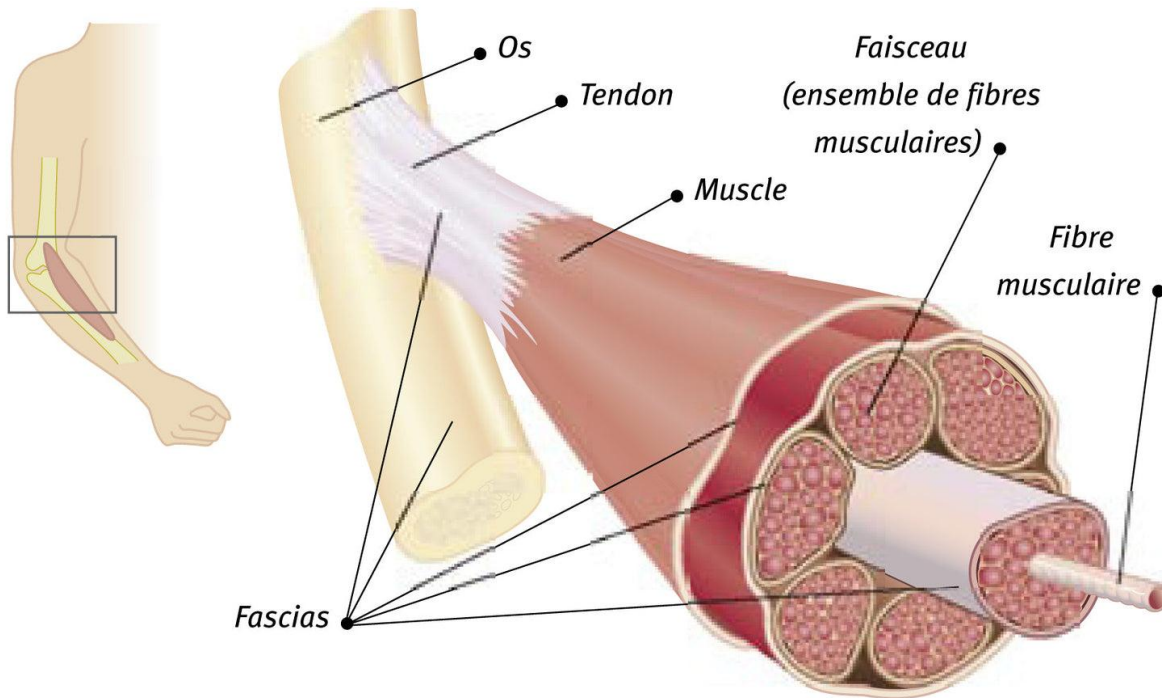


Figure II.4. Structure et fonctions des fascias dans le système musculosquelettique [34].

II.1.4 Vascularisation et irrigation sanguine :

L'avant-bras est irrigué par un réseau vasculaire riche et fonctionnel, principalement dérivé de l'artère brachiale, qui se divise au niveau du pli du coude en deux branches principales : l'artère radiale et l'artère ulnaire.

II.1.4.1. Artère radiale :

L'artère radiale suit un trajet latéral dans la loge antérieure de l'avant-bras. Elle est superficielle, ce qui la rend facilement palpable au niveau du poignet (pouls radial). Elle irrigue :

- Les muscles latéraux de l'avant-bras (ex. : *brachioradialis*).
- Une partie de la main via l'arcade palmaire profonde.

II.1.4.2. Artère ulnaire :

Plus volumineuse, l'artère ulnaire suit un trajet médial profond, accompagnée du nerf ulnaire dans sa portion distale. Elle donne naissance à plusieurs branches importantes :

- L'artère interosseuse commune, qui se divise ensuite en branche antérieure et postérieure, irrigue les loges profonde et postérieure.
- Elle participe à l'arcade palmaire superficielle dans la main.

II.1.4.3. Réseau anastomotique :

L'avant-bras bénéficie d'un réseau d'anastomoses artérielles permettant une circulation collatérale :

- Anastomoses entre les branches de l'artère ulnaire et radiale au niveau du poignet.
- L'artère interosseuse postérieure communique avec les artères collatérales du coude [35].

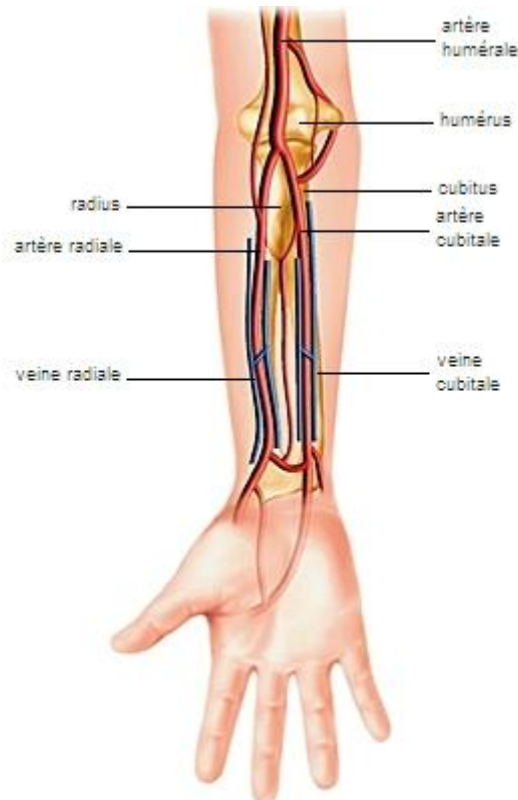


Figure II.5. Les artères de l'avant-bras humain [36].

II.1.4.4. Retour veineux :

Le retour veineux est assuré par deux réseaux :

II.1.4.4.1. Réseau superficiel : veines céphalique et basilique, souvent utilisées pour les prélèvements.

II.1.4.4.2 Réseau profond : veines satellites accompagnant les artères (radiale, ulnaire) [37].

II.2. Système neuromusculaire de l'avant-bras :

II.2.1. Unité motrice : définition, rôle dans la contraction :

L'unité motrice correspond à un motoneurone et l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve. Elle constitue l'élément fonctionnel de base de la contraction musculaire. Le principe de taille, décrit par Henneman explique que les petites unités motrices sont recrutées en premier, suivies des plus grandes pour ajuster la force [38].

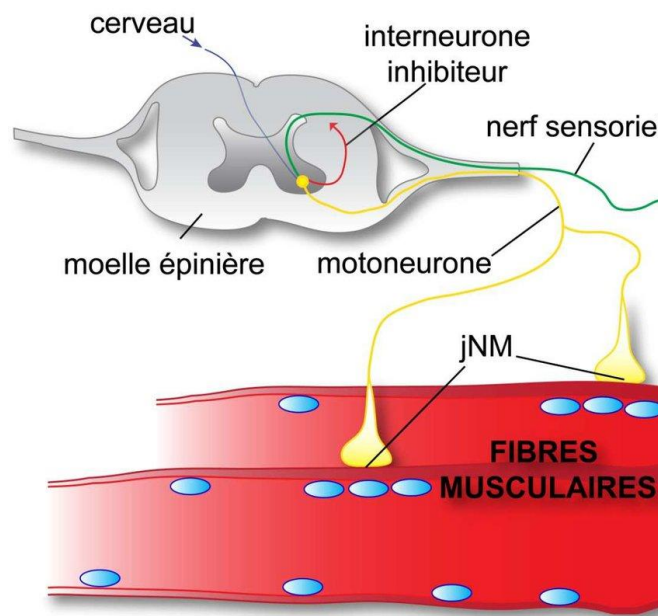


Figure II.6. Schéma de la transmission nerveuse au niveau de la moelle épinière [19].

II.2.2. Organisation des nerfs périphériques :

Les nerfs périphériques sont constitués de faisceaux de fibres nerveuses, entourés de trois enveloppes : l'endonèvre, le périnèvre et l'épinèvre. Cette organisation assure à la fois protection et conduction efficace des influx nerveux [39].

II.2.3. Types de fibres nerveuses :

On distingue plusieurs types de fibres selon leur vitesse de conduction :

- **Fibres A α** : motrices, rapides, pour les muscles squelettiques.
- **Fibres A β** : sensibles, tact et pression.
- **Fibres A δ** : sensibles, douleur rapide et température.
- **Fibres C** : non myélinisées, douleur lente et fonctions végétatives.

Ces fibres jouent un rôle fondamental dans la transmission neuromusculaire [40].

II.2.4. Distribution des points moteurs dans l'avant-bras :

Les points moteurs sont les zones où les branches terminales des nerfs pénètrent dans le muscle. Leur localisation dans l'avant-bras varie selon les groupes musculaires et est essentielle en électromyographie et en médecine physique [41].

II.3. Physiologie de la stimulation neuronale :**II.3.1. Potentiel d'action : dépolarisation, hyperpolarisation, seuil d'excitation :**

Le potentiel d'action est une variation transitoire du potentiel de membrane qui survient lorsque le seuil d'excitation est atteint, généralement autour de -55 mV à partir d'un potentiel de repos d'environ -70 mV.

Il comporte trois phases :

- Une **dépolarisation**, due à l'ouverture rapide des canaux sodium voltage-dépendants,
- Une **repolarisation**, liée à la sortie de potassium,
- Et une **hyperpolarisation** transitoire causée par la fermeture tardive des canaux potassiques.

Ce phénomène suit la loi du tout ou rien et dure en moyenne une milliseconde [40].

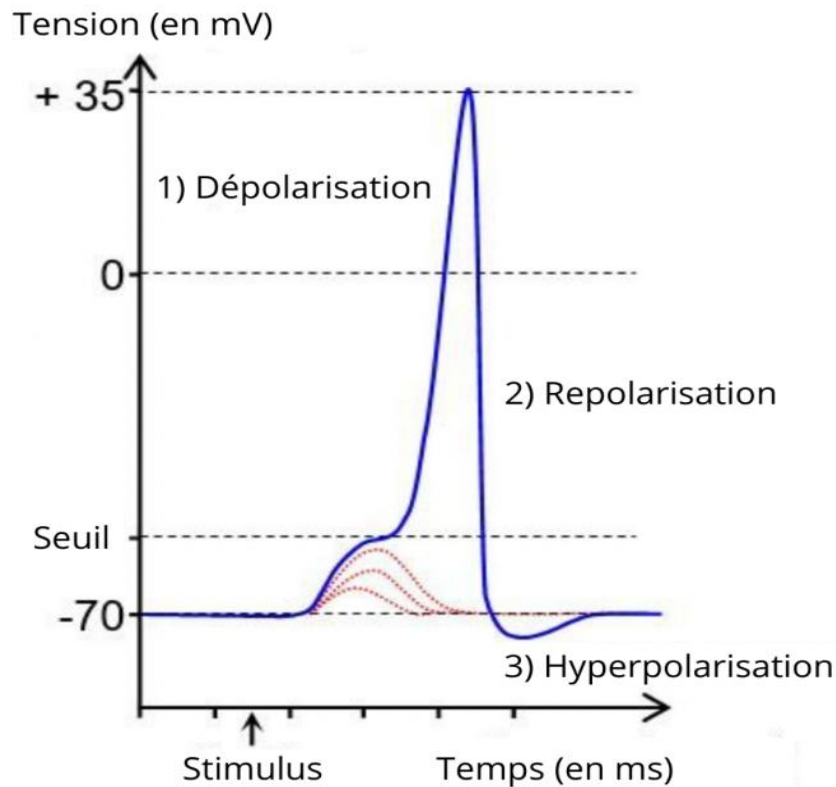


Figure II.7. Potentiel d'action : phases de dépolarisation, repolarisation et hyperpolarisation au cours du temps [42].

II.3.2. Stimulation extracellulaire des axones :

La stimulation extracellulaire consiste à déclencher un potentiel d'action par application d'un champ électrique au voisinage de l'axone. Selon la théorie de la fonction activante de Rattay, le champ électrique produit des zones de dépolarisation ou d'hyperpolarisation selon la répartition du courant. Des expériences montrent que des impulsions très brèves, de l'ordre de quelques microsecondes, peuvent suffire à induire un potentiel d'action [43].

II.3.3. Influence de la position et du diamètre des axones :

Le diamètre des axones influe fortement sur leur excitabilité et leur vitesse de conduction : plus un axone est large, plus la propagation est rapide. La position relative des électrodes de stimulation et la géométrie des tissus environnants modulent également les paramètres d'excitabilité, tels que la chronaxie, qui peut varier de manière significative selon les conditions anatomiques locales [43].

II.3.4. Courbes force-durée, rhéobase et chronaxie

La relation entre l'intensité et la durée du courant nécessaire pour exciter une fibre est décrite par la courbe force-durée. La rhéobase correspond à l'intensité minimale capable de provoquer une excitation lorsqu'elle est appliquée longtemps (→pendant une longue durée serait plus précis).

Tandis que la chronaxie désigne la durée minimale d'un stimulus de deux fois la rhéobase pour déclencher un potentiel d'action.

Chez les fibres nerveuses, la chronaxie est généralement inférieure à 1 ms. Des travaux in vitro montrent que la chronaxie des axones est d'environ 110 μ s, contre 0,9 ms pour les dendrites, et que la rhéobase des axones est environ 2,3 fois plus élevée que celle des dendrites [44].

II.4. Conséquences fonctionnelles de la stimulation de l'avant-bras

II.4.1. Recrutement musculaire et génération de force

La stimulation électrique permet de recruter progressivement les unités motrices de l'avant-bras, entraînant une **génération de force contrôlée**. L'utilisation d'électrodes multi-pads améliore la sélectivité et permet d'obtenir une activation fonctionnelle des fléchisseurs et extenseurs, optimisant ainsi la force musculaire utile pour la préhension [45].

II.4.2. Sélectivité et confort de stimulation

La sélectivité est un facteur déterminant pour obtenir des mouvements précis (comme l'ouverture et la fermeture de la main). Des études ont montré que la stimulation sélective de nerfs périphériques de l'avant-bras (médian, ulnaire, radial) permettait de restaurer différents types de préhension, tels que la **prise en pince ou la prise de force**, chez des patients tétraplégiques. L'optimisation de la stimulation par électrodes multi-contacts a également permis d'améliorer le **confort** et la tolérance au traitement [46].

II.4.3. Applications cliniques en rééducation fonctionnelle de l'avant-bras

Les applications cliniques de la stimulation de l'avant-bras sont nombreuses. Chez les patients ayant subi un AVC, la stimulation des extenseurs du poignet a montré une amélioration significative de la force et des performances motrices après plusieurs semaines de traitement. De plus, dans le cadre de la rééducation des enfants atteints de paralysie

cérébrale hémiplegique, l'électrostimulation fonctionnelle a permis une meilleure récupération de la force de préhension et une amélioration des schémas de coordination motrice [47].



Figure II.8. Application de courant électrique via des électrodes cutanées sur le bras [48]

II.5 Conclusion

Ce chapitre a permis de présenter les bases anatomiques et neurophysiologiques nécessaires à la compréhension de la stimulation électrique de l'avant-bras. D'une part, l'étude de la vascularisation, de l'innervation et du système neuromusculaire a mis en évidence la complexité anatomique et la richesse fonctionnelle de cette région. D'autre part, la physiologie de la stimulation neuronale a illustré les principes fondamentaux de l'excitabilité membranaire, du recrutement musculaire, ainsi que des paramètres électrophysiologiques tels que la rhéobase et la chronaxie.

Enfin, les conséquences fonctionnelles de la stimulation ont été discutées, en soulignant à la fois les fondements théoriques et les applications cliniques, notamment dans le cadre de la rééducation motrice et de la restauration des fonctions de préhension.

Ces éléments constituent une base solide qui sera mobilisée dans les chapitres suivants pour développer une modélisation plus fine de la réponse tissulaire à la stimulation électrique, et pour évaluer l'impact des paramètres de stimulation sur l'efficacité thérapeutique, la sélectivité musculaire, ainsi que le confort du patient.

Chapitre III

*Modélisation numérique de
l'avant-bras pour l'étude de la
stimulation électrique*

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

III.1. Présentation générale

La modélisation numérique constitue aujourd'hui un outil incontournable dans l'analyse biomécanique et bioélectrique des structures anatomiques, permettant d'étudier leur comportement sous diverses conditions physiologiques ou pathologiques [49]. Grâce à des logiciels avancés tels que COMSOL Multiphysics, il est possible de représenter virtuellement des segments anatomiques du corps humain, comme l'avant-bras, en intégrant leurs caractéristiques géométriques et propriétés physiques spécifiques [50].

COMSOL Multiphysics offre en effet une plateforme puissante pour la modélisation multiphysique, capable de simuler l'interaction de plusieurs phénomènes — notamment électriques, thermiques et mécaniques — dans un environnement de calcul unifié [51]. Cette approche s'avère particulièrement pertinente dans le domaine de la neurostimulation électrique, où une compréhension fine de la distribution du courant dans les tissus biologiques est essentielle [52].

Dans ce chapitre, nous présentons la démarche suivie pour modéliser numériquement l'avant-bras humain, en tenant compte de ses principales couches tissulaires : peau, tissu adipeux, muscle, os et moelle osseuse. Les propriétés électriques de ces tissus, telles que la conductivité et la permittivité relative, ont été intégrées à partir de données expérimentales issues de la littérature scientifique [53].

L'objectif principal est d'étudier la réponse nerveuse à des stimulations électriques de type monopolaire et bipolaire, en faisant varier certains paramètres, tels que la distance entre les électrodes, la densité de courant appliquée et la profondeur du nerf.

III.2. Méthodologie de modélisation

III.2.1. Construction du modèle géométrique à partir d'une radiographie réelle

Dans ce chapitre, nous avons procédé à l'intégration d'une image radiographique réelle de l'avant-bras, obtenue au Centre d'Amincissement Médical et de Radiologie Dr Kechih, situé à la Nouvelle-Ville de Tizi-Ouzou, dans le logiciel COMSOL. Cette démarche vise à améliorer la précision de notre modélisation en tenant compte des caractéristiques morphologiques spécifiques observées sur l'image.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

En utilisant cette image comme référence, nous avons ajusté les paramètres du modèle afin de nous rapprocher au mieux des valeurs réelles des tissus et structures de l'avant-bras. Cette méthode permet une meilleure validation du modèle numérique en le rapprochant de la réalité clinique, et ouvre la voie à des simulations plus fiables dans le cadre de notre étude.

Voici l'image utilisée (*figure III.1*) :



Figure III.1. Radiographie réelle de l'avant-bras utilisée comme référence pour la modélisation

III.2.2. Paramètres géométriques

À partir de l'image radiographique (figure III.1), nous avons tracé manuellement les contours des différentes structures visibles — notamment les os et les tissus environnants — en utilisant les outils de dessin disponibles dans l'environnement géométrique de COMSOL. Cette étape a permis de générer une géométrie 2D fidèle à la réalité, qui a servi de base pour l'application des propriétés physiques dans la simulation.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

Voici la géométrie obtenue avec le maillage (*figure III.2*)

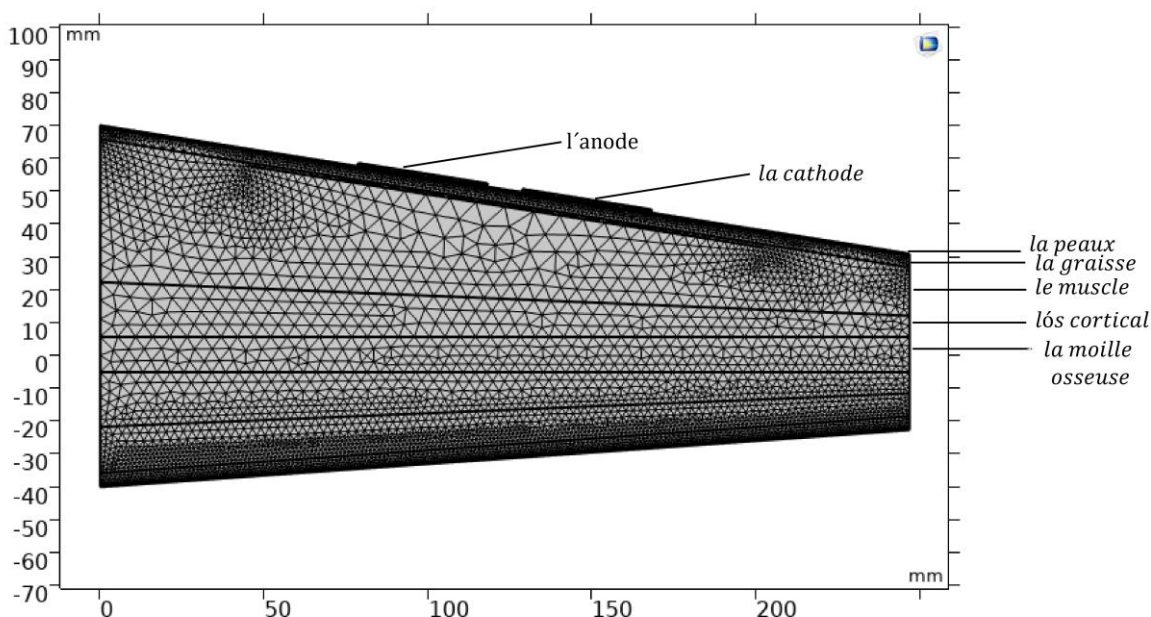


Figure III.2. Géométrie de l'avant-bras avec maillage, générée à partir de l'image radiographique dans le logiciel COMSOL Multiphysics

Le tableau suivant (tableau III.1) récapitule les paramètres géométriques extraits et utilisés dans le modèle, permettant de caractériser précisément les différentes couches tissulaires et structures de l'avant-bras.

Tableau III.1 Dimensions anatomiques utilisées pour la modélisation

Paramètre	Valeur
Longueur de l'avant-bras	246.7 mm
Peau	0.7 mm (côté coude) / 0.7 mm (côté poignet)
Graisse	3,5 mm (côté coude) / 3,5 mm (côté poignet)
Muscle	43.5 mm (côté coude) / 14.7 mm (côté poignet)
Os	16.65 mm (côté coude) / 6.4 mm (côté poignet)
Moelle osseuse	10.8 mm (côté coude) / 10.8 mm (côté poignet)
Épaisseur de l'électrode	2 mm
Longueur de l'électrode	40 mm
Courant appliqué	1 mA/cm ²

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

III.2.3. Propriétés électriques des tissus

La modélisation numérique de la stimulation électrique de l'avant-bras nécessite l'attribution de propriétés électriques spécifiques à chaque tissu biologique concerné. Ces propriétés ont été extraites de la littérature scientifique et intégrées dans l'environnement de simulation COMSOL Multiphysics.

Le tableau III.2 présente les valeurs de conductivité électrique et de permittivité relative utilisées pour les différents tissus modélisés ainsi que pour les électrodes.

Tableau III.2. Propriétés électriques des tissus biologiques et des électrodes [54].

Les tissus	La conductivité électrique (S/m)	La permittivité relative (ϵ_r)
La peau	0.014	6000
La graisse	0.03	25000
Le muscle	1	120000
L'os cortical	0.02	3000
La moelle osseuse	0.08	10000
Les électrodes	0.003	1

III.2.4. Modèle mathématique

Le modèle mathématique repose sur la conservation de la charge électrique, en considérant des propriétés linéaires des tissus. On a :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{j} = -\frac{\partial \rho}{\partial t}, \vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad (1)$$

Avec les relations constitutives :

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E}, \vec{j} = \sigma \vec{E}, \vec{E} = -\vec{\nabla} V \quad (2)$$

Où :

- \vec{j} est le vecteur de densité de courant électrique (A/m^2),
- ρ est la densité de charge électrique (C/m^3),
- \vec{D} est le vecteur de déplacement diélectrique (C/m^2),

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

- \vec{E} est champ électrique (V/m),
- V est le potentiel électrique (V),
- ϵ est la permittivité diélectrique (F/m),
- σ est la conductivité électrique (S/m).

En combinant les équations (1) et (2), on obtient l'équation générale gouvernant la distribution du potentiel électrique dans les milieux biologiques :

$$\vec{\nabla} \cdot (\sigma \vec{\nabla} V) + \vec{\nabla} \cdot \left(\epsilon \vec{\nabla} \left(\frac{\partial V}{\partial t} \right) \right) = 0 \quad (3)$$

Cette équation prend en compte à la fois les effets résistifs et capacitifs des tissus. Toutefois, selon les recherches bibliographiques, les champs électriques statiques à travers l'avant-bras permettent de négliger les effets transitoires. Le modèle est donc ramené à l'équation de Laplace) :

$$\vec{\nabla} \cdot (\sigma \vec{\nabla} V) = 0 \quad (4)$$

III.2.5. Méthode numérique

L'équation (4) a été résolue à l'aide de la méthode des éléments finis. Un maillage constitué d'éléments triangulaires a été généré pour discrétiser le domaine spatial du modèle, ce qui permet une meilleure adaptation aux géométries complexes des tissus biologiques.

Les calculs ont été effectués avec le solveur de COMSOL Multiphysics, permettant d'obtenir la distribution du potentiel électrique V dans toutes les régions du modèle (tissus et électrodes), pour chaque configuration testée.

III.2.6. Calcul de la fonction d'activation neuronale

Pour évaluer l'effet de la stimulation électrique sur un neurone échantillon situé à la surface du muscle (juste en dessous des électrodes), la fonction d'activation a été calculée.

Celle-ci est définie comme la seconde dérivée spatiale du potentiel électrique V le long de l'axe de la fibre nerveuse :

$$f = \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} \quad (5)$$

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

où :

- V est le potentiel électrique extracellulaire,
- x est la position le long de la fibre.

La fonction d'activation permet de prédire la réponse d'une fibre nerveuse à une stimulation donnée. Elle est un outil classique dans la modélisation de la neurostimulation, comme le montrent les travaux de référence [55].

III.3. Résultats :

III.3.1. Stimulation bipolaire :

Dans cette première configuration, une stimulation bipolaire a été simulée à l'aide de deux électrodes de longueur fixe de 40 mm, en faisant varier :

- **la distance entre les électrodes** : 5 mm, 10 mm, 20 mm et 50 mm,
- **la densité de courant injectée** : de 1 mA/cm² à 6 mA/cm².

L'objectif est d'étudier la distribution du potentiel électrique, la densité du courant généré, ainsi que l'influence des paramètres de stimulation sur la réponse du nerf modélisé.

III.3.1.1. Distribution du potentiel et de la densité du courant

La figure suivante illustre la distribution du potentiel électrique dans le modèle de l'avant-bras, pour une configuration comprenant :

- deux électrodes de 40 mm de longueur,
- une distance entre-électrodes de 10 mm,

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

- une densité de courant de 6 mA/cm^2 .

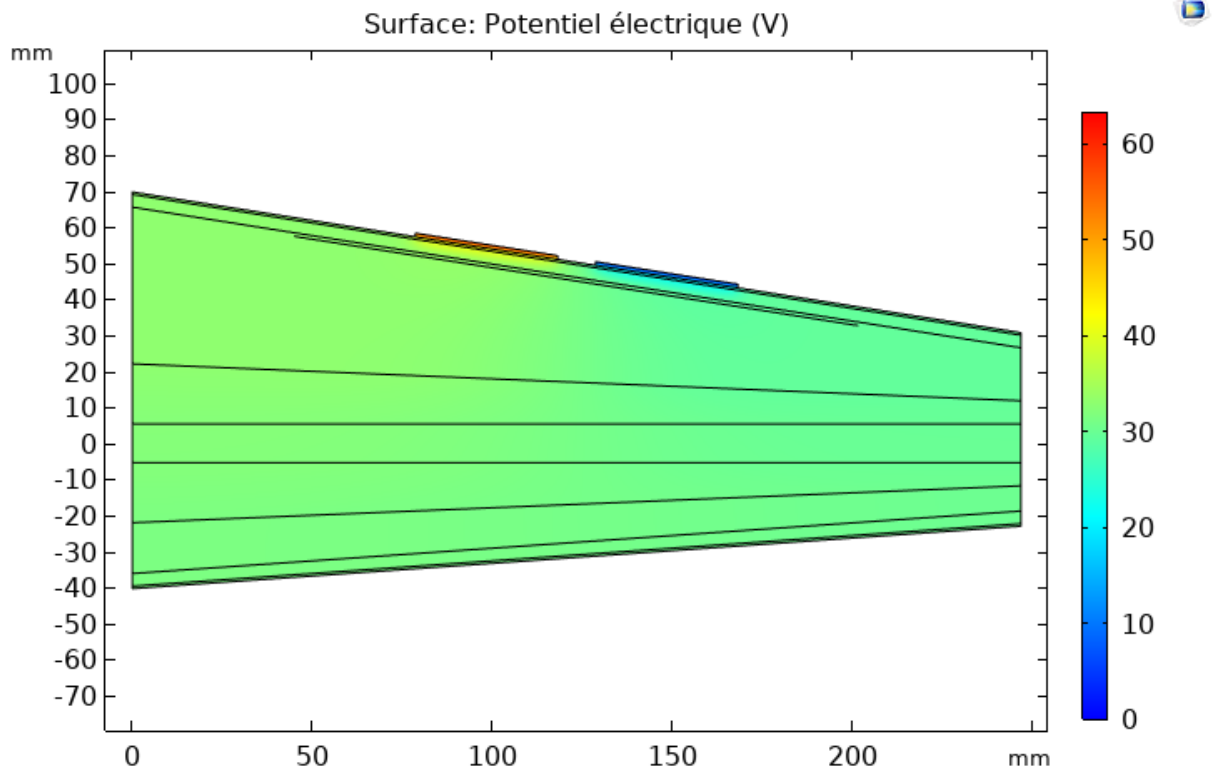


Figure III.3. Surface du potentiel électrique (V) induit par une stimulation bipolaire (électrodes de 40 mm, densité de 6 mA/cm^2).

On observe une répartition symétrique du potentiel autour des électrodes, caractéristique d'un montage bipolaire. Les valeurs maximales du potentiel sont localisées au voisinage immédiat des électrodes, puis décroissent avec la distance.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

La distribution de la densité de courant résultante est illustrée dans la figure ci-dessous :

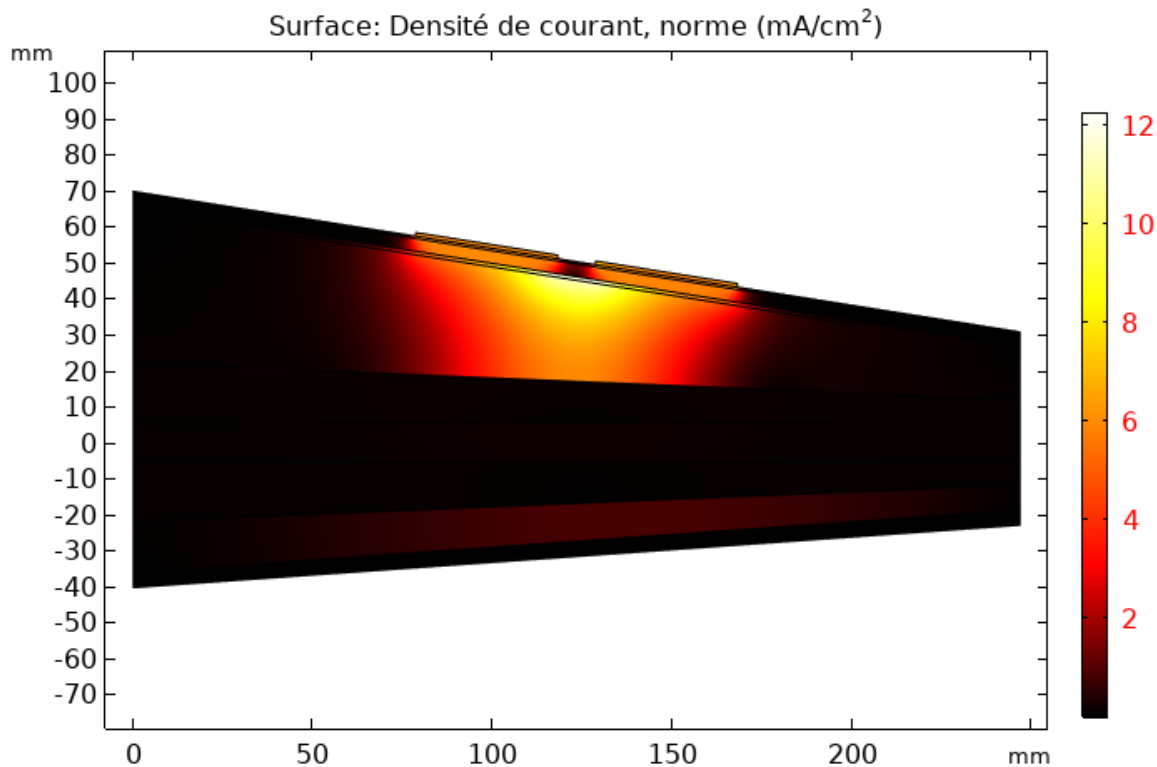


Figure III.4. Distribution de la densité du courant (mA/cm²) pour la même configuration.

Cette carte met en évidence une concentration de la densité de courant entre les deux électrodes. Le courant se propage préférentiellement à travers les tissus les plus conducteurs, principalement le muscle. L'intensité du champ électrique est maximale dans la zone intermédiaire entre les électrodes.

III.3.1.2. Influence des paramètres de stimulation bipolaire

L'étude a été approfondie à travers deux cas principaux afin d'analyser l'impact des paramètres de stimulation sur la réponse nerveuse modélisée.

Cas 1 – Influence de la distance entre les électrodes sur l'amplitude du potentiel simulé

Dans cette première analyse, la longueur des électrodes est maintenue constante à 40 mm, tandis que la distance entre les électrodes est successivement fixée à 5, 10, 20 et 50 mm.

Pour chaque configuration de distance, la densité de courant injectée est progressivement augmentée de 1 à 6 mA/cm², avec un pas de 1 mA/cm².

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

L'amplitude du potentiel généré dans le nerf a été relevée en fonction de la longueur du nerf, pour chaque combinaison.

La **Figure III.5** illustre l'effet combiné de la densité du courant et de la distance entre les électrodes sur la réponse nerveuse modélisée.

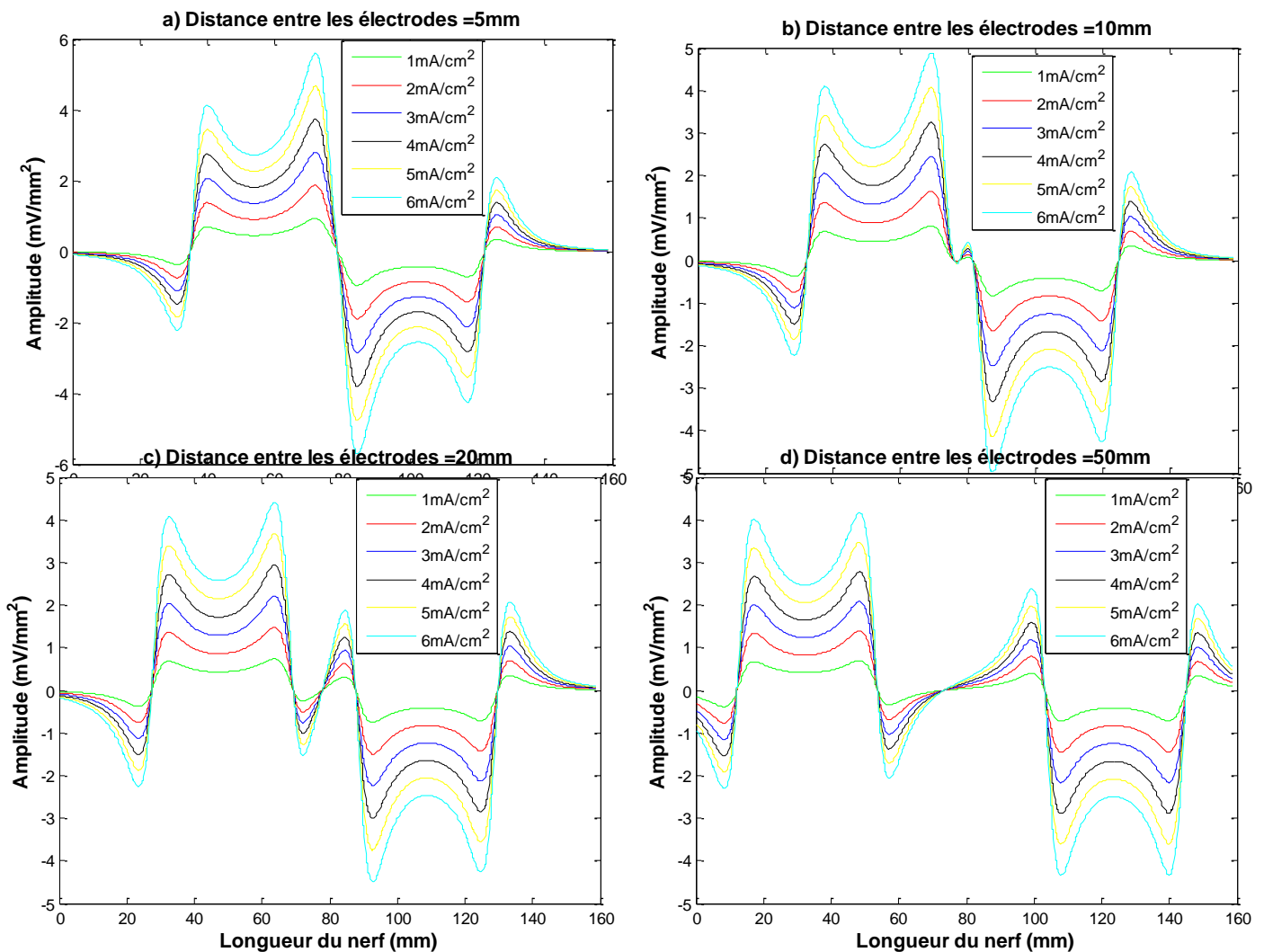


Figure III.5. Effet de la densité du courant et la distance entre les électrodes sur la réponse nerveuse

Pour une meilleure illustration des résultats obtenus précédemment (Figure III.5), l'amplitude maximale du potentiel est tracée en fonction de la densité de courant appliquée, pour différentes distances entre les électrodes (Figure III.6).

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

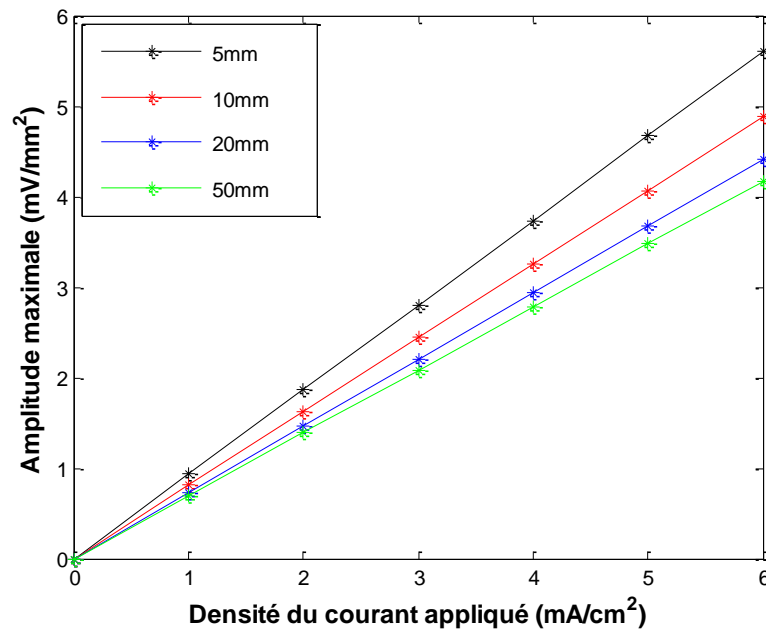


Figure III.6. Évolution de l'amplitude maximale du potentiel nerveux en fonction de la densité de courant appliquée, pour différentes distances entre les électrodes (5, 10, 20 et 50 mm).

Cas 2 – Influence de la profondeur du nerf sur la réponse nerveuse

Dans ce second cas, l'objectif est d'analyser l'impact de la profondeur du nerf dans le tissu sur l'efficacité de la stimulation bipolaire.

La configuration géométrique est la suivante :

- Longueur des électrodes : 40 mm
- Distance entre les électrodes : 10 mm

Trois densités de courant ont été considérées : 1 mA/cm², 3 mA/cm² et 6 mA/cm²

Pour chaque niveau de densité de courant, le nerf est positionné à des profondeurs croissantes sous la surface cutanée : 1 mm, 5,6 mm, 10,2 mm et 14,5 mm.

La figure III.7 présente l'évolution de l'amplitude du potentiel nerveux le long du nerf, en fonction de différentes profondeurs sous la surface cutanée et pour plusieurs densités de courant appliquées. Cette représentation permet d'évaluer l'influence de la profondeur du nerf sur l'efficacité de la stimulation bipolaire.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

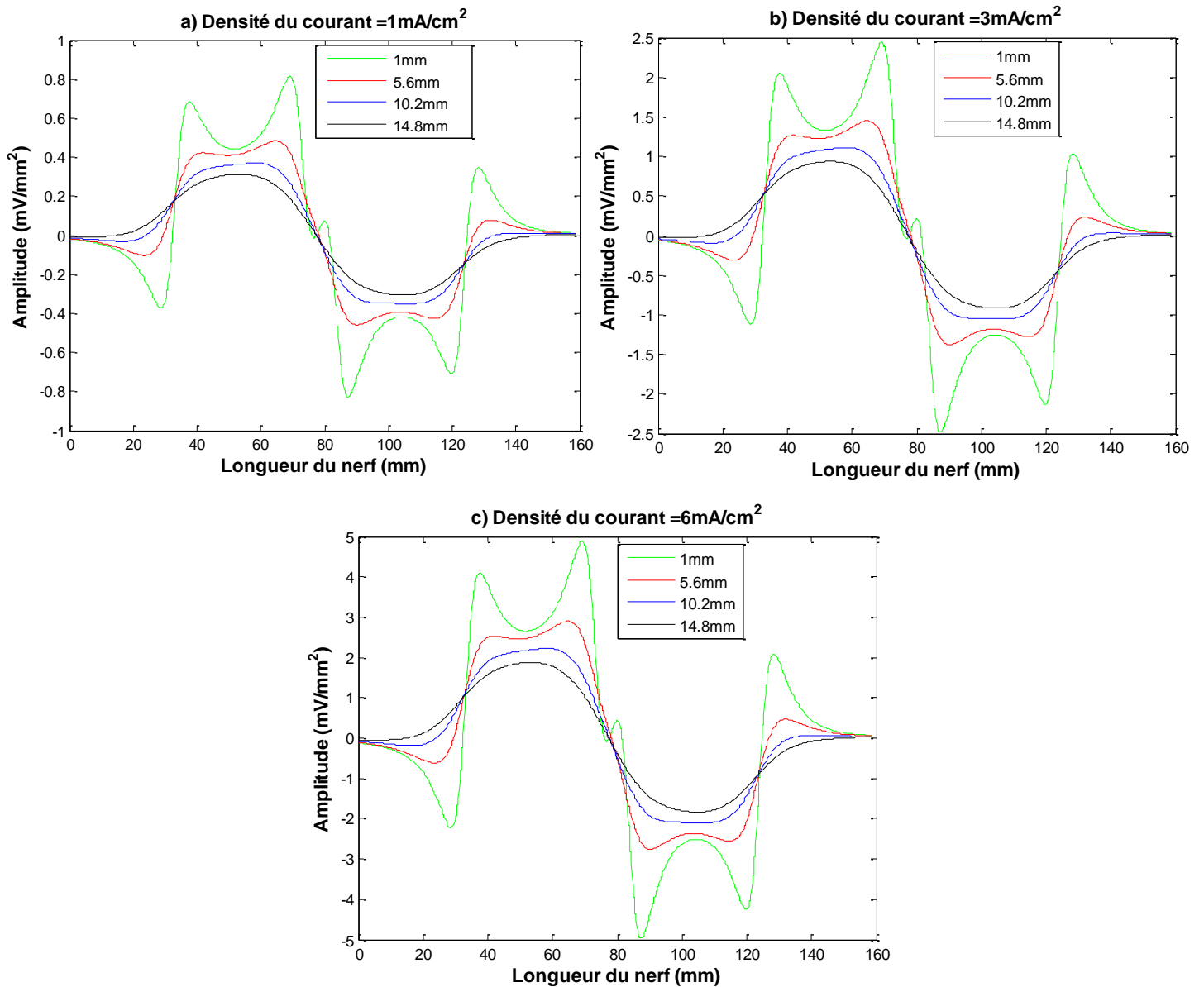


Figure III.7. Évolution de l'amplitude du potentiel nerveux en fonction de la position le long du nerf, pour différentes profondeurs (1 mm, 5,6 mm, 10,2 mm, 14,5 mm) et pour trois densités de courant (1, 3 et 6 mA/cm²)

La figure III.8 présente les amplitudes maximales du potentiel nerveux en fonction de la profondeur du nerf, pour plusieurs valeurs de densité de courant appliquées. Elle illustre clairement l'impact de la profondeur sur l'efficacité de la stimulation.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

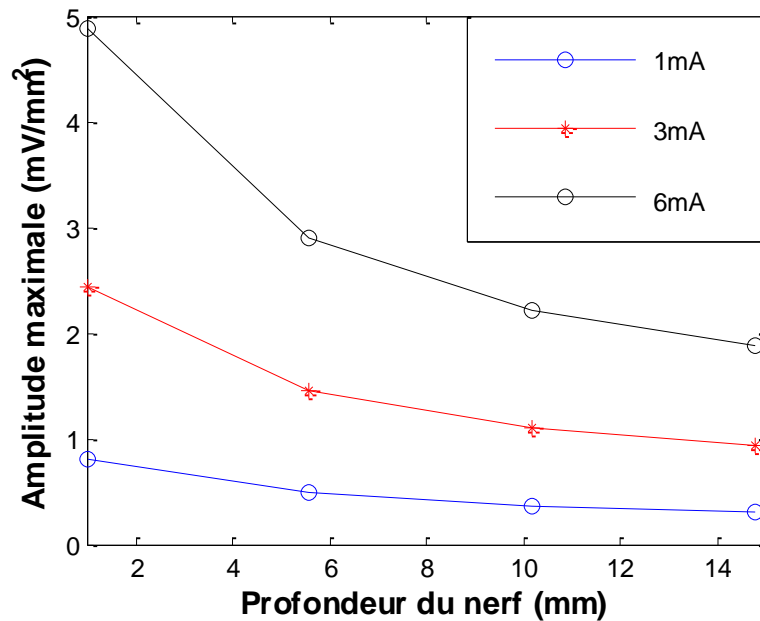


Figure III.8. Amplitudes maximales en fonction de la profondeur du nerf pour différentes valeurs de la densité du courant.

Ces observations confirment l'importance de la distance entre les électrodes et de la profondeur du nerf sur l'efficacité de la stimulation bipolaire. Ces éléments seront discutés de manière plus globale dans la conclusion du chapitre.

III.3.2. Stimulation monopolaire :

Dans cette seconde configuration, une stimulation **monopolaire** a été simulée à l'aide d'électrodes de différentes longueurs : **10 mm, 15 mm, 20 mm et 30 mm**. L'objectif est d'évaluer l'effet de la longueur de l'électrode active sur la distribution du potentiel électrique, de la densité de courant, ainsi que sur la réponse nerveuse.

III.3.2.1. Distribution du potentiel et de la densité du courant

La figure suivante illustre la distribution du potentiel électrique dans le modèle de l'avant-bras, pour une configuration monopolaire comprenant :

- Une électrode active de 40 mm de longueur,
- Une densité de courant appliquée de 6 mA/cm².

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

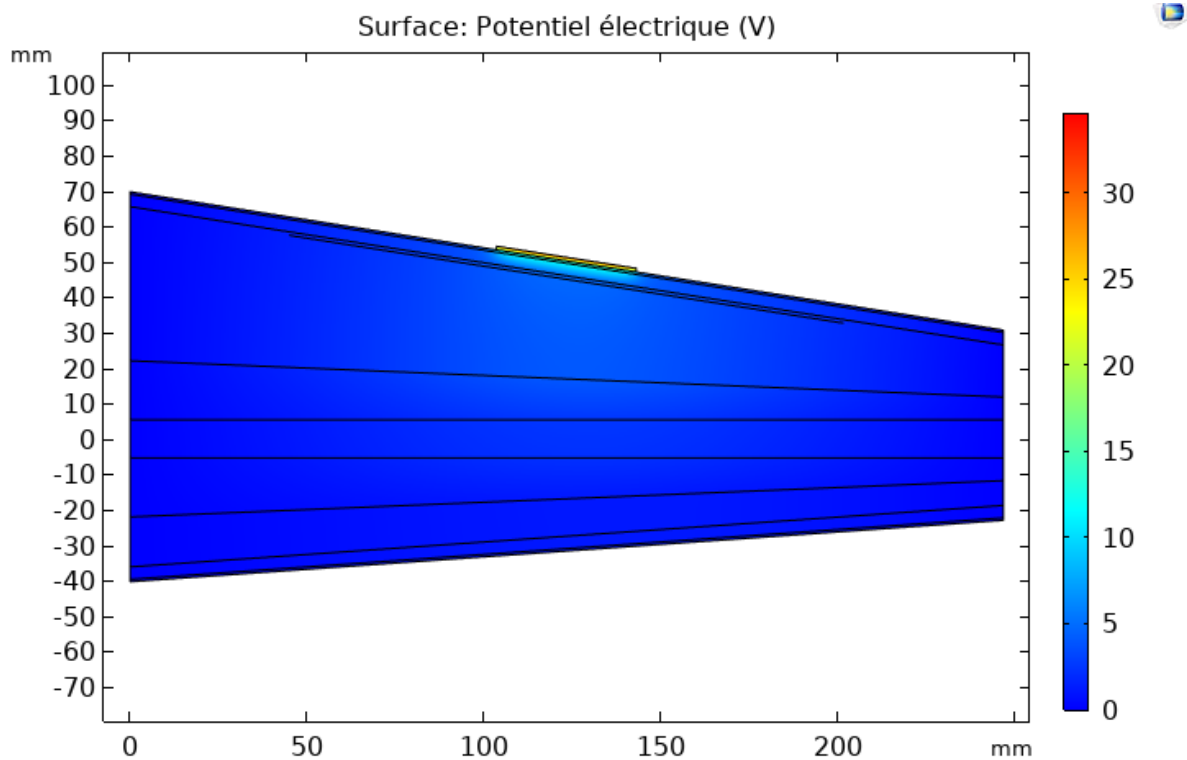


Figure III.9. La surface de potentiel électrique d'une stimulation monopolaire.

On observe une distribution asymétrique du potentiel, caractéristique du montage monopolaire. Le potentiel maximal est localisé à proximité immédiate de l'électrode, puis décroît rapidement dans le tissu environnant.

La figure suivante montre la distribution de la densité de courant associée à cette même configuration.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

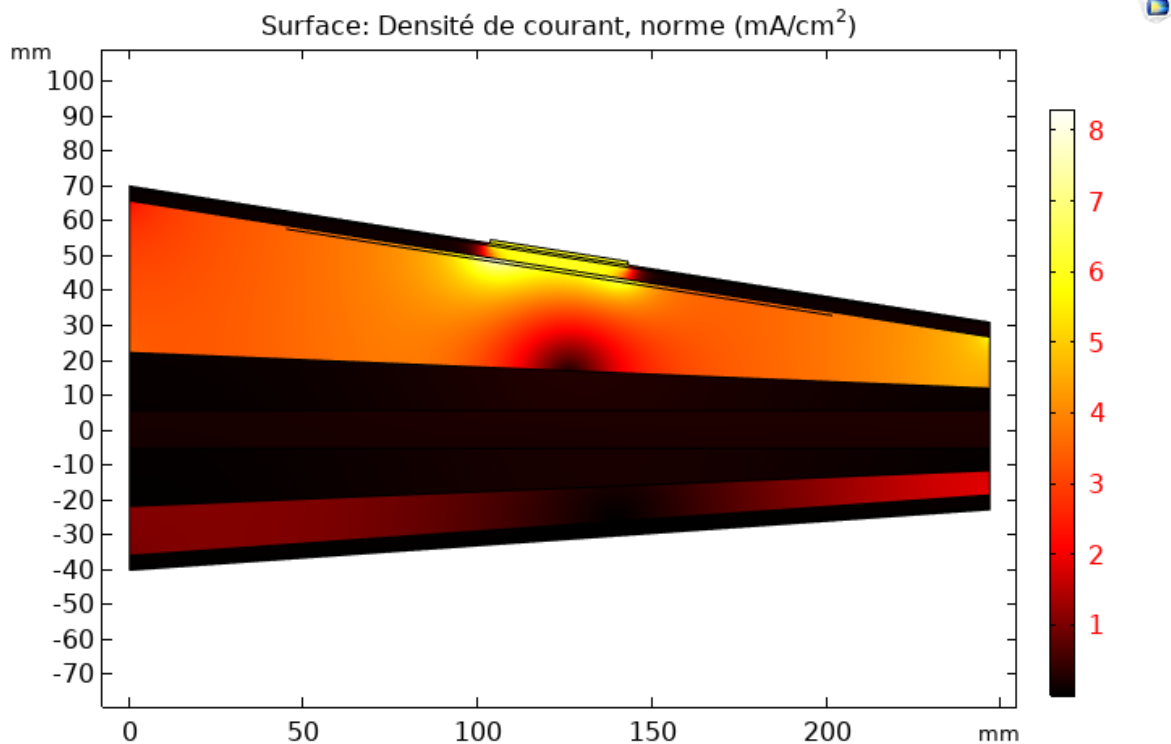


Figure III.10. Surface de la densité du courant générée par une stimulation monopolaire (électrode de 40 mm, 6 mA/cm²).

Cette carte met en évidence une concentration importante du courant autour de l'électrode active, avec une propagation préférentielle dans les tissus conducteurs comme le muscle. L'intensité décroît rapidement à mesure que l'on s'éloigne de l'électrode.

III.3.2.2. Influence des paramètres de stimulation monopolaire

Cas 1 – Influence de la longueur des électrodes sur l'amplitude du potentiel simulé

Dans cette analyse, la longueur des électrodes est successivement fixée à 10 mm, 15 mm, 20 mm et 30 mm.

Pour chaque configuration de longueur, la densité de courant injectée est progressivement augmentée de 1 à 6 mA/cm², par pas de 1 mA/cm².

L'amplitude du potentiel généré dans le nerf a été relevée en fonction de la position le long du nerf, pour chaque longueur d'électrode.

La Figure III.11 présente ces amplitudes en fonction de la position le long du nerf, pour chaque configuration.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

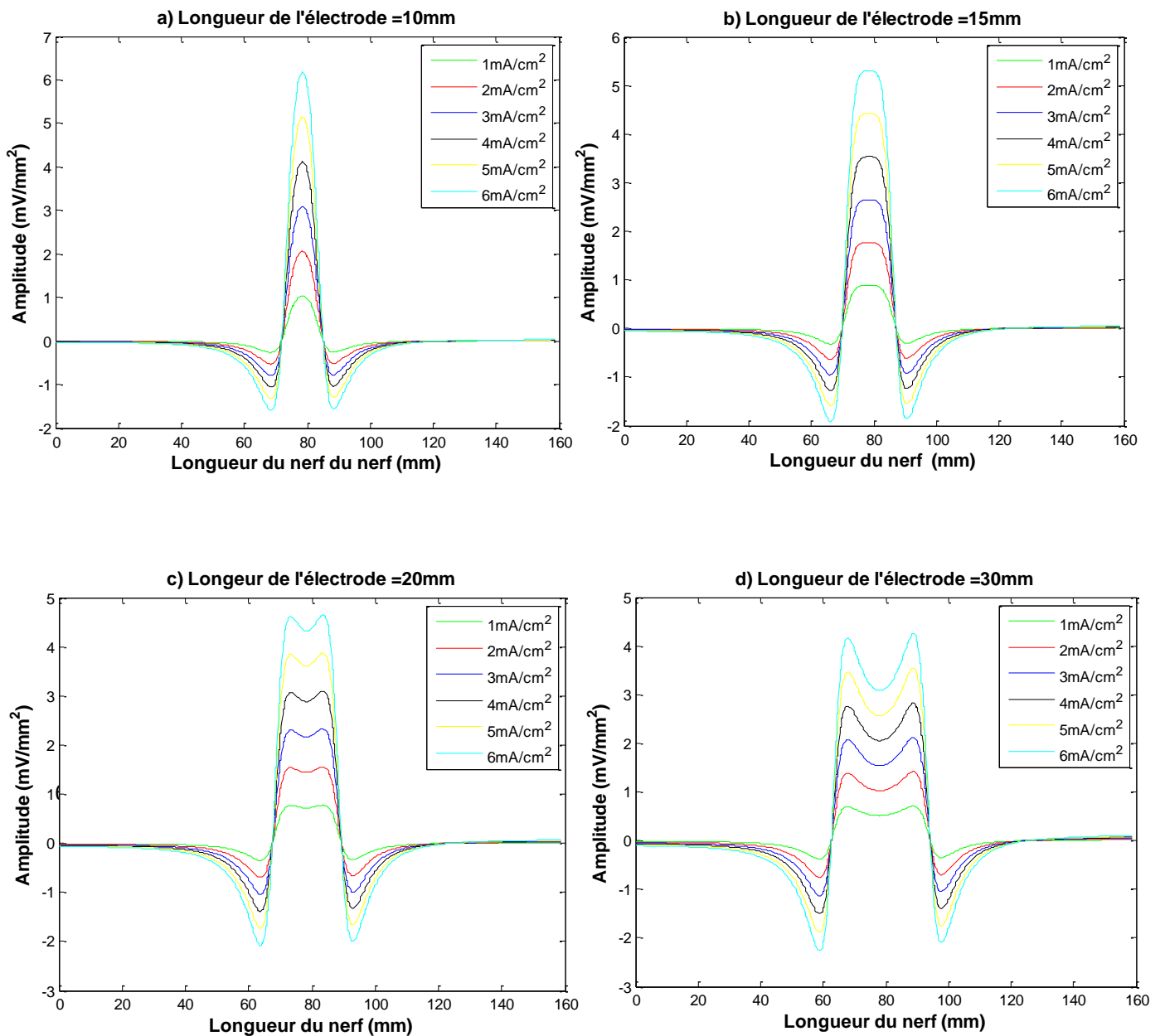


Figure III.11. Effet de la densité de courant et de la largeur des électrodes sur l'amplitude du potentiel nerveux

La figure suivante présente l'évolution de l'amplitude maximale du potentiel nerveux en fonction de la densité de courant appliquée, pour différentes longueurs d'électrodes.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

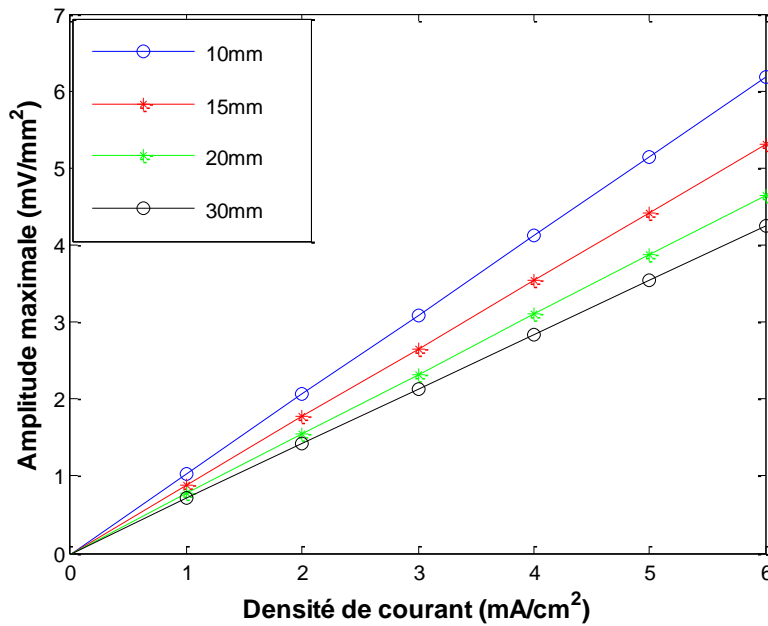


Figure III.12. Amplitude maximale en fonction de la densité du courant pour différentes longueurs d'électrodes

Cas 2 – Influence de la profondeur du nerf sur la réponse nerveuse

Dans ce second cas, l'objectif est d'analyser l'impact de la profondeur du nerf dans le tissu sur l'efficacité de la stimulation monopolaire.

La configuration géométrique adoptée est la suivante :

- Longueur de l'électrode : 15 mm
- Densités de courant appliquées : 1 mA/cm², 3 mA/cm² et 6 mA/cm²

Pour chaque valeur de densité de courant, le nerf est positionné à des profondeurs croissantes sous la surface cutanée : 1 mm, 5,6 mm, 10,2 mm et 14,8 mm.

La Figure III.13 présente l'évolution de l'amplitude du potentiel nerveux en fonction de la position le long du nerf, pour différentes profondeurs et différentes densités de courant appliquées.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

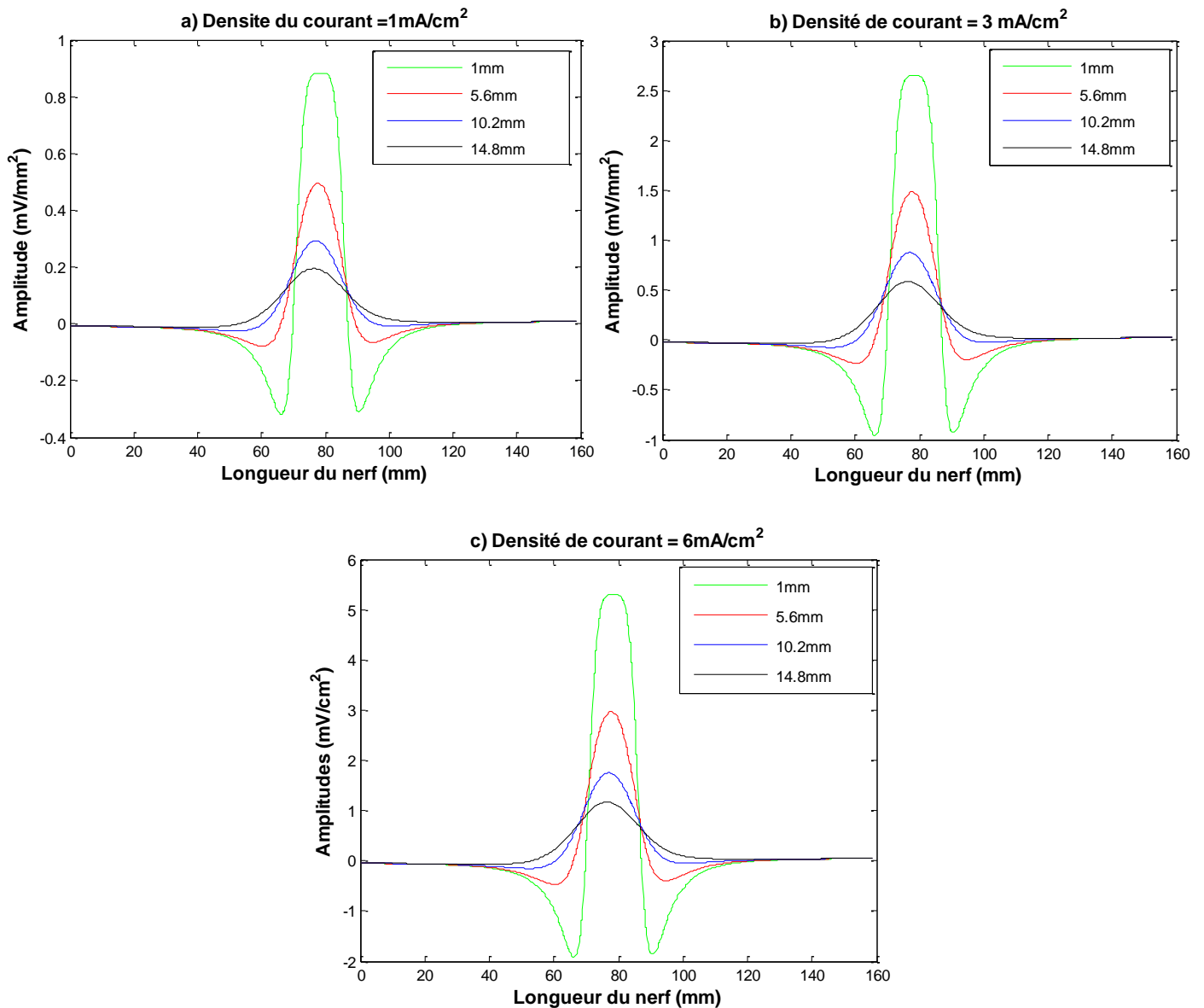


Figure III.13. Amplitude du potentiel nerveux en fonction de la position le long du nerf, pour différentes profondeurs et densités de courant.

Afin d'étudier l'influence de la profondeur du nerf et de la densité de courant appliquée, ce graphique présente l'évolution de l'amplitude maximale du potentiel nerveux en fonction de la profondeur du nerf.

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

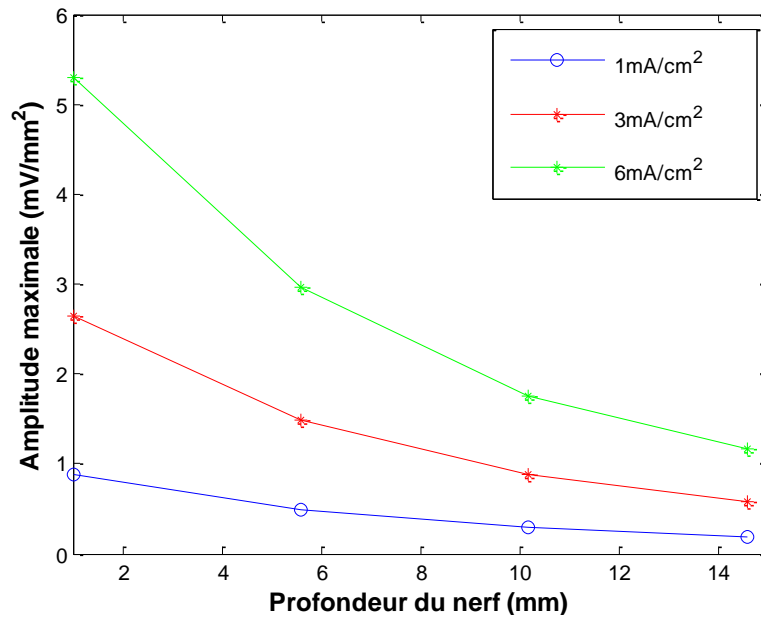


Figure III.14. Amplitude maximale du potentiel nerveux en fonction de la profondeur du nerf, pour différentes densités de courant.

Ces résultats mettent en évidence l'impact de la longueur de l'électrode et de la profondeur nerveuse sur la réponse en stimulation monopolaire. Leur interprétation globale est synthétisée dans la conclusion qui suit.

III.4. Conclusion :

Ce chapitre a permis de développer un modèle numérique 2D de l'avant-bras humain à l'aide du logiciel COMSOL Multiphysics, en s'appuyant sur une radiographie réelle afin de garantir une fidélité anatomique optimale. La géométrie intègre les principales couches tissulaires - peau, graisse, muscle, os cortical et moelle osseuse — auxquelles ont été attribuées des propriétés électriques (conductivité, permittivité) issues de la littérature scientifique.

L'objectif principal de cette modélisation était d'analyser la distribution du champ électrique et de la densité de courant lors de stimulations électriques de type monopolaire et bipolaire, en faisant varier plusieurs paramètres clés :

- La distance entre les électrodes (stimulation bipolaire),
- La largeur de l'électrode (stimulation monopolaire),

Chapitre III : Modélisation numérique de l'avant-bras pour l'étude de la stimulation électrique

- La densité de courant injecté,
- La profondeur du nerf ciblée.

Les résultats obtenus mettent en évidence plusieurs tendances importantes :

1. L'amplitude du potentiel nerveux diminue significativement avec la profondeur du nerf, soulignant la difficulté à stimuler efficacement les structures profondes sans augmenter l'intensité.
2. En stimulation bipolaire, une distance inter-électrodes réduite (5 mm) permet une concentration plus locale du champ électrique, tandis qu'une distance plus grande (50 mm) diffuse le courant, avec un impact sur l'efficacité de stimulation.
3. En stimulation monopolaire, l'augmentation de la largeur de l'électrode module la zone d'activation, mais a un effet plus limité sur l'amplitude comparé à la densité de courant.
4. Dans les deux configurations, l'augmentation de la densité de courant entraîne une élévation systématique de l'amplitude du potentiel nerveux, offrant un levier direct pour ajuster l'intensité de la stimulation.

Ces résultats fournissent une base quantitative pour l'optimisation des protocoles de stimulation, en mettant en évidence les relations entre les paramètres techniques et la réponse nerveuse simulée.

Conclusion générale

Conclusion générale :

À travers ce travail, nous avons exploré de manière progressive et complémentaire la stimulation électrique de l'avant-bras, en abordant successivement les principes fondamentaux, les aspects anatomiques, puis la modélisation numérique.

Dans un premier temps, il a été démontré que la stimulation électrique constitue une technique biomédicale majeure, reposant sur l'interaction complexe entre champs électriques et tissus biologiques. Ses nombreuses applications – neuromodulation, rééducation fonctionnelle, stimulation cardiaque – illustrent son potentiel thérapeutique, ainsi que les défis liés à la sécurité, la sélectivité et l'adaptabilité des protocoles.

L'étude anatomique et neurophysiologique de l'avant-bras a permis de mettre en lumière la richesse et la complexité de cette région. La compréhension fine de ses structures osseuses, musculaires, nerveuses et vasculaires est indispensable pour optimiser le positionnement des électrodes, interpréter les réponses obtenues, et assurer une stimulation sélective, efficace et confortable.

La modélisation numérique réalisée à l'aide de COMSOL Multiphysics a offert une approche prédictive et rigoureuse de la distribution du champ électrique et de la réponse nerveuse. Les résultats ont confirmé l'importance cruciale de paramètres tels que la distance entre les électrodes, la largeur des électrodes, la densité de courant, et la profondeur du nerf. Ces simulations constituent une base solide pour l'optimisation des protocoles de neurostimulation électrique transcutanée, en permettant de prédire la réponse nerveuse selon des paramètres techniques et anatomiques précis.

Ainsi, l'intégration des connaissances théoriques, anatomiques et numériques ouvre des perspectives prometteuses pour le développement de dispositifs thérapeutiques plus performants, sélectifs et personnalisés, en particulier en rééducation neurologique et gestion de la douleur.

Ce travail pourra être prolongé par l'enrichissement du modèle numérique, notamment par la modélisation tridimensionnelle, l'intégration de nerfs spécifiques (médian, ulnaire, radial), et la prise en compte des propriétés non linéaires ou fréquence-dépendantes des tissus biologiques.

Reference bibliographie

Reference bibliographie :

- [1] Merrill, D. R., Bikson, M., & Jefferys, J. G. (2005). Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols. *Journal of neuroscience methods*, 141(2), 171-198.
- [2] El Makssoud, H. (2005). *Modelisation et identification des muscles squelettiques sous stimulation électrique fonctionnelle* (Doctoral dissertation, Université Montpellier II-Sciences et Techniques du Languedoc).
- [3] Johns Hopkins Medicine. (n.d.). Pacemaker Insertion. Retrieved from <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/pacemaker-insertion>
- [4] Ashkan, K., Rogers, P., Bergman, H., & Ughratdar, I. (2017). Insights into the mechanisms of deep brain stimulation. *Nature Reviews Neurology*, 13(9), 548–554.
- [5] Peckham, P. H., & Knutson, J. S. (2005). Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. **Annual Review of Biomedical Engineering**, 7, 327–360.
<https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140103>
- [6] Plonsey, R., & Barr, R. C. (2007). **Bioelectricity: A Quantitative Approach** (3e éd.). Springer, pp. 127–151. <https://doi.org/10.1007/978-1-4757-3152-1>
- [7] Merletti, R., & Farina, D. (2009). *Surface electromyography: physiology, engineering and applications*. IEEE Press.
- [8] Alon, G., & Smith, G. V. (2005). Tolerance and conditioning to neuro-muscular electrical stimulation within and across sessions. *NeuroRehabilitation*, 20(3), 183–190.
- [9] <https://www.bluetens.com/de/blog/Beitrag/electrostimulation-positionnement-electrodes.html>
- [10] Micoulaud-Franchi, J. A., Quiles, C., & Vion-Dury, J. (2013, June). Éléments pour une histoire de l'électricité et du cerveau en psychiatrie. Applications thérapeutiques de la stimulation externe et de l'enregistrement électrique en psychiatrie (Partie II). In *Annales Médico-psychologiques, revue psychiatrique* (Vol. 171, No. 5, pp. 323-328). Elsevier Masson.
- [11] <https://www.historytoday.com/archive/months-past/galvani-discovers-animal-electricity>
- [12] <https://axion.shop/fr/products/appareil-tens-stim-pro-x9b>
- [13] Gandevia, S C, R D Herbert, et J B Leeper. 1998. « Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions ». *The Journal of Physiology* 512 (Pt 2): 595–602.
<https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.595be.x>.

- [14] [https://www.neurotracshop.com/pages/42/choisir-parametre-tens#:~:text=Il%20existe%203%20types%20de,\(en%20milliamp%C3%A8re%2C%20mA\).](https://www.neurotracshop.com/pages/42/choisir-parametre-tens#:~:text=Il%20existe%203%20types%20de,(en%20milliamp%C3%A8re%2C%20mA).)
- [15] Gobbo, M., Gaffurini, P., Bissolotti, L., Esposito, F., & Orizio, C. (2011). Electrical stimulation of quadriceps femoris at different knee angles: implications for torque and muscle activation. *European Journal of Applied Physiology*, 111(10), 2365–2371.
- [16] Ward, A. R., & Shkuratova, N. (2002). Russian electrical stimulation: The early experiments. *Physical Therapy*, 82(10), 1019–1030.
- [17] McIntyre, C. C., Grill, W. M., Sherman, D. L., & Thakor, N. V. (2004). Cellular effects of deep brain stimulation: model-based analysis of activation and inhibition. *Journal of Neurophysiology*, 91(4), 1457–1469.
- [18] Butson, C. R., & McIntyre, C. C. (2005). Tissue and electrode capacitance reduce neural activation volumes during deep brain stimulation. *Clinical Neurophysiology*, 116(10), 2490–2500.
- [19] Goubel, F. (2017). *L'unité motrice : Représentation schématique de l'innervation de plusieurs fibres musculaires par un seul motoneurone* . Dans F. Goubel, *Physiologie du muscle strié squelettique* (Fig. 4). Porte de recherche. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.17335.73125>.
- [20] Gabriel, S., Lau, R. W., & Gabriel, C. (1996). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. **Physics in Medicine & Biology**, 41(11), 2231–2249.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/001>
- [21] Français, O., & Le Pioufle, B. (2013). La mesure de la bio-impédance d'un végétal comme moyen d'introduire le domaine de la biologie dans une formation EEA. *J3eA*, 12, 0018.
- [22] Institut Français de la Vigne et du Vin. (2022, 21 septembre). *Extraction des polyphénols par les champs électriques pulsés*. Pleinchamp. <https://www.pleinchamp.com/actualite/extraction-des-polyphenols-par-les-champs-electriques-pulses>
- [23] Rattay, F. (1999). *The basic mechanism for the electrical stimulation of the nervous system*. *Neuroscience*, 89(2), 335–346. [https://doi.org/10.1016/S0306-4522\(98\)00330-3](https://doi.org/10.1016/S0306-4522(98)00330-3)
- [24] Knotkova, H., Nitsche, M. A., & Cruciani, R. A. (2013). Transcranial direct current stimulation: a novel approach to pain management. **The Journal of Pain**, 14(4), 411–421.
<https://doi.org/10.1016/j.jpain.2012.11.001>
- [25] Réseau de santé Horizon. (s.d.). *Stimulation cérébrale profonde (SCP)*. HorizonNB. <https://horizonnb.ca/fr/services/cliniques/cliniques-des-troubles-du-mouvement-de->

[neuromodulation-et-de-therapie-par-pompes-a-baclofene-intrathecale-bit/stimulation-cerebrale-profonde-scp/](#)

[26] Chopinet-Mayeux, L. (2013). *Effets des champs électriques pulsés milli et nanosecondes sur cellules et tissus* [Thèse de doctorat, Université Paul Sabatier – Toulouse III]. HAL. <https://tel-00874040>

[27] PESCHANSKI, N., & JOLY, L. d'un stimulateur cardiaque.

[28] Smayra, K., & Kebouchi, T. A. (2024). *Coude et avant-bras : anatomie des muscles et des os*. Kenhub. Dernière mise à jour : 25 avril 2024.

Lien : <https://www.kenhub.com/fr/library/anatomie/coude-et-avant-bras>

[29] Standring, S. (Ed.). (2021). *Gray's Anatomy : The Anatomical Basis of Clinical Practice* (42nd ed., pp. 877–890). Elsevier.

[30] https://www.researchgate.net/figure/radius-and-ulna-The-elbow-would-be-at-the-top-and-wrist-at-the-bottom-of-the-diagram_fig15_338912205

[31] Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2018). *Clinically Oriented Anatomy* (8th ed.). Wolters Kluwer.

[32] Doctissimo. (s.d.). *La peau, les boutons et l'acné*. Doctissimo.

https://www.doctissimo.fr/html/dossiers/peau_boutons/sa_3884_peau.htm

[33] Standring, S. (Ed.). (2021). *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice* (42nd ed., pp. 899–905). Elsevier.

[34] Thierry Souccar Éditions. (2013, 29 août). *Les fascias, qu'est-ce que c'est ?* Thierry Souccar Éditions. https://thierrysouccar.com/blogs/sport/les-fascias-quest-ce-que-cest?srsItd=AfmBOoo6H_YKEePSwUOshATNrGurxRixORG4f-UEnKW93boEq2cUvJXU

[35] Rouvière & Delmas (2002). *Anatomie humaine : descriptive, topographique et fonctionnelle. Tome 3 : Membres*. Paris : Masson.

[36] Larousse Médical. (s.d.). *Artère radiale*. Larousse.

https://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/radiale/15716_Larousse

[37] Moore, Dalley & Agur (2018). *Clinically Oriented Anatomy* (8^e éd.). Wolters Kluwer.

[38] Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2012). *Motor unit*. In *Comprehensive Physiology*. Wiley. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100087>.

- [39] Kenhub. (2023). *Motor unit*. Retrieved from <https://www.kenhub.com>.
- [40] Kandel, E. R., Koester, J. D., Mack, S. H., & Siegelbaum, S. A. (2021). *Principles of Neural Science* (6th ed.). McGraw-Hill.
- [41] Delagi, E. F., & Perotto, A. O. (2011). *Anatomic Guide for the Electromyographer : The Limbs and Trunk* (5th ed.). Charles C. Thomas Publisher.
- [42] Laboratoire de neurophonie vocale. (sd). *Le potentiel d'action* . <https://speechneurolab.ca/le-potentiel-daction/>.
- [43] Rattay, F. (1989). *Analysis of Models for External Stimulation of Axons*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 36(7), 676–682. <https://doi.org/10.1109/10.32099>.
- [44] Kraft, S. P., & Boinagrov, D. (2010). *Electrical Stimulation of Excitable Tissue: Design of Neuroprosthetic Devices*. In D. Zhou & E. Greenbaum (Eds.), *Implantable Neural Prostheses 2: Techniques and Engineering Approaches* (pp. 3–27). Springer. https://doi.org/10.1007/978-0-387-98120-3_1.
- [45] Popović, D. B., Sinkjær, T., & Popović, M. B. (2012). *Electrical Stimulation : History, Applications, and Forward Vision*. In *Neurorehabilitation Technology* (pp. 111–130). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-2277-7_6.
- [46] Raspopović, S., Valle, G., & Petrini, F. M. (2020). *Sensory feedback for limb prostheses in amputees*. *Nature Materials*, 19(6), 568–576.
- [47] van der Linden, M. L., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., & Robb, J. E. (2008). *Functional electrical stimulation to the ankle dorsiflexors and quadriceps in children with cerebral palsy*. *Pediatric Physical Therapy*, 20(1), 23–29. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31815eca7c>.
- [48] Thérapie Miroir. (sd). *AVC et électrostimulation* . <https://therapiemiroir.com/avc-et-electrostimulation/>
- [49] Akhtari, M., Bryant, H. C., Mamelak, A. N., Flynn, E. R., Heller, L., Shih, J. J., & Sutherling, W. W. (2002). *Conductivities of three layered brain tissues measured in the rat cerebral cortex* . *Brain Topography*, 14(4), 255–265.
- [50] COMSOL Multiphysics® Documentation. (2023). *Modeling in Life Sciences* . COMSOL AB.
- [51] Gabriel, S., Lau, R. W., & Gabriel, C. (1996). *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey* . *Physics in Medicine and Biology*, 41(11), 2231–2249.
- [52] Foster, K. R., & Schwan, H. P. (1989). *Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review* . *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(1), 25–104.

Reference bibliographie

[53] Hart, F. X., & Joyner, K. H. (2001). *A three-dimensional model of skeletal muscle for use in biomechanical analyses*. Journal of Biomechanics, 34(9), 1137–1143.

[54] F. Rattay, “Analysis of models for extracellular fiber stimulation,” IEEE Trans. Biomed. Eng., 36(7), 676682, 1989.

[55] Kuhn A, Keller T (2005) A 3d transient model for transcutaneous functional electrical stimulation. In: International functional electrical stimulation society conference, vol 10, Montreal, Canada, pp 385–387

Résumé:

Ce mémoire porte sur la stimulation électrique des tissus biologiques, en comparant les configurations monopolaire et bipolaire. Après une revue théorique et une étude anatomique de l'avant-bras, un modèle 2D a été développé sous COMSOL Multiphysics à partir d'images réelles, intégrant les propriétés électriques des tissus. Les simulations ont permis d'analyser l'influence de plusieurs paramètres : profondeur du nerf, distance inter-électrodes, largeur des électrodes et densité de courant. Les résultats montrent que la stimulation bipolaire offre une meilleure sélectivité, tandis que la stimulation monopolaire permet une activation plus étendue. Ce travail propose une base numérique pour optimiser les protocoles de neurostimulation et améliorer leur efficacité clinique.

Mots Clés: Stimulation électrique transcutanée, électrode de stimulation, stimulation monopolaire, stimulation bipolaire, neurostimulation, modélisation numérique, avant-bras humain.

Abstract:

This project focuses on the electrical stimulation of biological tissues, comparing monopolar and bipolar configurations. Following a theoretical review and an anatomical study of the forearm, a 2D model was developed using COMSOL Multiphysics based on real imaging data, incorporating the electrical properties of various tissues. Simulations were used to analyze the influence of several parameters: nerve depth, inter-electrode distance, electrode width, and current density. The results show that bipolar stimulation provides better selectivity, while monopolar stimulation enables broader activation. This work offers a numerical foundation for optimizing neurostimulation protocols and improving their clinical effectiveness.

Keywords: Transcutaneous electrical stimulation, stimulation electrode, monopolar stimulation, bipolar stimulation, neurostimulation, numerical modeling, human forearm.