

Filière : Génie Biologique

Département Génie Biomédical

Projet de Fin d'étude :

Mécanismes de transmission des signaux dans la nature

Entreprise accueillante :

Comptoir General Du Ressort

Période de stage : 10 Février au 25 Juillet

Réalisé par :

Mourad OUTMANI

Encadrants d'entreprise :

M. Hervé ORCIERE

Dr. Loic TADRIST

Dr. Erick DOUSSET

Encadrants Académique :

Dr. Claudia HERRERA LEON

Dr. Antoine FAYEULLE

Printemps 2025

Remerciement

Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude à l'ensemble des personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce travail de fin d'études.

Je tiens particulièrement à remercier mon tuteur M. Erick Dousset pour son soutien constant durant mes recherches bibliographiques, ainsi que pour ses explications patientes sur la physiologie des cellules nerveuses et les principes d'électrophysiologie. Ces enseignements ont été essentiels à ma compréhension des mécanismes de transmission des signaux dans la nature.

Mes remerciements sincères vont également à Monsieur Loic Tadrist, pour ses conseils avisés dans la conception des pièces et son aide précieuse pour transformer mes idées en solutions concrètes et réalisables.

Je remercie chaleureusement Guillaume, qui m'a formé à l'utilisation des machines d'impression 3D et m'a aidé à les réparer lorsque j'ai rencontré des pannes, me permettant ainsi de poursuivre sereinement la réalisation pratique de mon projet.

Enfin, j'exprime ma reconnaissance à Monsieur Hervé Orcier, directeur de la R&D chez CGR, pour le soutien financier apporté, qui a permis de couvrir l'ensemble de mes dépenses et de concrétiser ce travail dans les meilleures conditions.

À toutes ces personnes, je suis profondément reconnaissant pour leur disponibilité, leurs conseils et leur engagement, qui ont grandement enrichi cette expérience et ont contribué à la réussite de ce projet.

Sommaire

Table de Figures.....	4
Introduction.....	5
Abstract	6
Point sur l'entreprise	7
Présentation sur l'entreprise	7
CGR et les laboratoires communs	7
Problématique.....	9
Objectifs de stage	10
Chapitre 1 : État de l'art.....	11
Les bases électrophysiologiques	11
Génération et propagation du potentiel d'action.....	11
Retour à l'équilibre	11
Les articles qui existent déjà.....	12
1) Article: Flexible iontronics based on 2D nanofluidic material [2]	12
2) Article: Bioinspired nervous signal transmission system based on two-dimensional laminar nanofluidics [3].....	13
Explication du matériau MXene	13
Solutions envisagées dans notre projet	14
Choix de solution.....	15
Etude comparative	15
Résumé des articles étudiés sur les électrolytes et conducteurs ioniques	16
Préparation de la solution bio-inspirée	17
Chapitre 2 : Création des prototypes	19
Premier prototype	19
Description	19
Résultat de Premier Prototype	20
Conclusion des résultats de premier prototype	21
Deuxième prototype.....	21
Description	21
Choix de matériels	22
La Réalisation.....	23
Branchement de prototype 2 Version 1	25
Les résultats de prototype V2.....	25

Prototypes V2.1	26
Résultat de prototype V2.1.....	27
Hypothèses et interprétations des résultats	27
Traitements des hypothèses.....	28
Etapes reste à réaliser	31
Conclusion	32
Bibliography.....	33

Table de Figures

Figure 1 : Les laboratoires Communs	8
Figure 2 : Principe d'électrophysiologie	11
Figure 3 : Solution proposé par l'article	13
Figure 4 : Image microscopique du MXene	14
Figure 5 : Préparation de Ti3C2	14
Figure 6 : Schéma de troisième solution	15
Figure 7 : Premier Prototype	20
Figure 8 : Schéma explicatif de premier prototype	20
Figure 9 : Résultat pour une fréquence de 3 MHz.....	20
Figure 10 : Résultat pour une fréquence de 1 MHz.....	20
Figure 11 : Résistance de câble en fonction de diamètre et longueur.....	21
Figure 12 : Schéma explicatif de deuxième prototype	22
Figure 13 : L'imprimante 3D Volumic	23
Figure 14 : L'imprimante en résine	23
Figure 15 : Pièce pour fixer la membrane version 1	24
Figure 16 : Pièce pour fixer la membrane version 2	24
Figure 17 : Pièce pour fixer la membrane version 3 avec joint torique	24
Figure 18 : Pièce pour mesurer le signal version 2.....	24
Figure 19 : Pièce pour mesurer le signal version 1.....	24
Figure 20 : Branchement de prototype V2	25
Figure 21 : Branchement électrique de prototype V2.....	25
Figure 22 : Nouveau Connecteur T	26
Figure 23 : Ancien connecteur T	26
Figure 24 : Résultat prototype V2.1--Après 1 heure.....	27
Figure 25 : Résultat prototype V2.1--Début	27
Figure 26 : Résultat de solution d'hypothèse 1	29
Figure 27 : Support de membrane circulaire.....	29
Figure 28 : Support de membrane carré	29
Figure 29 : Dépôt de sels sur la membrane.....	30
Figure 30 : PH mètre Schott instruments lab 870	30

Introduction

Face à la demande croissante de leurs clients pour des circuits électroniques sans cuivre, CGR a lancé plusieurs projets de recherche et développement visant à identifier des alternatives innovantes aux conducteurs métalliques traditionnels.

L'un de ces projets s'inscrit dans une démarche bio-inspirée : il consiste à s'inspirer de la physiologie humaine et plus précisément de la neurophysiologie. Il s'agit ici de transposer les mécanismes de conduction et de transmission d'un influx nerveux vers la conception de nouvelles structures conductrices artificielles et adaptées aux applications industrielles.

Afin de concrétiser ce travail, une collaboration a été mise en place entre l'entreprise CGR et l'Institut des Sciences du mouvement (UMR-CNRS 7287). Deux équipes de ce laboratoire ont été impliquées. L'équipe « Dynamiques comportementales & cognition » (groupe plasticité des Systèmes Nerveux & Musculaire) permettant de combiner une recherche bibliographique approfondie sur la physiologie et l'électrophysiologie neuronale, avec la réalisation d'un prototype. Et l'équipe « Systèmes Bio-inspirés » chargées de la phase expérimentale visant à traduire ces concepts biologiques en solutions techniques concrètes.

Ce rapport présente le contexte du projet, la méthodologie adoptée, ainsi que les principaux résultats et perspectives qu'offre cette approche Bio-inspirée dans le domaine de l'ingénierie et de la conception de circuits électroniques innovants.

Abstract

This project is part of an innovation initiative led by CGR to respond to client demands for copper-free electronic circuits. Within this context, several research projects were launched to explore alternative solutions inspired by nature.

The subject of this report focuses on studying how electrical signals are transmitted in biological systems, particularly within the human nervous system, and investigating whether these mechanisms could inspire new ways to design and manufacture conductive pathways without traditional metallic materials.

In order to bring this work to fruition, a collaboration was established between the company CGR and the Institute of Movement Sciences (UMR-CNRS 7287). Two teams from this laboratory were involved. The “Behavioral Dynamics & Cognition” team (Neural & Muscular Systems Plasticity group) contributed by combining an in-depth literature review on neuronal physiology and electrophysiology with the development of a prototype. The “Bio-inspired Systems” team was responsible for the experimental phase, aimed at translating these biological concepts into concrete technical solutions.

The results highlight promising directions for biomimetic approaches to signal transmission and contribute to CGR's broader effort to innovate beyond conventional copper-based solutions.

Point sur l'entreprise

Présentation sur l'entreprise

Fondée en 1963, CGR International est un groupe industriel français spécialisé dans le formage à froid, le surmoulage et la production de composants mécaniques et mécatroniques. Avec plus de 1 500 employés répartis dans 20 usines situées dans 8 pays sur 4 continents, CGR accompagne ses clients partout dans le monde, principalement dans les secteurs de l'aéronautique, de l'automobile et de l'électrotechnique.

L'entreprise est reconnue pour son expertise en co-ingénierie, grâce à des équipes composées d'ingénieurs spécialisés en conception mécanique, science des matériaux et procédés de production. CGR se distingue par sa capacité à concevoir et fabriquer sur mesure des ressorts, sous-ensembles et autres pièces métalliques complexes, tout en garantissant un haut niveau de qualité certifié (ISO 9001, IATF 16949, EN/AS 9100, ISO 14001).

Grâce à une combinaison unique de savoir-faire industriel, de présence internationale et d'esprit collaboratif, CGR International développe en permanence de nouvelles solutions techniques, notamment dans le cadre de projets de recherche appliquée, comme celui présenté dans ce rapport, visant à trouver des alternatives innovantes au cuivre dans les circuits électroniques.

CGR et les laboratoires communs

Dans le cadre de sa stratégie d'innovation, CGR International a mis en place plusieurs laboratoires communs en partenariat avec des instituts de recherche et des universités françaises.

L'objectif de ces collaborations est double : bénéficier de l'expertise scientifique et technique des laboratoires universitaires, tout en travaillant sur des problématiques concrètes issues de l'industrie.

Ce modèle permet d'accélérer le transfert de connaissances et d'explorer de nouvelles pistes technologiques, grâce à l'accès aux équipements spécialisés et aux compétences pointues des équipes de recherche.

Actuellement, CGR mène des projets de R&D avec trois laboratoires communs complémentaires :

Le laboratoire C³, en collaboration avec le CNRS et l'Institut Charles Sadron (ICS). Les travaux de ce laboratoire se concentrent sur la plastronique, c'est-à-dire l'intégration de fonctions électroniques directement sur des pièces en plastique. Parmi les sujets étudiés figure notamment la recherche d'une alternative au cuivre : l'objectif est de développer ou d'adapter des plastiques capables de conduire l'électricité pour fabriquer des circuits électroniques innovants et allégés.

Le laboratoire Strain, avec l'INSA Toulouse et l'Institut Clément Ader (ICA). Ce partenariat s'oriente plutôt vers la recherche fondamentale et appliquée à travers des travaux de recherche postdoctorale et des analyses techniques approfondies. Il vise à mieux comprendre le comportement mécanique des matériaux et des composants dans des conditions réelles d'utilisation.

Le laboratoire CGR'een, en partenariat avec l'Université d'Aix-Marseille. C'est dans ce cadre que s'inscrit le projet présenté dans ce rapport. Ce laboratoire commun s'appuie sur une approche bio-inspirée, cherchant à s'inspirer des systèmes biologiques pour concevoir de nouvelles solutions industrielles. Plus précisément, il s'agit d'étudier les mécanismes naturels de transmission des signaux électriques dans le système nerveux pour imaginer des alternatives aux conducteurs métalliques traditionnels.

Ces laboratoires communs représentent une stratégie d'innovation ouverte : CGR y apporte ses problématiques industrielles réelles, tandis que les laboratoires universitaires contribuent par leurs expertises scientifiques, leurs moyens expérimentaux et leur connaissance approfondie des matériaux et des procédés avancés.

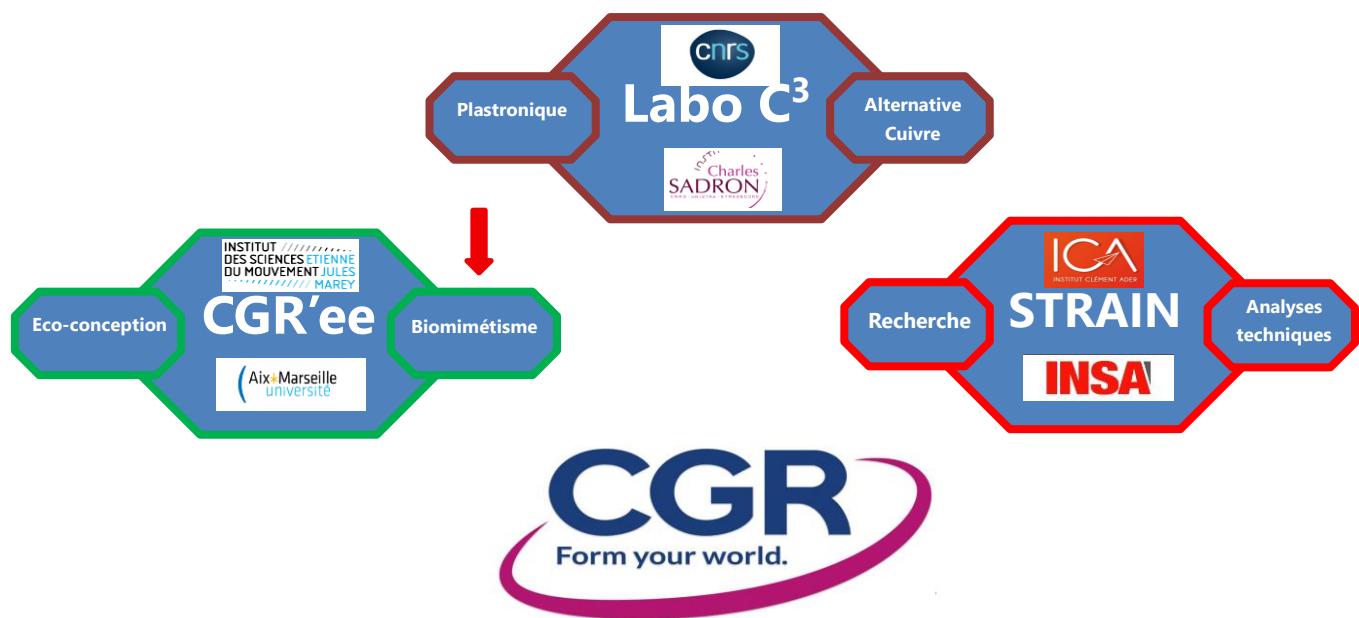


Figure 1 : Les laboratoires Communs

Problématique

Face aux enjeux environnementaux et aux contraintes économiques liés à l'utilisation massive du cuivre dans l'industrie électronique, CGR International a initié plusieurs projets visant à concevoir des circuits électriques et électroniques sans cuivre.

Dans ce contexte, une approche particulièrement innovante consiste à s'inspirer du système nerveux humain, où la transmission rapide et fiable des signaux électriques se fait sans fil conducteur métallique, mais grâce à des phénomènes électrochimiques mettant en jeu des ions et des protéines membranaires.

La question centrale de ce projet est donc la suivante :

Comment les principes biologiques de transmission des signaux électriques — notamment le rôle des potentiels d'action et des pompe sodium-potassium — peuvent-ils inspirer la conception de nouveaux matériaux ou dispositifs permettant de transmettre un signal électrique sans recourir à un conducteur métallique comme le cuivre ?

Cette problématique soulève plusieurs sous-questions :

- Quels sont les mécanismes fondamentaux qui assurent la rapidité et la fiabilité de la transmission de l'influx nerveux dans les axones ?
- Existe-t-il déjà des études ou des recherches qui ont tenté de résoudre ce problème, et quelles conclusions ou pistes ont-elles apportées ?
- Est-il possible de transposer ou d'adapter ces mécanismes à des matériaux industriels ou des architectures technologiques ?
- Quelles sont les limites et les contraintes techniques pour transformer une idée bio-inspirée en solution concrète et industrialisable ?
- Est-il techniquement possible de reproduire ou de s'inspirer de ces phénomènes naturels pour concevoir des dispositifs industriels ou des matériaux conducteurs innovants ?
- Quelles sont les limites pratiques et technologiques de cette transposition entre système biologique et circuit électronique ?

En explorant cette problématique, ce projet vise à faire le lien entre connaissances biologiques et besoins industriels, afin d'ouvrir des pistes nouvelles pour la conception de circuits électroniques plus durables et innovants.

Objectifs de stage

Les principaux objectifs de ce travail sont les suivants :

1. Réaliser une étude bibliographique approfondie

- Explorer et analyser la littérature scientifique existante sur la transmission des signaux électriques dans les systèmes biologiques, notamment au niveau des neurones et des potentiels d'action.
- Identifier et comprendre les principes fondamentaux tels que la dynamique des ions, l'action des canaux ioniques voltage-dépendants et le rôle de la pompe sodium-potassium.

2. Étudier différentes solutions techniques possibles

- Rechercher et comparer les approches déjà explorées pour reproduire, par des matériaux ou dispositifs techniques, des mécanismes bio-inspirés de conduction électrique.
- Évaluer la faisabilité et les avantages/inconvénients de ces solutions dans un contexte industriel.

3. Réaliser un prototypage et des manipulations expérimentales

- Concevoir et fabriquer un ou plusieurs prototypes permettant de tester concrètement certaines hypothèses issues de l'étude bibliographique et des comparaisons techniques.
- Utiliser les moyens techniques disponibles au sein du laboratoire commun CGR'een et de l'Université d'Aix-Marseille (impression 3D, mesure et caractérisation).

4. Comparer et analyser les résultats obtenus

- Étudier la performance, les limites et le potentiel d'industrialisation des prototypes réalisés.

5. Tirer une conclusion générale

- Faire la synthèse pour la poursuite de projet et les prochaines recherches

Chapitre 1 : État de l'art

Dans le système nerveux des organismes vivants, les signaux sont transmis sous forme d'influx nerveux, également appelés potentiels d'action. Ces signaux électrochimiques ne nécessitent aucun fil métallique : ils reposent sur la dynamique contrôlée des ions à travers la membrane des axones [1].

Les bases électrophysiologiques

Au repos, la membrane d'un axone maintient une différence de potentiel (environ -70 mV), grâce à une répartition inégale des ions sodium (Na^+) et potassium (K^+) de part et d'autre de la membrane plasmique. Cette différence est entretenue par la pompe sodium-potassium (Na^+/K^+ ATPase), qui consomme de l'énergie (ATP) pour expulser trois ions Na^+ vers l'extérieur et faire entrer deux ions K^+ à l'intérieur de la cellule.

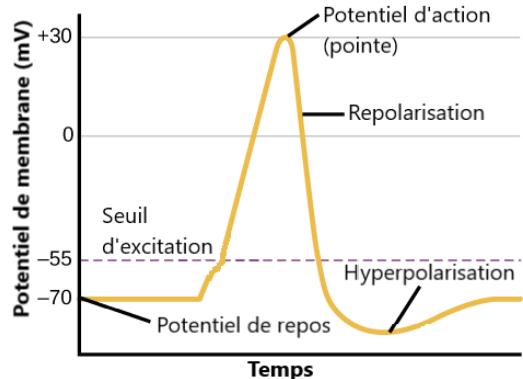


Figure 2 : Principe d'électrophysiologie

Génération et propagation du potentiel d'action

Lorsqu'un neurone reçoit un stimulus suffisant, des canaux ioniques voltage-dépendants s'ouvrent permettant ainsi au départ de l'axone (qui est comme un câble prolongeant le neurone et permettant de transmettre l'information sous forme de train de potentiels d'action) les mécanismes suivants :

- Les canaux sodiques s'ouvrent rapidement, permettant aux ions Na^+ d'entrer massivement dans la cellule, provoquant une dépolarisation de la membrane (le potentiel passe en positif, jusqu'à +30 mV).
- Ensuite, ce changement de potentiel électrique referme les canaux sodiques et les canaux potassiques s'ouvrent, laissant sortir les ions K^+ , ce qui entraîne une repolarisation de la membrane, parfois suivie d'une hyperpolarisation transitoire.

Cette onde de dépolarisation et repolarisation se propage le long de l'axone du neurone, sans perte de signal, grâce à l'ouverture séquentielle de ces canaux ioniques.

Retour à l'équilibre

En même temps, la pompe Na^+/K^+ rétablit progressivement les concentrations ioniques initiales, maintenant ainsi la capacité du neurone à générer de nouveaux signaux.

Ce mécanisme est remarquable :

- Il permet de transmettre rapidement un signal électrique (vitesse jusqu'à plus de 100 m/s)
- Sans nécessiter de conducteur métallique en utilisant uniquement la dynamique des ions et des protéines membranaires.

L'idée de ce projet est donc d'étudier en détail ces principes naturels pour envisager de nouvelles approches dans la transmission des signaux électriques dans des circuits industriels, potentiellement en développant des matériaux polymères dopés, ou des architectures inspirées du modèle biologique.

Les articles qui existent déjà

Dans le cadre de ce projet, une revue de littérature a été menée pour explorer les solutions existantes s'appuyant sur la bio-inspiration, et plus précisément sur l'idée de reproduire artificiellement le mode de conduction ionique observé dans le système nerveux. L'objectif de ces recherches est d'identifier des alternatives aux circuits métalliques traditionnels, permettant de transmettre des signaux électriques en s'appuyant sur des mécanismes ioniques plutôt qu'électroniques.

Deux articles récents, issus de travaux menés en Chine, proposent des solutions innovantes basées sur des matériaux bidimensionnels et la nanofluidique ionique :

1) Article: Flexible iontronics based on 2D nanofluidic material [2]

Cet article présente le développement d'un dispositif souple (flexible) exploitant des **matériaux nanofluidiques bidimensionnels** pour conduire un flux ionique, à l'image de ce qui se passe dans un neurone.

L'idée est d'utiliser des canaux extrêmement fins, situés entre des couches de matériaux 2D, pour guider les ions et ainsi créer un « courant ionique ».

La particularité de ce travail est d'avoir utilisé un composite à base d'**oxyde de graphène**. Grâce à la structure en feuillets du graphène, séparés par quelques nanomètres, les ions peuvent circuler rapidement dans les espaces intercalaires, ce qui favorise la conduction.

Ce système cherche à imiter la transmission du potentiel d'action dans les neurones, où l'information est portée par le déplacement rapide et organisé d'ions, et non par des électrons comme dans un conducteur métallique.

2) Article: Bioinspired nervous signal transmission system based on two-dimensional laminar nanofluidics [3]

Ce deuxième article propose une approche très proche, également bio-inspirée, mais en utilisant cette fois un matériau bidimensionnel à base de carbone de titane, appartenant à la famille des **MXenes**.

Ici aussi, l'idée est de reproduire un réseau de canaux ioniques où les ions peuvent circuler avec rapidité et efficacité, à la manière des potentiels d'action le long de l'axone.

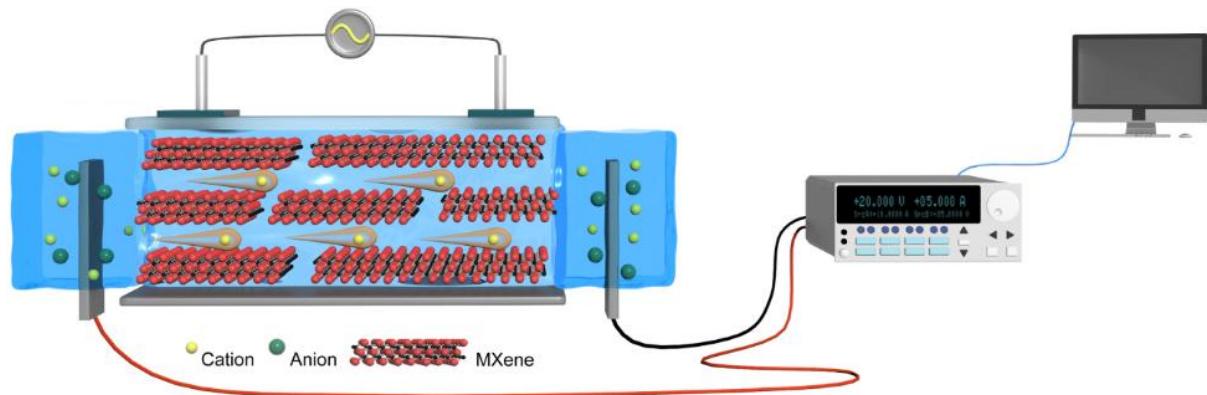


Figure 3 : Solution proposé par l'article

Cette étude est particulièrement pertinente pour notre projet car elle vise explicitement à développer une alternative aux fils métalliques pour la transmission d'un signal électrique, en s'inspirant directement de la biologie.

Explication du matériau MXene

Les **MXenes** sont une famille de matériaux bidimensionnels dérivés des phases dites MAX, qui ont une structure cristalline lamellaire de type $Mn+1AXn$, où M est un métal de transition (par ex. titane), A un élément du groupe IIIA ou IVA (par ex. aluminium) et X est soit du carbone, soit de l'azote [4].

La préparation d'un MXene consiste généralement à éliminer sélectivement la couche d'aluminium (A) de la phase MAX pour obtenir une structure en feuillets, où le métal de transition (titane) reste lié au carbone.

Prenons l'exemple du Ti_3AlC_2 pour la préparer il faut passer par la technique :

Gravure chimique (etching) :

- On plonge la poudre de Ti_3AlC_2 dans une solution contenant de l'acide fluorhydrique (HF) ou un mélange de fluorure et d'acide (ex. LiF + HCl).

- L'aluminium est ainsi dissous sous forme d'ions Al^{3+} , ce qui permet de « délaminer » la structure et de créer des feuillets.

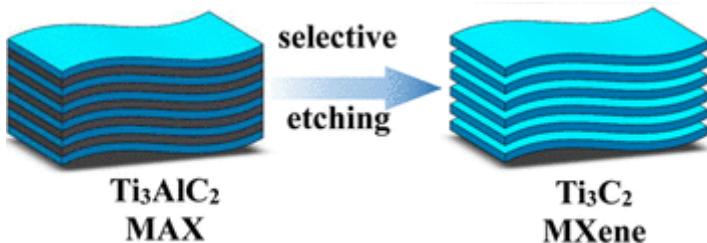


Figure 5 : Préparation de Ti_3C_2 MXene

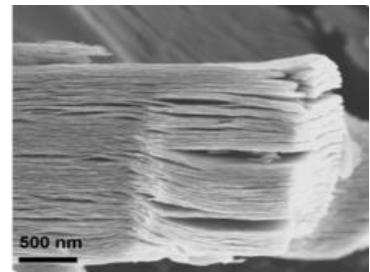


Figure 4 : Image microscopique du MXene

Les **MXenes** présentent plusieurs propriétés intéressantes :

- Excellente conductivité électrique et ionique
- Structure en couches permettant la création de canaux intercalaires pour le transport ionique

Ces caractéristiques rendent les MXenes adaptés pour concevoir des dispositifs ioniques qui imitent les réseaux biologiques : les **espaces entre les couches** servent « d'autoroutes ioniques » où les ions peuvent circuler plus librement, augmentant ainsi la vitesse et l'efficacité de la transmission du signal.

Solutions envisagées dans notre projet

Ces deux études proposent l'utilisation de matériaux bidimensionnels, notamment des **MXenes**, capables de former des structures en couches laissant circuler facilement les ions entre elles, reproduisant ainsi l'effet d'un canal ionique. Suite à cette analyse, trois solutions principales ont été retenues pour être explorées dans le cadre du projet :

- 1. Utiliser un support solide à base de MXene pour créer des canaux ioniques**
L'idée est de relier deux parties d'un système électronique en s'appuyant sur la conduction ionique dans les canaux formés entre les feuillets de MXene. En créant une différence de concentration en ions et donc un potentiel électrique, on peut transférer le signal d'une extrémité à l'autre grâce au flux ionique guidé par la structure du matériau.
- 2. Utiliser une solution liquide (ex. eau distillée dopée aux ions)**
Dans cette approche, on remplace le support solide par un liquide initialement isolant (eau distillée), que l'on rend conducteur en y ajoutant des électrolytes. La solution ionique ainsi obtenue peut faire office de « fil liquide » reliant deux parties d'un système, la conduction reposant sur le déplacement des ions dissous sous l'effet d'un potentiel électrique.
- 3. Créer un axone artificiel inspiré de la membrane neuronale**
Cette solution consiste à réaliser un système tubulaire contenant des **nanoports sélectifs** (Selon l'article [5]) qui laissent passer les ions positives tout en bloquant les

ions négatives. En utilisant la technique d'électroporation¹ on peut créer des nanopores. Cela permettrait de reproduire la propagation d'un potentiel d'action artificiel et donc de transmettre un signal d'un point à un autre de manière bio-inspirée.

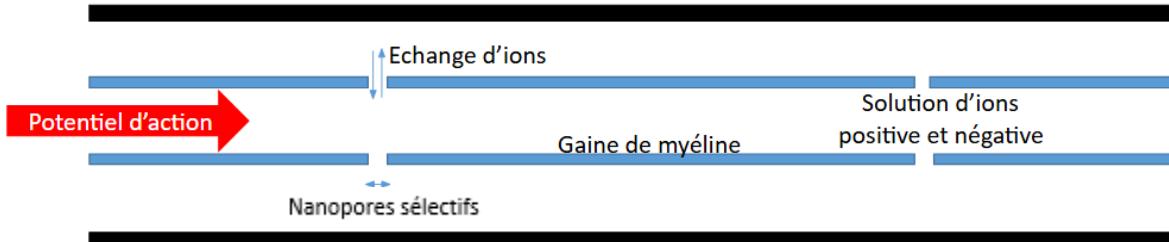


Figure 6 : Schéma de troisième solution

Choix de solution

Après analyse, la troisième solution s'est révélée trop complexe à réaliser dans le cadre de ce projet, en raison de la difficulté de fabrication et du manque d'équipements adaptés dans le laboratoire commun.

Par conséquent, nous avons décidé de concentrer nos travaux expérimentaux et comparatifs sur les deux premières solutions :

- L'utilisation d'un support solide en **MXene**
- L'utilisation d'une solution **liquide ionique**

Etude comparative

Le **MXene Ti₃C₂** (dérivé de la phase MAX Ti₃AlC₂) est un matériau bidimensionnel particulièrement prometteur grâce à sa conductivité électrique élevée, mesurée généralement entre **4600 et 6 500 S·cm⁻¹** selon la littérature [6].

Cette conductivité est comparable à celle de certains métaux, ce qui en fait un bon candidat pour la transmission d'un signal électrique via conduction ionique dans les espaces intercalaires.

Calculant la résistivité de Ti₃C₂ pour un fil de 10cm de longueur et 6mm de diamètre :

Selon la Loi de Pouillet $R = \frac{L}{\alpha A}$ Avec :

R = Résistance (ohms, Ω)

L = Longueur du conducteur ou du tube (mètres)

A = Section transversale du tube (mètres carrés)

σ = Conductivité électrique du liquide (siemens par mètre, 65×10⁴ S/m)

Calculant A la section du câble :

$$A = \pi \times r^2$$

$$A = \pi \times (3 \times 10^{-3})^2$$

$$A = 28.2 \text{ mm}^2$$

Qui nous donne R :

$$R = \frac{10 \times 10^{-2}}{65 \times 10^4 \times 28.2 \times 10^{-6}}$$

R = 5.4 mΩ Pour un câble de Ti3C2 de 10 cm de longueur et 6mm de section

On fait la même calcule pour le cuivre (Conductivité = $59.6 \times 10^6 \text{ S/m}$, Selon [7])

$$R = \frac{10 \times 10^{-2}}{59.6 \times 10^6 \times 28.2 \times 10^{-6}}$$

R = 59.4 μΩ 100 fois inférieur que 5.4 mΩ de Ti3C2

Deuxième solution

Après avoir étudié la solution basée sur le support solide en MXene, nous nous intéressons maintenant à la **deuxième solution**, qui consiste à utiliser un **liquide conducteur** obtenu en ajoutant des électrolytes à une solution initialement isolante comme l'eau distillée. Cette approche repose sur la conduction ionique, où le signal électrique est transmis grâce au déplacement des ions dissous sous l'effet d'un potentiel électrique.

Avant de réaliser des prototypes et des mesures expérimentales, il est important de **comparer les différents électrolytes disponibles** (par exemple KCl, NaCl, CaCl₂, etc.) afin d'identifier celui qui offre le meilleur compromis entre :

- Conductivité ionique
- Disponibilité et coût

Résumé des articles étudiés sur les électrolytes et conducteurs ioniques

La **première** étude « Ultra-high xylan content solid-state ionic conductors with mechanical excellence » [8] s'intéresse au développement de conducteurs ioniques solides à base de xylane, un polymère naturel dérivé de la biomasse. L'objectif est de proposer une alternative durable aux matériaux pétroliers traditionnels, en combinant haute résistance mécanique et conductivité ionique ($\sim 3,7 \times 10^{-4} \text{ S/m}$). Le matériau final, un élastomère solide sans liquide, se distingue par son élasticité exceptionnelle et sa capacité d'auto-guérison.

Une deuxième étude s'est concentrée sur les électrolytes liquides [9], en expliquant le rôle des ions dissous dans la conduction électrique. Elle établit la distinction entre électrolytes forts, faibles et non-électrolytes, et compare la conductivité de différentes solutions aqueuses en fonction de leur concentration. Parmi les électrolytes forts courants figurent NaCl, KCl et HCl, tandis que l'eau pure ou des solvants comme l'éthanol sont non-conducteurs.

Les électrolytes polymères gélifiés (GPE), utilisés dans les batteries à l'état solide représentent également une solution intéressante. En effet, ces gels combinent les avantages d'une conduction ionique élevée (10–2 à 10–1 S/m) et d'une bonne stabilité mécanique. Ils sont fabriqués en dissolvant des sels comme LiTFSI ou LiClO₄ dans une matrice polymère, et peuvent être formulés pour résister aux court-circuits (dendrites) et être imprimés en 3D [10].

Enfin, des calculs de premiers principes ont été réalisés sur un électrolyte solide dopé au sélénium : Li₁₀GeP₂S₁₂ (LGPS) [11]. Ces matériaux solides présentent un grand intérêt pour remplacer les électrolytes liquides inflammables [11].

Le choix d'électrolytes

Ainsi, la question du choix des électrolytes apparaît comme essentielle. Au vu de la littérature scientifique, nous avons décidé d'utiliser des électrolytes liquides en raison de leur facilité de mise en œuvre, de leur disponibilité et de leur coût réduit. Selon ? & Vitz, 2024 [9], les électrolytes sont classés comme suit :

- **Électrolytes forts** : NaCl, NaI, KCl, KI, AgNO₃, HCl, HNO₃, NaOH, KOH, Na₂SO₄, Na₂CO₃, K₂CO₃, MgCl₂, CaCl₂, SrCl₂, BaCl₂, Ba(OH)₂, MgSO₄, CaSO₄, CuSO₄, ZnSO₄
- **Électrolytes faibles** : HC₂H₃O₂ (acide acétique), NH₃ (ammoniac), HgCl₂
- **Non-électrolytes** : O₂ (oxygène), C₂H₅OH (éthanol), C₁₂H₂₂O₁₁ (sucre)

Après étude comparative de ces résultats, nous avons choisi d'utiliser le **KCl** comme électrolyte, en raison de sa bonne stabilité dans l'eau distillée (qui constitue notre support liquide) et de son coût accessible, tout en garantissant une conductivité ionique satisfaisante pour le prototype.

Préparation de la solution bio-inspirée

En nous appuyant sur la littérature scientifique précédemment citée, nous avons constaté qu'il est nécessaire de trouver un compromis entre deux aspects :

- Augmenter la concentration en ions pour améliorer la conductivité de la solution,

- Sans toutefois dépasser un seuil critique où peut apparaître le phénomène de « **ion crowding** » (concentration excessive d'ions limitant la mobilité ionique et donc réduisant la conductivité effective).

Selon les travaux de l'article [9], une proportion optimale consiste à préparer un mélange contenant **35 % en masse de KCl** dissous dans de l'eau distillée, soit :

$$\text{Poids de KCl/Poids d'eau distillé} = 0,35$$

Cette formulation vise à garantir une bonne conductivité tout en maintenant la stabilité et la fluidité de la solution, pour la rendre exploitable dans le cadre du projet. Selon l'article une solution de 35%wt de KCL nous donne une conductivité de 1 S/m.

Calculant la résistance d'un câble de liquide bio-inspiré de 10cm de longueur et 6mm de diamètre :

$$\text{Utilisant la loi de Pouillet } R = \frac{L}{\alpha A}$$

On trouve :

$$R = 3.54 \mu\Omega$$

Après analyse des calculs et des articles, nous avons créé le tableau suivant pour regrouper tous les résultats et critères pris en compte pour le choix.

Tableau 1 : Tableau comparatif des solutions

Matériel	Conductivité (S/m)	Résistance Ω	Coût	Complexité
Cuivre	59.6×10^6	59.4 μΩ	0.0023 €/g	Facile
Ti3C2	65×10^4	5.4 mΩ	70 €/g	Compliqué
KCL	1	3.54 KΩ	0.04 €/g	Facile

D'après Sigma-Aldrich

Selon le tableau, nous avons décidé de continuer avec le **KCl** malgré sa résistance élevée, car cela reste une solution raisonnable en termes de prix et de complexité.

Chapitre 2 : Création des prototypes

Premier prototype

Description

Après l'étude bibliographique des solutions possibles et le choix de continuer avec la solution à base d'eau distillée et de KCl, nous passons maintenant à la réalisation du premier prototype.

L'objectif de ce prototype est d'identifier les limites de notre liquide bio-inspiré et d'analyser ses principales caractéristiques. Pour cela, nous allons utiliser un tube transparent de 10 cm de longueur et de 6 mm de diamètre, rempli d'un mélange d'eau distillée et de KCl. La transparence du tube est essentielle afin de pouvoir observer directement le comportement du liquide. L'eau distillée doit être parfaitement pure, afin d'assurer une conductivité initiale proche de zéro et de tester la transmission d'un signal sans ajout de KCl. Enfin, nous utiliserons du KCl pur pour garantir la cohérence entre les résultats théoriques de conductivité et les mesures expérimentales.

Budget

Pour le budget du projet, le directeur nous a fixé une limite de 10 000 €, un montant suffisant pour ce type de réalisation. Nous commençons ainsi par le premier prototype, dont le coût est estimé à 481 €, sans inclure les frais liés aux outils déjà disponibles au laboratoire, comme l'oscilloscope, ni le matériel d'impression 3D fourni par l'établissement.

Tableau 2 : Devis de premier prototype

Référence	Description	Qté	P.U.H.T. Net (EUR/€)	Total Net H.T. (EUR/€)
1. Z609803-1PAK	BOLA PTFE tubing,10m, ID 6mm, OD 8mm Date de disponibilité 29/4/2025 - Qté 1	1	121,00	121,00
2. Z609722-1PAK	BOHLENDER(R) PTFE TUBING I.D. X O.D. 1.& Date de disponibilité 29/4/2025 - Qté 1	1	38,30	38,30
3. Z609765-1PAK	BOHLENDER(R) PTFE TUBING I.D. X O.D. 2.& Date de disponibilité 29/4/2025 - Qté 1	1	103,00	103,00
4. 12636-1KG	POTASSIUM CHLORIDE MAX. 0,0001 % AL EXTR Date de disponibilité 29/4/2025 - Qté 1	1	40,00	40,00
5. 270733-1L	WATER, FOR HPLC Date de disponibilité 29/4/2025 - Qté 1	1	35,80	35,80

Référence	Description	Qté	P.U.H.T. Net (EUR/€)	Total Net H.T. (EUR/€)
6. P2FREIGHT	Frais (voir conditions de ventes)	1	63,00	63,00
			Montant Total HT (EUR/€)	401,10
			T.V.A. (20.00%)(EUR/€)	80,22
			Montant Total TTC (EUR/€)	481,32

Pour le premier prototype, nous allons fixer un tube rempli de notre liquide bio-inspiré. Des électrodes seront immergées aux deux extrémités du tube : l'une sera connectée au générateur de tension, et l'autre reliée à l'oscilloscope afin d'observer le signal transmis. L'objectif est d'injecter un signal via le générateur et de vérifier si nous retrouvons ce même signal (ou une version atténuee) à la sortie. Cette étape nous permettra d'évaluer concrètement la capacité de notre liquide à transmettre des signaux électriques.



Figure 7 : Premier Prototype

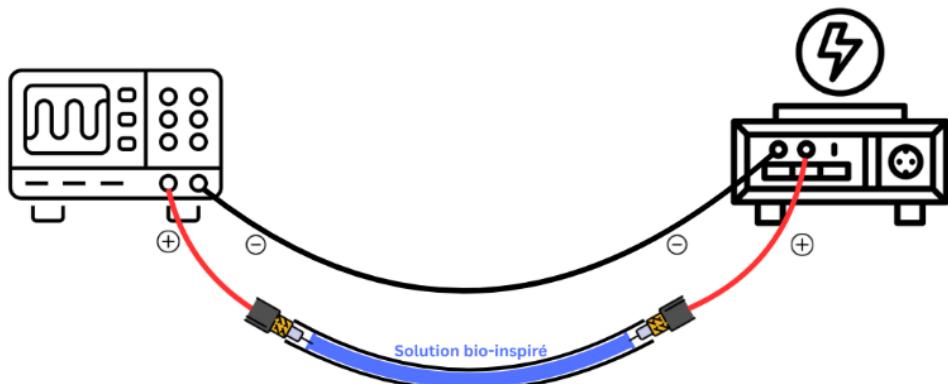


Figure 8 : Schéma explicatif de premier prototype

Résultat de Premier Prototype

Pour les résultats du premier prototype, nous avons appliqué un signal carré de 8 V d'amplitude crête à crête. Avec l'eau distillée, aucun signal n'a été détecté sur l'oscilloscope, ce qui confirme une conductivité quasi nulle. En revanche, avec notre solution de liquide bio-inspiré, le signal observé est presque identique à celui généré. Toutefois, lorsque nous augmentons la fréquence du signal, nous remarquons une déformation progressive : la forme carrée du signal tend à s'atténuer pour se rapprocher d'une forme triangulaire.

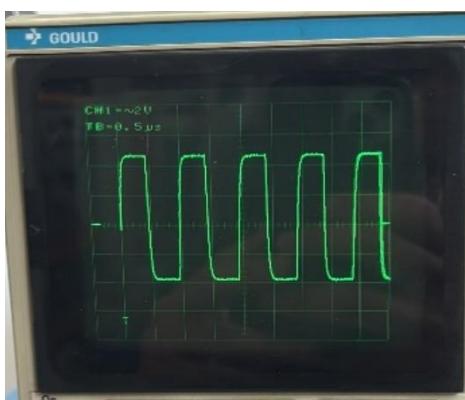


Figure 9 : Résultat pour une fréquence de 1 MHz

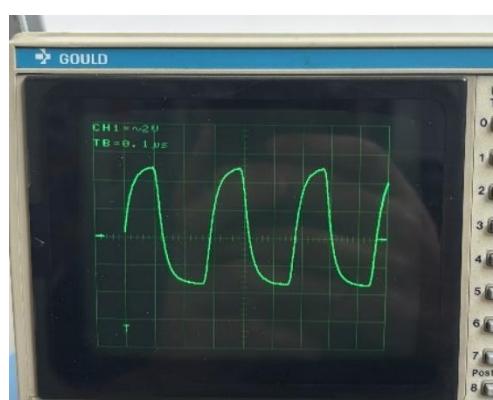


Figure 10 : Résultat pour une fréquence de 3 MHz

Conclusion des résultats de premier prototype

En conclusion des résultats du premier prototype, nous remarquons que, à mesure que la période diminue (c'est-à-dire que la fréquence augmente), le système se comporte comme un filtre passe-bas avec une constante de temps d'environ 40 ns, que nous avons calculée à l'aide de la technique de la tangente. Cela signifie que les fréquences supérieures à 25 MHz sont atténuées.

Par ailleurs, nous avons étudié l'impact de la taille du tube en comparant la section transversale pour calculer la différence de résistance. La taille du tube influence effectivement sa résistance : les tubes de diamètre inférieur à 4 mm peuvent atteindre plusieurs milliers d'ohms. Cette résistance peut toutefois être réduite en augmentant la longueur du tube.

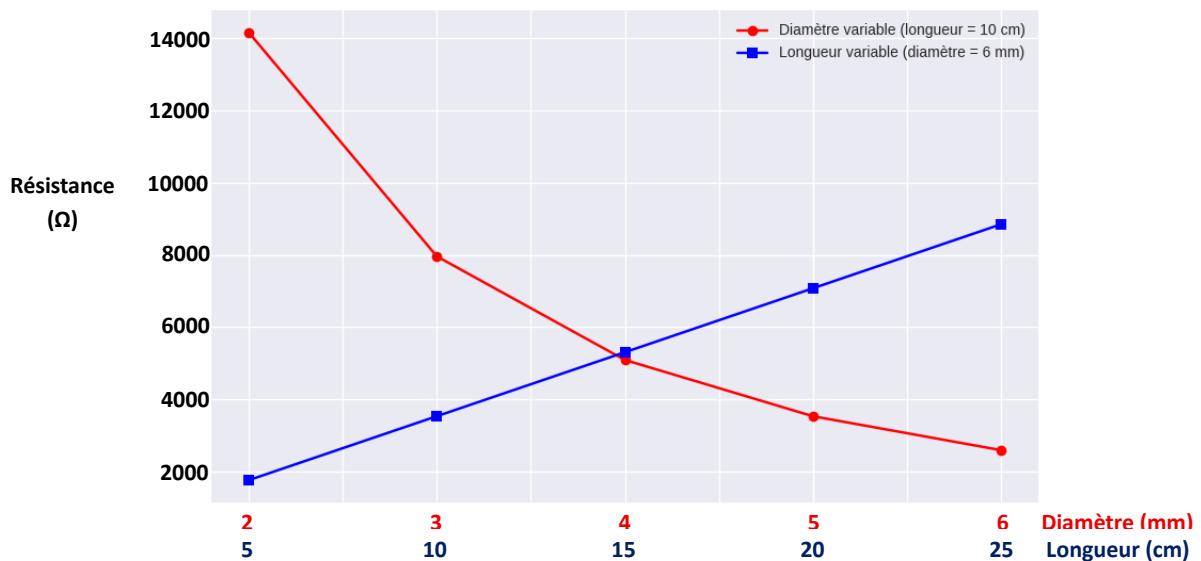


Figure 11 : Résistance de câble en fonction de diamètre et longueur

Deuxième prototype

Description

Après avoir obtenu et interprété les résultats du premier prototype pour identifier les limites de notre système, nous pouvons passer au deuxième prototype. Celui-ci vise à intégrer le liquide bio-inspiré dans un système qui imite le fonctionnement des cellules nerveuses, notamment en séparant les ions grâce à des membranes sélectives et une pompe. L'objectif est de réaliser un dispositif capable de transmettre des signaux de manière passive, avec une faible consommation d'énergie, et ainsi s'approcher davantage des mécanismes biologiques naturels.

Le principe du système consiste à faire circuler, à l'aide d'une pompe, le liquide bio-inspiré que nous avons développé dans un circuit fermé. Ce liquide rencontre successivement deux membranes séparatrices : la première est une membrane anionique, qui bloque les ions

positifs — dans notre cas les ions K^+ — tandis que la seconde est une membrane cationique, qui bloque les ions négatifs, ici les ions Cl^- . Avant chaque membrane, un compartiment est prévu pour retenir les ions bloqués, créant ainsi une chambre riche en ions K^+ d'un côté, et une autre riche en ions Cl^- de l'autre. Grâce à cette configuration, il devient possible de mesurer, avec deux électrodes placées dans ces chambres, la charge électrique (la tension) générée entre elles. En ajoutant une valve commandée au milieu, reliant les deux chambres, on peut rétablir l'équilibre de manière passive, simulant ainsi le fonctionnement d'un système biologique.

Setup :

- La première membrane bloque les ions positifs, et la seconde bloque les ions négatifs.
- Chaque chambre (rouge et bleue) est chargée respectivement en ions positifs et négatifs.
- Le signal binaire = 1 est obtenu lorsqu'une différence de potentiel existe entre les deux chambres.
- Le signal binaire = 0 lorsque la pompe est arrêtée et la valve ouverte.
- Ce phénomène passif se produit lorsque la charge est équilibrée.

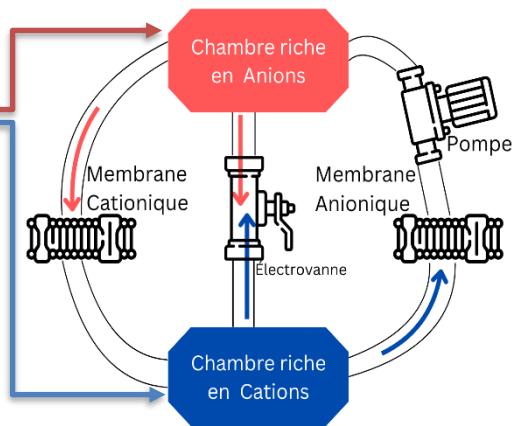


Figure 12 : Schéma explicatif de deuxième prototype

Choix de matériaux

Pour le deuxième prototype, nous avons besoin d'une pompe, de deux membranes et d'une électrovanne. La pompe doit être de type péristaltique, afin d'éviter que le liquide bio-inspiré n'entre en contact direct avec d'autres matériaux et ainsi préserver ses propriétés. Quant aux membranes, elles doivent être sélectives : l'une anionique pour bloquer les ions positifs (K^+) et l'autre cationique pour bloquer les ions négatifs (Cl^-).

Nous avons utilisé le fournisseur Radiospares pour acheter les principaux composants nécessaires. C'est là que nous avons commandé la **pompe volumétrique Verderflex** (0,375 L/min, 12 V c.c.) pour 392,60 €, ainsi qu'une **électrovanne SMC VX21** (12 V c.c., 2 ports, NF) au prix de 30,43 €, et enfin un **Arduino Nano** pour piloter l'ensemble, à 21,49 €. Concernant les membranes sélectives, nous n'avons pas trouvé de fournisseur reconnu capable de nous les fournir. Tout au long du projet, nous avons cherché à nous approvisionner uniquement auprès de fournisseurs connus et fiables. Cependant, ces membranes étant assez rares, nous avons finalement contacté un fournisseur chinois spécialisé, qui nous a expédié des membranes cationique **Fumasep FKS-50** à 110€ et leurs membrane anionique **Fumasep FAA-3-20** à 102€ utilisées habituellement dans les procédés de purification de l'eau.

Tableau 3 : Les composants de deuxième prototype

Composant	Fournisseur	Prix (€)
Pompe volumétrique Verderflex, 0,375 L/min, 12 V c.c.	Radiospares	392,60
Électrovanne SMC VX21, 12 V c.c., 2 ports, NF	Radiospares	30,43
Arduino Nano	Radiospares	21,49
Membrane cationique Fumasep FKS-50	LaborXing	110,00
Membrane anionique Fumasep FAA-3-20	LaborXing	102,00
Total		656,52

La Réalisation

Maintenant, nous passons à la phase de réalisation du prototype. Pour cela, j'ai modélisé sur le logiciel SolidWorks les différentes pièces nécessaires à l'assemblage de notre système. Ces modèles ont évolué et ont subi plusieurs modifications au fur et à mesure que nous rencontrions des problèmes techniques ou des contraintes d'adaptation.

Pour la fabrication, nous avons utilisé deux technologies d'impression 3D complémentaires : l'impression additive avec la **Mark Volumic STREAM 30 SC2+**, et l'impression par résine avec la **Formlabs Form 3L**. Cette approche nous a permis d'obtenir des pièces à la fois robustes et suffisamment précises pour répondre aux exigences du prototype.



Figure 13 : L'imprimante 3D Volumic

Figure 14 : L'imprimante en résine

Les pièces imprimées et leur évolution

La conception suivante concerne une pièce destinée à accueillir la membrane. Il s'agit de deux pièces identiques que l'on superpose et que l'on serre ensemble à l'aide de vis M3. Chaque nouvelle version est plus étanche que la précédente.

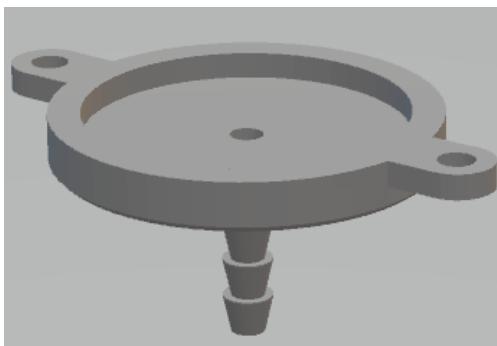


Figure 15 : Pièce pour fixer la membrane version 1

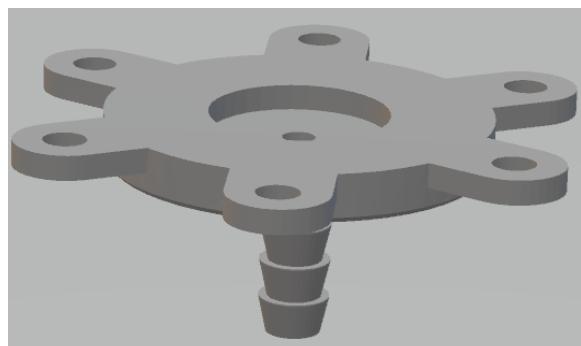


Figure 16 : Pièce pour fixer la membrane version 2

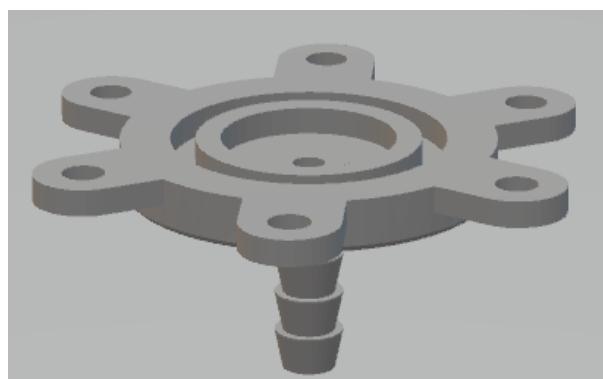


Figure 17 : Pièce pour fixer la membrane version 3 avec joint torique

Une pièce destinée à accueillir les ions après qu'ils ont été bloqués, avec une ouverture permettant d'y placer l'électrode de mesure.

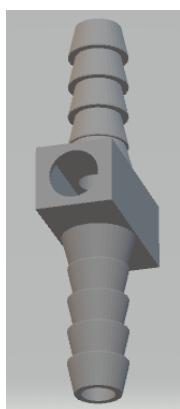


Figure 19 : Pièce pour mesurer le signal version 1

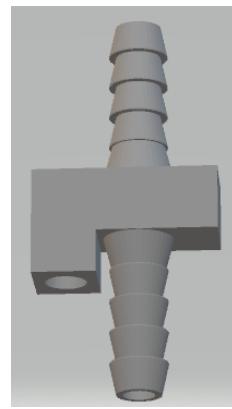


Figure 18 : Pièce pour mesurer le signal version 2

Branchements de prototype 2 Version 1

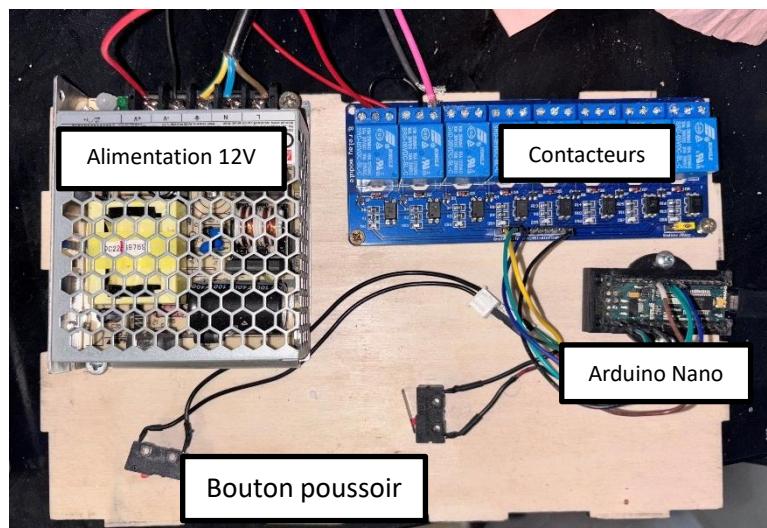
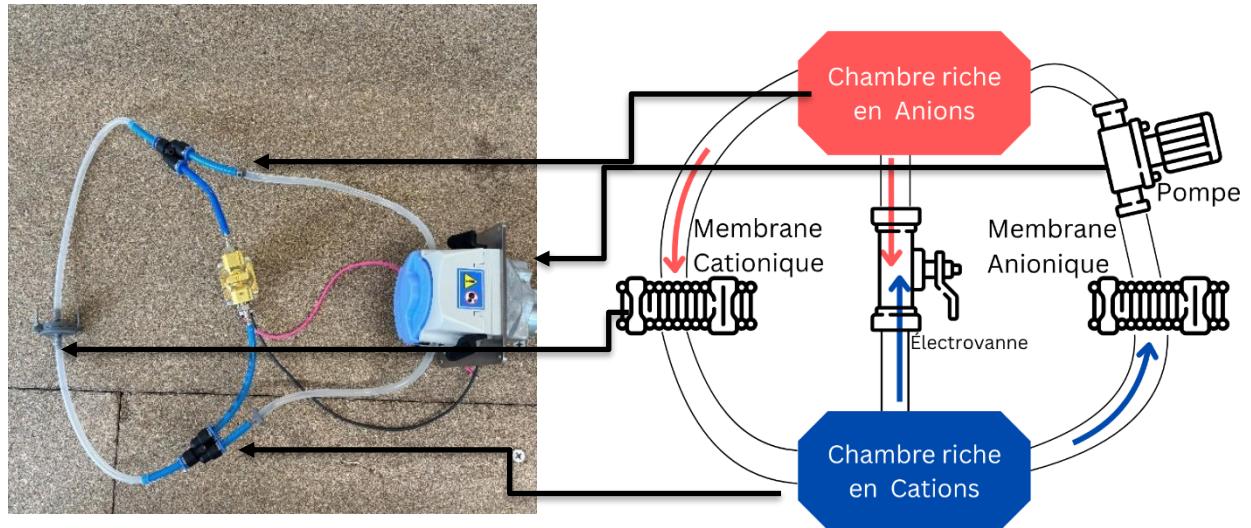


Figure 21 : Branchements électriques de prototype V2

Le code Arduino est en annexe (numéro =

Les résultats de prototype V2

Notre objectif initial était de faire fonctionner la pompe et d'observer un signal sur l'oscilloscope. Après avoir fait tourner la pompe pendant deux heures en continu, nous n'avons malheureusement rien détecté. Les membranes utilisées se sont révélées assez limitées en termes de capacité de filtration ; elles sont conçues pour fonctionner sur des durées beaucoup plus longues, ce qui explique que le phénomène attendu ne soit pas apparu rapidement. Sans perdre espoir, nous avons commencé à formuler des hypothèses sur l'origine du dysfonctionnement du système. La première hypothèse concerne la taille du dispositif : ses dimensions trop importantes augmenteraient significativement la résistance (comme illustré

dans la figure 11 de ce rapport), ce qui pourrait freiner, voire bloquer, le déplacement des ions nécessaires à la génération du signal.

Prototypes V2.1

Pour ce prototype, notre objectif était de réduire au maximum la taille des tubes afin de diminuer la résistance du système et ainsi favoriser le déplacement des ions. Nous avons réussi à réduire la taille d'environ 70 %, en utilisant moins de tubes et en modifiant la conception des raccords en T. Cette optimisation vise à améliorer l'efficacité du système et à faciliter la détection du signal sur l'oscilloscope.



Figure 23 : Ancien connecteur T

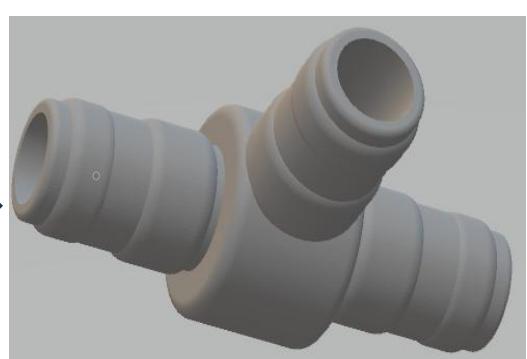


Figure 22 : Nouveau Connecteur T

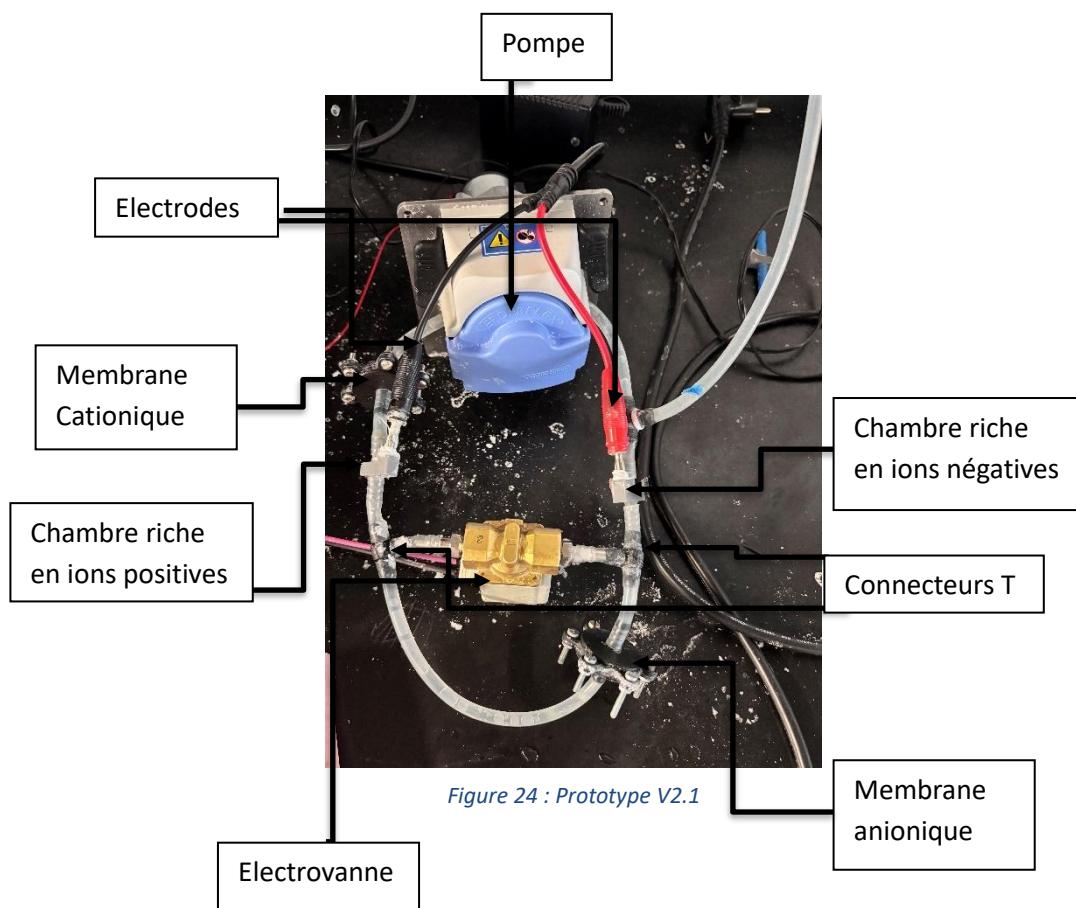


Figure 24 : Prototype V2.1

Résultat de prototype V2.1

Pour les résultats du prototype V2.1, nous avons réussi à réduire la taille du système. Lorsqu'on lance la pompe et que le système est rempli de notre liquide bio-inspiré, nous remarquons l'apparition d'un signal initial à environ -0,3 V. Après avoir laissé le système fonctionner pendant une heure, le signal augmente progressivement jusqu'à atteindre 0,2 V, soit une variation d'environ 0,5 V en une heure. Même en laissant ensuite la pompe tourner pendant une heure supplémentaire, le signal reste stable à 0,2 V.

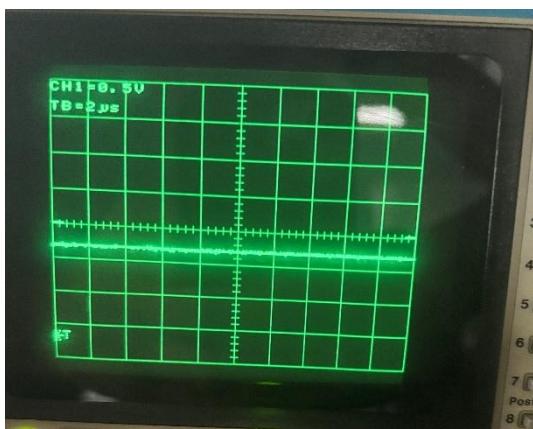


Figure 25 : Résultat prototype V2.1--Début

Après 1 heure

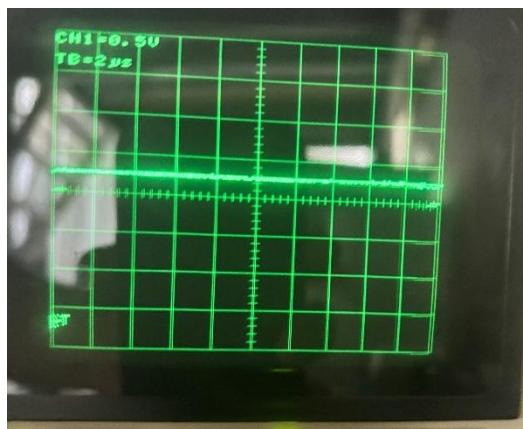


Figure 24 : Résultat prototype V2.1--Après 1 heure

Cependant, lorsque nous changeons uniquement le liquide tout en conservant les mêmes membranes, le signal ne varie pas et reste bloqué à -0,3 V, même après plusieurs heures de fonctionnement. En revanche, lorsque nous remplaçons à la fois le liquide et les membranes, nous observons de nouveau le même comportement : le signal passe progressivement de -0,3 V à 0,2 V.

Suite à ces résultats, nous avons formulé plusieurs interprétations et hypothèses que nous détaillerons par la suite.

Hypothèses et interprétations des résultats

Selon les résultats obtenus, nous pouvons formuler les interprétations et hypothèses suivantes :

- Le changement observé de 0,5 V pourrait correspondre à une différence de potentiel entre les charges positives et négatives accumulées dans les chambres.
- La valeur initiale à -0,3 V pourrait provenir d'un offset du système de mesure.
- Les membranes peuvent se saturer après chaque utilisation, ce qui expliquerait pourquoi nous n'obtenons pas le même résultat lorsqu'on change uniquement le liquide sans remplacer les membranes.

- Le changement de 0,5 V peut aussi être lié à une erreur ou un défaut de précision de l'oscilloscope.
- Les électrodes utilisées ne sont peut-être pas adaptées pour ce type de mesure et peuvent influencer la qualité du signal acquis.
- La pression et la vitesse à laquelle le liquide traverse les membranes pourraient être trop élevées, perturbant ainsi le processus de filtration ionique.
- La technique utilisée pour découper les membranes pourrait créer des micro-fissures, altérant leur efficacité.
- La taille et la forme des membranes pourraient être insuffisantes pour filtrer correctement les ions à l'échelle souhaitée.
- Il est également possible que le filtre sépare partiellement les ions de l'eau, générant des ions H⁺ et OH⁻ et modifiant ainsi la mesure.
- La pompe peut produire une charge électrostatique qui influencerait la mesure du signal.
- L'ouverture de la vanne destinée à rétablir l'équilibre peut nécessiter plus de temps que prévu, ce qui expliquerait qu'on observe un changement différé du signal après ouverture.
- Enfin, la conception modulaire et l'utilisation de pièces imprimées en plastique peuvent réduire l'étanchéité du système, laissant passer des bulles d'air susceptibles de bloquer partiellement le passage des ions.

Traitements des hypothèses

Pour répondre à ces hypothèses, plusieurs actions ont été mises en place.

Hypothèse 1 : Concernant l'hypothèse d'offset, nous avons testé plusieurs solutions :

(1) corriger l'offset directement grâce aux paramètres de l'oscilloscope,

Résultat : Aucun changement, la valeur de départ rest à -0.3V

(2) ajouter un fil électrique reliant les deux électrodes au début de la mesure pour obtenir une référence de départ à zéro, et

Résultat : quand on ajoute le fil, la valeur passe à 0 et quand on le retire ça revient à -0.3V

(3) remplacer temporairement le liquide bio-inspiré par de l'eau distillée (isolante) afin de vérifier si le signal reste nul sur l'oscilloscope.

Résultat : Après avoir remplacé le liquide bio-inspiré par de l'eau distillée, nous remarquons l'apparition d'un bruit à 50 Hz sur l'oscilloscope, ce qui perturbe notre hypothèse. Cependant, lorsque nous remplaçons à nouveau l'eau distillée par le liquide bio-inspiré, nous observons un changement du signal vers le -0,3 V.

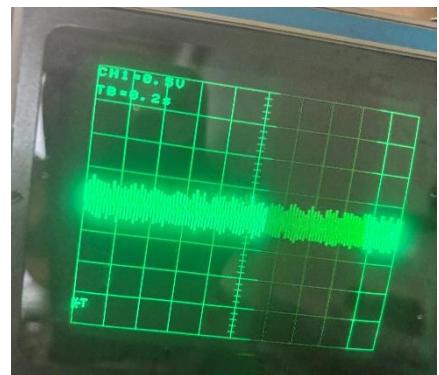


Figure 26 : Résultat de solution d'hypothèse 1

Hypothèse 2

Pour l'hypothèse liée à la technique de découpe des membranes, nous utilisions initialement une machine de découpe laser pour créer des membranes circulaires adaptées aux pièces imprimées. Cependant, cette méthode pouvait brûler légèrement les bords et créer des micro-fissures.

Comme solution, nous avons décidé de modifier la forme des pièces imprimées pour accueillir des membranes carrées découpées proprement avec des ciseaux, évitant ainsi tout dommage thermique.

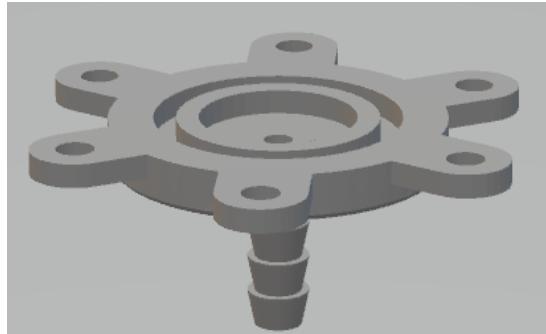


Figure 27 : Support de membrane circulaire

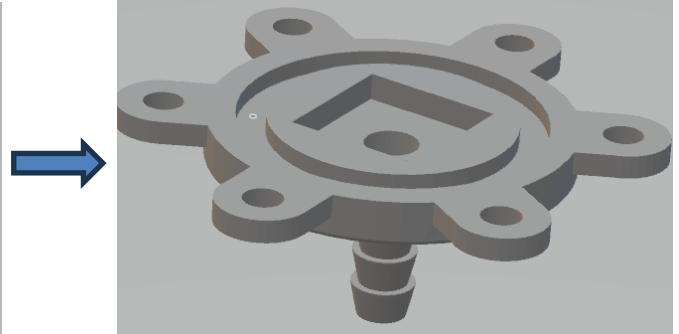


Figure 28 : Support de membrane carré

Résultat : Aucune changement, même comportement des filtres découpé par laser

Hypothèse 3

Concernant l'hypothèse selon laquelle les filtres se saturent, l'observation visuelle des membranes usées a révélé des dépôts de sel importants.



Figure 29 : Dépôt de sels sur la membrane

Pour y remédier, nous avons opté pour un montage intégrant plusieurs membranes superposées, séparées par des espaces en plastique, suivant le principe utilisé dans les filtres industriels.

Résultat : Plusieurs filtres superposés de cette manière ont augmenté la pression exercée sur les pièces imprimées en plastique, ce qui a provoqué des fuites de liquide et l'entrée de bulles d'air.

Hypothèse 4

Concernant l'hypothèse que les membranes pourraient séparer les ions en produisant des H⁺ et OH⁻, nous avons décidé de mesurer le pH du liquide avant et après utilisation grâce à le pH-mètre schott instruments lab 870, afin de détecter d'éventuelles variations significatives.



Figure 30 : Ph mètre Schott instruments lab 870

Résultat : La valeur mesurée du pH du liquide avant son intégration dans le système est de 5,7, et c'est la même valeur mesurée après une heure de fonctionnement du système et le changement de signal de -0,3 V vers 0,2 V. C'est le même constat pour l'eau distillée, dont le pH reste à 7,1 avant et après utilisation. Donc, il n'y a pas de production notable de H⁺ et OH⁻ dans le système qui pourrait modifier le pH du liquide.

Etapes reste à réaliser

A ce stade, ce travail a permis d'apporter un commencement de preuve de concept concernant la faisabilité de réaliser des matériaux conducteurs bio-inspirés. Cependant, d'autres étapes devront être réalisées pour permettre la continuité de ce projet :

- Vérification du choix des électrodes les plus adaptées pour mesurer la différence de charge.
- Utilisation d'un autre oscilloscope pour confirmer le résultat du signal qui varie de 0,5 V.
- Conception d'un filtre en colonne afin de réduire la pression, la vitesse et la surface de contact du liquide avec les membranes.
- Changement du matériau des pièces imprimées, en raison de la mauvaise étanchéité du PLA.
- Réduction supplémentaire de la taille du système pour le rendre encore plus compact.
- Vérification des performances des membranes chinoises avec l'aide d'un laboratoire de chimie. »

Conclusion

Au terme de ce projet, nous avons atteint les principaux objectifs fixés. Tout d'abord, nous avons posé les bases du sujet grâce à une étude bibliographique approfondie, qui nous a permis d'identifier les recherches déjà existantes et de proposer des solutions adaptées. Ces recherches nous ont ensuite permis de préparer de manière solide la phase de réalisation.

Le second objectif du projet était de concevoir un prototype capable de reproduire le principe de transmission des signaux tel qu'il existe dans le corps humain. Nous avons réussi à réaliser ce prototype, qui transmet un signal de nature ionique, à l'image du système biologique, et dont le signal a pu être détecté expérimentalement. Il reste toutefois plusieurs hypothèses autour des résultats obtenus qui n'ont pas pu être traitées, faute de temps ; j'ai détaillé dans ce rapport les prochaines étapes recommandées pour faciliter la suite des travaux, que ce soit par l'entreprise ou par une nouvelle personne qui reprendra le sujet.

Enfin, ce stage m'a permis d'acquérir de nombreuses compétences techniques et pratiques, notamment en conception sous SolidWorks, en impression 3D, en traitement du signal et en manipulation dans un environnement de laboratoire.

Bibliography

- [1] Kandel E. R., "Principles of Neural Science (5th Edition)," 2013.
- [2] Wang Z. L., «Flexible iontronics based on 2D nanofluidic material,» 2022.
- [3] Zhang Q., «Bioinspired nervous signal transmission system based on two-dimensional laminar nanofluidics,» 2020.
- [4] Barsoum M., «The MN+1AXN phases: A new class of solids; Thermodynamically stable nanolaminates.,» 2000.
- [5] Rollings J., «Ion selectivity of graphene nanopores,» 2016.
- [6] Anasori B., «2D metal carbides and nitrides (MXenes) for energy storage.,» 2017.
- [7] Wikipédia, (13 avril 2025), <https://fr.wikipedia.org/wiki/Cuivre>
- [8] D Ding P., «Ultra-high xylan content solid-state ionic conductors with mechanical excellence,» 2025.
- [9] Justin S., «Ion in solution (Electrolytes),» 2024.
- [10] Nachimuthu S., «First-principles study on selenium-doped Li₁₀GeP₂S₁₂ solid electrolyte,» 2022.
- [11] Kanakaraj A., «Gel Polymer Electrolytes: Advancing Solid-State Batteries for High-Performance Applications,» 2023.

Annexe

Code Arduino pour manipuler la pompe et boutons et électrovanne :

```
const int buttonPin1 = 2;  
const int ledPin = LED_BUILTIN;  
const int relayPin1 = 4;  
const int relayPin2 = 5;  
const int buttonPin2 = 3;  
bool toggleState = false;  
  
void setup() {  
    pinMode(ledPin, OUTPUT);  
    pinMode(relayPin1, OUTPUT);  
    pinMode(buttonPin1, INPUT_PULLUP);  
    pinMode(relayPin2, OUTPUT);  
    pinMode(buttonPin2, INPUT_PULLUP);  
    digitalWrite(relayPin1, HIGH);  
    digitalWrite(relayPin2, HIGH);  
}  
  
void loop() {  
    if (digitalRead(buttonPin1) == HIGH) {
```

```
toggleState = !toggleState;  
digitalWrite(ledPin, toggleState);  
digitalWrite(relayPin1, toggleState);  
delay(300);  
}  
  
if (digitalRead(buttonPin2) == HIGH) {  
    toggleState = !toggleState;  
    digitalWrite(ledPin, toggleState);  
    digitalWrite(relayPin2, toggleState);  
    delay(300);  
}  
}
```
