

**Titre:** Prototype d'un stimulateur électrique multicanal dédié aux applications interfaces cerveau-machines  
Title:

**Auteur:** Ahmed Hachani  
Author:

**Date:** 2013

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Hachani, A. (2013). Prototype d'un stimulateur électrique multicanal dédié aux applications interfaces cerveau-machines [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/1232/>  
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/1232/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de recherche:** Mohamad Sawan  
Advisors:

**Programme:** génie électrique  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

PROTOTYPE D'UN STIMULATEUR ÉLECTRIQUE MULTICANAL DÉDIÉ  
AUX APPLICATIONS INTERFACES CERVEAU-MACHINES

AHMED HACHANI  
DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE ÉLECTRIQUE)

AOÛT 2013

© Ahmed Hachani, 2013.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

PROTOTYPE D'UN STIMULATEUR ÉLECTRIQUE MULTICANAL DÉDIÉ AUX  
APPLICATIONS INTERFACES CERVEAU-MACHINES

présenté par : HACHANI Ahmed

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. ZHU Guchuan, Doct., président

M. SAWAN Mohamad, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. LÉVESQUE Philippe, Ph.D., membre

## DÉDICACE

*À ma famille*

## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mon directeur de recherche M. Mohamad Sawan pour m’avoir accepté dans son laboratoire de recherche et de me donner la chance pour travailler sur un projet stimulant. Je remercie également M. Philippe Levesque et M. Guchuan Zhu pour leur acceptation de faire partie du jury d’examen de mon mémoire.

Je tiens aussi à remercier les techniciens du département de génie électrique : Jacques Girardin et Bryan Tremblay pour leurs précieux conseils. Je remercie Réjean Lepage administrateur GR2M pour son support technique toujours présent. Et surtout je remercie Marie-Yannick Laplante, secrétaire du Laboratoire Polystim, pour sa disponibilité. Je remercie aussi, tous les personnels du département de génie électrique.

Je remercie mes collègues et amis de l’équipe Polystim pour leurs soutiens et les moments des détente que nous avons partagés ensemble.

Enfin, je remercie le ministère d’enseignement supérieur de la Tunisie et la Chaire de recherche du Canada en dispositifs médicaux intelligents pour le support financier tout le long de mes études.

## RÉSUMÉ

L'objectif de ce mémoire de maîtrise consiste en la réalisation d'un stimulateur électrique flexible dédié aux applications interfaces cerveau-machines. Il fait partie des efforts mis pour l'investigation du cortex visuel afin de réaliser une prothèse visuelle intracorticale.

Le système conçu comporte 8 canaux de stimulation, chacun génère un signal rectangulaire biphasique en courant constant paramétrable et permet de stimuler des valeurs élevées d'impédances résultant de l'interface électrode-tissus biologiques qui peuvent atteindre les 400 k $\Omega$ , grâce à une plage de tension de sortie allant à 21 V. Le système réalisé permet de suivre l'opération de stimulation en détectant la valeur de la tension analogique développée aux bornes de l'impédance stimulée, il est aussi capable de renvoyer la valeur de l'amplitude correspondante.

Le système complété, appelé  $\mu$ Stim, a été réalisé avec des composants électroniques commerciales et assemblé sur 3 circuits imprimés. Il est contrôlé par une interface graphique conçue en LabView.  $\mu$ Stim possède 8 canaux de stimulation et 96 sorties pour qu'il soit possible d'injecter du courant électrique à travers une grande matrice d'électrodes tel que celle d'Utah qui comporte 96 électrodes. Chaque canal de stimulation est capable de générer un courant maximal égal à 250  $\mu$ A sous forme d'une onde rectangulaire biphasique.  $\mu$ Stim possède une matrice des commutateurs configurable qui permet à chaque canal de stimulation d'être connecté à n'importe quelle sortie parmi les 96 disponibles. Le contrôleur principal du système est réalisé à l'aide d'un composant FPGA IGLOO AGL250. Il reçoit et envoie les données depuis et vers l'interface graphique. Il existe deux voies de communication avec l'interface LabView. Une voie sans fil via le module Bluetooth et une autre filaire via le module USB.  $\mu$ Stim fonctionne en deux modes, un mode simultané où les canaux de stimulation sont activés en même temps et un mode séquentiel où les canaux sont activés de façon séquentielle une à la fois. En mode simultané, l'ensemble du système consomme 15,6 W, en mode séquentiel la consommation baisse à 11,3 W. En état de repos la consommation est de l'ordre de 6,5 W. Le module de monitoring mesure le niveau de tension développé sur l'impédance stimulée avec une précision de 0.5 V et la mesure du module d'impédance se fait avec une précision de 4 k $\Omega$ .

## ABSTRACT

The objective of this master's thesis is the implementation of a flexible electrical stimulation system dedicated to the stimulation of the visual cortex. It is part of efforts made for the investigation of the visual cortex in order to achieve intra cortical visual prosthesis.

The designed system includes 8 channels of stimulation, each generates adjustable biphasic rectangular constant current stimuli, and allows driving high impedance load that can reach 400 k $\Omega$  values with a range of output voltage equals to 21 V. The system detects the developed voltage at the stimulated impedance; it is also able to return the value of the impedance magnitude. The proposed system, called  $\mu$ Stim, is a platform made with commercially available electronic components. It is assembled on 3 printed circuit boards. It is controlled by a graphical user interface designed with LabView.  $\mu$ Stim has 8 stimulation channels and 96 outputs, to be able to drive current into large electrode array as the Utah array of 96 electrode. Each stimulation channel is able to generate a maximum current of 250  $\mu$ A as a biphasic square wave.  $\mu$ Stim has a matrix of configurable switches allowing each stimulation channel to be connected to any of its 96 outputs. The control unit of the system is built around an IGLOO FPGA AGL250. It allows sending and receiving data to and from the graphical user interface. There are two ways for communicating with the interface LabView. Using a wireless link through Bluetooth, or using wired link via USB.  $\mu$ Stim operates in two modes, the first mode where the channels are activated simultaneously, and the second one is sequential where channels are activated by switching one after another. The whole system consumes 15.6 W and 11.3 W in simultaneous and sequential mode respectively. In idle state, the power consumption is equal to 6.5 W. The monitoring module provides the level of the impedance voltage with an accuracy of 0.5 V, and the magnitude measurement part has an accuracy of 4 k $\Omega$ .

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS .....	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT .....	VI
TABLE DES MATIÈRES .....	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES .....	XI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	XIV
LISTE DES ANNEXES .....	XV
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 NOTIONS FONDAMENTALES .....	4
1.1 Le neurone.....	4
1.1.1 Architecture.....	4
1.1.2 Classification des neurones.....	6
1.2 Le potentiel d'action .....	7
1.3 Le système visuel .....	9
1.4 Électrodes de stimulation .....	11
1.4.1 Types d'électrodes .....	11
1.4.2 Interface électrode-électrolyte : Modèle et Réaction .....	12
1.4.2.1 Réaction .....	12
1.4.2.2 Modèle .....	14
1.5 Notion de sécurité d'une stimulation électrique fonctionnelle .....	14
1.6 Principe des implants visuels .....	15

1.6.1	Implant rétinien.....	16
1.6.2	Implant au niveau du nerf optique .....	16
1.6.3	Implant cortical .....	16
1.6.3.1	Paramètres de l'onde de stimulation.....	17
1.7	Conclusion .....	20
<b>CHAPITRE 2 TRAVAUX DE POINTE DANS LE DOMAINE .....</b>		<b>21</b>
2.1	Travaux de pointe de l'implant cortical .....	21
2.1.1	L'équipe de l'Institut de technologie de l'Illinois.....	21
2.1.2	L'équipe de l'université technique de Cartagena.....	23
2.1.3	L'équipe de l'Université du Michigan .....	24
2.1.4	L'équipe de Georgia Institute of Technology.....	27
2.1.5	L'équipe de L'École Polytechnique de Montréal .....	28
2.1.6	Comparaison entre les différents travaux .....	29
2.2	Conclusion .....	32
<b>CHAPITRE 3 CONCEPTION DU PROTOTYPE.....</b>		<b>33</b>
3.1	Spécifications .....	33
3.2	Description de l'architecture du système.....	35
3.2.1	Alimentation .....	37
3.2.2	Générateur de stimuli.....	37
3.2.3	Surveillance d'impédance.....	39
3.2.4	Matrices de commutation.....	40
3.2.5	Contrôleur intégré sur FPGA .....	41
3.2.6	Contrôleur externe et protocole de communication.....	46
3.3	Mode de fonctionnement .....	50

3.4	Réalisation pratique.....	52
3.5	Conclusion .....	53
CHAPITRE 4 RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX ET DISCUSSION.....		54
4.1	Test fonctionnel du circuit et analyse de performance .....	54
4.1.1	Caractérisation du système .....	54
4.1.2	Modes de stimulation.....	56
4.1.3	Précision des charges injectées .....	58
4.1.4	Précision de fréquence de stimulation .....	59
4.1.5	Caractérisation du module de monitoring .....	60
4.2	Expérience in vitro .....	63
4.3	Discussion et comparaison du système.....	66
4.3.1	Comparaison avec la littérature .....	66
4.3.2	Imperfections du prototype: .....	68
4.4	Conclusion .....	69
CONCLUSION.....		71
BIBLIOGRAPHIE .....		73
ANNEXES .....		77

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 : Comparaison entre les différents systèmes .....	32
Tableau 3.1 : Description des paramètres de stimulation.....	34
Tableau 3.2 : Trame pour les paramètres temporels de l'onde de stimulation .....	48
Tableau 3.3 : Trame pour les paramètres spatiaux des sites de stimulations .....	49
Tableau 3.4 : Trame pour choisir le canal à surveiller .....	49
Tableau 3.5 : Trame pour les modes de stimulation .....	49
Tableau 3.6 : Trame pour la surveillance des canaux de stimulation .....	50
Tableau 4.1 : Tableau des spécifications global du $\mu$ Stim.....	54
Tableau 4.2 : Comparaison avec les autres travaux .....	68

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1:	Architecture du neurone - Tirée de (TPE-Neurones, 2012) .....	4
Figure 1. 2:	(a) Synapse - Tirée de (Cours-Pharmacie, 2012). (b) La membrane cytoplasmique - Tirée de (Ethier, 2010) .....	6
Figure 1.3:	Différentes formes du neurone - Tirée de (Futura-Santé, 2012) .....	6
Figure 1.4:	(a) Processus du déclenchement d'un potentiel d'action. (b) Mécanisme de déclenchement du potentiel d'action sur le niveau de la membrane cytoplasmique - Tirée de .....	8
Figure 1.5:	L'influx nerveux – Tirée de (Sirtin, 2013) .....	9
Figure 1.6:	Architecture du système visuel - Modifié à partir de (McGill, 2013) .....	9
Figure 1.7:	Répartition du champ visuel entre les deux hémisphères du cerveau - Tirée de (McGill, 2013) .....	10
Figure 1.8:	Cuff électrode - Tirée de (Freiburg, 2012) .....	11
Figure 1.9:	Électrodes en surface - Tirée de (Rodger et al., 2006) .....	12
Figure 1.10:	Matrice d'électrodes pénétrantes - Tirée de (Kindlmann et al., 2012).....	12
Figure 1.11:	Modèle de l'interface électrode-tissus .....	14
Figure 1.12:	Différence entre stimulations (a) monophasique et (b) bibasique - Tirée de .....	15
Figure 1.13:	Courbe du courant de seuil de stimulation en fonction de la durée -Tirée de (Ethier, 2010).....	18
Figure 1.14:	Exemple d'une onde de stimulation .....	19
Figure 2.1:	(a) Module de stimulation de 256 canaux. (b) Bloc de stimulation de 64 canaux. - Tirée de (Troyk, 2001).....	21
Figure 2.2:	L'implant filaire 16 canaux avec le bus NeuroTalk - Tirée de .....	22
Figure 2.3:	Plateforme de stimulation introduit par l'équipe de l'université technique de Cartagena - Tirée de (Ferrandez et al., 2007) .....	23
Figure 2.4:	Circuit de stimulation et électrodes avec substrat non flexible - Tiré de (Tanghe et Wise, 1992).....	24
Figure 2.5:	Circuit de stimulation et électrodes avec substrat flexible - Tirée de (Changhyun et Wise, 1996).....	25
Figure 2.6:	Circuit de stimulation comportant 256 sites de stimulation - Tirée de.....	26
Figure 2.7:	Construction d'un implant 3D a partir d'un implant 2D - Tirée de .....	26

Figure 2.8:	Implant 3D après le pliage de quatre matrice en 2D - Tirée de.....	27
Figure 2.9:	(a) Interstim-2B vue de dessous. (b) Interstim 2B vue de dessus.....	28
Figure 2.10:	Système de micro stimulation proposé - Tirée de (Coulombe, 2007b).....	29
Figure 3.1:	Onde de stimulation.....	35
Figure 3.2:	Schéma blocs de l'architecture proposée.....	36
Figure 3.3:	Différents niveaux d'alimentation.....	37
Figure 3.4:	Générateur de stimulus pour un seul canal.....	38
Figure 3.5:	Structure d'un pont H.....	39
Figure 3.6:	Circuit de surveillance d'impédance.....	40
Figure 3.7:	Matrices de commutation.....	41
Figure 3.8 :	Différents blocs du FPGA.....	42
Figure 3. 9:	Diagramme de fonctionnement du pont H.....	44
Figure 3.10:	Diagramme de fonctionnement du contrôleur des canaux de stimulation.....	45
Figure 3.11:	Interface LabView (a) paramètres de l'onde de stimulation, (b) mesure d'amplitude et de module d'impédance (c) sélection d'électrodes.....	47
Figure 3.12:	(a) Stimulation monopolaire. (b) Stimulation bipolaire.....	51
Figure 3.13:	Stimulation multi polaire, (a) mode 1, (b) mode 2.....	51
Figure 3.14:	Les 3 PCB assemblés.....	53
Figure 4.1:	Mode de stimulation Simultané.....	56
Figure 4.2:	Mode de stimulation séquentiel.....	56
Figure 4.3:	Impulsion transitoire (glitch).....	57
Figure 4.4:	Précision d'injection des charges pour différentes fréquences.....	59
Figure 4.6:	Précision de mesure d'amplitude.....	62
Figure 4.7:	Précision de mesure du module de l'impédance.....	62
Figure 4.8:	Matrice d'électrodes: (a) Vue de dessous, (b) Vue de dessus.....	63
Figure 4.9:	(a) Bain salin, (b) pont pour la matrice d'électrode.....	64
Figure 4.10:	Matrice d'électrode stimulée avec les probes.....	65
Figure 4.11:	Forme d'onde obtenue.....	66
Figure A.1:	Schématique PCB 1/3 partie 1/3.....	77
Figure A.2:	Schématique PCB 1/3 partie 2/3.....	78
Figure A.3:	Schématique PCB 1/3 partie 3/3.....	78

Figure A.4:	Schématique PCB 2/3 partie 1/2 .....	78
Figure A.5:	Schématique PCB 2/3 partie 2/2 .....	78
Figure A.6:	Schématique PCB 3/3 partie 2/3 .....	78
Figure A.7:	Schématique PCB 3/3 partie 2/3 .....	78
Figure A.8:	Layout PCB 1SUR3 vue de dessus .....	78
Figure A.9:	Layout PCB 1/3 vue de dessous .....	78
Figure A.10:	Layout PCB 2/3 vue de dessus .....	78
Figure A.11:	Layout PCB 2/3 vue de dessous .....	78
Figure A.12:	Layout PCB 3/3 vue de dessus .....	78
Figure A.13:	Layout PCB 3/3 vue de dessous .....	78
Figure A.14:	Assignation des pins du FPGA .....	78

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

CNA	Convertisseur Analogique Numérique
CAN	Convertisseur Numérique Analogique
CGL	Corps Genouillé Latéral
FPGA	Filed Programmable Gate Array
IET	Interface Électrode-Tissus
SPI	Serial Peripheral Interface
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter

## LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1 Schéma électrique.....	77
---------------------------------	----

## INTRODUCTION

Selon l'organisme de santé mondial (WHO, 2013) , 285 millions de personnes dans le monde éprouvent une déficience visuelle dont 39 millions souffrent d'une cécité totale. Les causes de ces déficiences selon le même organisme sont réparties comme suit: 43% est dû aux problèmes optiques non corrigés comme: myopie, hypertropémie ou astigmatisme, 33% est dû à l'opacification du cristallin et 2% du à une maladie qui attaque le nerf optique appelé Glaucome.

80% de ces cas pourraient être évités. Le reste va subir le triste destin d'être aveugle pour le reste de leur vie. C'est qu'ici né l'idée d'inventer la prothèse visuelle. Une promesse tenue par plusieurs équipes de recherche, (Ferrandez et al., 2007; Ghovanloo et Najafi, 2007a; Zhe, 2012), dont le groupe Polystim fait partie (Coulombe et al., 2007), pour rendre le précieux sens de la vision à ceux qui l'ont perdu.

Alors pour y arriver, les chercheurs ont adapté la stimulation électrique. En effet, la stimulation électrique est une technologie qui a prouvé une efficacité incontournable dans la réhabilitation de dysfonctionnement du corps humain. Voici quelques exemples : elle permet de maintenir un bon rythme pour ceux qui souffrent des maladies du cœur, en utilisant l'implant Pacemaker (Bashirullah, 2010). Le contrôle de la miction chez les paraplégiques est maintenant possible avec l'implant urinaire (Sawan et al., 2008), l'audition pour les sourds est rendue possible en utilisant l'implant cochléaire (Dai et al., 2010).

La vue prend aussi son tour avec cette technologie. En effet, il s'est montré que la stimulation électrique permet de générer une perception lumineuse, basée sur la génération des points lumineux appelés phosphènes au champ visuel de patient (Brindley et Lewin, 1968). Cette méthode pourrait éventuellement permettre d'avoir une réhabilitation partielle de la vision, suffisante pour lire et détecter des objets.

Alors pour avoir une vue globale d'un dispositif médical dédié à recouvrir la vision, une telle prothèse visuelle requiert une caméra pour capter la scène, suivit d'une conversion de cette scène à des instructions qui contrôlent un microstimulateur dédié pour injecter des courants vers des sites appropriés de stimulation dépendamment de la méthode utilisée. En effet, il existe trois

types de prothèses visuelles: nous distinguons l'implant rétinien, l'implant au niveau nerf optique et l'implant dédié au cortex visuel.

L'équipe Polystim s'est penchée sur l'implant intracortical vu que c'est l'approche la plus prometteuse. En effet, les patients qui pourront bénéficier de cette approche dépassent ceux qui vont subir une stimulation de la rétine car cette technique nécessite une rétine intacte, ou ceux qui vont subir une stimulation du nerf optique, car cette méthode requiert que ce dernier soit intact aussi.

En stimulant le cortex visuel, des phosphènes apparaissent dans le champ visuel du patient. À l'instar d'une image composée de plusieurs pixels, les efforts sont mis pour construire une image à base de plusieurs phosphènes. La construction d'une telle image peut se réaliser avec des algorithmes appropriés. Cependant, des contraintes techniques s'imposent. Parmi ces dernières, une est particulièrement importante est que le système de stimulation doit être capable de stimuler un grand nombre de sites de stimulation d'une façon flexible. Cette flexibilité s'aperçoit sur deux niveaux, un niveau temporel est ceci au niveau des paramètres de l'onde de stimulation et un deuxième niveau spatial est ceci au niveau du choix de site de stimulation. Une seconde contrainte est que la valeur de l'impédance, due au contact entre l'électrode et le tissu biologique, est variable et peut atteindre des valeurs élevées de l'ordre de 800 k $\Omega$  (Torab et al., 2011), ce qui requiert une tension de sortie élevée aussi. Alors, il faut fournir une plage de tension suffisante pour couvrir cette variation. Une troisième contrainte est que l'injection des charges dans les tissus biologiques doit être équilibrée et ceci pour éviter des réactions nocives.

L'objectif du présent projet, est la réalisation d'un stimulateur électrique qui permet d'une part, la stimulation des impédances ayant des valeurs élevées, d'une façon flexible et sécuritaire et d'une autre part, il donne la possibilité de surveiller l'opération de stimulation. L'architecture du système est développée en utilisant des composants discrets. Ces composants sont choisis afin d'avoir un système très flexible, avec une plage de tension de sortie suffisante pour supporter de hautes impédances. L'aspect sécurité est assuré en faisant une injection des charges d'une façon équilibrée issue de la même source, cela veut dire que la quantité des charges dans la phase positive du signal est égale à celle de la phase négative. Cette plateforme sera utilisée comme un outil de recherche pour faire de tests préliminaires au niveau du cortex visuel chez le rat et éventuellement chez le singe. En outre, ce stimulateur représente un prototype pour entreprendre

une version miniaturisée améliorée par rapport aux autres versions miniaturisées de l'implant déjà existant dans l'équipe Polystim.

Ce mémoire est réparti sur 4 chapitres. Le premier chapitre expose les notions fondamentales nécessaires qui traitent la stimulation électrique. On commence par indiquer l'architecture du neurone ainsi que ses classifications, ensuite il est question d'expliquer le processus de la génération du potentiel d'action. Ensuite, nous introduisons le système visuel. Dans la partie qui suit, nous présentons les types d'électrodes utilisés dans la stimulation électrique, ainsi que le modèle et la réaction de l'impédance interface électrode-tissus. Par la suite, nous citons les notions de sécurité nécessaire et on décrit les différents types des implants visuels en particulier l'implant intracortical.

Le deuxième chapitre, résume les récentes architectures proposées de l'implant cortical ainsi que celles déjà développées par plusieurs équipes internationales de recherche. Nous effectuons ainsi une comparaison suivie d'une discussion pour déterminer les manques des systèmes développés.

Dans le troisième chapitre, on présente les spécifications du système que nous avons réalisé, ensuite nous détaillons son architecture interne, puis nous expliquons ses différents modes de fonctionnement et nous présentons le prototype réalisé sur le circuit imprimé.

Le quatrième chapitre est consacré aux résultats obtenus. Dans cette partie nous effectuons quelques tests pour caractériser les performances du système réalisés ainsi que sa consommation de puissance. Nous comparons aussi notre système avec les travaux récents dans le domaine. Et nous terminons le chapitre par citer les imperfections du prototype réalisé.

Le dernier chapitre regroupe une discussion générale, une conclusion et recommandations.

## CHAPITRE 1 NOTIONS FONDAMENTALES

Pour réaliser un stimulateur bien adapté à son usage, il est primordial de comprendre son environnement de fonctionnement soit sur le niveau psychologique ou sur le niveau technique. Ce premier chapitre représente une définition pour les notions fondamentales de la stimulation électrique utile pour construire un tel système.

Tout d'abord, nous commençons par la définition du neurone, où nous exposons son architecture et ses classifications. Ensuite, nous décrivons le processus de la génération du potentiel d'action et nous survolons l'architecture du cortex visuel. Par la suite, les types d'électrodes utilisées ainsi que le modèle de l'interface électrode-tissus sont détaillés. Des notions élaborées pour une stimulation sécuritaire sont présentées. Nous finissons par énumérer les types d'implants visuels existants.

### 1.1 Le neurone

Le Neurone est la cellule élémentaire du tissu nerveux, il permet la réception, la propagation et la génération de l'influx nerveux. Les sections qui suivent présentent l'architecture ainsi que quelque classification du neurone.

#### 1.1.1 Architecture

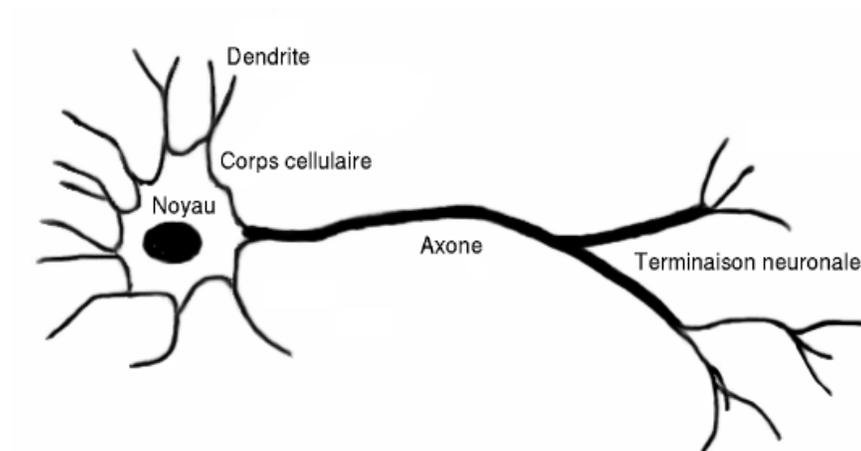


Figure 1.1: Architecture du neurone - Tirée de (TPE-Neurones, 2012)

Comme c'est montré à la figure 1.1, un neurone se compose essentiellement de trois différentes parties : le corps cellulaire appelé aussi soma ou péricaryon, les dendrites et l'axone.

- Le soma :

Le soma est la partie qui contient le noyau du neurone.

- Les dendrites :

Les dendrites sont les entrées d'information pour le neurone. En effet les dendrites sont couverts par des formes appelées «Épine dendritique» la connexion avec un autre neurone s'effectue à ce niveau, cette connexion s'appelle synapse.

- Axone :

L'axone est la partie qui participe à la conduction de l'influx nerveux. Il est caractérisé par des boutons à sa terminaison.

- La synapse :

La synapse, illustrée à la figure 1.2 (a), est l'interface de contact entre deux neurones c'est à ce niveau que l'influx nerveux est propagé à un nouveau neurone par l'intermédiaire de substances chimiques dites neurotransmetteurs.

- La membrane cytoplasmique :

La membrane cytoplasmique d'un neurone, illustré à la figure 1.2 (b) est responsable de la génération de l'influx nerveux qui se produit grâce à l'inégalité de répartition des ions de part et d'autre de la membrane cytoplasmique. En effet, le milieu extracellulaire est riche en ions de chlorure ( $\text{Cl}^-$ ) et en ions de sodium ( $\text{Na}^+$ ), le milieu intracellulaire est riche en ions potassium ( $\text{K}^+$ ) ainsi qu'en protéines ( $\text{P}^-$ ).

La diffusion des ions de part et d'autre de la membrane cytoplasmique est régie par des canaux ioniques dédiés à cette fonction ainsi qu'une pompe  $\text{Na}^+/\text{K}^+$ . Au repos le potentiel entre les deux côtés de la membrane à une valeur qui correspond à  $-70 \text{ mV}$ , cette valeur définit le potentiel du repos.

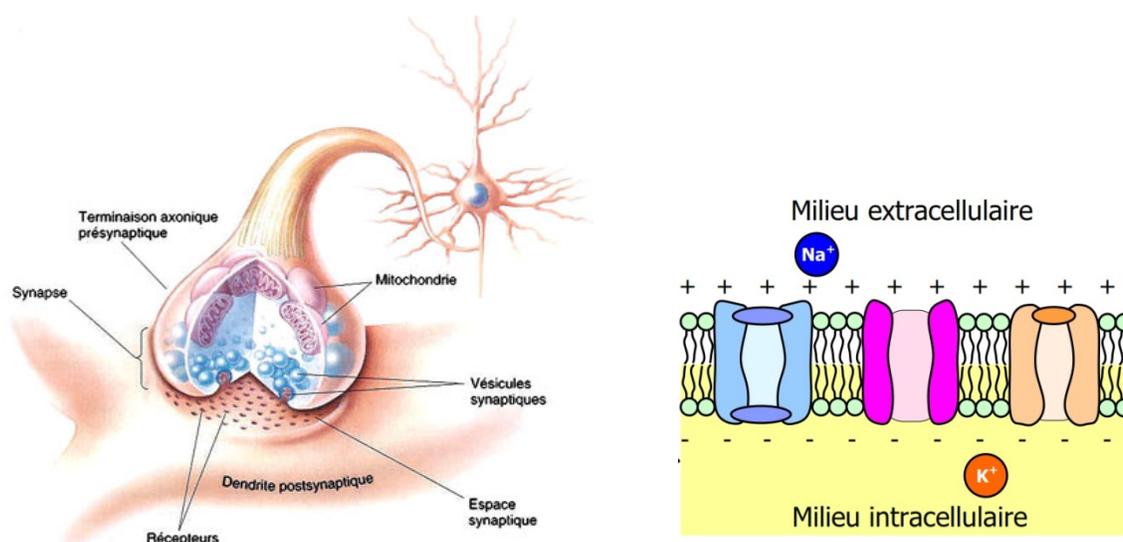


Figure 1. 2: (a) Synapse - Tirée de (Cours-Pharmacie, 2012), (b) La membrane cytoplasmique - Tirée de (Ethier, 2010)

### 1.1.2 Classification des neurones

On peut classer les neurones selon plusieurs critères

- Classification morphologique :

Les neurites sont les ramifications cytoplasmiques issues du neurone, selon leurs nombres on distingue trois types de neurone, tel que montré à la figure 1.3. Lorsqu'il s'agit d'un seule neurite le Neurone est appelé unipolaire, deux neurite, bipolaires et un neurone multipolaire dans le cas ou on a plus qu'un neurite.

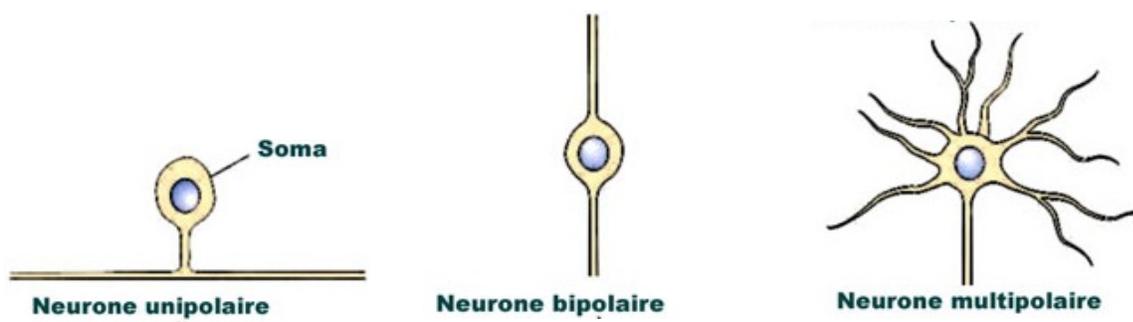


Figure 1.3: Différentes formes du neurone - Tirée de (Futura-Santé, 2012)

- Classification fonctionnelle :

Suivant la fonction on distingue trois types de neurones :

Les neurones sensoriels : ce sont les neurones qui transmettent l'information des organes sensorielles vers le cerveau, l'information ici est dite : ascendante.

Les motoneurones : ont pour tâche de transmettre l'information qui vient du cerveau vers le muscle, l'information ici est dite descendante

Les interneurones : servent comme jonction entre les neurones sensoriels et les motoneurones.

## 1.2 Le potentiel d'action

L'état de repos d'un neurone est caractérisé par une distribution inégale des ions de potassium et de sodium de part et d'autre de la membrane cytoplasmique du neurone. Les ions  $\text{Na}^+$  sont plus condensés dans le milieu extracellulaire, alors que les ions  $\text{K}^+$  sont concentrés dans le milieu intracellulaire. Ce déséquilibre est maintenu grâce à la pompe sodium - potassium. En état de repos, la membrane neuronale est polarisée, la valeur du potentiel correspondant, dit potentiel de repos, est égale à  $-70\text{mV}$ . Lorsque la membrane cytoplasmique est perturbée, les canaux à sodium s'ouvrent pour permettre un passage massif des ions  $\text{Na}^+$  vers le cytoplasme du neurone, ce fait induit une augmentation de potentiel jusqu'à la dépolarisation de la membrane cytoplasmique pour générer le potentiel d'action, jusqu'à ce qu'il atteigne une valeur maximale de  $35\text{mV}$ . Quand les canaux à sodium commencent à se fermer, les canaux à potassium s'ouvrent lentement laissant un passage des ions  $\text{K}^+$  vers l'extérieur du neurone, ce passage des ions de potassium réduit le potentiel intracellulaire et le rend plus bas que le potentiel de repos, c'est l'hyperpolarisation. À ce niveau la pompe sodium-potassium intervient pour rétablir le potentiel d'équilibre de nouveau; elle ramène les ions  $\text{Na}^+$  vers l'extérieur de la cellule et les ions  $\text{K}^+$  au milieu intracellulaire jusqu'à la restauration du potentiel du repos.

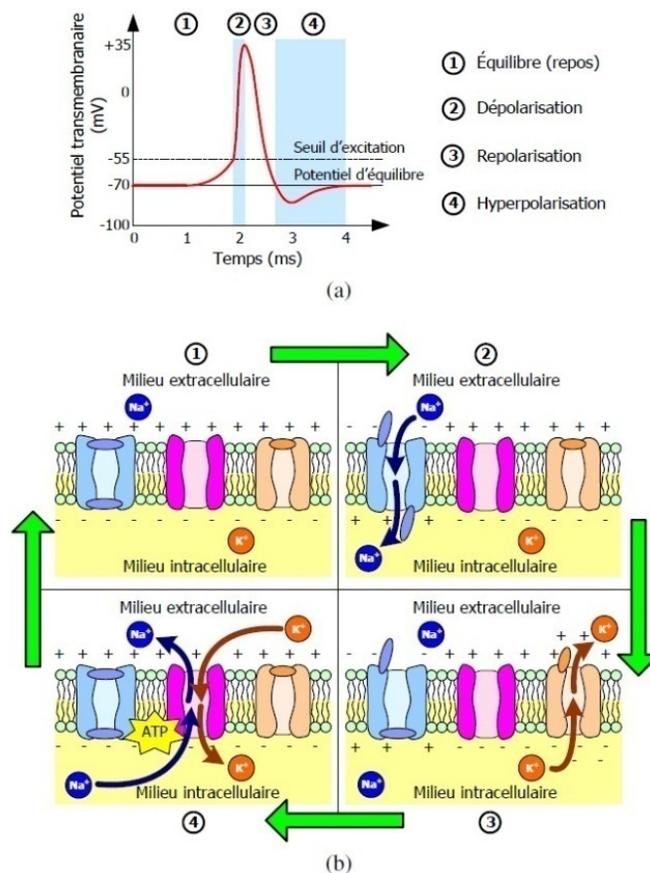


Figure 1.4: (a) Processus du déclenchement d'un potentiel d'action, (b) Mécanisme de déclenchement du potentiel d'action sur le niveau de la membrane cytoplasmique - *Tirée de (Ethier, 2010)*

Si le potentiel transmembranaire atteint le seuil de la dépolarisation, les autres canaux de sodium voisin s'ouvrent à leurs tours, ce qui permet la propagation d'une vague de potentiel d'action tout le long de l'axone jusqu'à arriver aux boutons terminaux. Cette propagation de potentiel d'action s'appelle l'influx nerveux. Ce processus de génération du potentiel d'action est résumé à la figure 1.5. Dans la section suivante nous allons effectuer un survol de l'architecture du système visuel.

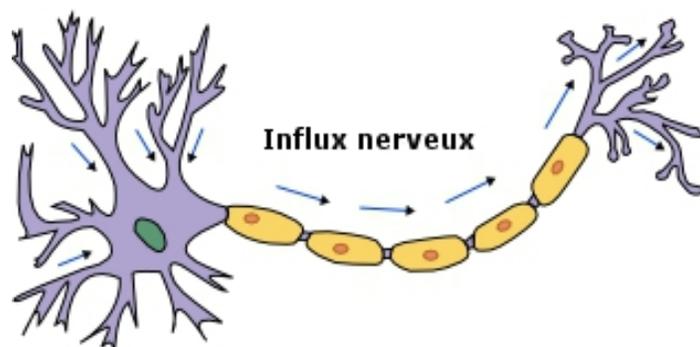


Figure 1.5: L'influx nerveux – Tirée de (Sirtin, 2013)

### 1.3 Le système visuel

Le système visuel est la partie du système nerveux qui assure le sens de la vision chez l'être humain. En effet, l'information visuelle détectée par l'œil parcourt un chemin complexe qui s'étend de la rétine vers le cortex visuel pour être analysé et interpréter comme montre la figure 1.6.

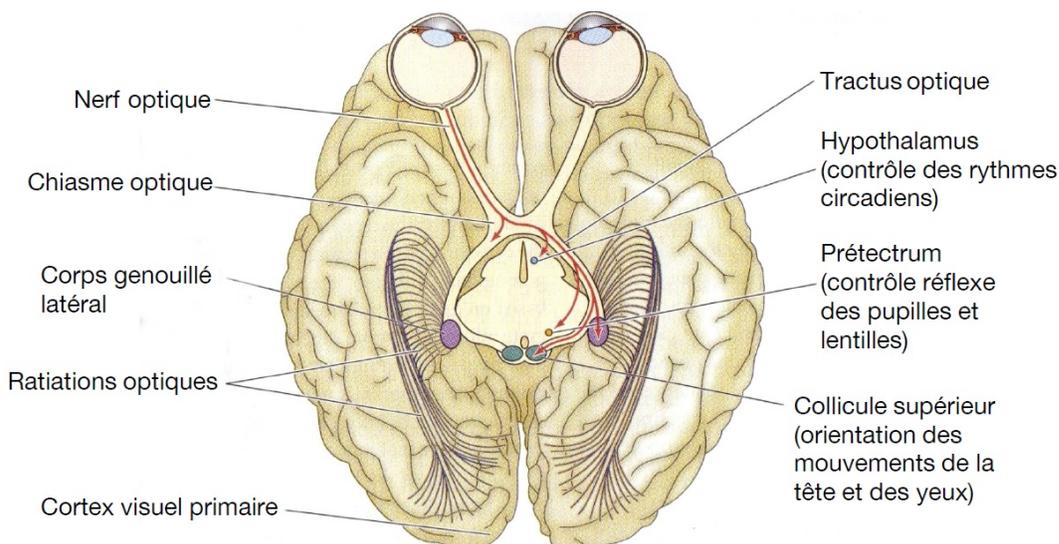


Figure 1.6: Architecture du système visuel - Modifié à partir de (McGill, 2013)

L'aventure de l'information visuelle commence à partir de la rétine, quand l'œil détecte le rayonnement lumineux, ce message est converti en un influx nerveux grâce à la rétine et sera ensuite transmis à travers les nerfs optiques vers d'autres parties du système visuel. Le nerf

optique correspondant à l'œil gauche et celui de l'œil droite se croisent au niveau du chiasme optique, c'est là où l'information visuelle est partagée entre les deux hémisphères de sorte que, le message correspondant au champ visuel gauche s'envoie vers la moitié droite du cerveau et vice-versa comme l'illustre la figure 1.7.

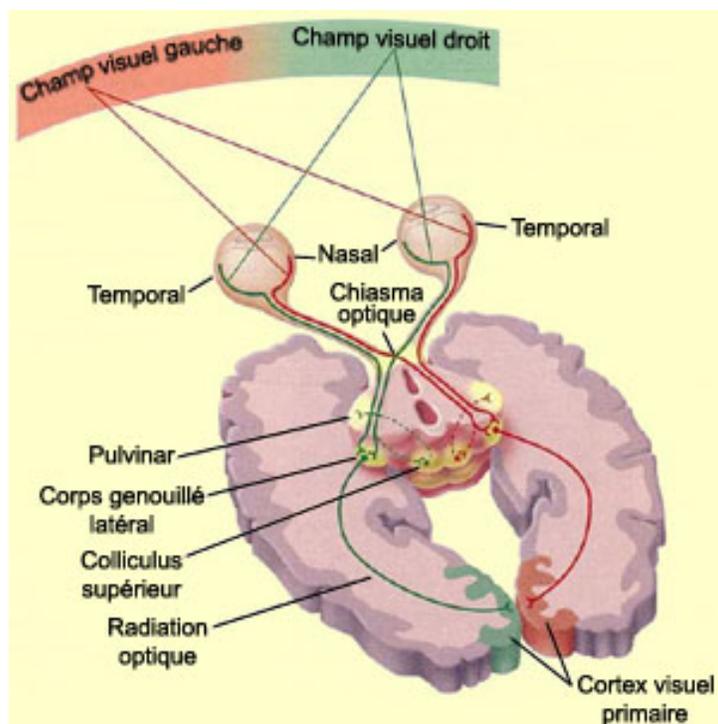


Figure 1.7: Répartition du champ visuel entre les deux hémisphères du cerveau - *Tirée de (McGill, 2013)*

À partir de leur croisement, la prolongation des nerfs optiques s'appelle Tractus optique, les Tractus optiques continuent leurs trajets pour transmettre l'influx nerveux vers différents aires corticales. Afin d'atteindre le cortex visuel, le Tractus optique fait un passage par le corps genouillé latéral (CGL), à ce niveau, l'information visuelle est transmise vers le cortex visuel via des radiations optiques, qui sont des voies nerveuses dédiées pour ce fait.

Le cortex visuel se situe dans le lobe occipital, il s'en charge de la synthèse de l'information visuelle, il est composé de plusieurs couches (V1, V2, V3, V4, etc..) ces différentes couches traitent d'une façon parallèle ou séparée l'information visuelle (McGill, 2013).

## 1.4 Électrodes de stimulation

La section qui suit, énumère les types d'électrode et décrit la réaction qui peut se produire au niveau de l'interface entre l'électrode et le tissu. Un exemple du modèle de cette interface électrode-tissus est mentionné à la fin de cette section.

### 1.4.1 Types d'électrodes

D'une façon générale, on peut classier les électrodes selon leur pénétrabilité dans le tissu, on trouve alors deux types d'électrodes : le premier dont la stimulation se fait en surface comme dans le cas de la stimulation de la rétine et un autre avec une stimulation en profondeur, ce sont les électrodes pénétrantes. Il existe plusieurs types d'électrodes, suivant l'application et l'emplacement de stimulation, on retrouve les électrodes à gaine (Cuff électrode). Ce type d'électrodes a une forme d'un tube comme c'est montré à la figure 1.8.

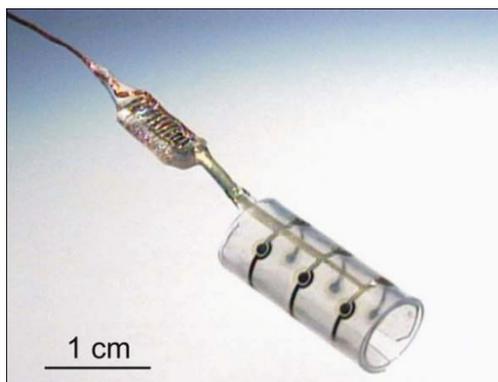


Figure 1.8: Cuff électrode - Tirée de (Freiburg, 2012)

Dans le cas d'un stimulateur intra cortical, les électrodes pénétrantes sont les plus recommandées, car elles sont plus efficaces et plus précises : efficaces vu que le courant de stimulation utilisé et injecté dans le tissu est réduit par rapport aux électrodes en surface et précises parce que la stimulation se fait selon une profondeur déterminée (Schmidt et al., 1996).

Par contre, la contrainte majeure des électrodes pénétrantes est que leur implantation est délicate (Rousche et Normann, 1992). Les figures 1.9 et 1.10 montrent respectivement un exemple des électrodes en surface et des électrodes pénétrantes.

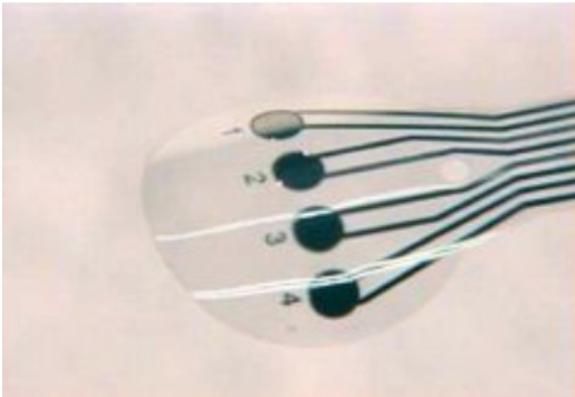


Figure 1.9: Électrodes en surface - *Tirée de (Rodger et al., 2006)*

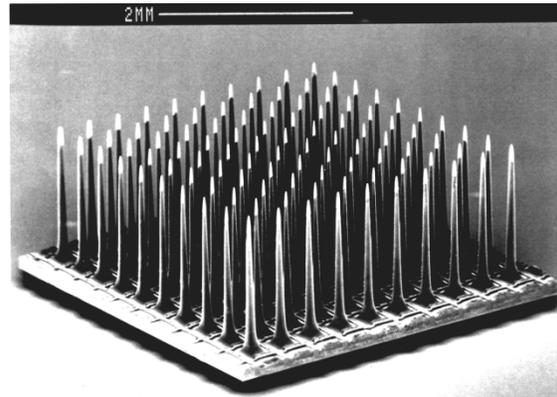


Figure 1.10: Matrice d'électrodes pénétrantes - *Tirée de (Kindlmann et al., 2012)*

## 1.4.2 Interface électrode-électrolyte : Modèle et Réaction

### 1.4.2.1 Réaction

Une fois le courant électrique de stimulation franchit l'interface électrode-tissus, il se transforme en courant Ionique. En effet, l'interface électrode-tissus représente un processus électrochimique

entre un métal et un électrolyte (Merrill et al., 2005) dont les électrons décrivent le type de charges au niveau électrode et les ions Sodiums ( $Na^+$ ), Potassium ( $K^+$ ) et chlorure ( $Cl^-$ ) décrivent le type de charges au niveau cellulaire.

Le courant traverse le tissu entre deux électrodes, à partir de l'électrode active vers l'électrode du retour, de ce fait découle deux types de transfert des charges entre l'électrode et le tissu. Le premier type s'appelle, le transfert capacitif ou dit non-faradique et le deuxième s'appelle le transfert Faradique.

- Transfert capacitif des charges (non-Faradique) :

Suite à une injection d'une quantité minime de charges électriques, les ions sont redistribués au niveau de l'interface électrode-tissus pour reprendre l'équilibre électro neutralité. Le transfert non faradique est un phénomène réversible, ceci veut dire que lorsque la polarité du potentiel d'électrode change, la même quantité de charge injectée sera retirée.

- Transfert Faradique des charges :

Le transfert faradique des charges correspond au transfert des électrons entre les deux électrodes de stimulation, il s'agit d'une réaction d'oxydoréduction dont la forme générale de l'équation est comme suit :



Où  $O$  est l'élément oxydé,  $n$  est le nombre d'électron et  $R$  est l'élément réduit. En effet, le processus de réduction se fait au voisinage de l'électrode du retour, vue l'accumulation des charges négatives à ses alentours et l'oxydation se fait au voisinage de l'électrode active vue la concentration des charges positives.

Le transfert faradique des charges peut être irréversible en cas ou la réaction d'oxydoréduction génère des produits qui se diffusent loin des électrodes.

### 1.4.2.2 Modèle

La modélisation de l'impédance électrode-tissus est un bon outil pour caractériser les différents transferts de charge à travers le tissu ainsi que la valeur de l'impédance du contact, ce type d'information est important pour la conception d'un stimulateur. Plusieurs travaux sont effectués pour modéliser l'interface électrode-tissus (Geddes, 1997), un modèle simplifié est proposé par Geddes illustré à la figure 1.11 (Geddes, 1991).

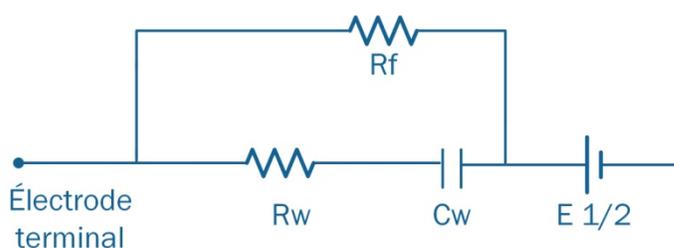


Figure 1.11: Modèle de l'interface électrode-tissus

Ce modèle comporte une résistance faradique  $R_f$  qui modélise le processus de l'oxydoréduction, en parallèle avec les composants de Warburg,  $C_w$  et  $R_w$ , ces derniers représentent la diffusion ionique dans le tissu, ils ont une valeur complexe qui dépend de la fréquence de l'onde de stimulation. L'ensemble de ces éléments est disposé en série avec une source de tension, c'est le potentiel demie-cellule, la valeur de ce potentiel dépend de la nature du métal, de l'électrolyte ainsi que la concentration des ions dans le tissu.

## 1.5 Notion de sécurité d'une stimulation électrique fonctionnelle

Il est préférable que la stimulation soit en courant au lieu d'une stimulation en tension, car l'impédance de l'électrode-tissus est variable au cours du temps de l'ordre de quelques semaines de stimulation (Torab et al., 2011). La quantité de charges injectées sera directement dépendante de la valeur de cette impédance, dans le cas d'une stimulation en tension. Alors, qu'on effectuant

une stimulation en courant, les charges injectées seront bien contrôlées et à la fois indépendantes de la variation de l'impédance électrode-tissus.

Après avoir appliqué une stimulation en courant, il est important de retirer les charges injectées dans le tissu et ceci pour limiter la quantité des charges nocives injectées dans le cortex. De ce fait, l'onde de stimulation serait une onde biphasique, de charge égale dans les deux phases, positive et négative, ce qui permet d'annuler le transfert des charges irréversible comme montre la figure 1.12. La zone hachurée représente le transfert des charges non réversibles.

Figure 1.12 (a) montre que dans le cas d'une onde monophasique la quantité des charges non réversibles est en croissance ce qui peut mener même à la corrosion d'électrode, mais sinon dans le cas de la stimulation biphasique, illustrée sur la partie (b) de cette figure, la quantité des charges nocives relâchées a un niveau tolérable. Il faut aussi faire attention à l'échauffement de tissus du à la puissance dissipée des composants formant l'implant éventuellement. En effet, il est montré qu'une puissance tolérable ne doit pas dépassée  $80 \text{ mW/cm}^2$  (Reid et Cameron, 2003).

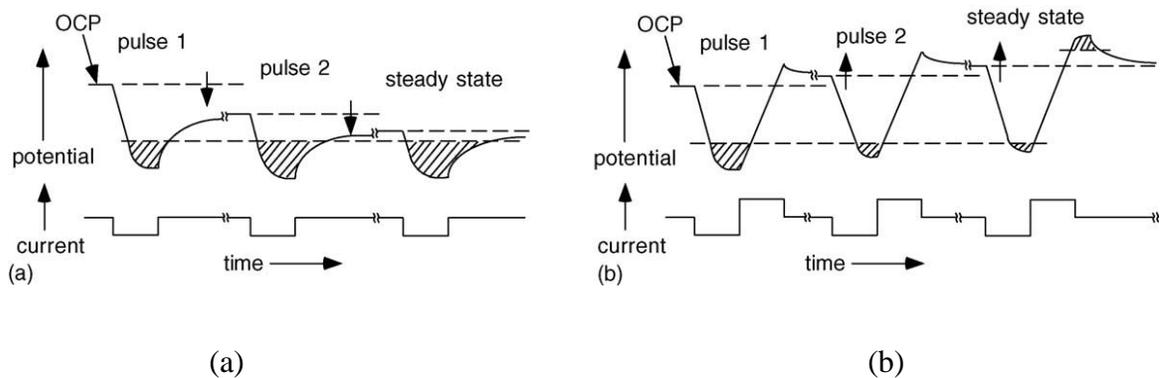


Figure 1.12: Différence entre stimulations (a) monophasique et (b) bibasique - Tirée de

(Merrill et al., 2005)

## 1.6 Principe des implants visuels

Afin d'arriver à une réhabilitation partielle de la vision, plusieurs prototypes de micro stimulation sont conçus avec différente approche. Suivant l'emplacement de la stimulation, on définit trois types d'implant, l'implant rétinien d'ou, comme le nom l'indique, la stimulation se fait au niveau

de la rétine, l'implant au niveau du nerf optique et l'implant cortical, ou la stimulation se fait au niveau du cortex visuel. Les sous-sections qui suivent dérivent ces trois types d'implants.

### **1.6.1 Implant rétinien**

Les implants rétiniens se divisent en deux catégories: l'implant sub-rétinien (Lele et al., 2012) et l'implant épi rétinien (Hadjinicolaou et al., 2012) .

L'implant subrétinien est l'approche moins utilisée, il est implanté derrière la rétine, le principe de base est de remplacer les photorécepteurs naturels déficients par des photorécepteurs électroniques qui stimulent les cellules ganglionnaires via des électrodes, dans le cas de l'implant épi rétinien la matrice d'électrodes est placée sur la surface de la rétine. L'implant rétinien est composé d'une caméra qui envoie ses données vers une unité de traitement de signal pour réduire la résolution des images, une fois les données sont traitées elles seront envoyées vers l'implant rétinien via un lien inductif. Ensuite, les images captées sont converties en courant électrique qui sera injectés à l'emplacement de l'implantation en utilisant des électrodes en surface. L'implant rétinien est le plus répandu vu que c'est possible de construire une image significative à base de phosphènes. Cependant ceci nécessite que le nerf optique et le cortex visuel du patient soient intacts, sinon ça ne sera d'aucune utilité.

### **1.6.2 Implant au niveau du nerf optique**

La stimulation du nerf optique est l'approche la moins répandue, elle consiste à stimuler le nerf optique en utilisant une électrode à gain (Brelen et al., 2005) ; cette voie est entamée par l'équipe Belge (Brelen et al., 2005). Comparé à l'implant rétinien, l'approche du nerf optique requiert moins d'électrodes, mais elle demande que le nerf optique et le cortex visuel soient en bon état. Le neurostimulateur du nerf optique reçoit les images traitées depuis un contrôleur externe et la stimulation se fait via une électrode à gaine, attachée autour du nerf optique.

### **1.6.3 Implant cortical**

La stimulation du cortex visuel est une avenue de choix adopté par plusieurs chercheurs (Coulombe et al., 2007; Ferrandez et al., 2007; Ghovanloo et Najafi, 2007a; Zhe, 2012). En effet, l'idée de conception de la prothèse visuelle corticale découle du fait que la stimulation électrique

du cortex visuel crée un phosphène au niveau du champ visuel du patient. Ce fait était le point de départ pour l'apparition des implants visuels corticaux. Les premiers travaux dans ce domaine sont ceux de Brindley (Brindley et Lewin, 1968) et Dobelle (Dobelle et Mladejovsky, 1974), à l'époque la stimulation du cortex visuel se fait en surface ce qui requiert des courants de stimulation de l'ordre de milliampère. Les travaux de recherche qui suivent, celle de Bak (Bak et al., 1990) et Schmidt (Schmidt et al., 1996), sur des sujets non voyants ont montré la possibilité de générer des phosphènes en stimulant le cortex visuel en profondeur en utilisant des électrodes pénétrantes, à ce stade, l'intensité du courant requis est beaucoup plus faible que celle des intensités du courant utilisé pour la stimulation en surface, elle est de l'ordre d'une dizaine de microampères.

Le principe de base des implants corticaux est comme suit, au premier lieu une caméra effectue l'acquisition de l'environnement du patient, ces données sont envoyées vers une unité de contrôle externe pour réduire la résolution des images captées et ensuite former les mots de commandes, une fois l'information traitée elle sera envoyée vers l'implant, qui se trouve sous la crâne via un lien inductif. Ces commandes indiquent les paramètres de l'onde de stimulation, comme la fréquence, l'amplitude et le site de la stimulation. En général la stimulation se fait en courant constant qui est injecté dans les tissus du cortex visuel via une ou plusieurs matrices d'électrodes pénétrantes, l'injection d'électrodes se fait au niveau de la couche IV dans la région V1 du cerveau. Le choix de stimuler cette couche en particulier est dû au fait qu'elle représente l'entrée de l'information visuelle depuis le corps genouillé latéral, cette information est ensuite retransmise vers les différentes couches du cortex visuel (McGill, 2013).

### 1.6.3.1 Paramètres de l'onde de stimulation

La stimulation électrique du cortex visuel est un phénomène qui permet la génération du potentiel d'action tout le long de l'axone du neurone, à condition que le courant électrique appliqué pour la dépolarisation de la membrane de l'axone soit supérieur au seuil de l'excitation. En effet le courant du seuil est une fonction de l'équation (1.2).

$$I_{th} = \frac{I_0}{1 - e^{(-\Delta t/\tau)}} \quad (1.2)$$

où  $I_{th}$  est le courant du seuil,  $I_0$  est le courant de la rhéobase, qui est le courant d'excitation minimal pour générer un potentiel d'action,  $\Delta t$  est la largeur de pulse et  $\tau$  c'est la chronaxie qui

correspond à la durée nécessaire pour atteindre le seuil d'excitation par un courant ayant la valeur double de celle du courant de la rhéobase tel que montré à la figure 1.13.

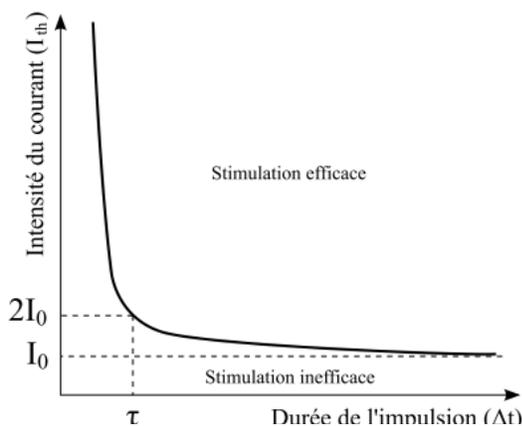


Figure 1.13: Courbe du courant de seuil de stimulation en fonction de la durée -

*Tirée de (Ethier, 2010)*

D'une façon générale, pour avoir une stimulation efficace, il est recommandé (Merrill et al., 2005) que la stimulation du cortex visuel se fasse en courant constant avec une onde rectangulaire biphasique. L'avantage d'utiliser une telle onde biphasique lors de la stimulation limite le transfert irréversible des charges. En effet en appliquant une phase inverse en polarité à celle qui l'a précédé, égal en quantité de charges, permet d'éviter l'accumulation des charges nuisibles au niveau du tissu nerveux.

La variation de l'impédance électrode-tissus est la raison pour laquelle la stimulation électrique doit être en courant constant. En effet, la stimulation en tension ne permet pas de contrôler la quantité des charges injectées, alors celle en courant constant le fait, d'où une quantité des charges injectées, indépendante de la variation de l'impédance, serait plus sécuritaire et efficace.

On doit pouvoir contrôler les paramètres de l'onde de stimulation de façon que cette dernière soit suffisamment flexible, quelques expériences sont faites pour décortiquer l'impact de ces paramètres. En effet, le besoin de la flexibilité dans le cadre de cette application est nécessaire car les paramètres de stimulation produisant des phosphènes ne sont pas totalement connus pour le

moment. Aussi la flexibilité est requise sur les deux niveaux temporel (choix de l'onde) et spatial (choix d'emplacement de stimulation).

La figure 1.14 montre un exemple d'une onde de stimulation typique avec :

$T_{tr}$  : durée de train d'impulsion

$T_{int,tr}$  : durée qui sépare entre deux trains d'impulsion

$T_{imp}$  : durée qui sépare deux impulsions

$A_{pulse}$  : amplitude d'une impulsion.

$T_{int\ pulse}$  : durée qui sépare deux phases

$T_{pulse}$  : durée d'une phase.

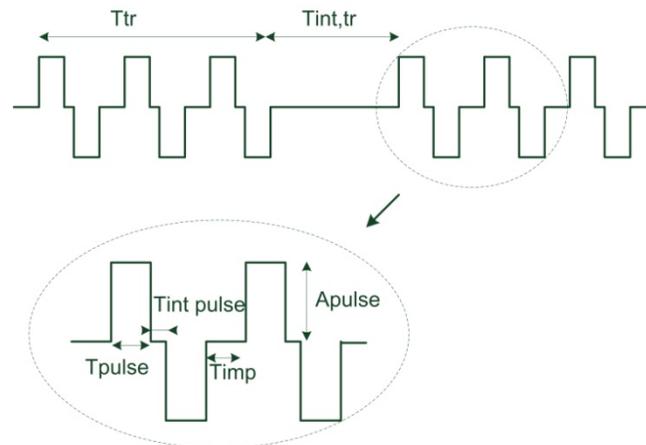


Figure 1.14: Exemple d'une onde de stimulation

Dans son expérience, Schmidt (Schmidt et al., 1996) a montré l'influence des paramètres de l'onde de stimulation sur la génération des phosphènes, il a trouvé que la brillance du phosphène peut être contrôlé à partir de l'amplitude, la fréquence et la durée de pulse, ainsi il a trouvé que la génération d'un seul pulse de stimulation est insuffisante pour générer un phosphène, c'est pour ça il faut appliquer un train d'impulsions de largeur 2 s pour avoir le phosphène voulu. Cependant, si le train de pulses est long, d'une durée qui dépasse une seconde, le phosphène produit commence à clignoter, il a trouvé qu'un délai de faible valeur, environ 25 ms entre les trains permet d'avoir un phosphène continu.

En général, la stimulation du cortex visuel peut se faire suivant deux modes, une dite monopolaire et l'autre bipolaire, dans le cas de la stimulation monopolaire, le courant circule entre l'électrode active et une autre de référence. Cette dernière est distante et a une impédance réduite. Dans le cas de la stimulation bipolaire, le courant circule entre deux électrodes de même type, le flux de courant passe depuis l'électrode active vers une électrode de retour.

## **1.7 Conclusion**

Nous avons présenté dans ce chapitre les notions fondamentales de la stimulation électrique du cortex visuel. Nous avons commencé par la description du neurone. Ensuite, nous avons exposé le principe de la génération du potentiel d'action. Le système visuel était brièvement décrit dans la partie qui suit. Puis, nous avons cité les types d'électrode utilisée ainsi que la réaction et le modèle de l'interface électrode-tissus. Après, nous avons mentionné les notions de la sécurité qu'il faut respecter lors de la stimulation électrique. Enfin, nous avons énuméré les types des implants visuels. Le chapitre qui suit est une revue de littérature des implants utilisés pour la stimulation du cortex visuel.

## CHAPITRE 2 TRAVAUX DE POINTE DANS LE DOMAINE

Ce chapitre présente les travaux de pointe des systèmes utilisés pour la stimulation du cortex visuel. Nous présentons les groupes de recherche, dont l'équipe Polystim fait partie, qui développe des tels systèmes. Le chapitre serait terminé par une comparaison entre ces divers systèmes et suivi par une discussion.

### 2.1 Travaux de pointe de l'implant cortical

Plusieurs équipes de recherche ont concentré leurs travaux sur la prothèse intra cortical. Les sections qui suivent survolent les architectures existantes et les travaux de pointe dans le domaine.

#### 2.1.1 L'équipe de l'Institut de technologie de l'Illinois

L'équipe de l'Institut de technologie de l'Illinois a développé un système qui suit une approche modulaire comme c'est montré à la figure 2.1. L'implant est un module de stimulation de 256 canaux pour 256 électrodes qui se compose de 4 sous blocs indépendants de 64 canaux, soit un canal par électrode. Chaque canal de stimulation est supportée par un DAC en courant bidirectionnel, alimenté par une tension de 10 V qui peut générer une onde de stimulation biphasique en courant constant d'une valeur maximale de  $64 \mu\text{A}$  (Troyk, 2001).

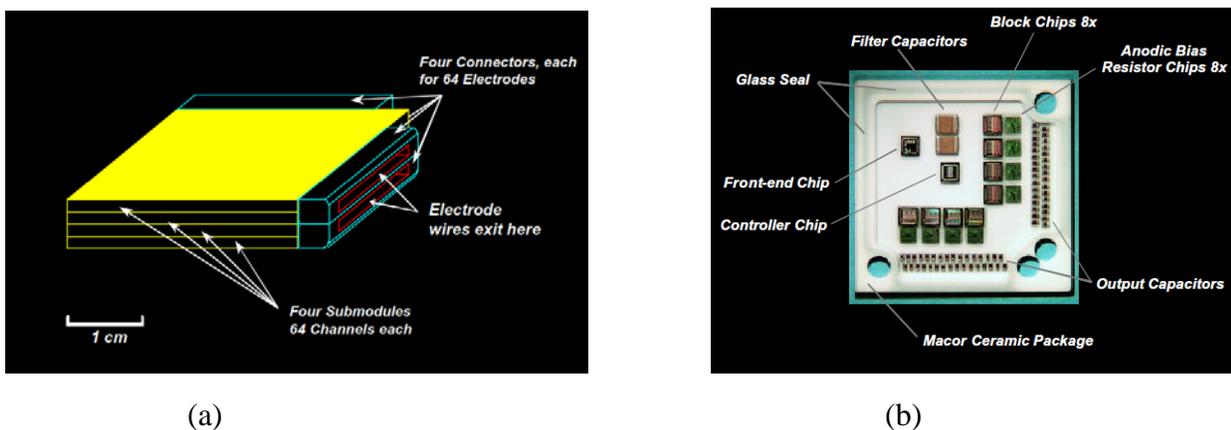


Figure 2.1: (a) Module de stimulation de 256 canaux. (b) Bloc de stimulation de 64 canaux. -

*Tirée de (Troyk, 2001)*

Le système est capable de stimuler 1024 sites en utilisant 4 modules similaires. Cependant, cette version présente une surface importante ainsi que des longues connexions avec les électrodes ce qui rend l'implantation encombrante.

Plus tard une autre variante de l'implant est développée (Troyk et al., 2006) (Zhe, 2012). L'implant est une combinaison d'un circuit de stimulation assemblé au-dessus d'une matrice d'électrodes 4x4 comme montre la figure 2.2. Le système comporte 16 canaux et permet de contrôler séparément chaque électrode.

Chaque canal est capable de générer un courant de stimulation biphasique d'une valeur maximale de 63.5uA et une tension de sortie maximale de 1 V.

Cette version de l'implant possède une connexion filaire, en effet elle est connectée avec le milieu extérieur via un bus appelé NeuroTalk (Troyk et al., 2006), Ce dernier est capable d'adresser 128 implants pareils. Récemment, le système est supporté par un lien inductif (Zhe, 2012) pour réduire l'encombrement causé par les nombreux fils.

Comme les versions précédentes, le courant de stimulation reste limité, ne dépasse pas 64  $\mu$ A et surtout la valeur de la tension de sortie reste insuffisante pour supporter des impédances élevées qui peuvent dépasser 150 k $\Omega$ .

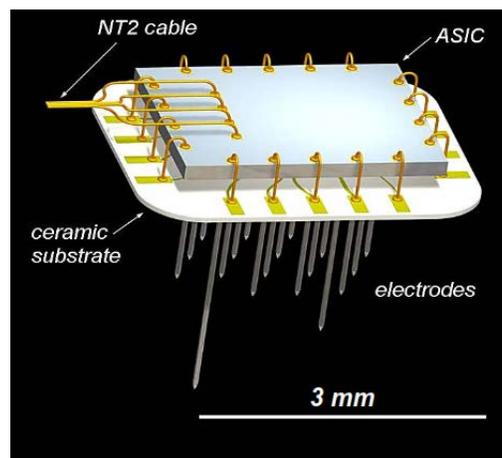


Figure 2.2: L'implant filaire 16 canaux avec le bus NeuroTalk - Tirée de  
(Merriam et al., 2011)

### 2.1.2 L'équipe de l'université technique de Cartagena

L'équipe l'université technique de Cartagena a développé un microstimulateur discret, avec des composants commerciaux illustré à la figure 2.3 (Ferrandez et al., 2007). Ce microstimulateur contrôle une matrice pénétrante de 96 électrodes.

Le microstimulateur englobe 100 canaux de stimulation pour 100 électrodes, répartis sur 10 sources de courant, chacun comporte 10 canaux, contrôlé par un microcontrôleur.

Chaque canal est capable de générer des ondes biphasiques en courant constant, d'une amplitude maximal de 200  $\mu\text{A}$ , supportées par une tension de sortie maximale de 3V. Le système est contrôlé à partir d'une interface graphique et les données sont envoyées au microstimulateur via un lien USB. Le système ne possède pas un lien sans fil.

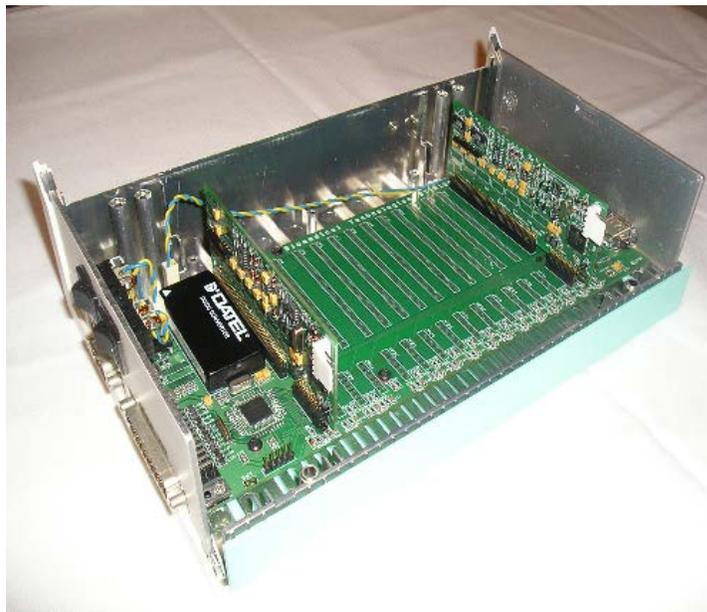


Figure 2.3: Plateforme de stimulation introduit par l'équipe de l'université technique de Cartagena - Tirée de (Ferrandez et al., 2007)

Les électrodes qui appartiennent aux mêmes sources de courant ne peuvent pas être activés en même temps et que la stimulation simultanée est possible en activant une électrode de chaque source de courant distinct (Ferrandez et al., 2007).

### 2.1.3 L'équipe de l'Université du Michigan

Depuis 1992, l'équipe de l'université du Michigan a développé un microsystème pour la stimulation neuronale, illustré à la figure 2.4, (Tanghe et Wise, 1992). La technique de fabrication permet d'avoir les électrodes ainsi que le circuit de stimulation sur le même substrat du silicium. Le système est composé de 4 électrodes, chaque électrode comporte 4 sites de stimulation, pour assurer une stimulation en profondeur sur plusieurs niveaux. Le courant de stimulation est biphasique à une amplitude maximale de  $254 \mu\text{A}$  supporté par une tension de sortie de 4 V.

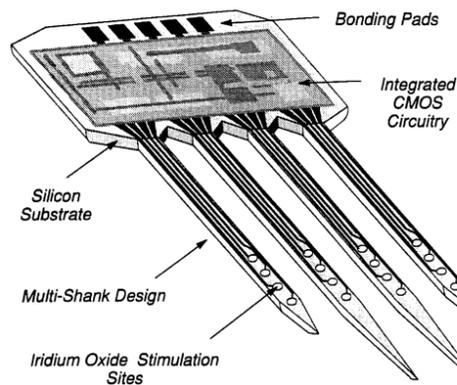


Figure 2.4: Circuit de stimulation et électrodes avec substrat non flexible - *Tiré de (Tanghe et Wise, 1992)*

Une autre variante du système, illustré à la figure 2.5, a été développée plus tard (Changhyun et Wise, 1996). Cette dernière est capable d'effectuer la stimulation et l'acquisition. Dans ce système les électrodes et le circuit de stimulation font encore partie du même substrat du silicium, avec une modification par rapport à la version précédente, c'est que le substrat du silicium est flexible de façon qu'il soit facile à plier, ceci a pour but de rendre le système plus compact.

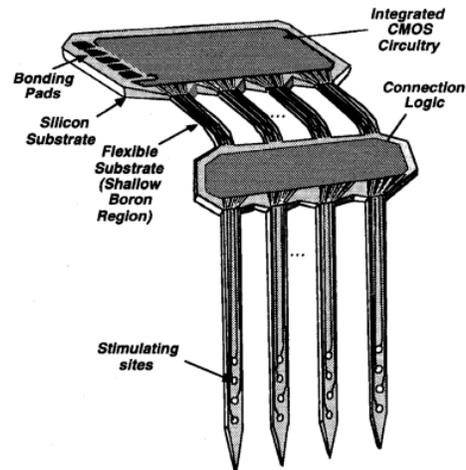


Figure 2.5: Circuit de stimulation et électrodes avec substrat flexible - Tirée de (Changhyun et Wise, 1996)

Ce système est amélioré encore plus de façon que le nombre de sites de stimulation augmente pour atteindre 64 sites de stimulation répartis sur 8 électrodes, chaque électrode comporte 8 sites, le système supporte la stimulation biphasique qui se fait en courant constant avec une amplitude maximale de  $127 \mu\text{A}$  est d'une tension maximale de sortie de 5 V.

Plus tard, un autre implant présente plus d'ambition (Ghovanloo et al., 2003). Le design présente une approche modulaire capable de stimuler 1024 sites, en utilisant une matrice de  $16 \times 16$  électrodes et que chaque électrode comporte 4 sites de stimulation.

Une autre version, présenté à la figure 2.6 ,avec laquelle des expériences *in vivo* sont effectuées sur le cochon d'Inde (Ying et al., 2007). Ce système présente une nouvelle technique d'assemblage, les électrodes sont groupées par groupe de 8, chaque électrode stimule sur 8 niveaux différents en profondeur, le système peut stimuler 256 sites en total avec une onde de stimulation biphasique en courant constant d'une valeur maximale  $127 \mu\text{A}$  et une tension de sortie de 5 V.

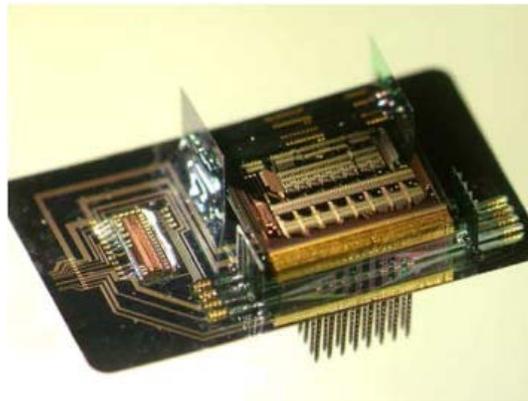


Figure 2.6: Circuit de stimulation comportant 256 sites de stimulation - *Tirée de (Ying et al., 2007)*

Récemment, l'équipe de Dr Wise présente un nouvel implant par rapport aux implants précédents (Merriam et al., 2011). La nouvelle architecture, illustrée aux figures 2.7 et 2.8, permet de construire un implant 3 dimensionnel à partir des matrices d'électrodes planaire. L'implant au total supporte 64 sites. Les électrodes utilisées possèdent 8 sites de stimulation/acquisition répartie sur des niveaux différents de l'électrode. Une expérimentation in vitro est effectuée avec ce système. Ce dernier était implanté au niveau du cortex auditoire de cochon d'Inde pour l'acquisition des données. Cet implant peut être utilisé pour diverses applications corticales, incluant la stimulation du cortex visuel.

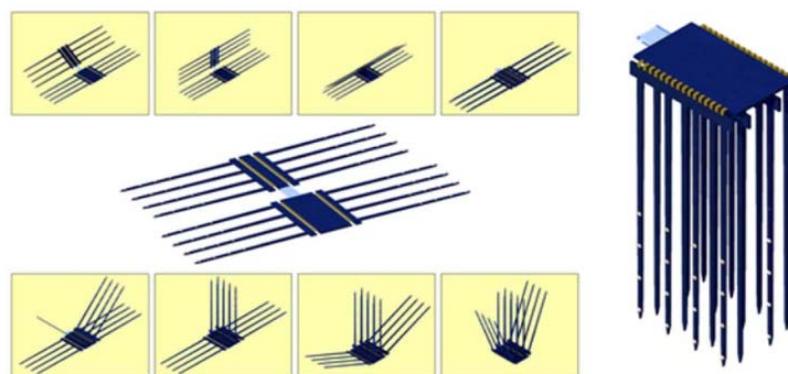


Figure 2.7: Construction d'un implant 3D a partir d'un implant 2D - *Tirée de (Merriam et al., 2011)*

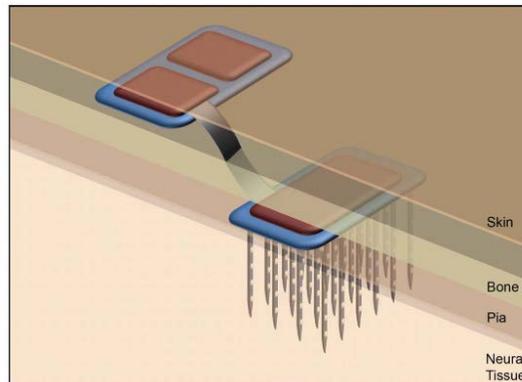


Figure 2.8: Implant 3D après le pliage de quatre matrice en 2D - *Tirée de (Merriam et al., 2011)*

#### 2.1.4 L'équipe de Georgia Institute of Technology

Après qu'il a fini ses études de doctorat à l'université du Michigan, Dr Ghovanloo a continué ses recherches dans l'université de North carolina et après dans l'université de Georgia Institute of Technology.

Dr Ghoovanloo a développé l'implant Interstim-2B, illustré à la figure 2.9, (Ghovanloo et Najafi, 2007b), avec lequel il a effectué des expériences *in vitro* et *in vivo* sur un rat. Interstim-2B est capable de générer une onde biphasique en courant constant, 270  $\mu\text{A}$  comme amplitude maximale avec une tension de 5 V.

La version développée de l'implant permet de stimuler 64 sites qui sont répartis sur 4 groupes d'électrodes, chaque groupe contient 4 électrodes. En utilisant le même principe que celle de l'implant du Dr Wise, chacune des électrodes utilisées, effectue une stimulation sur différents niveaux en profondeur, un DAC en courant bi directionnelle est associé pour chaque électrode.

Le système proposé, possède une architecture modulaire capable d'adresser 32 modules pour stimuler en total 2048 sites.

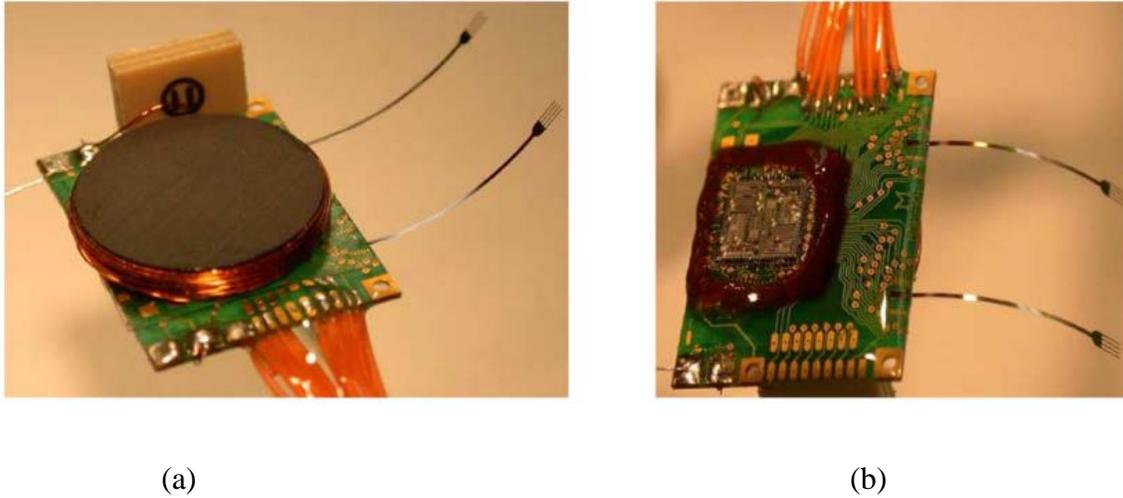


Figure 2.9: (a) Interstim-2B vue de dessous. (b) Interstim 2B vue de dessus

### 2.1.5 L'équipe de L'École Polytechnique de Montréal

L'équipe Polystim de l'École Polytechnique de Montréal, sous la direction du Dr Mohamad Sawan, œuvre sur les différents aspects d'un implant visuel intracortical, comme les liens inductif et capacitif sans fil (Coulombe et al., 2002, Hasanuzzaman et al., 2013), la conception des électrodes (Ghane-Motlagh et Sawan, 2013), l'efficacité énergétique des stimulus (Ethier et Sawan, 2011) ainsi les interfaces à haut voltage (Kar et Sawan, 2012).

Le premier implant dédié pour la stimulation du cortex visuel développé par l'équipe Polystim était en 1995 (Boyer et Sawan, 1995), à l'époque l'implant comporte 25 canaux de stimulation, il est interfacé à une matrice d'électrodes de taille 25x25, soit 25 électrodes par canal.

Plus tard une version complète de l'implant était développée en 2007 avec laquelle des expériences *in vivo* sont effectuées sur un rat (Coulombe, 2007b). Cet implant offre une stimulation en courant constant biphasique avec une amplitude maximale de 140  $\mu\text{A}$  et une tension de sortie de 2.98 V (Coulombe et al., 2007)

L'architecture proposée est modulaire, présenté à la figure 2.10. Elle se compose d'un module d'interface et des modules de stimulation. Le module d'interface reçoit les données et l'énergie depuis un module externe et les modules de stimulation contrôlent les matrices des électrodes.

Chaque module de stimulation contrôle une matrice d'électrodes de taille 4x4, il comporte 4 DAC bidirectionnels en mode courant, pour former au final 4 canaux de stimulation, chaque canal est assigné à un ensemble de 4 électrodes.

L'implant est capable d'adresser 32 modules de stimulation, pour couvrir un total de 1024 sites de stimulation, la version avec laquelle des tests *in vivo* sont effectués comporte un seul module de stimulation.

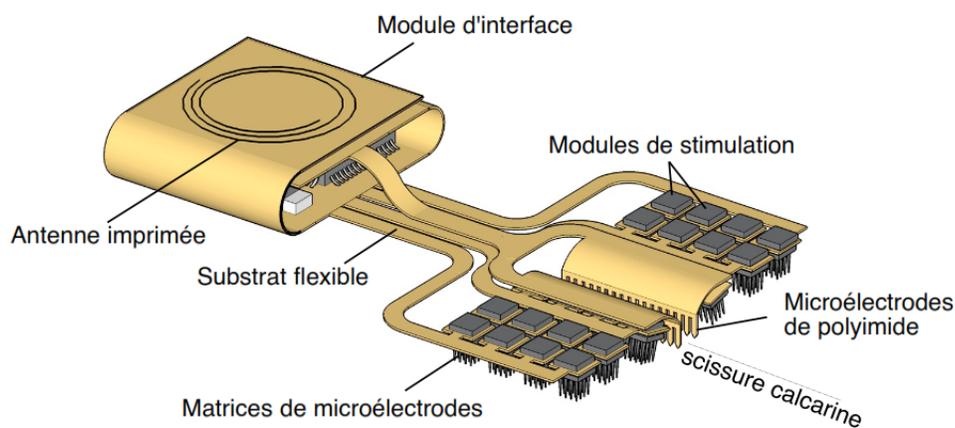


Figure 2.10: Système de micro stimulation proposé - Tirée de (Coulombe, 2007b)

Un autre système de stimulation est actuellement en voie de développement, ce système est caractérisé par son interface haute voltage de l'ordre de 10 V (Hasanuzzaman et al., 2012) pour manipuler des impédances élevées d'une valeur égale à environ 100 k $\Omega$ .

### 2.1.6 Comparaison entre les différents travaux

Le tableau 2.1 contient une comparaison des derniers travaux de pointes. Il montre les différents paramètres qui ont caractérisé le projet actuel. D'où on révèle trois problématiques.

- Tension de stimulation insuffisante pour supporter des hautes impédances

Nous remarquons que presque tous les systèmes conçus partagent un point commun, c'est que la valeur de la tension de sortie est insuffisante pour contrôler des impédances élevées. La valeur de l'impédance peut dépasser 150 k $\Omega$  et même plus dans certains cas (Torab et al., 2011) ce qui rend la simulation impossible en utilisant le courant maximal offert par chaque implant .

À titre d'exemple, en utilisant l'implant de Ghovanloo (Ghovanloo et Najafi, 2007b) qui offre la plus grande valeur de tension de sortie (5 V), avec une valeur d'impédance interface électrode-tissu égale à 100 k $\Omega$  et en stimulant le tissu avec le courant qui est égal à 127  $\mu$ A.

$$127 \mu\text{A} \times 100 \text{k}\Omega = 12.7 \text{V} \quad (2.1)$$

$$5 \text{V} < 12.7 \text{V} \quad (2.2)$$

D'où le besoin d'augmenter la tension de sortie pour éviter un cas pareil.

- Stimulation biphasique entre deux sources du courant différent peut engendrer un déséquilibre entre la phase positive et la phase négative

L'injection de courant dans le cas de la stimulation biphasique peut se faire entre deux sources du courant ce qui génère parfois un déséquilibre entre la phase anodique et la phase cathodique (Coulombe, 2007b; Ghovanloo et al., 2003). Une solution pour palier ce problème et d'utiliser un pont H pour la stimulation biphasique, (Coulombe, 2007b) de ce fait les deux phases sont bien équilibrées vu qu'elles sont générées par la même source du courant (Coulombe, 2007b).

- Un ensemble d'électrodes par canal limite la flexibilité

Le nombre de sources du courant dans les systèmes présentés est proportionnel au nombre des sites de stimulation. La meilleure approche est d'avoir la possibilité d'assigner une source de courant par site pour que chacun ait ses propres paramètres de stimulation, ceci permet d'augmenter la flexibilité du système. Comme dans le cas de Dr. Troyk (Zhe, 2012) , il associe un DAC à chaque électrode. La flexibilité du système devient limitée, quand nous associons une

source de courant à un ensemble d'électrodes, car les mêmes paramètres de stimulations vont être les mêmes pour les électrodes qui partagent le même canal. Ceci est un inconvénient pour un stimulateur dédié à être un outil de recherche, alors ce système doit offrir un large éventail de choix avec le minimum des restrictions.

Le tableau 2.1 présente une comparaison entre différentes caractéristiques des Travaux de la recherche les plus récents dans le domaine, cette comparaison est effectuée sur 6 niveaux. Un premier niveau c'est la nature du système réalisé. Nous trouvons que le travail de l'équipe de l'Université technique de Cartagena (Ferrandez et al., 2007) et le plus proche à notre travail vu qu'il est réalisé en utilisant des composantes commerciales. Un deuxième niveau de comparaison est à propos le nombre des sources de courant utilisé ainsi qu'un troisième aspect relatif au nombre de site de stimulation supporté par chaque circuit réalisé. Un quatrième niveau qui représente la flexibilité spatiale du système, c'est le nombre de sites de stimulation associés aux sources du courant, plus que ce nombre est proche de un, plus le système est flexible. Le système réalisé par l'équipe de l'Institut de technologie de l'Illinois (Troyk et al., 2006) est le plus flexible vu qu'il atteint une flexibilité de 1 site de stimulation par une source du courant, le travail de l'équipe de Cartagena (Ferrandez et al., 2007) a la plus faible flexibilité, soit dix sites de stimulation par une source du courant. Nous avons aussi comparé le courant maximal qui peut être injecté, nous avons trouvé que l'équipe de de Georgia Institute of Technology (Ghovanloo et Najafi, 2007b) a la plus grande valeur soit une valeur maximale de 270  $\mu\text{A}$ . Un sixième point de comparaison. Concernant la plage maximale de tension de sortie, une caractéristique importante, pour indiquer la capacité du système d'être interfacé avec de hautes impédances. Nous avons trouvé que la plage de tension la plus élevée et celui de l'équipe de l'Université du Michigan (Ying et al., 2007) soit une valeur de 5 V.

Tableau 2.1: Comparaison entre les différents systèmes

	<i>Nature du système</i>	<i>#sources de courant</i>	<i>#sites de stimulation</i>	<i>Sites de stimulation / source du courant</i>	<i>Courant maximal</i>	<i>Tension de sortie maximale</i>
<i>(Merriam et al., 2011)</i>	Intégré	16	16	1	63.5 $\mu$ A	1 V
<i>(Ying et al., 2007)</i>	Intégré	32	256	8	127 $\mu$ A	5 V
<i>(Ferrandez et al., 2007)</i>	Discret	10	100	10	200 $\mu$ A	3 V
<i>(Ghovanloo et Najafi, 2007b)</i>	Intégré	16	64	4	270 $\mu$ A	4.75 V
<i>(Coulombe et al., 2007)</i>	Hybride	4	16	4	140 $\mu$ A	2.98 V

## 2.2 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre la revue de littérature reliée au stimulateur intra corticaux. Nous avons commencé par mentionner les travaux du Troyk, puis celle de Ferrandez. Ensuite, nous avons mentionné les systèmes développés par l'équipe de Wise ainsi que Ghovanloo, après nous avons mis l'accent sur les travaux de Polystim. Enfin, nous avons effectué une discussion ainsi qu'une comparaison entre les différents systèmes développés.

## CHAPITRE 3 CONCEPTION DU PROTOTYPE

Nous décrivons dans ce chapitre le système de stimulation électrique proposé que nous avons nommé  $\mu$ Stim. Ce dispositif est conçu pour qu'il soit un outil de recherche à être utilisé pour la stimulation électrique cortical. Ces travaux d'investigation font partie d'efforts de l'équipe Polystim afin de mettre au point un implant visuel intracortical. À titre d'exemple, des travaux en neuroscience peuvent être effectués sur des sujets animales pour étudier un comportement donné. Jusqu'à présent, les paramètres de stimulation à appliquer pour obtenir un phosphène particulier contrôlé ne sont pas tout à fait connus et maîtrisés. Une fois cette information confirmée, des images significatives peuvent être reproduites plus facilement dans le champ visuel du patient. Alors, le stimulateur utilisé doit être flexible pour répondre à tout besoin d'investigation.

Il est conçu à base des composantes électroniques commerciales. D'abord, nous citons ses spécifications. Ensuite nous expliquons l'architecture proposée, puis nous détaillons chaque bloc de l'architecture ainsi que ses modes de fonctionnement et nous décrivons l'ensemble du système électronique réalisé.

### 3.1 Spécifications

Le stimulateur développé permet d'effectuer la stimulation électrique, en générant des ondes rectangulaires biphasiques en courant constant sur 8 canaux. Contrairement aux systèmes présentés dans la littérature, les canaux de stimulation offerts sont configurables. En effet, dans les architectures précédentes (Coulombe et al., 2007; Ferrandez et al., 2007; Ghovanloo et Najafi, 2007a), le nombre des canaux de stimulation est proportionnel au nombre des électrodes, ce qui limite parfois la flexibilité du système, vu que les électrodes qui partagent le même canal vont subir les mêmes paramètres de stimulation. Dans cette architecture, les canaux sont configurables et leurs nombres sont indépendants du nombre des électrodes. Nous pouvons associer à chaque canal, un ensemble d'électrodes comme nous pouvons associer une paire avec des différents paramètres de stimulation ce qui augmente la flexibilité du système.

En outre, nous avons pris en compte la valeur de la tension de sortie, vu que l'impédance électrode-tissus peut atteindre des valeurs importantes qui peuvent dépasser 100 k $\Omega$  (Torab et al.,

2011). Ce fait, demande une tension de sortie capable de supporter la différence de potentiel générée par la stimulation par un courant constant.

Pour assurer la sécurité de stimulation, il est primordial de garder un balancement équilibré entre les phases opposées de l'onde de stimulation, c'est pour cette raison, nous avons choisi d'utiliser des ponts H pour la génération du courant biphasique. De ce fait, les phases négatives et positives sont bien équilibrées, vu que la stimulation électrique se fait par la même source du courant. Les paramètres de l'onde de stimulation sont résumés à la figure 3.1, le tableau 3.1 décrit la plage des valeurs de ces paramètres.

Une autre spécificité de notre système, est qu'il est portable, puisque qu'il est équipé par un lien Bluetooth qui assure, l'envoi et la réception des données depuis une interface graphique conçue en LabView. Nous avons nommé notre système  $\mu$ Stim. La section qui suit décrit l'architecture de notre système, les plages de valeur sont choisies en se basant sur des valeurs empiriques tirées des expérimentations de la revue de littérature (Schmidt et al., 1996) (Torab et al., 2011). Quant à la résolution, elle est choisit de façon à rendre le système le plus précis possible.

Tableau 3.1: Description des paramètres de stimulation

	Acronyme	Plage des valeurs	Résolution
Amplitude	Apulse	[0- 250] $\mu$ A	1 $\mu$ A
Largeur de la pulse	Tpulse	[0 - 5] ms	0.8 $\mu$ s
Délai entre deux phases de pulse	Tint pulse	[0 - 5] ms	0.8 $\mu$ s
Délai entre deux pulses	Timp	[0 - 5] ms	0.8 $\mu$ s
Durée d'un train	Ttr	[0 - 5000] pulse	1 pulse biphasique
Délai entre deux trains	Tint,tr	[0 - 5] ms	0.8 $\mu$ s

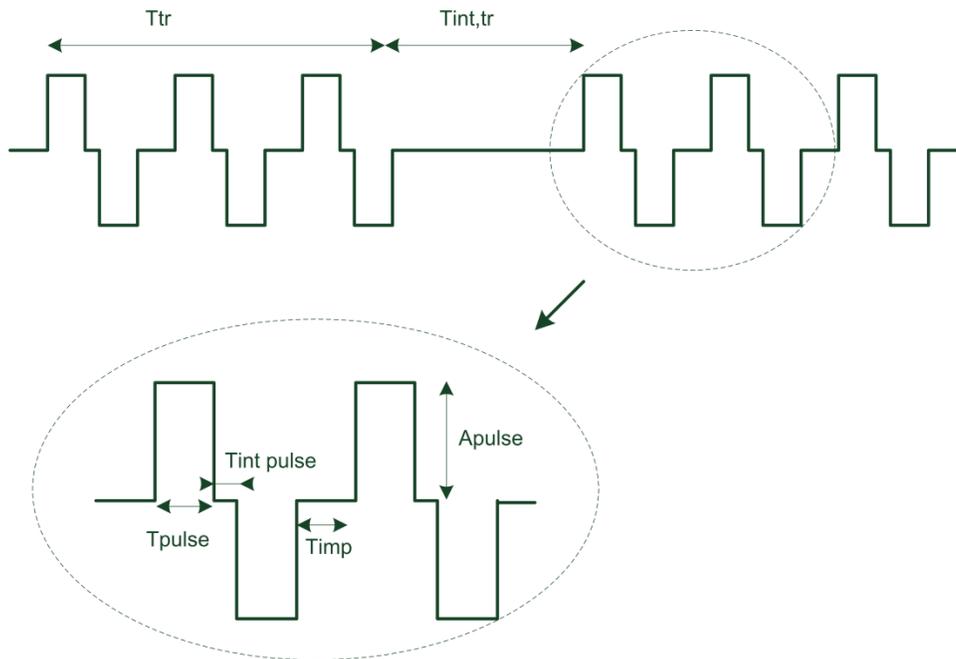


Figure 3.1: Onde de stimulation

### 3.2 Description de l'architecture du système

Les blocs principaux constituant notre système sont montrés à la figure 3.2. Le contrôleur externe est une interface graphique conçue avec le logiciel LabView installé sur un ordinateur. Avec cette interface, l'utilisateur fixe les paramètres de l'opération de stimulation. Ces paramètres seront transmis vers un FPGA (*Filed Programmable Gate Array*) qui est le contrôleur interne du système. Cette transmission se fait avec un lien filaire, via USB, grâce à une puce électronique qui convertit l'UART en USB, ou un lien sans fil, via Bluetooth.

Nous avons choisi un FPGA comme contrôleur principal de notre système pour commander les différentes composantes du système. Il reçoit les données du contrôleur externe, pour commander les différents blocs. Le générateur de stimulus est le bloc responsable de la génération des ondes de stimulation. Il se compose de 8 sources du courant à base de CNA (*Convertisseur Analogique*

*Numérique*), des amplificateurs opérationnels et des ponts H. Le FPGA commande les CNA, chacun a une précision de 8 bits, pour fixer l'amplitude de l'onde de stimulation et contrôle l'ordre de fermeture et d'ouverture des commutateurs du pont H pour assurer la bipolarité ainsi que la flexibilité temporelle de l'onde de stimulation. Ces ondes de stimulation générées sont transmises vers les électrodes via des matrices de commutations.

Les matrices de commutation forment les interfaces de communication entre les canaux de stimulation et les électrodes. Via une interface de communication sérielle SPI, le FPGA envoie ses commandes pour configurer des matrices de commutation pour router les ondes de stimulation vers les électrodes sélectionnées. Un bloc de mesure est réservé pour surveiller la stimulation, il détermine la valeur résistive de l'impédance électrode-tissus lors de la stimulation et la valeur de la tension appliquée. Il échantillonne la valeur de tension analogique du canal et envoie cette valeur vers le FPGA pour qu'elle puisse ensuite être envoyée à l'interface graphique pour informer l'utilisateur à propos de la tension appliquée au moment de stimulation ainsi que le module de l'impédance correspondant.

L'architecture du système sera plus détaillée dans les prochaines sections.

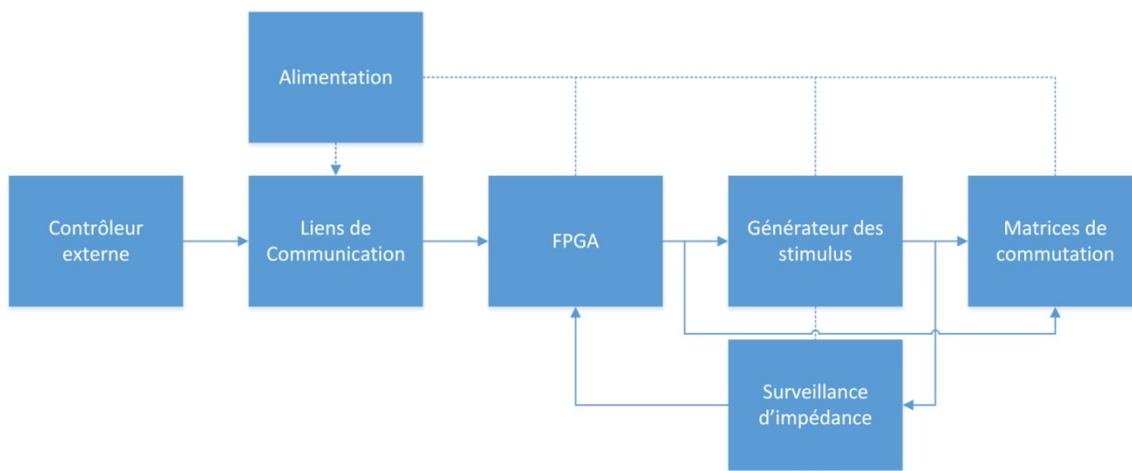


Figure 3.2: Schéma blocs de l'architecture proposée

### 3.2.1 Alimentation

Le bloc d'alimentation représente les différents niveaux de tensions qui alimentent notre système. Il est composé d'un ensemble de régulateurs linéaires en cascade. Au début une alimentation externe de l'ordre de 30 V est utilisé, un régulateur linéaire transforme ce niveau de tension en 24 V, ce bloc alimente le bloc de matrices de commutation, le bloc générateur de stimulus et le bloc de la surveillance d'impédance, ensuite en transforme cette tension en 5 V pour alimenter les CNA du bloc générateur de stimulus, on tire ensuite 3.3 V de ce voltage pour alimenter les ponts H, le FPGA et le bloc du lien de communication, ensuite on tire une autre tension de 1.5 V comme deuxième tension d'alimentation pour le FPGA. La figure 3.3 résume l'ensemble des régulateurs utilisés.

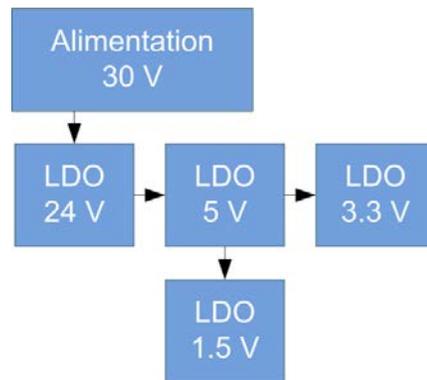


Figure 3.3: Différents niveaux d'alimentation

### 3.2.2 Générateur de stimuli

Cet étage est responsable de la génération des ondes de stimulation biphasiques en courant constant. Il reçoit en entrée des commandes depuis un FPGA et génère en sortie les ondes de stimulation sur 8 canaux. Ce bloc se compose de 8 CNA, 8 Amplificateurs opérationnels et 8 ponts H. Nous utilisons les CNA pour générer 8 niveaux de tension. La figure 3.3 illustre un bloc générateur de stimuli pour un canal. Les 8 CNA sont regroupés sur le même circuit intégré avec une connexion SPI (*Serial Peripheral Interface*). Chacun a une précision de 8 bits. Les sorties analogiques des CNA sont ensuite converties en courant électrique constant, en utilisant un montage à base d'amplificateur opérationnel.

La valeur du courant de stimulation est définie par la tension de la sortie du CNA (équation 3.1)

$$I_{Stim} = V_{CNA} / R1 \quad (3.1)$$

Soit  $V_{CNA}$  la tension de sortie du CNA, la résistance  $R1$  définit la valeur maximale du courant. L'incrément ou la décrémentation du niveau du courant  $I_{Stim}$  est définie par la valeur de la tension de la sortie  $V_{CNA}$ . Les deux sorties de la source du courant sont connectées aux entrées d'un pont H pour que nous puissions changer le sens du courant et par la suite obtenir une onde biphasique.

Pour former le pont H, nous utilisons un circuit intégré qui contient 4 commutateurs comme montre la figure 3.4. Nous fermons deux commutateurs ( $c1, c2$ ) ou ( $c3, c4$ ) à la fois pour changer le sens du courant nous fermons les quatre commutateurs pour court-circuiter la sortie, dans le cas où nous voulons créer un délai. Ces quatre interrupteurs  $c1, c2, c3$  et  $c4$  sont commandés par le FPGA.

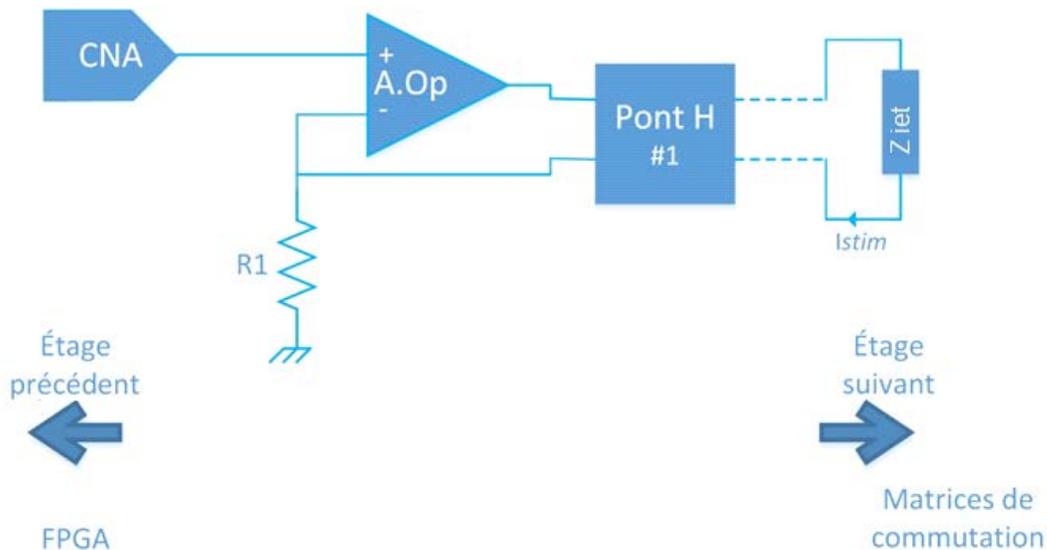


Figure 3.4: Générateur de stimulus pour un seul canal

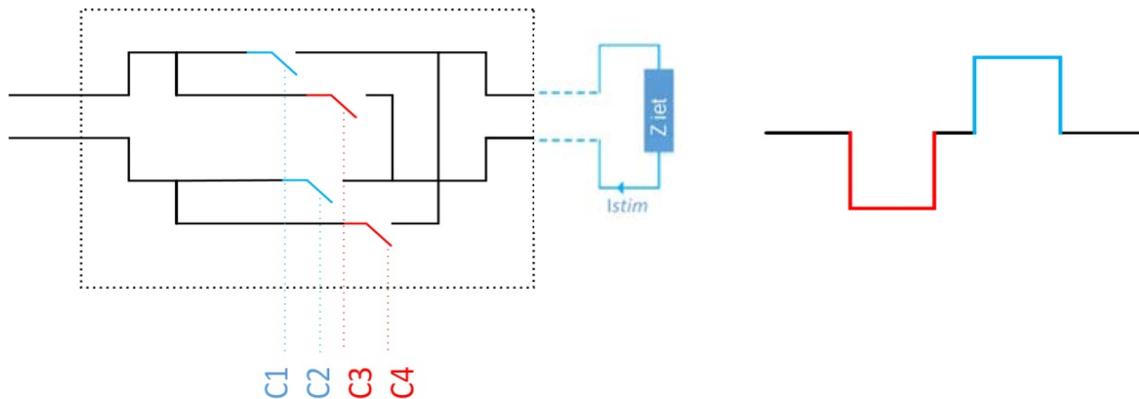


Figure 3.5: Structure d'un pont H

### 3.2.3 Surveillance d'impédance

L'impédance de l'interface électrode-tissus est variable. Nous avons besoin de vérifier, en tout temps, la valeur de cette impédance. En effet, nous nous intéressons plus précisément à la valeur du module de l'interface électrode-tissus  $|Z_{IET}|$ , car si cette valeur est trop élevée, la tension résultante  $V_{IET}$ , montrée dans l'équation 3.2, risque de dépasser la valeur de la tension de stimulation maximale fournie par le circuit.

$$V_{IET} = |Z_{IET}| I_{stim} \quad (3.2)$$

Pour déterminer la valeur du module de l'interface électrode-tissus, nous mesurons la valeur de la tension correspondante et nous la divisons par la valeur du courant de stimulation programmé comme montre l'équation 3.3.

$$|Z_{IET}| = V_{IET} / I_{stim} \quad (3.3)$$

La figure 3.6 présente le circuit de mesure d'impédance. Un seul canal est surveillé à la fois. Chaque sortie des canaux des ponts H est connectée à l'entrée des deux multiplexeurs analogiques 8:1. Nous mesurons la tension au niveau de l'impédance stimulée via un amplificateur d'instrumentation, la valeur résultante est échantillonnée avec un CAN (*Convertisseur Numérique Analogique*) de précision 8 bits. La valeur numérique fournie est transmise vers le FPGA pour

qu'elle soit envoyée vers l'interface graphique pour afficher la valeur de la tension  $V_{IET}$  et le module  $|Z_{IET}|$  aussi.

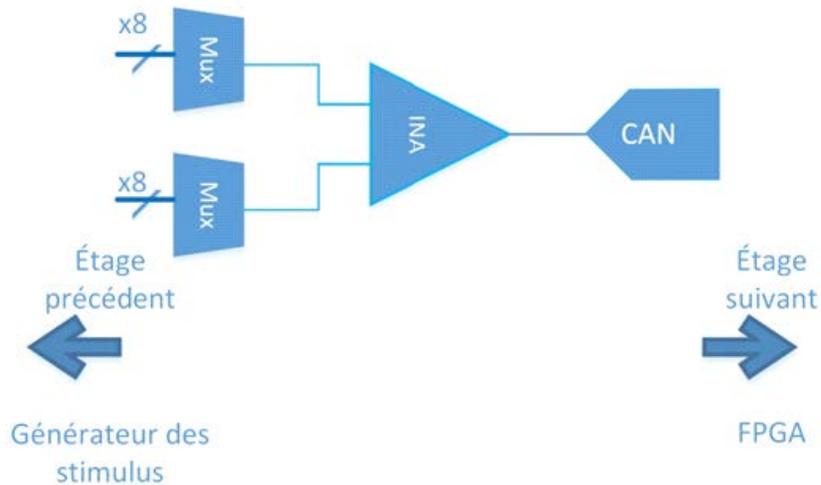


Figure 3.6: Circuit de surveillance d'impédance

### 3.2.4 Matrices de commutation

Les matrices de commutation permettent d'interfacer les canaux de stimulation aux électrodes. Nous avons choisi d'utiliser des matrices de commutation au lieu de multiplexeurs, ceci permet une flexibilité spatiale incontournable, car chaque entrée de la matrice de commutation peut-être aiguillé vers n'importe quelle sortie. Par contre si nous utilisons les multiplexeurs, les ondes de stimulation seront envoyées juste pour les électrodes qui partagent le même multiplexeur. En plus, ceci permet de réduire le nombre des pins du FPGA utilisé, une matrice de 16 sorties dans notre cas requiert 3 pins du FPGA, alors que 16 sorties en utilisant un multiplexeur 8:1 pour chacun, ceci requiert un minimum de  $3 \times 16$  pins.

Dans notre cas, nous avons utilisé 6 matrices, chacune a une taille de  $16 \times 16$ , pour former une matrice globale de taille  $96 \times 96$  comme c'est montré la figure 3.7. Nous connectons les 8 canaux de stimulation qui viennent des ponts H, à chaque matrice  $16 \times 16$ . De cette façon, chaque canal peut balayer toute la matrice d'électrodes de taille  $96 \times 96$  en fermant les commutateurs convenables.

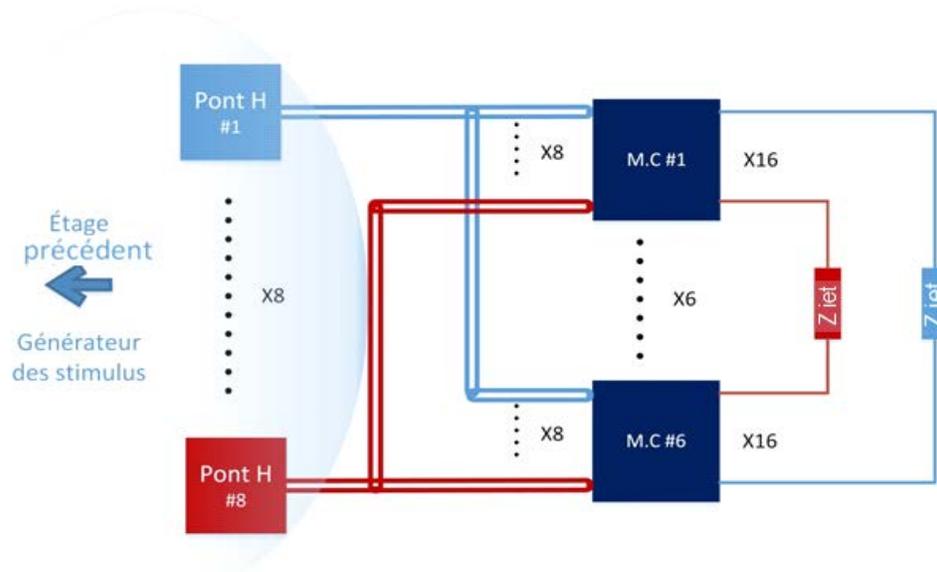


Figure 3.7: Matrices de commutation

### 3.2.5 Contrôleur intégré sur FPGA

Le FPGA est le contrôleur interne du système. Supporté par une horloge externe de 20 MHz, le FPGA implémente les circuits de contrôle des différents blocs du système.

D'abord, un UART (*Universal Asynchronous Receiver Transmitter*) reçoit les données depuis l'interface graphique, ensuite une machine à états décode les trames reçues suivant l'entête. Puis, une fois les données décodées, elles seront mises dans des registres dédiés à chaque composant.

Le FPGA communique avec les CNA via une interface SPI pour envoyer les 64 bits de contrôle, soit 8 bits par chaque CNA, ainsi le FPGA fixe l'amplitude de la stimulation.

Un autre circuit de contrôle est dédié pour l'organisation de l'ordre de fermeture des commutateurs des ponts H, suivant les paramètres qu'il reçoit pour fournir des ondes biphasiques flexibles. En outre, le FPGA implémente un circuit de contrôle qui définit les modes de stimulation qui peuvent être simultanés ou séquentiels. En cas de la stimulation simultanée, nous activons les ponts H en même temps et en cas de stimulation séquentielle, nous activons les ponts H l'un après l'autre.

Le FPGA contrôle aussi les matrices de commutation en envoyant une trame de 256 bits vers chaque matrice de commutation pour définir les sites de stimulation. Finalement, une machine à états reçoit les données depuis le bloc de mesure d'impédance et les envoie vers l'interface graphique à travers l'UART. La figure 3.8 résume les différents blocs du control implémenté dans le FPGA.

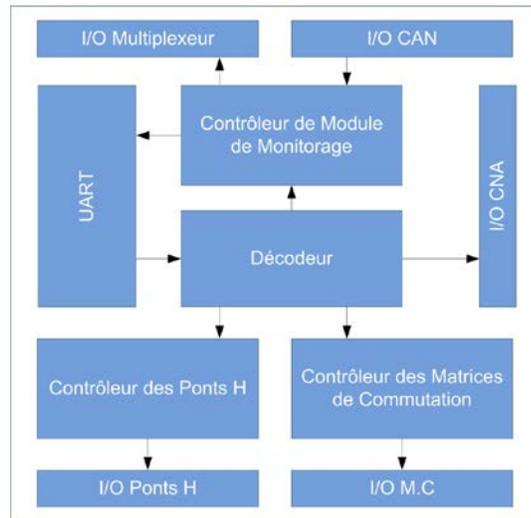


Figure 3.8 : différents blocs du FPGA

### Fonctionnement d'un Pont H

Voici comment le contrôleur du pont H fonctionne : Au premier lieu une fois le canal est sélectionné, nous commençons par une phase cathodique. Alors, nous testons si la largeur de pulse est égale à zéro, si oui le canal de stimulation est désactivé sinon nous déclenchons le compteur de largeur de phase cathodique. Quand le cycle cathodique est terminé, nous testons si l'utilisateur a introduit un délai entre la phase cathodique et la phase anodique. Si c'est le cas, on compte jusqu'à atteindre cette valeur introduite avant de passer à la phase anodique. Dans le cas contraire, nous allons directement à la phase anodique en comptant la même largeur que celle de la phase cathodique. Nous examinons après s'il existe un délai entre les impulsions, sachant qu'une impulsion est composée d'une phase cathodique et une autre anodique, si oui nous générons une phase nulle égale à ce délai. Par la suite, avant de passer à l'impulsion suivante nous comptons le nombre des impulsions total pour vérifier que ceci correspond à la longueur du train d'impulsions, si le nombre d'impulsions est moins que la largeur des trains, nous déclenchons le cycle de nouveau à partir de la phase cathodique et si le nombre d'impulsions est

égal à la largeur des trains, nous examinons le délai entre les trains de stimulation si cette valeur est non nulle nous ajoutons ce délai entre les trains. Avant de passer un deuxième train d'impulsion, nous vérifions le nombre de trains total, la stimulation s'arrête quand le nombre de trains de total est atteint. Le fonctionnement du pont H est résumé dans le diagramme de la figure 3.9.

### Contrôle de l'ensemble des ponts H

Nous commençons par définir le mode de fonctionnement, quand il s'agit d'une stimulation simultanée, tous les canaux de stimulation sont actifs, sinon, dans le cas de la stimulation séquentielle. Nous commençons par activer la stimulation pour le premier canal sélectionné, quand le cycle est terminé on passe au deuxième canal sélectionné. La synchronisation des ponts H dans les deux modes simultané et séquentiel est résumée dans le diagramme de la figure 3.10.

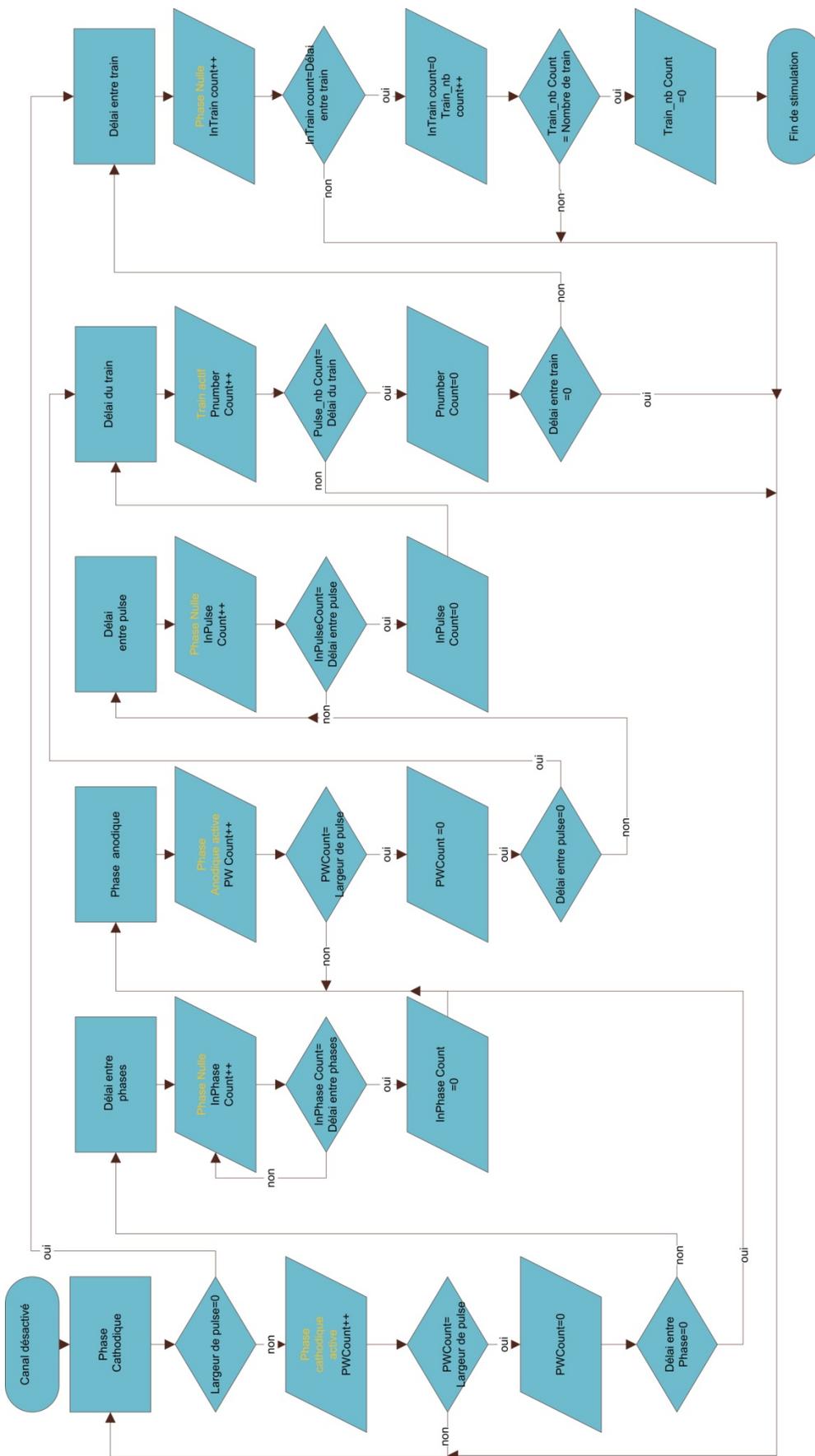


Figure 3. 9: Diagramme de fonctionnement du pont H

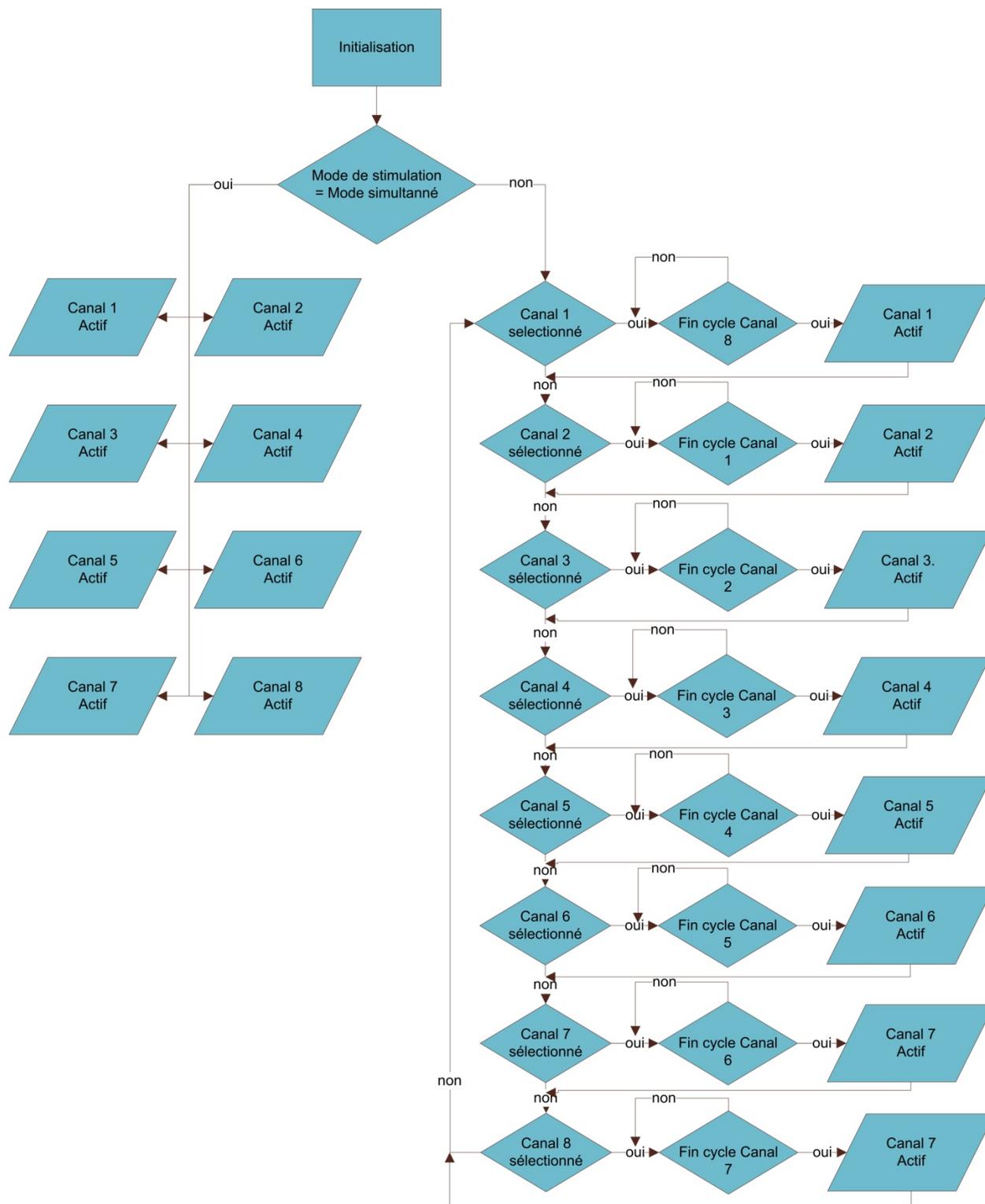


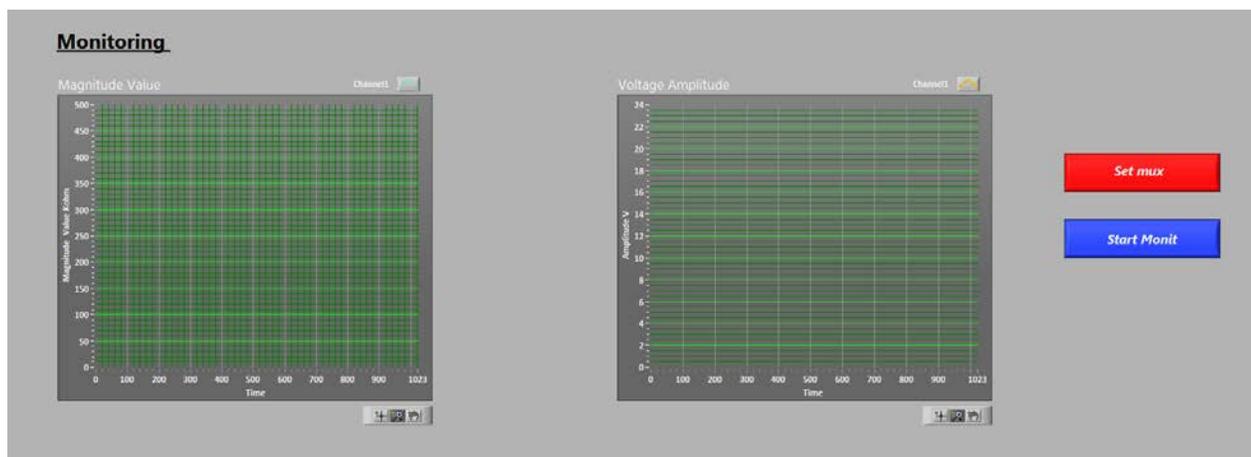
Figure 3. 10: Diagramme de fonctionnement du contrôleur des canaux de stimulation

### 3.2.6 Contrôleur externe et protocole de communication

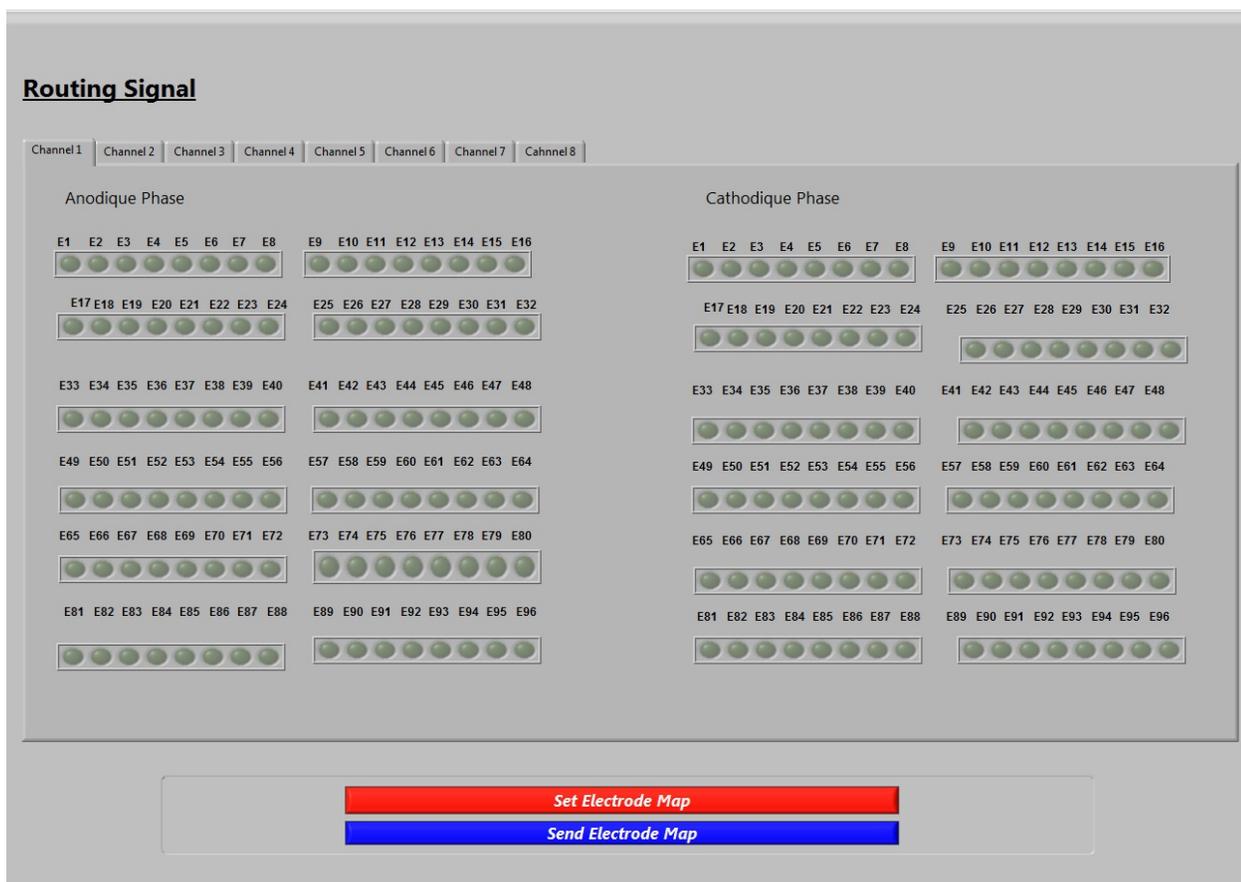
Le contrôleur externe du système est une interface graphique conçue avec le logiciel LabView. Cette interface est répartie sur trois parties : la partie 'Stimulation', figure 3.11 (a) permet à l'utilisateur de définir les paramètres de l'opération de stimulation, comme les paramètres temporels de l'onde, le mode de stimulation séquentiel ou simultané. La partie 'Monitoring', figure 3.11 (b), permet à l'utilisateur de suivre la variation d'impédance, elle informe à propos de la valeur de la tension aux bornes de l'impédance électrode-tissus ainsi que la valeur du module associée. La partie 'Routing Signal', figure 3.11 (c), permet de choisir les électrodes à activer pour la stimulation et de sélectionner ceux qui vont commencer par une phase anodique ou une phase cathodique.



(a)



(b)



(c)

Figure 3.11: Interface LabView (a) paramètres de l'onde de stimulation, (b) mesure d'amplitude et de module d'impédance (c) sélection d'électrodes

Une fois que l'utilisateur a fixé les paramètres de l'onde de stimulation, ces derniers vont être envoyés vers le système, via un lien filaire en utilisant la technologie USB 2.0 ou un lien sans fil en utilisant la technologie Bluetooth, grâce au module RN-41- SM de la compagnie Roving Network, qui comporte une interface UART. Ce dernier est implémenté à l'intérieur du FPGA pour recevoir les données.

Principalement, nous avons deux types de trames. Le premier type est les trames depuis le PC vers le circuit. Ces trames consistent à implémenter les paramètres temporels de chaque canal, les paramètres spatiaux ainsi que le mode de stimulation. Suivant l'entête de la trame, une machine à états va distribuer les données reçues vers les circuits correspondants. L'entête de la trame est toujours codé sur 8 bits suivis des bits de données. Le deuxième type des trames représente les données du circuit vers le PC, ce sont les trames qui correspondent au circuit de surveillance d'impédance, nous extrayons de chaque trame la valeur de la tension appliquée ainsi que la résistance correspondante pour chaque canal. Les tableaux 3.2-3.6 résument la liste des trames échangées entre le contrôleur externe et le circuit.

#### Trames envoyées du contrôleur externe vers le circuit

Tableau 3.2: Trame pour les paramètres temporels de l'onde de stimulation

Adresse canal	8 bits
Amplitude	8 bits
Largeur de pulse	16 bits
Délai entre deux phases de pulse	16 bits
Délai entre deux pulses	16bits
Largeur de train	16 bits
Délai entre deux trains	16 bits
<b>Longueur de la Trame</b>	<b>96 bits</b>

Tableau 3.3: Trame pour les paramètres spatiaux des sites de stimulations

Adresse matrices de commutation	8 bits
Coordonnées des sites de stimulation	256 bits
<b>Longueur de la Trame</b>	<b>264 bits</b>

Tableau 3.4 : Trame pour choisir le canal à surveiller

Adresse des multiplexeurs	8 bits
Adresse du canal à surveiller	8 bits
<b>Longueur de la Trame</b>	<b>16 bits</b>

Tableau 3.5 : Trame pour les modes de stimulation

Adresse mode de stimulation	8 bits
Stimulation séquentielle / simultanée	8 bits
<b>Longueur de la Trame</b>	<b>16 bits</b>

### Trames envoyées du circuit vers contrôleur externe

Tableau 3.6: Trame pour la surveillance des canaux de stimulation

Adresse canal	8bits
Données	8 bits
<b>Longueur de la Trame</b>	<b>16 bits</b>

### 3.3 Mode de fonctionnement

À partir de l'interface graphique, l'utilisateur commence par fixer des paramètres temporels de l'onde de stimulation de chaque canal. Ensuite, il choisit si la stimulation est simultanée ou séquentielle. Après, il choisit la durée de stimulation et il détermine les sites à stimuler. L'utilisateur a l'option de commencer par une phase positive ou une phase négative. Enfin, nous démarrons la stimulation.

Au cours de la stimulation, nous surveillons la tension résultante  $V_{IET}$  de l'impédance électrode-tissus aussi et le module de l'impédance correspondant  $|Z_{IET}|$ . L'utilisateur peut suivre leur variation à partir de l'interface graphique.

Suivant le choix des sites de stimulation, nous définissons trois modes de stimulation :

#### La stimulation monopolaire :

La figure 3.12 (a) illustre la stimulation monopolaire. Une paire d'électrodes sélectionnées comporte une électrode distante de façon à avoir une stimulation monopolaire.

#### La stimulation bipolaire :

Figure 3.12 (b) illustre la stimulation bipolaire. L'utilisateur sélectionne une paire d'électrodes de la matrice d'électrodes.

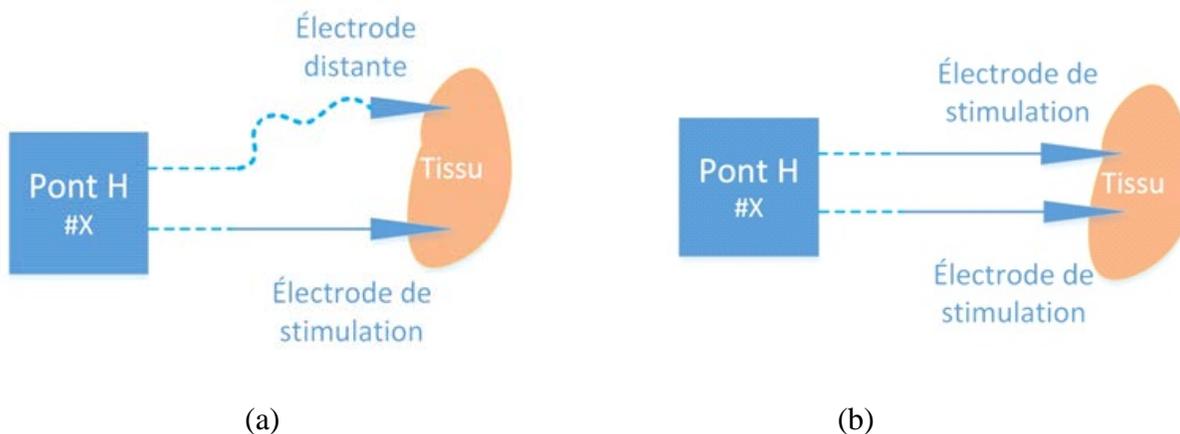


Figure 3.12: (a) Stimulation monopolaire. (b) Stimulation bipolaire

### La stimulation multipolaire :

Figure 3.13 illustre la stimulation multipolaire. L'utilisateur associe un ensemble d'électrodes pour la première borne du canal de stimulation avec une ou plusieurs électrodes pour la deuxième borne du canal de stimulation.

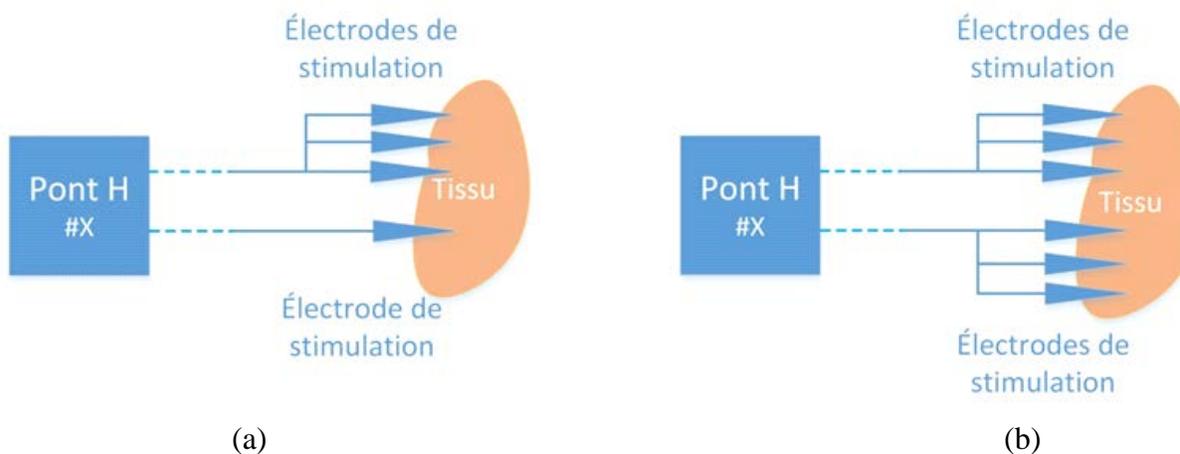


Figure 3.13: Stimulation multi polaire, (a) mode 1, (b) mode 2

### 3.4 Réalisation pratique

Le système est composé de trois PCB, assemblés un au-dessus de l'autre, comme c'est illustré à la figure 3.14. Le premier PCB comporte les modules d'alimentation sur ses différents niveaux: 24 V, 5 V, 3.3 V, 1.5 V, les modules de communication USB, Bluetooth et un FPGA ACTEL AGL250 avec son oscillateur externe LTC6900, de fréquence 20 MHz.

Le deuxième PCB comporte les générateurs de stimuli avec le module de mesure. Nous avons utilisé le CNA Octal avec une connexion SPI celui de la compagnie *Linear Technology*, au lieu d'utiliser des CNA parallèles. Ceci nous permet d'économiser en nombre de pin du FPGA. Le pont H est un circuit intégré qui comporte 4 commutateurs, ce circuit possède le temps de réponse le plus rapide sur le marché, une valeur de 400 ns, ce qui permet d'augmenter la résolution de l'onde de stimulation.

Le troisième PCB comporte les matrices de commutation qui sont des composants de la compagnie *Analog Devices* AD75019. AD75019 est une matrice de commutation élémentaire de taille 16x16. Pour arriver à un système de 96 sorties, nous avons utilisé 6 composants similaires. Au niveau du marché, ces matrices offrent le niveau analogique le plus haut en tension de sortie, soit une valeur égale à 25 V. Plus le niveau de tension est élevé, plus le circuit est capable d'être interfacé avec de hautes impédances.

Le circuit est alimenté par une alimentation externe qui génère 30 V en sortie. Cette alimentation peut être changée par une pile suivant le besoin.

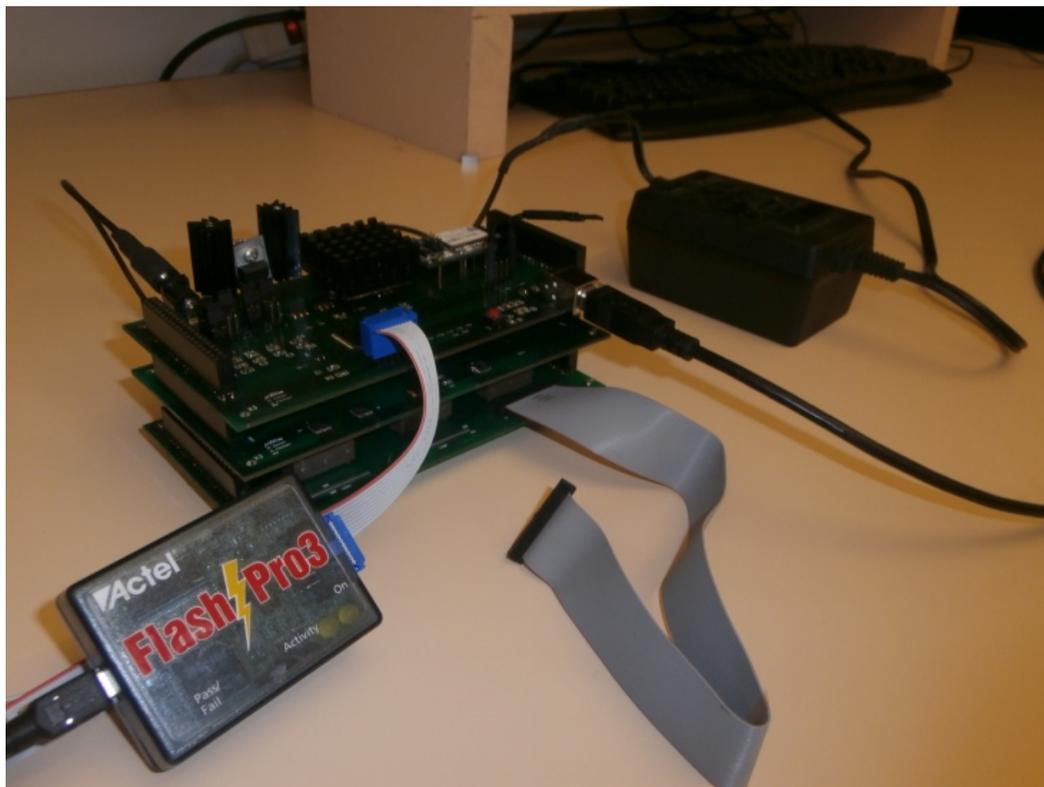


Figure 3.14: Les 3 PCB assemblés

### 3.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les spécifications de notre système ainsi que ses différents blocs. Sept blocs principaux composent notre système. Le premier bloc est un bloc d'alimentation, offre 4 niveaux de tension : 24 V, 5 V, 3.3 V et 1.5 V. Le bloc de contrôle externe est une interface graphique conçue en LabView. La transmission des données se fait avec le bloc de communication soit via Bluetooth soit via USB. Le FPGA est le contrôleur du système, qui commande le bloc du générateur de stimulus. Ce dernier génère 8 ondes de stimulation rectangulaire en courant constant. Ces ondes de stimulation sont routées à travers 6 matrices de commutation de taille 16x16 chacun. L'utilisateur peut mesurer la tension analogique au niveau de l'impédance stimulée et calculer la valeur du module correspondant grâce au circuit de monitoring.

## CHAPITRE 4 RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX ET DISCUSSION

Dans les chapitres précédents, nous avons présenté des notions théoriques de la stimulation électrique du cortex visuel, ainsi que les travaux de pointe qui œuvrent dans le domaine. La conception du système ainsi que sa réalisation étaient le sujet du troisième chapitre.

Dans ce chapitre, nous allons évaluer les performances de notre système. Cette évaluation touche surtout la partie génération de stimulus et la partie mesure d'impédance. Nous allons aussi évaluer les meilleures performances du système ainsi que la précision de stimulation réelle par rapport aux paramètres théoriques désirés, ce chapitre se termine par une discussion où nous allons comparer notre travail avec la littérature et mentionner les imperfections du prototype.

### 4.1 Test fonctionnel du circuit et analyse de performance

Différents tests sont effectués pour évaluer les performances de notre système. Les sections suivantes survolent les tests effectués ainsi que les résultats obtenus.

#### 4.1.1 Caractérisation du système

Le système proposé offre une excursion du voltage de sortie de 21 V. Cette plage de tension permet de stimuler une impédance de 200 k $\Omega$  avec un courant de 100  $\mu$ A. Si on compare cette valeur d'impédance supportée avec les travaux connexes, On trouve que cette valeur est 4 fois plus grande (Ying et al., 2007). Le tableau 4.1 résume les spécifications globales du prototype avec lequel nous avons effectué les tests, surtout il montre la consommation de la puissance.

Tableau 4. 1: Tableau des résultats du  $\mu$ Stim

Nombre des canaux		5
Nombres des sorties		16
Monitoring	Fréquence	75 Hz

	Précision	8 bit
Courant tiré du régulateur principal	<b>-Mode simultané</b>	
	Maximal	650 mA
	Minimal	270 mA
	<b>-Mode séquentiel</b>	
	Maximal	470 mA
	Minimal	270 mA
Tension maximale de sortie		Plage de 0 V à 21 V
FPGA	<b>- Cellules utilisées</b>	5885 sur 6144 (96%)
	<b>- Entrées / sorties</b>	37
	<b>- Puissance statique consommée</b>	76.8 $\mu$ W
Puissance consommée Totale	<b>-Mode simultané</b>	
	Maximal	15.60 W
	Minimal	06.48 W
	<b>- Mode séquentiel</b>	
	Maximal	11.28 W
	Minimal	06.48 W
Dimensions		15x8x6 cm

### 4.1.2 Modes de stimulation

Le système supporte deux modes de stimulation : le premier est simultané et un autre séquentiel. La figure 4.1 montre la sortie du système en mode simultané, la figure 4.2 montre la sortie du système en mode séquentiel.

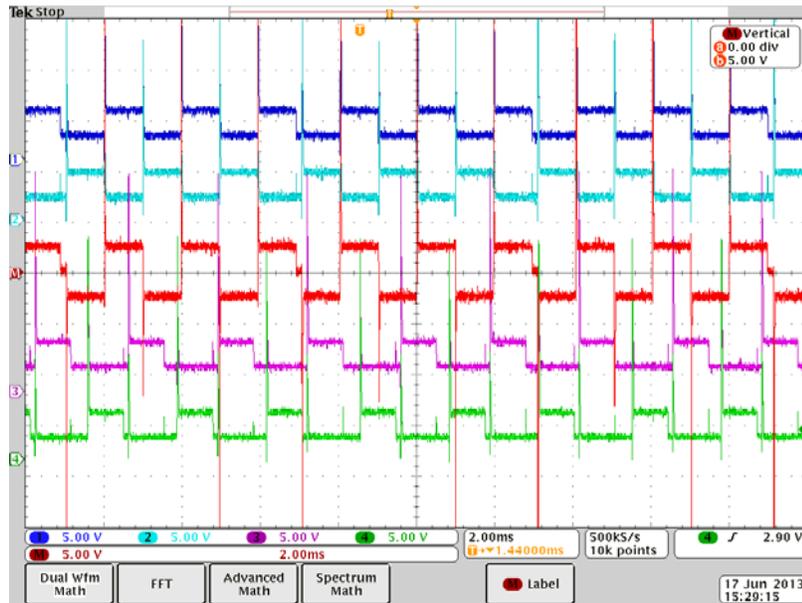


Figure 4.1: Mode de stimulation Simultané

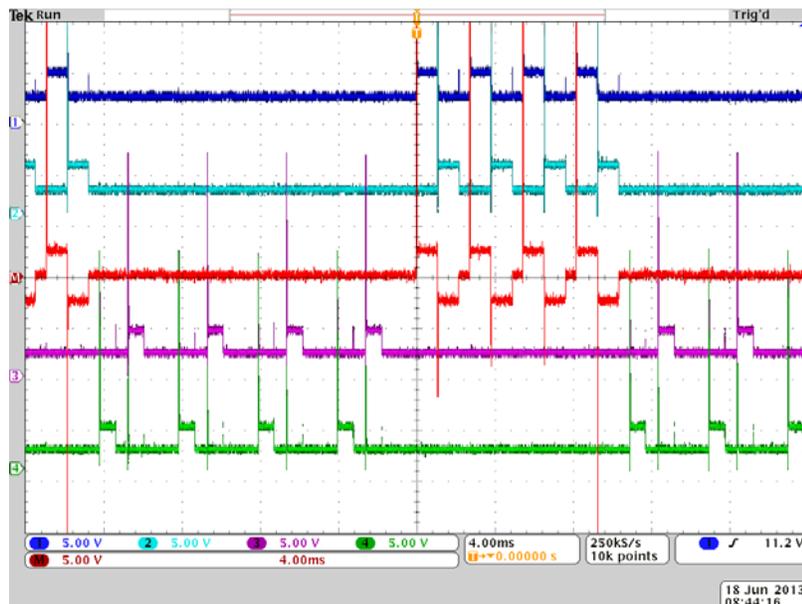


Figure 4.2: Mode de stimulation séquentiel

En mode simultané, tous les canaux sélectionnés par l'utilisateur sont actifs en même temps. En mode séquentiel, l'utilisateur sélectionne les canaux à activer. Quand un canal termine son cycle de stimulation, un nouveau cycle commence pour le canal suivant. L'ordre de stimulation est établi du canal 1 vers le canal 8. Si un canal est désactivé, par exemple canal 3, le prochain cycle de stimulation après le deuxième canal serait le canal 4.

Le signal de stimulation est généré d'une façon différentielle. Nous avons le contrôle sur les différents paramètres de l'onde, comme la largeur de pulse, le délai entre la phase cathodique et anodique. L'utilisateur peut commencer avec une phase anodique ou une cathodique.

Cependant, nous avons remarqué qu'il existe une impulsion transitoire (glitch) qui se produit fréquemment. Le «glitch» apparaît à cause du changement de phase effectué par le pont H. En effet le pont H génère un signal carré en fermant 4 commutateurs deux à deux, à chaque fermeture/ouverture d'une paire de commutateurs, un «glitch» se produit. La largeur de ce «glitch» est de l'ordre de  $40 \mu\text{s}$ , comme c'est montré dans la figure 4.3, par conséquent il faut bien éviter une valeur de largeur de pulse moins que  $50 \mu\text{s}$ . L'impact de ce «glitch» sur la précision de stimulation ainsi qu'une solution proposée pour l'éliminer sera discutée dans les prochaines sections.

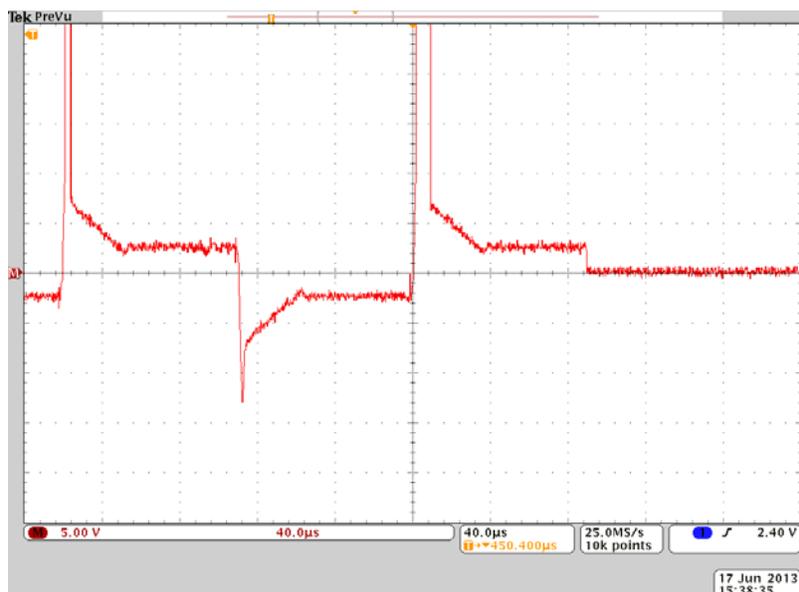


Figure 4.3: Impulsion transitoire (glitch)

### 4.1.3 Précision des charges injectées

La stimulation électrique réalisée par le système proposée dans ce mémoire se fait en courant constant. Pour vérifier la précision d'injection de charges par notre système, nous avons mesuré la valeur efficace du signal injecté et nous l'avons comparé avec la valeur du courant programmé.

Notre signal est un signal carré, une injection précise des charges correspond à une valeur efficace de courant égal au courant maximal qui correspond à la valeur du courant programmé par l'interface graphique, comme montre l'équation 4.1.

$$I_{Programm\acute{e}} = I_{Max} = I_{efficace} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} i^2(t) dt} \quad (4.1)$$

La figure 4.4 montre que l'injection de charges est précise jusqu'à une fréquence de 1 kHz. Lorsque nous dépassons cette fréquence de stimulation, nous perdons la précision d'une façon remarquable à l'exception d'une plage d'injection de 30  $\mu\text{A}$  à 70  $\mu\text{A}$  pour une fréquence qui peut atteindre 4 kHz. Cette perte de précision est due au transitoire, vu qu'à haute fréquence une largeur de 40  $\mu\text{s}$  pour un transitoire devient une valeur non négligeable, ce qui perturbe la précision des charges. Par exemple si nous injectons un courant de 100  $\mu\text{A}$  à une fréquence de 6 kHz la quantité des charges injectée est équivalente à un courant de 350  $\mu\text{A}$ . Alors pour une stimulation précise, il ne faut pas dépasser une fréquence de 1 kHz.

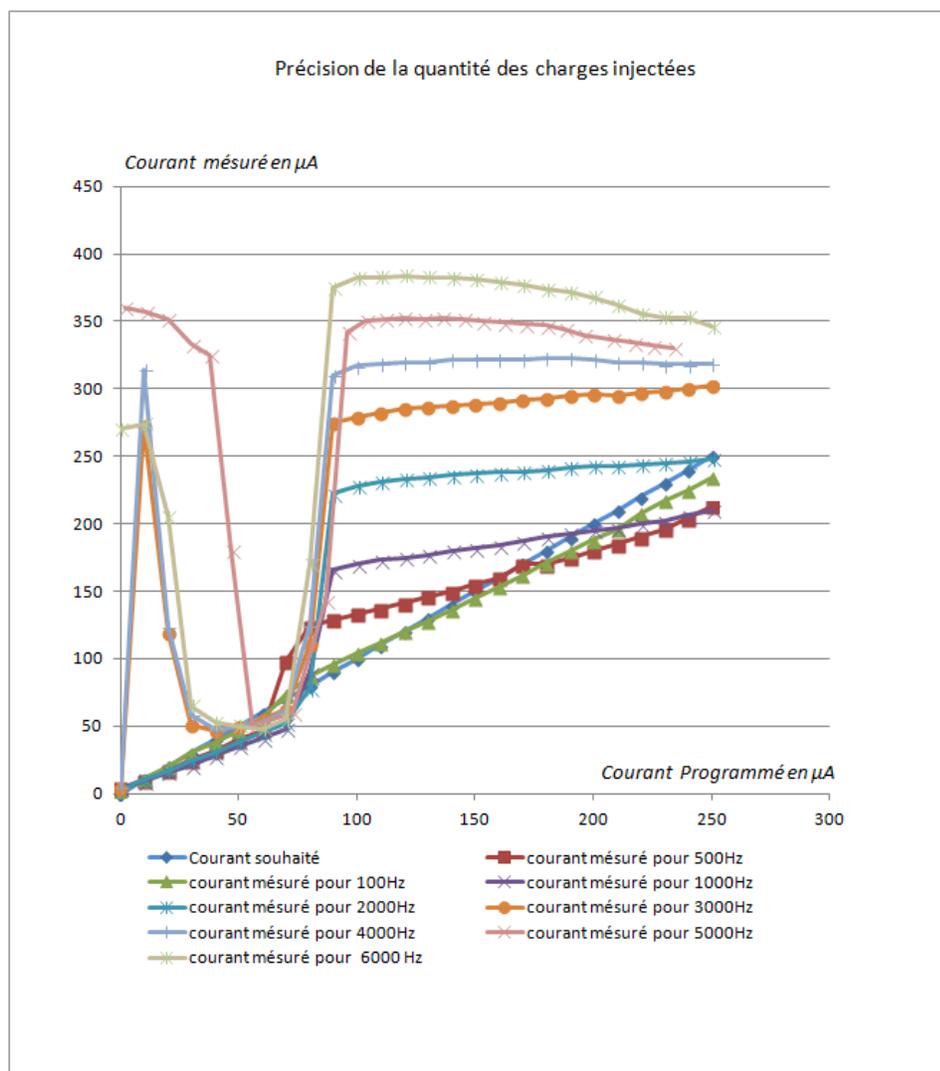


Figure 4.4: Précision d'injection des charges pour différentes fréquences

#### 4.1.4 Précision de fréquence de stimulation

En comparant la valeur de la fréquence de stimulation programmée à travers l'interface LabView et celle mesurée à travers l'impédance nous avons trouvé que les deux fréquences sont presque

identiques, comme montre la figure 4.5. En bleu, c'est la valeur idéale de la fréquence et la courbe en rouge montre la valeur réelle mesurée à travers l'impédance.

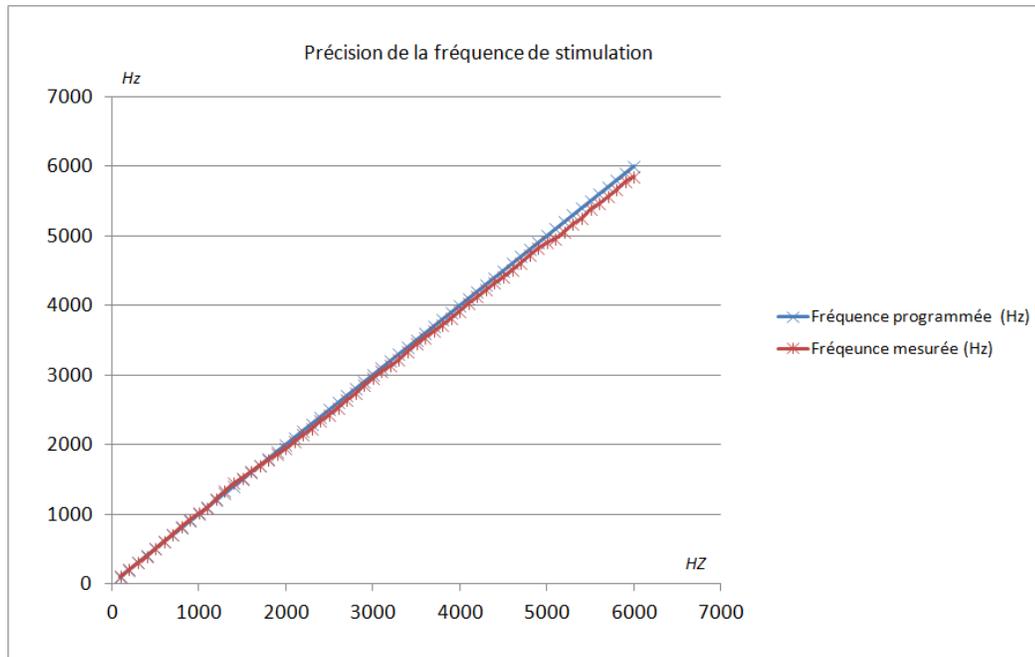


Figure 4.5: Précision de la fréquence de stimulation

#### 4.1.5 Caractérisation du module de monitoring

Le module de monitoring a pour fonction d'informer l'utilisateur sur le niveau de la tension atteint au niveau des électrodes de stimulation, ainsi il offre l'option de calculer le module de l'impédance stimulée.

Connaitre la valeur de la tension au niveau de site de stimulation est une information nécessaire pour garder un fonctionnement performant du système. Car dans le cas où nous appliquons un courant de stimulation  $I_{stim}$ , où le produit  $I_{stim} |Z_{IET}|$ , avec  $Z_{IET}$  est l'impédance de l'interface électrode-tissus, est plus grande que la tension de sortie générée par le système, le signal de stimulation sera distordue.

Notre système  $\mu$ Stim est capable de mesurer l'amplitude du canal de stimulation avec une précision de l'ordre de 0.5 V. La figure 4.6 montre la précision de mesure d'amplitude, la courbe en bleu représente la valeur réelle du signal, la courbe en rouge représente la valeur mesurée par  $\mu$ Stim.

$\mu$ Stim est aussi capable d'indiquer la valeur du module de l'impédance stimulée  $|Z_{IET}|$  est ceci en effectuant un calcul simple en divisant la valeur de la tension mesurer  $V_{IET}$  par la valeur du courant de stimulation injecté  $I_{stim}$  comme montre l'équation 4.2.

$$|Z_{IET}| = V_{IET} / I_{stim} \quad (4.2)$$

Pour avoir une mesure proche de la valeur réelle, il faut suivre quelques consignes. Il faut mesurer le module de l'impédance quand la tension a une valeur significative supérieure à 1 V et pour des valeurs significatives du courant. Ainsi, il ne faut pas prendre des mesures quand le signal de stimulation atteint la tension maximale offerte par le système. Pour éviter toute possibilité de mesure de module d'impédance avec un signal de stimulation distordue. En suivant ces consignes, la précision de mesure d'impédance à une marge d'erreur de 4 k $\Omega$ .

La figure 4.7 montre un exemple de mesure d'impédance pour une résistance de valeur 100 k $\Omega$ . Pour des faibles courants de 5  $\mu$ A, la valeur de l'impédance mesurée est loin de la valeur réelle. Au-delà de cette valeur du courant, la tension à des valeurs significatives, ce qui rend la mesure plus proche de la valeur réelle avec une marge d'erreur de 4 k $\Omega$  pour une valeur de courant supérieur à 50  $\mu$ A. Cependant, quand le signal atteint la valeur maximale de la tension de sortie et sa distorsion débute, il ne faut pas prendre en compte cette mesure, car le système continue de diviser la tension mesurée par le courant programmé. Dans cet exemple, la valeur maximale de la tension est atteinte pour un courant de 210  $\mu$ A, ce qui correspond a une tension de 21 V, pour n'importe quelle valeur de courant supérieur à 210  $\mu$ A la tension ne dépasse pas les 21 V alors que le système continue la division.

La section qui suit décrit un test in-vitro effectué avec une matrice d'électrodes de 3x4.

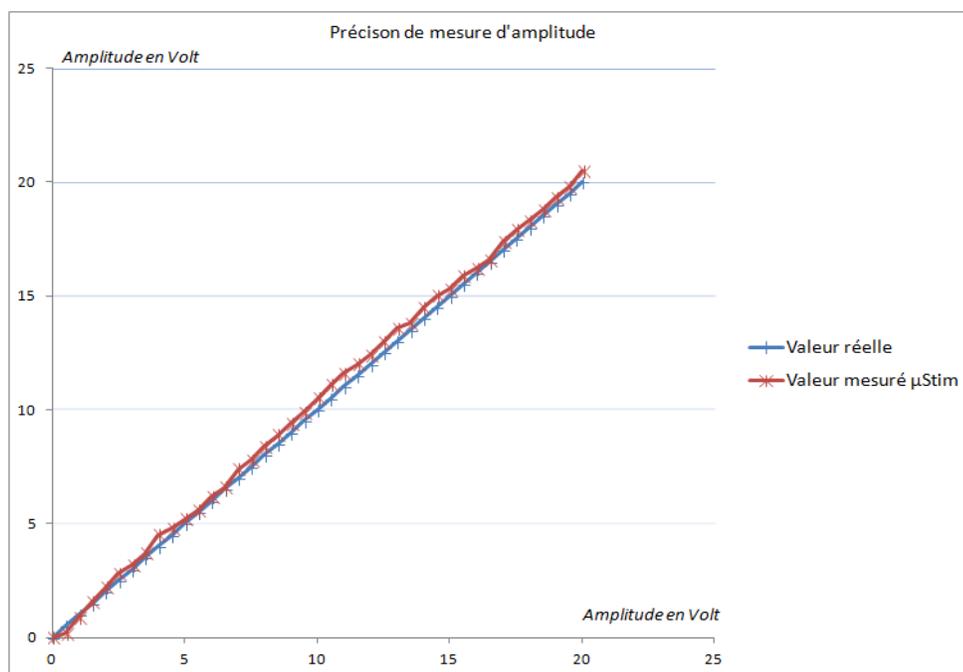


Figure 4.6: Précision de mesure d'amplitude

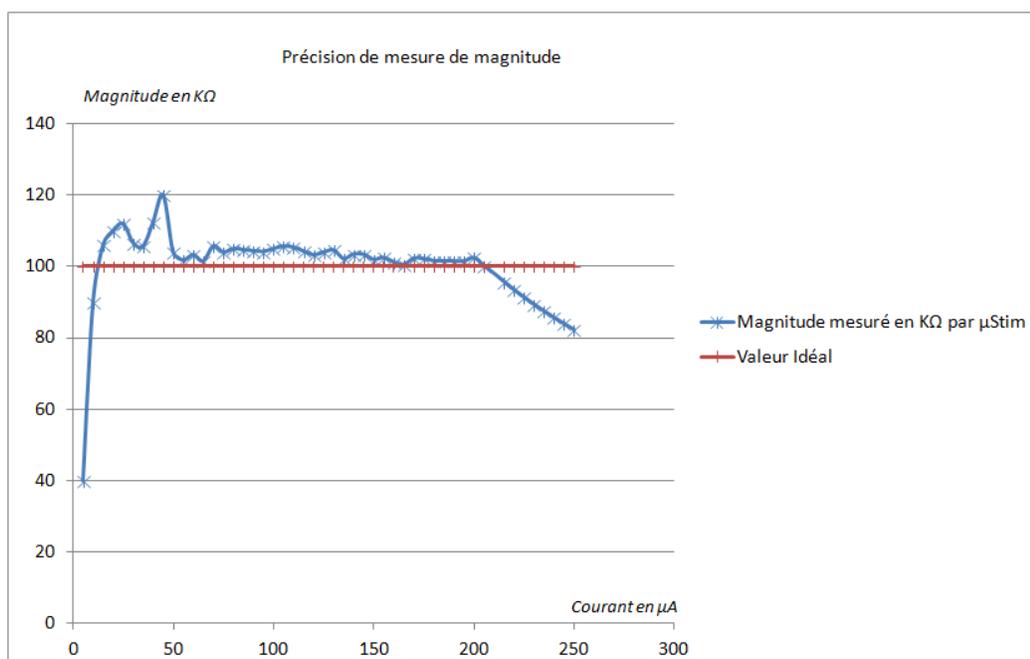


Figure 4.7: Précision de mesure du module de l'impédance

## 4.2 Expérience in vitro

Dans cette partie nous avons effectué une expérience in vitro en utilisant une matrice de 3x4 électrodes, figure 4.8 montre la vue de dessous et la vue de dessus. Nous avons utilisé une solution NaCl 0.9 %. Cette solution émule le milieu neuronal. Nous avons plongé la matrice d'électrodes dans le NaCl et nous avons injecté du courant via des probes.

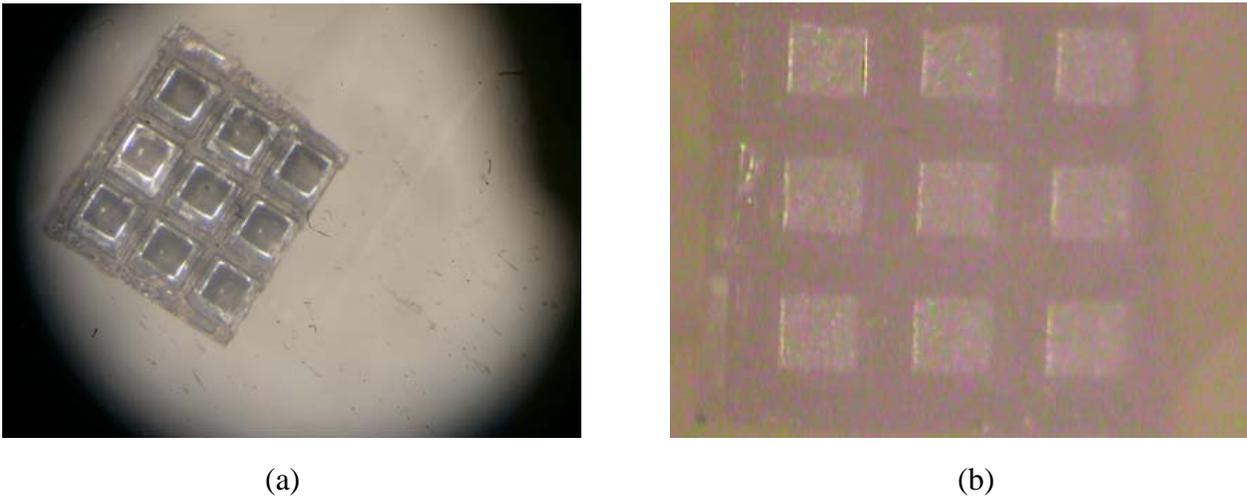


Figure 4.8: Matrice d'électrodes: (a) Vue de dessous, (b) Vue de dessus

Quelques contraintes concernant la matrice d'électrodes est qu'il ne faut pas la submerger entièrement dans le bain salin, pour qu'on puisse accéder à chaque électrode séparément. En plus, il faut que les pointes des électrodes ne touchent pas le fond du bain pour ne pas perturber la stimulation.

La taille micrométrique de la matrice d'électrodes était un défi pour satisfaire les contraintes mentionnées. Alors, comme solution nous avons pensé à suspendre la matrice d'électrodes sur le bain salin en utilisant des micros fils. De cette façon, les pointes vont baigner dans la solution saline sans toucher le fond du bain et la partie supérieure de contact sera intacte.

Voici comment nous avons procédé: d'abord, nous avons formé une pâte. Ensuite, nous avons percé le milieu de cette pâte. Le trou percé sera notre bain salin. Après, nous avons encerclé la

pâte par un anneau d'étain épais. Finalement, nous avons soudé des micros fil en cuivre de part et d'autre de l'anneau d'étain, 3 fils parallèles et un fil perpendiculaire avec une distance très proche de l'ordre de 1 mm. Est comme ça notre pont à électrode est prêt.

Nous avons rempli le bain salin par le NaCl , ensuite nous avons superposé notre matrice d'électrodes sur le pont construit. Nous avons trouvé qu'elle est bien maintenue avec des pointes bien émergées dans la solution saline sans toucher au fond vu que le bain préparé est suffisamment profond nous nous assurons aussi que le dessus de chaque électrode est bien sec pour éviter les courts-circuits .

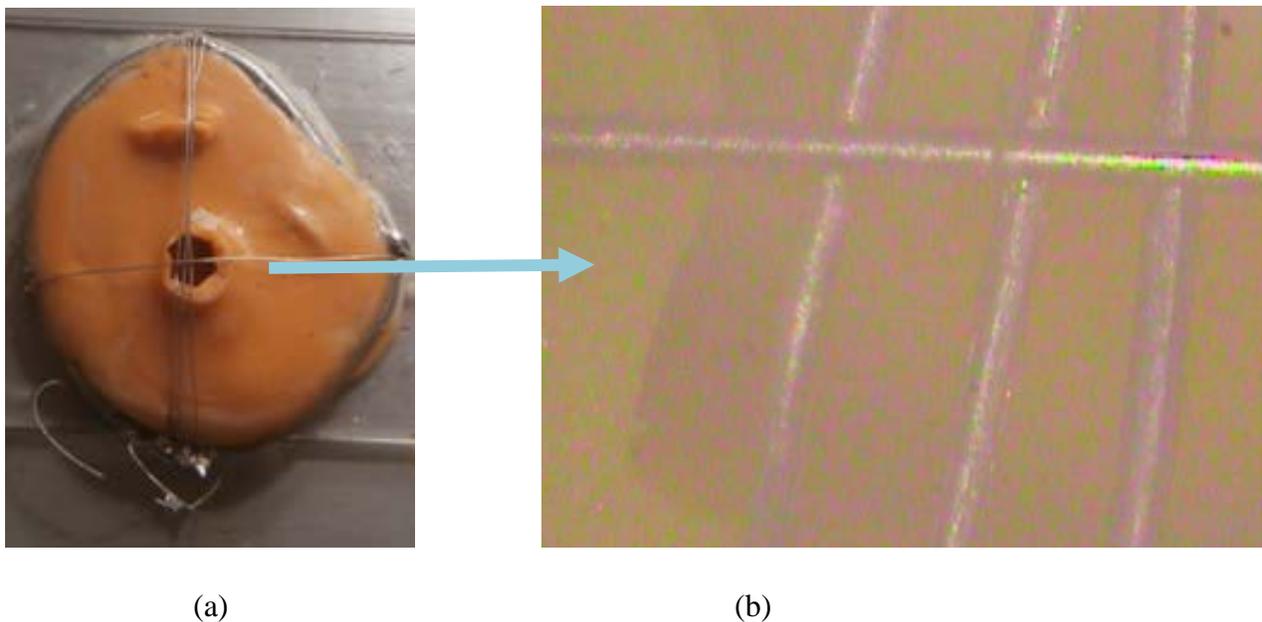


Figure 4.9: (a) Bain salin (b) pont pour la matrice d'électrode



Figure 4.10: Matrice d'électrode stimulée avec les probes

Le but de cette expérimentation in vitro est de montrer un exemple pratique d'utilisation du système avec une vraie matrice d'électrodes. Nous avons injecté un courant de  $40\mu\text{A}$  à une fréquence de 1.3 kHz. En effet, la figure 4.4 montre que notre injection du courant est précise pour cette plage de fréquence. La figure 4.11 montre que la forme d'onde obtenue a un aspect capacitif du au chargement de la capacité de Warburg ( $C_w$ ) montré dans le modèle de l'impédance électrode-tissus figure 1.11 (Geddes, 1997). Au moment de l'expérimentation la fréquence d'apparition des transitoires était moins fréquente ce qui nous a permis d'obtenir une forme d'ondes sans transitoires. Nous avons mesuré une valeur d'amplitude de 11V et une valeur de module d'impédance égale à 275 k $\Omega$ . Cette mesure d'impédance est considérée comme acceptable vu que la valeur de la tension mesurée est importante.

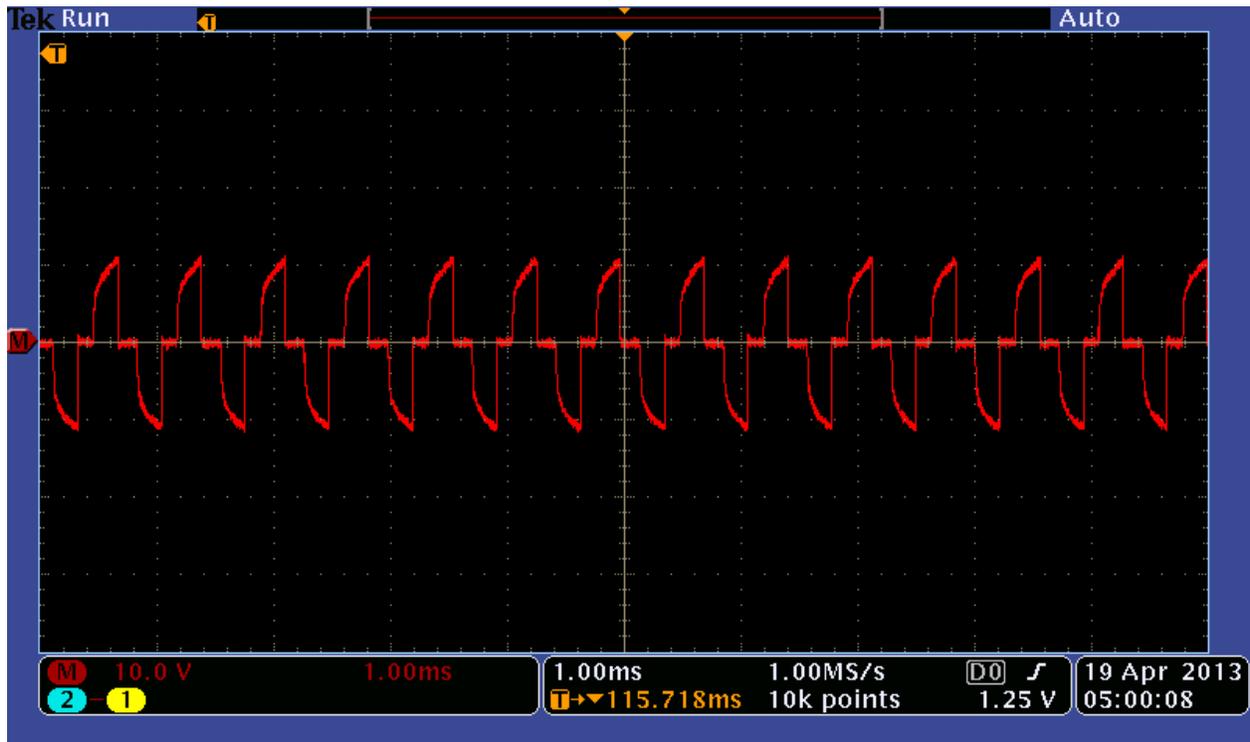


Figure 4.11: Forme d'onde obtenue

### 4.3 Discussion et comparaison du système

#### 4.3.1 Comparaison avec la littérature

La particularité de ce travail par rapport aux autres travaux est qu'il est doté de la plage de tension de sortie la plus élevée. La valeur maximale de cette plage de la tension de sortie est égale à 21 V. Ceci est une caractéristique pour les micros stimulateurs dédiés à la stimulation intracorticale qui permet de stimuler des tissus de hautes impédances d'une valeur dépassant les 200 k $\Omega$  et plus. Ainsi, notre système emploie des ponts H pour la génération des signaux biphasiques haut voltage pour balancer les charges entre les deux phases anodique et cathodique. En plus dans ce travail le nombre des canaux de stimulation est indépendant du nombre de sites de stimulation. Nous avons pu atteindre une flexibilité d'un site de stimulation par canal ce qui

offre l'utilisateur plus de précision quand il stimule différents sites avec de différents paramètres surtout en mode simultané. À l'exception du travail de (*Troyk et al. 2006*), dans les autres travaux si l'utilisateur veut effectuer une stimulation simultanée, il est obligé de stimuler un groupe d'électrodes qui appartiennent au même canal avec les mêmes paramètres. Alors que dans notre travail on pousse cette limite, pour offrir plus de choix à l'utilisateur. Déjà le prototype réalisé comporte 5 canaux de stimulation au lieu de 8 canaux et reste quand même capable de balayer tout les sorties du système.

Le tableau 4.2 résume une comparaison entre différentes caractéristiques des travaux de pointe et le travail actuel

Tableau 4. 2 : Comparaison avec les autres travaux

	<i>Nature du Système</i>	<i>#sources de courant</i>	<i>#sites de stimulation</i>	<i>Sites de stimulation / source du</i>	<i>Courant maximal</i>	<i>Tension de sortie maximale</i>
<b>Ce Travail</b>	<b>Discret</b>	<b>5</b>	<b>16</b>	<b>1</b>	<b>250 <math>\mu</math>A</b>	<b>21 V</b>
<i>(Merriam et al., 2011)</i>	Intégré	16	16	1	63.5 $\mu$ A	1 V
<i>(Ying et al., 2007)</i>	Intégré	32	256	8	127 $\mu$ A	5 V
<i>(Ferrandez et al. 2007)</i>	Discret	10	100	10	200 $\mu$ A	3 V
<i>(Ghovanloo et Najafi, 2007b)</i>	Intégré	16	64	4	270 $\mu$ A	4.75 V
<i>(Coulombe et al., 2007)</i>	Hybride	4	16	4	140 $\mu$ A	2.98 V

### 4.3.2 Imperfections du prototype:

$\mu$ Stim est conçue pour être un stimulateur qui comporte 8 canaux de stimulation et 96 sorties pour qu'il soit possible d'injecter du courant électrique à travers une grande matrice d'électrodes tel que celle d'Utah qui comporte 96 électrodes. Le prototype avec lequel les tests sont effectués est une version fonctionnelle qui comporte 5 canaux de stimulation et 16 sorties. La réduction du nombre des canaux et des sorties était due à l'insuffisance de l'espace offert par le FPGA utilisé

Igloo AGL250. Au fait, le code VHDL fut développer un peu plus après la réalisation du PCB, d'ou vient la raison du dépassement de l'espace fourni par le FPGA, quand nous avons voulu le changer par un FPGA plus grand pour inclure tout le code, nous avons trouvé que la compagnie ACTEL n'offre plus des FPGA avec un package comme le notre, mais plutôt des BGA ce qui a nécessité la conception d'un nouveau PCB adapté au BGA.

Le nombre de trains de stimulation n'est pas configurable à travers l'interface graphique, dû au manque d'espace dans le FPGA. Nous avons priorisé la valeur du délai entre les trains pour qu'elle soit paramétrable par l'utilisateur. Nous avons fixé le nombre des trains à 4 trains par cycle de stimulation cette valeur peut être changé suivant le besoin.

Comme c'est montré, il existe des impulsions transitoires qui apparaissent fréquemment. Ces derniers perturbent la précision de la stimulation. L'injection de charge est devenue non précise à partir d'une fréquence de 1 kHz, à l'exception d'une fréquence allant jusqu'à 4 kHz pour une plage de courant de 30  $\mu$ A à 70  $\mu$ A comme montre la figure 4.4.

Une solution pour une version future de prototype est de registrer les sorties de contrôle des commutateurs du pont H issues du FPGA vu que les sorties sont en logique combinatoire.

Il y a des pertes énergétiques au niveau des régulateurs. Ceci est du vu qu'on utilise des régulateurs linéaires pour l'alimentation du système avec de grande chutes de tension surtout nous avons une chute de tension sur le niveau d'un régulateur qui transforme 24 V en 5 V en sortie. Nous recommandons l'utilisation des régulateurs à base de commutation pour réduire davantage les pertes énergétiques.

Le canal de communication avec le module Bluetooth n'est pas fiable. Dépendamment du PC utilisé, la communication peut ne pas être établie. Alors que la communication USB est bien fonctionnelle.

#### **4.4 Conclusion**

Dans ce chapitre nous avons évalué les performances de notre système. Nous avons trouvé que la consommation de puissance atteint son niveau maximal en mode simultané, elle est de l'ordre de 15 W. Alors qu'en mode séquentiel la puissance est environ 11 W. Il existe des transitoires dans les ondes de stimulation dans les deux modes séquentiel et simultané. Avec l'effet du transitoire, la fréquence maximale pour une injection précise des charges peut varier entre 1 kHz et 4 kHz

pour un courant allant de  $30 \mu\text{A}$  à  $70 \mu\text{A}$  . La partie mesure d'amplitude à une précision de l'ordre de  $0.5 \text{ V}$ , tant que la mesure du module de l'impédance interface électrode-tissus présente une précision de l'ordre de  $4 \text{ k}\Omega$ .

Nous avons aussi effectué un test in vitro en utilisant une matrice d'électrodes dans un bain salin. Nous avons finis par une discussion où nous avons comparé notre système avec les travaux de la littérature. Aussi, nous avons énumérés les imperfections de notre système.

## CONCLUSION

L'objectif de ce projet consiste à développer un stimulateur dédié pour l'investigation du cortex visuelle. Ceci fait partie des efforts mis pour la réalisation d'une prothèse visuelle intra cortical (Coulombe et al., 2007, Ethier et Sawan, 2011).

Nous avons commencé par une revue de littérature, où nous avons examiné les travaux effectués. Ensuite, nous avons défini les spécifications de notre système. L'enjeu principal était, comment assurer une stimulation sécuritaire et flexible pour un grand nombre d'électrodes forment avec les tissus interfacés des valeurs d'impédance élevée ? La réponse à cette question a profilé la conception d'un nouveau système, qu'on lui a nommé  $\mu$ Stim.

Pour assurer une flexibilité de stimulation pour un grand nombre d'électrodes, nous avons choisi de suivre une approche qui consiste à interrompre la dépendance entre le nombre des canaux de stimulation et le nombre d'électrodes. Ceci veut dire qu'on peut définir le nombre des canaux d'injection de courant, indépendamment du nombre des électrodes de stimulation. Pour satisfaire la sécurité de stimulation, nous avons injecté du courant constant périodique (Forme d'onde carrée) en utilisant des ponts H pour assurer un balancement des charges entre les phases anodique et cathodique. La plage de la tension de sortie égale à 21 V ce qui permet de stimuler des tissus d'impédances élevées d'une valeur allant à 400 K $\Omega$  avec un courant de stimulation d'une valeur de 50  $\mu$ A.

Deux modes de fonctionnement sont possibles: un premier mode dit simultané où plusieurs ou tous canaux de stimulation sont actifs en même temps. Un deuxième mode séquentiel où les canaux de stimulation sont activés d'une façon ordonnée, un canal à la fois. Notre système permet aussi à l'utilisateur de suivre le niveau de tension au niveau de l'impédance stimulée.

$\mu$ Stim est réalisé en utilisant des composants discrets commerciaux. Ces composants sont choisis pour satisfaire les contraintes mentionnées. Notre système est assemblé d'une façon modulaire sur 3 circuits imprimés, pour faciliter la tâche du test et réduire sa taille globale.

$\mu$ Stim est contrôlé par le PC avec une interface graphique conçue en LabView. Le transfert des données se fait via une communication filaire en utilisant un lien USB, ou via une communication sans fil en utilisant le module Bluetooth. Le prototype utilisé pour effectuer les

tests est une version qui comporte 5 canaux de stimulation avec 16 sorties, ceci veut dire que le prototype du test est capable d'être interfacé avec 16 électrodes en injectant 5 ondes de stimulation simultanée avec de différents paramètres. Nous avons mesuré une puissance maximale de 15.6 W en mode simultané et une puissance de 11.28 W en mode séquentiel. Cette consommation de puissance est considérée élevée par rapport aux systèmes existants, comme celui de l'équipe de l'université technique de Cartagena, qui est considéré le travail le plus proche à notre travail vu que son système est à base des composants discrets. Pour une version qui comporte un seul module de stimulation, i.e. une seule source de courant avec dix sorties, il tire 20 mA d'une alimentation de 10 V. Ce qui rend la consommation de leur prototype de l'ordre de 200 mW.

Les tests effectués ont permis de révéler certaines imperfections que nous recommandons à leur trouver de solutions dans un développement futur. Au premier lieu il faut remplacer le FPGA utilisé par un BGA de taille plus grande pour inclure tout le code VHDL. Éliminer les impulsions transitoires en utilisant un cinquième commutateur qui doit être mis à l'entrée du pont H, pour fermer tous les commutateurs de ce dernier avant chaque changement de phase et éventuellement adapter le code VHDL pour prendre en compte ce commutateur. Changer l'alimentation externe par des piles. En deuxième lieu, d'autres formes d'ondes plus complexes peuvent être ajoutées au système dépendamment du besoin. La précision d'injection de charge peut être poussée davantage en étudiant l'interaction entre les électrodes de stimulation au moment de la stimulation, en outre la détection d'interaction entre les électrodes au moment de stimulation sera une fonctionnalité intéressante à ajouter, pour informer l'utilisateur sur la quantité des charges injectée dans le site sélectionné.

## BIBLIOGRAPHIE

- Bahareh Ghane-Motlagh, M.S. (2013). Design and Implementation Challenges of Microelectrode Arrays: A Review. *Materials Sciences and Applications*, Vol.4 No.8, 483-495. doi:10.4236/msa.2013.48059
- Bak, M., Girvin, J. P., Hambrecht, F. T., Kufta, C. V., Loeb, G. E., & Schmidt, E. M. (1990). Communication: Visual sensations produced by intracortical microstimulation of the human occipital cortex. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 28(3), 257-259.
- Bashirullah, R. (2010). Wireless implants. *IEEE Microwave Magazine*, 11(7 Suppl.), S14-S23. doi:10.1109/MMM.2010.938579
- Boyer, A., & Sawan, M. (1995). Stimuli generator dedicated for an implantable visual miniaturized stimulator. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference.*(Vol. 2, pp. 1693-1694 vol.1692). doi: 10.1109/iembs.1995.579895
- Brelén, M. E., Duret, F., Gerard, B., Delbeke, J., & Veraart, C. (2005). Creating a meaningful visual perception in blind volunteers by optic nerve stimulation.(Vol. 2, pp. S22-S28): Institute of Physics Publishing. Tiré de <http://dx.doi.org/10.1088/1741-2560/2/1/004> doi: 10.1088/1741-2560/2/1/004
- Brindley, G. S., & Lewin, W. S. (1968). The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex. *Journal of Physiology*, 196(2), 479-493.
- Changhyun, K., & Wise, K. D. (1996). A 64-site multishank CMOS low-profile neural stimulating probe. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, 31(9), 1230-1238. doi:10.1109/4.535406
- Coulombe, J. (2007a). *Proposition d'un Microsystème implantable dédié à la stimulation du cortex visuel.* (Ph.D), École Polytechnique de Montréal, QC, Canada.
- Coulombe, J. (2007b). *Proposition d'un microsystème implantable dédié à la stimulation du cortex visuel* (Ph.D), École Polytechnique de Montréal, Québec, Canada.
- Coulombe, J., Sawan, M., & Gervais, J.-F. (2007). A Highly Flexible System for Microstimulation of the Visual Cortex: Design and Implementation. *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, 1(4), 258-269. doi:10.1109/tbcas.2007.916026
- Cours-Pharmacie. (2012). Système nerveux. Consulté le 16 Aout 2012, Tiré de <http://www.cours-pharmacie.com/physiologie/systeme-nerveux.html>
- Dai, J., Demosthenous, A., Perkins, T., & Donaldson, N. (2010). Stimulation management for a multichannel vestibular neural prosthesis. *2010 IEEE International Symposium on Circuits and Systems. ISCAS 2010, 30 May-2 June 2010, Piscataway, NJ, USA.*(pp. 3481-3484): IEEE. Tiré de <http://dx.doi.org/10.1109/ISCAS.2010.5537846> doi: 10.1109/iscas.2010.5537846
- Dobelle, W. H., & Mladejovsky, M. G. (1974). Phosphenes produced by electrical stimulation of human occipital cortex, and their application to the development of a prosthesis for the blind. *Journal of Physiology*, 243(2), 553-576.

- Ethier, S. (2010). Génération de stimuli efficaces en énergie pour la microstimulation électrique intracortical. (M.Sc.A.), École Polytechnique de Montréal, Qc, Canada.
- Ethier, S., & Sawan, M. (2011). Exponential Current Pulse Generation for Efficient Very High-Impedance Multisite Stimulation. *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, 5(1), 30-38. doi:10.1109/tbcas.2010.2073707
- Ferrandez, J. M., Liano, E., Bonomini, M. P., & Fernandez, E. (2007). An adaptable multichannel architecture for cortical stimulation. *Bio-inspired Modeling of Cognitive Tasks Second International Work-Conference on the Interplay Between Natural and Artificial Computation, IWINAC 2007, 18-21 June 2007, Berlin, Germany.*(Vol. vol.1, pp. 143-152): Springer-Verlag.
- Ferrandez, J. M., Liano, E., Bonomini, P., Martinez, J. J., Toledo, J., & Fernandez, E. (2007). A Customizable Multi-channel Stimulator for Cortical Neuroprosthesis doi:10.1109/IEMBS.2007.4353390
- Freiburg, N. U. o. (2012). Vagus nerve stimulation. Consulté le 30 Septembre 2012, Tiré de <http://www.neurotechnology.uni-freiburg.de/research/clinic/vagus>
- Futura-Santé. (2012). Voyage dans le cerveau. Consulté le 20 Aout 2012, Tiré de [http://www.futura-sciences.com/fr/doc/t/medecine-1/d/voyage-dans-le-cerveau\\_525/c3/221/p3/](http://www.futura-sciences.com/fr/doc/t/medecine-1/d/voyage-dans-le-cerveau_525/c3/221/p3/)
- Geddes, L. (1997). Historical evolution of circuit models for the electrode-electrolyte interface. *Annals of Biomedical Engineering*, 25(1), 1-14. doi:10.1007/bf02738534
- Geddes, L. & Ragheb, T. (1991). The Polarization Impedance of Common Electrode Metals Operated at Low Current Density. *Annals of Biomedical Engineering*, 19(2), 151-63.
- Ghovanloo, M., & Najafi, K. (2007a). A wireless implantable multichannel microstimulating system-on-a-chip with modular architecture. *Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3), 449-457.
- Ghovanloo, M., & Najafi, K. (2007b). A Wireless Implantable Multichannel Microstimulating System-on-a-Chip With Modular Architecture. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 15(3), 449-457. doi:10.1109/tnsre.2007.903970
- Ghovanloo, M., Wise, K. D., & Najafi, K. (2003). Towards a button-sized 1024-site wireless cortical microstimulating array. *Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings. First International IEEE EMBS Conference on.*(pp. 138-141). doi: 10.1109/cne.2003.1196776
- Hadjinicolaou, A. E., Leung, R. T., Garrett, D. J., Ganesan, K., Fox, K., Nayagam, D. A. X., Shivdasani, M. N., Meffin, H., Ibbotson, M. R., Prawer, S., & O'Brien, B. J. (2012). Electrical stimulation of retinal ganglion cells with diamond and the development of an all diamond retinal prosthesis. *Biomaterials*, 33(24), 5812-5820. doi:10.1016/j.biomaterials.2012.04.063
- Harrison, R. R., & Charles, C. (2003). A low-power low-noise CMOS amplifier for neural recording applications. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, 38(6), 958-965. doi:10.1109/jssc.2003.811979
- Hasanuzzaman, M., Raut, R., & Sawan, M. (2012). A high-impedance microelectrode driver dedicated for visual intracortical microstimulation. *Circuits and Systems (MWSCAS)*,

- 2012 IEEE 55th International Midwest Symposium on.(pp. 222-225). doi: 10.1109/mwscas.2012.6291997
- Jonathan Coulombe, Y. H., Jean-François Gervais, Mohammad Sawan. (2002). *An implant for a visual cortical stimulator* Microtechnologies in Medicine and Biology.
- Kar, G. C., & Sawan, M. (2012). Low-power high-voltage charge pumps for implantable microstimulators. *Circuits and Systems (ISCAS), 2012 IEEE International Symposium on.*(pp. 2247-2250). doi: 10.1109/iscas.2012.6271739
- Lele, W., Mathieson, K., Kamins, T. I., Loudin, J. D., Galambos, L., Goetz, G., Sher, A., Mandel, Y., Huie, P., Lavinsky, D., Harris, J. S., & Palanker, D. V. (2012). Photovoltaic retinal prosthesis: implant fabrication and performance. *Journal of Neural Engineering*, 9(4), 046014 (046011 pp.). doi:10.1088/1741-2560/9/4/046014
- McGill. (2013). Le cerveau à tous les niveaux !. McGill University. Consulté le 6 juillet 2013, Tiré de <http://lecerveau.mcgill.ca>
- Md. Hasanuzzaman, G. S., Nedialko I. Krouchev , Rabin Raut , Mohamad Sawan. (2013). Capacitive-Data Links, Energy-Efficient and High-Voltage Compliant Visual Intracortical Microstimulation System.
- Merriam, S. M. E., Srivannavit, O., Gulari, M. N., & Wise, K. D. (2011). A Three-Dimensional 64-Site Folded Electrode Array Using Planar Fabrication. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 20(3), 594-600. doi:10.1109/jmems.2011.2127450
- Merrill, D. R., Bikson, M., & Jefferys, J. G. R. (2005). Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols. *Journal of Neuroscience Methods*, 141(2), 171-198. doi:10.1016/j.jneumeth.2004.10.020
- Rodger, D. C., Wen, L., Ameri, H., Ray, A., Weiland, J. D., Humayun, M. S., & Yu-Chong, T. (2006). Flexible Parylene-based Microelectrode Technology for Intraocular Retinal Prostheses. *Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, 2006. NEMS '06. 1st IEEE International Conference on.*(pp. 743-746). doi: 10.1109/nems.2006.334886
- Rousche, P. J., & Normann, R. A. (1992). A method for pneumatically inserting an array of penetrating electrodes into cortical tissue. *Annals of Biomedical Engineering*, 20(4), 413-422.
- Sawan, M., BA, A., & Mounaim, F. (2008). Biomedical circuits and systems dedicated for sensing and neurostimulation: Case study on urinary bladder dysfunctions. *Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences*, 16(3), 171-187.
- Schmidt, E. M., Bak, M. J., Hambrecht, F. T., Kufta, C. V., Orourke, D. K., & Vallabhanath, P. (1996). Feasibility of a visual prosthesis for the blind based on intracortical microstimulation of the visual cortex. *Brain*, 119(2), 507-522. doi:10.1093/brain/119.2.507
- Sirtin. Contractions involontaires des muscles : c'est la faute du magnésium. Consulté le 5 Septembre 2013, Tiré de <http://www.sirtin.fr/2012/03/02/contractions-involontaires-des-muscles-cest-la-faute-du-magnesium-2/>

- Tanghe, S. J., & Wise, K. D. (1992). A 16-channel CMOS neural stimulating array. *Solid-State Circuits Conference, 1992. Digest of Technical Papers. 39th ISSCC, 1992 IEEE International*.(pp. 128-129, 265). doi: 10.1109/isscc.1992.200445
- Torab, K., Davis, T. S., Warren, D. J., House, P. A., Normann, R. A., & Greger, B. (2011). Multiple factors may influence the performance of a visual prosthesis based on intracortical microstimulation: Nonhuman primate behavioural experimentation. *Journal of Neural Engineering*, 8(3). doi:10.1088/1741-2560/8/3/035001
- TPE-Neurones. Le neurone et les messages nerveux. Consulté le 12 Aout 2012, Tiré de [http://tpe-neurones.servhome.org/i\\_neurones.php](http://tpe-neurones.servhome.org/i_neurones.php)
- Troyk, P. (2001). Multi-Channel Transcutaneous Cortical Stimulation System *Contrat NIH NPP #N01-NS-7-2365, Rapport Final*.
- Troyk, P. R., Detlefsen, D. E. A., & DeMichele, G. A. D. (2006). A Multifunctional Neural Electrode Stimulation ASIC using NeuroTalk<sup>TM</sup> Interface. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*.(pp. 2994-2997). doi: 10.1109/iembs.2006.260630
- Troyk, P. R., Detlefsen, D. E. A., DeMichele, G. A. D., & Ieee. (2006). *A multifunctional neural electrode stimulation ASIC using NeuroTalk(TM) interface*. New York: Ieee.
- WHO. (2013). Cécité et déficience visuelle. Consulté le 1 septembre 2013, Tiré de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/fr/>
- Ying, Y., Gulari, M. N., Wiler, J. A., & Wise, K. D. (2007). A Microassembled Low-Profile Three-Dimensional Microelectrode Array for Neural Prosthesis Applications. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 16(4), 977-988. doi:10.1109/jmems.2007.896712
- Zhe, H. e. a. (2012). Intrinsic activation of iridium electrodes over a wireless link. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*.(pp. 2788-2791). doi: 10.1109/embc.2012.6346543

# ANNEXE 1 – Schéma électrique

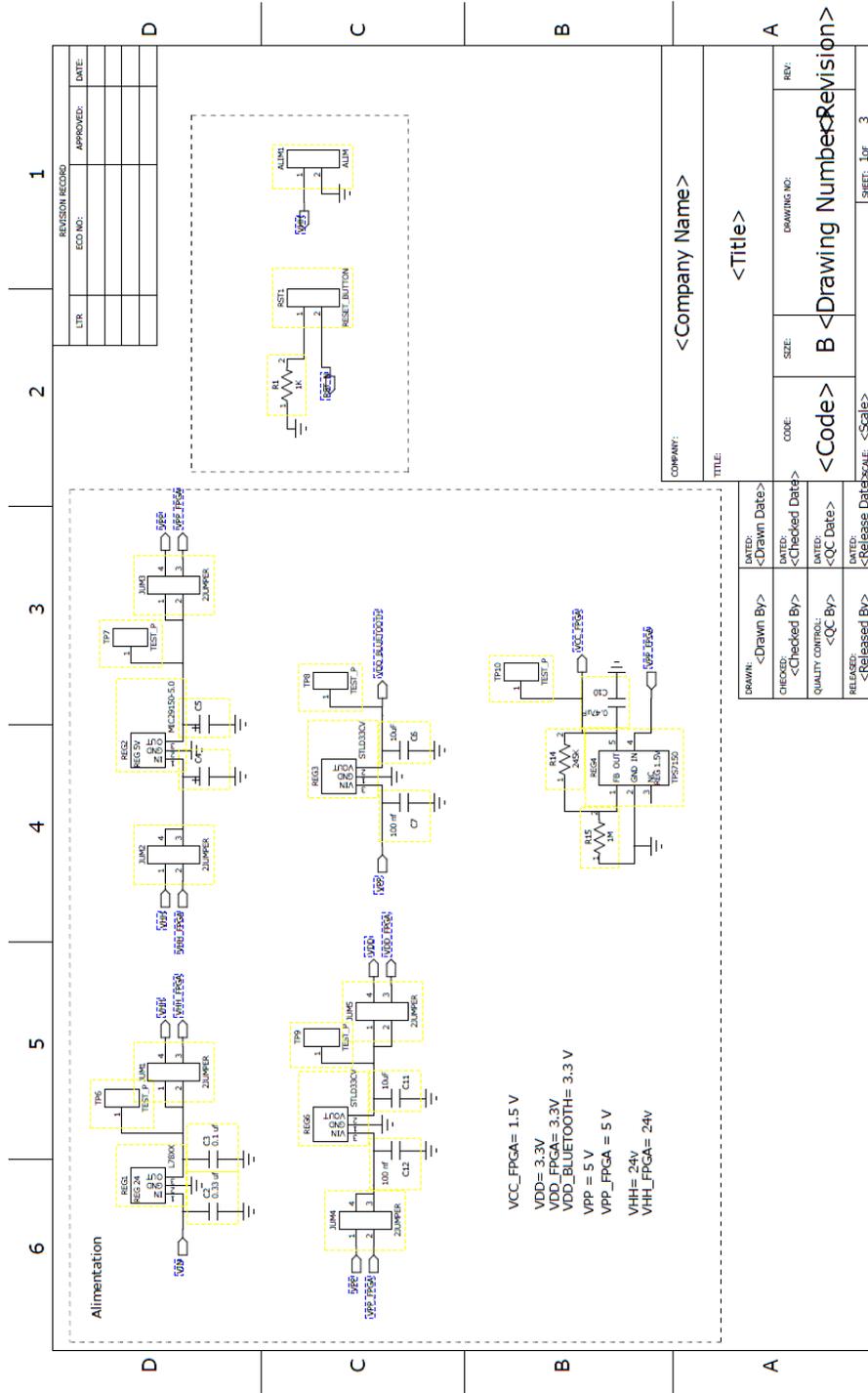
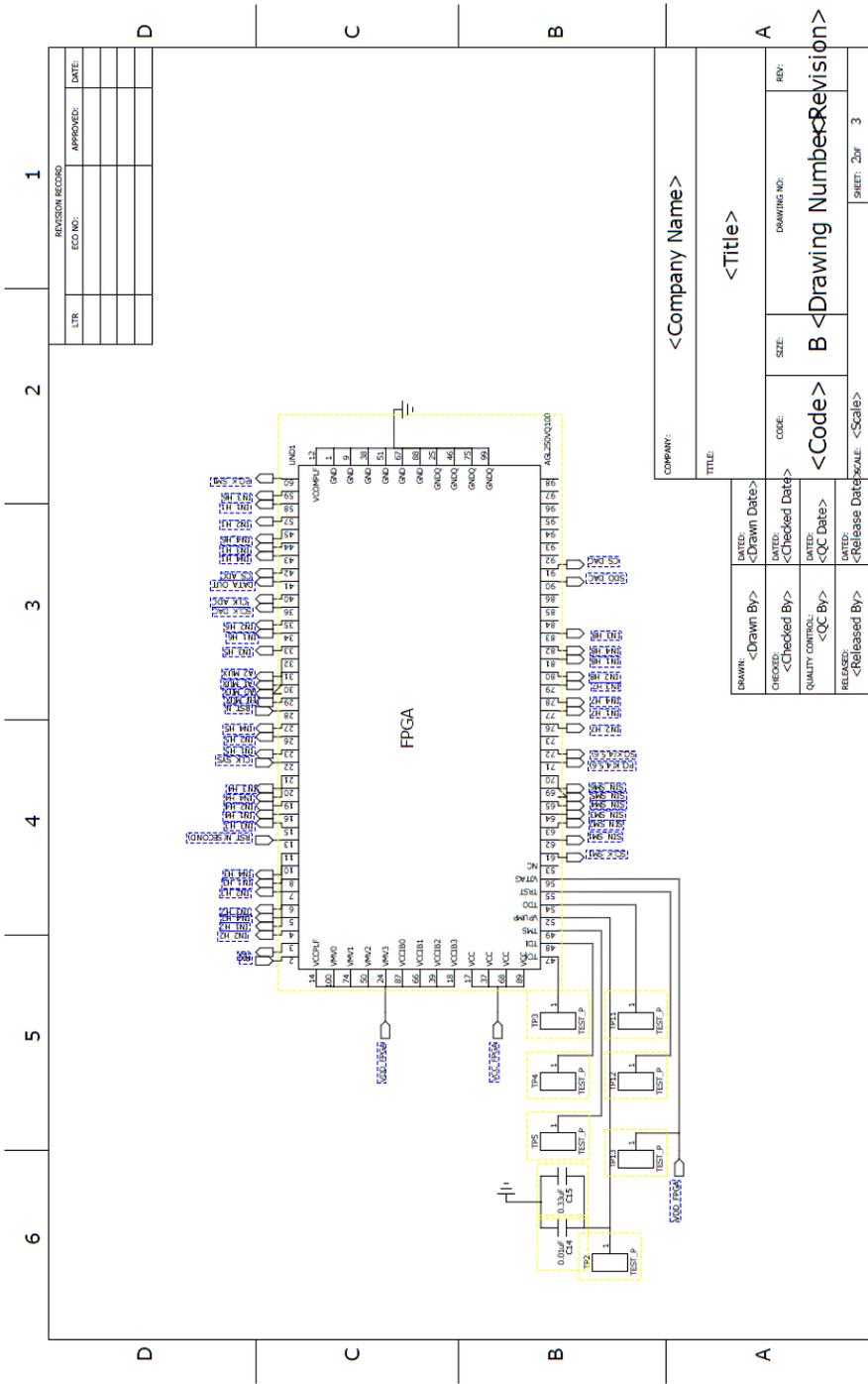


Figure A.1: Schématique PCB 1/3 partie 1/3



REVISION RECORD		
LTR.	ECO NO.	APPROVED:

COMPANY: <Company Name>		TITLE: <Title>	
DRAWN: <Drawn By>	DATE: <Drawn Date>	CODE: <Code>	SIZE: B <Drawing Number>
CHECKED: <Checked By>	DATE: <Checked Date>	QUALITY CONTROL: <QC By>	RELEASED: <Released By>
DATE: <QC Date>	DATE: <Release Date>	SCALE: <Scale>	SHEET: 2/3

Figure A.2: Schématique PCB 1/3 partie 2/3

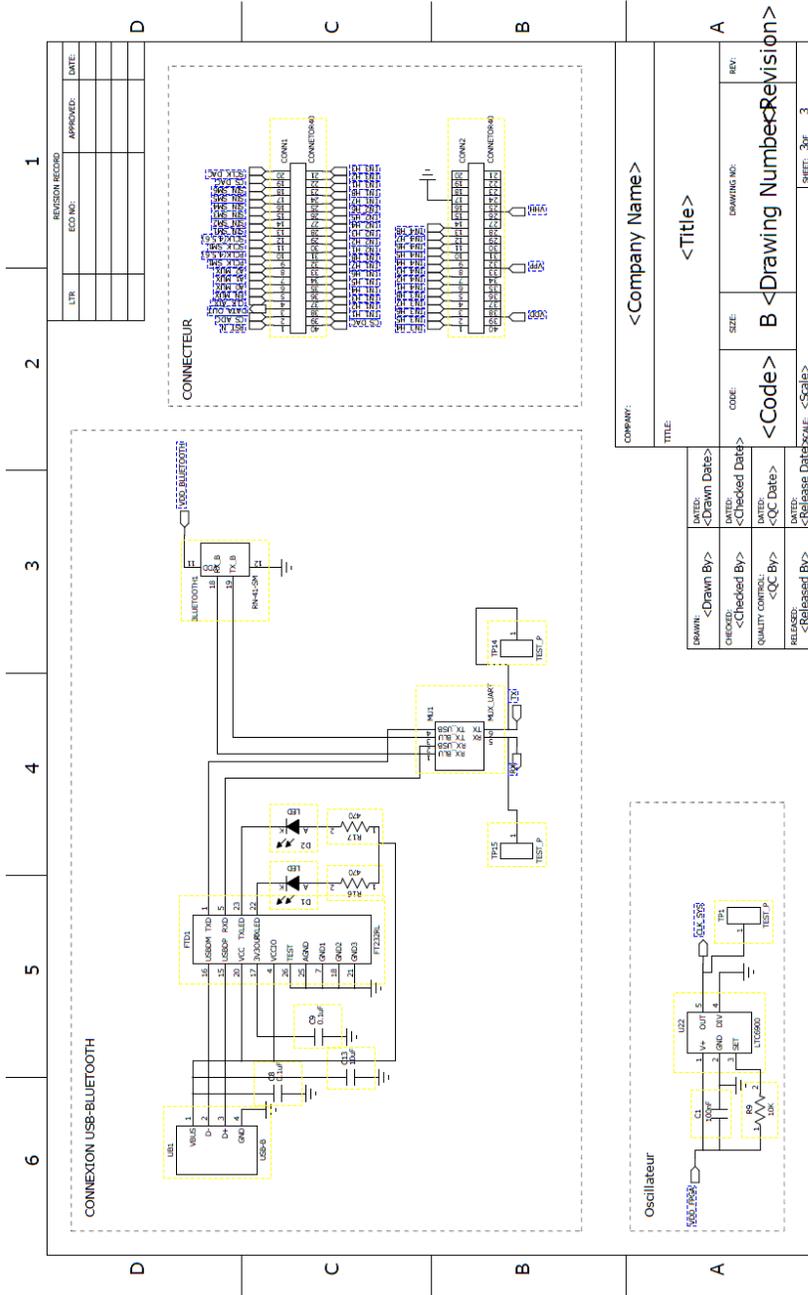


Figure A.3: Schématique PCB 1/3 partie 3/3

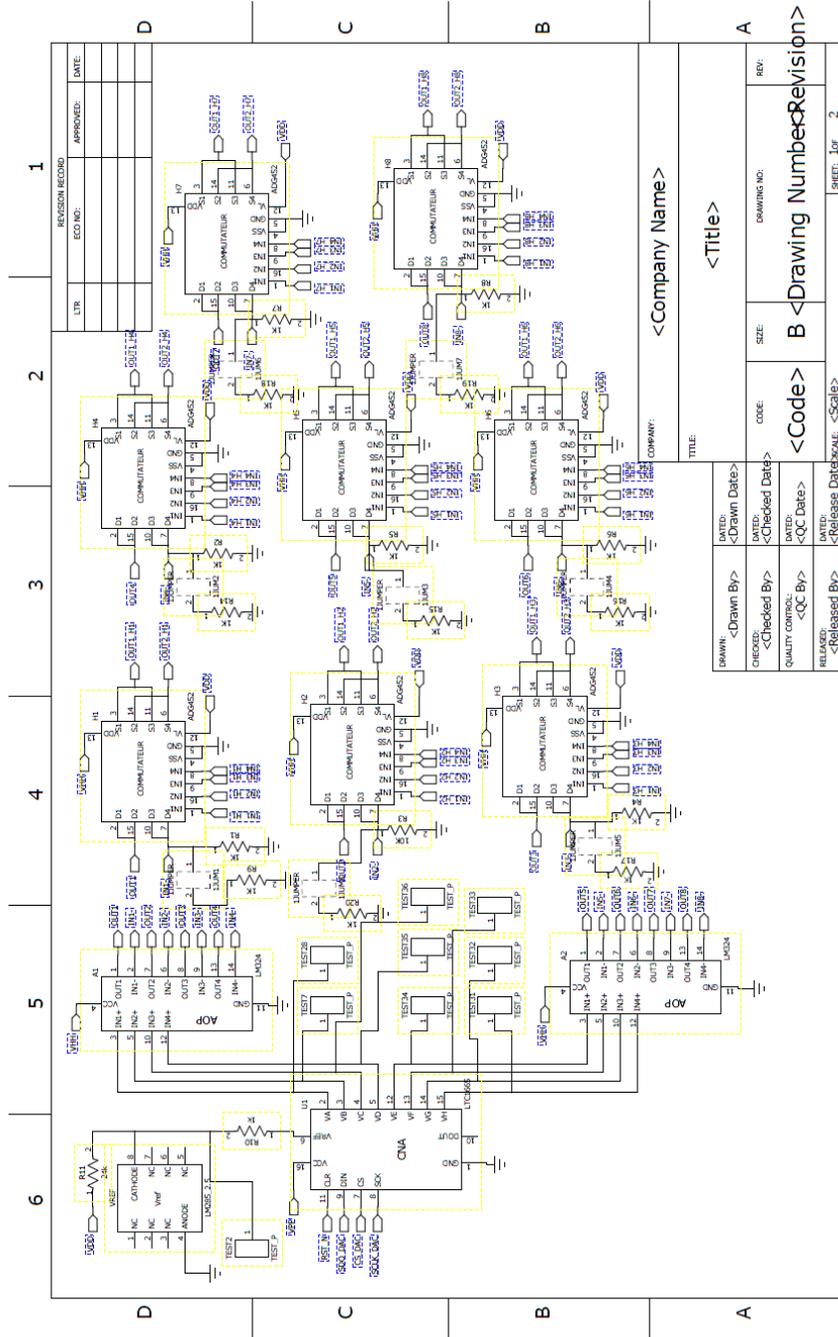


Figure A.4: Schématique PCB 2/3 partie 1/2



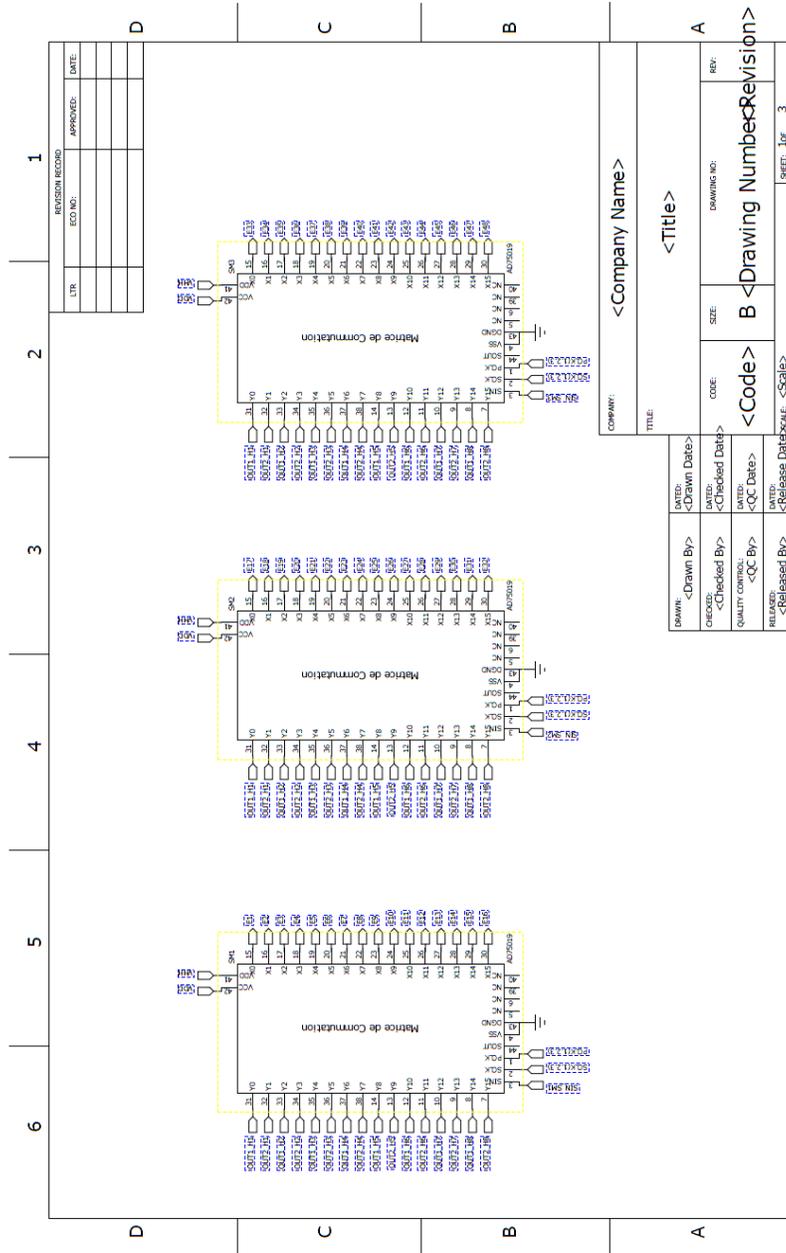


Figure A.6: Schématique PCB 3/3 partie 2/3

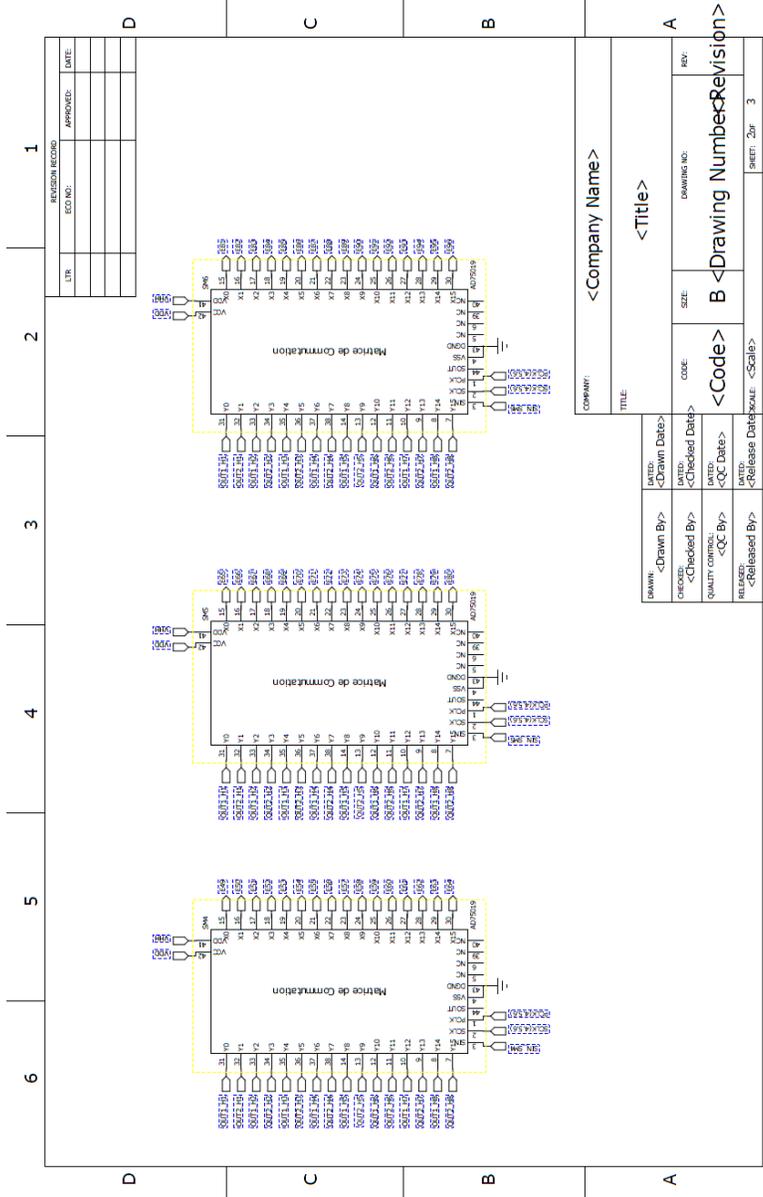


Figure A.7: Schématique PCB 3/3 partie 2/3

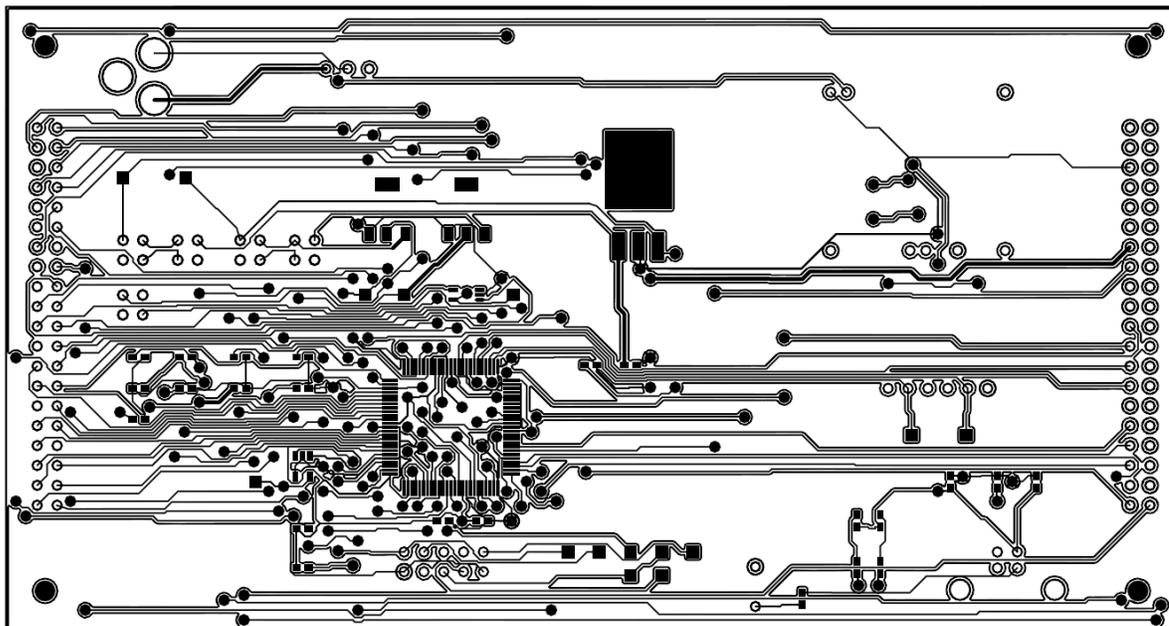


Figure A.8: Layout PCB 1SUR3 vue de dessus

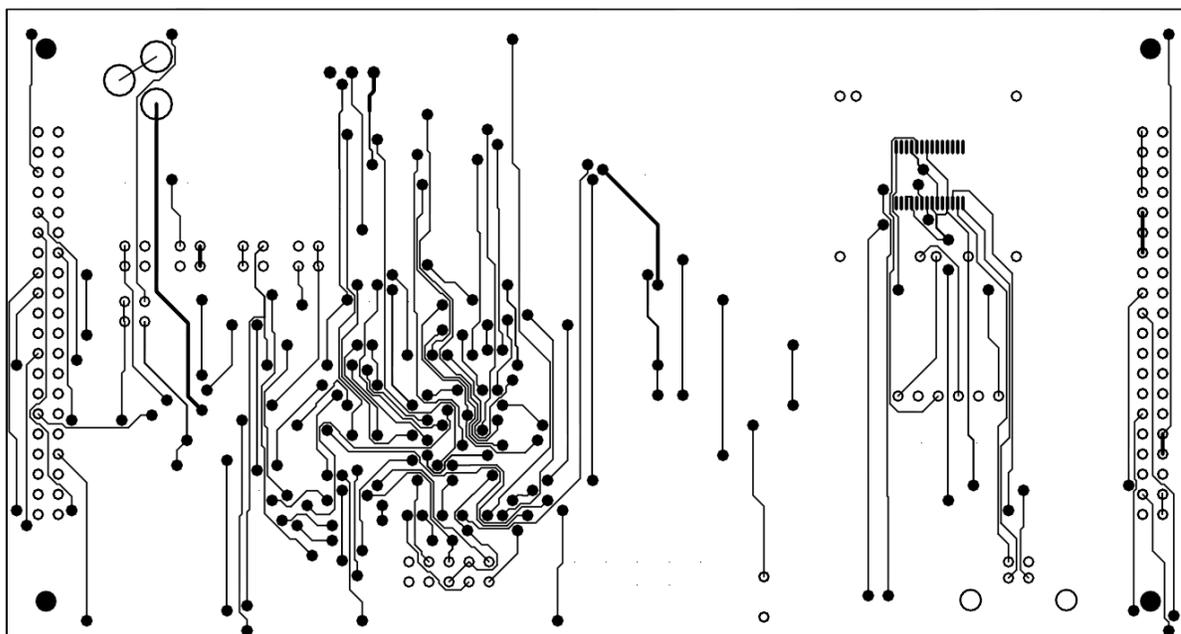


Figure A.9: Layout PCB 1/3 vue de dessous

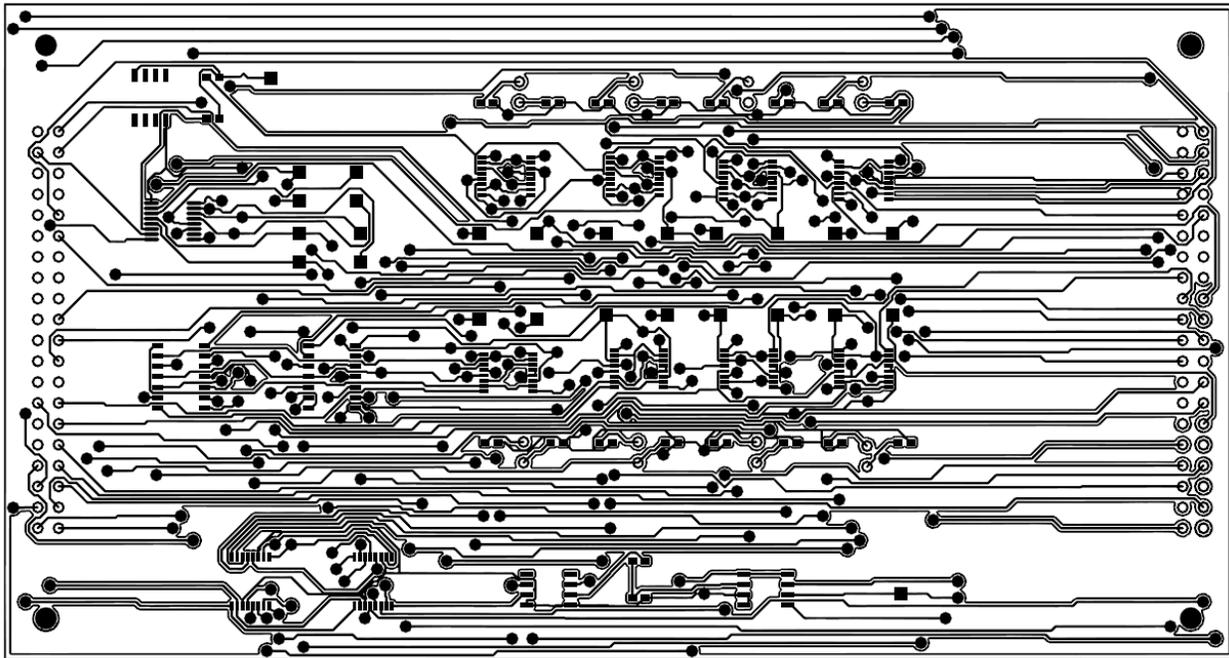


Figure A.10: Layout PCB 2/3 vue de dessus

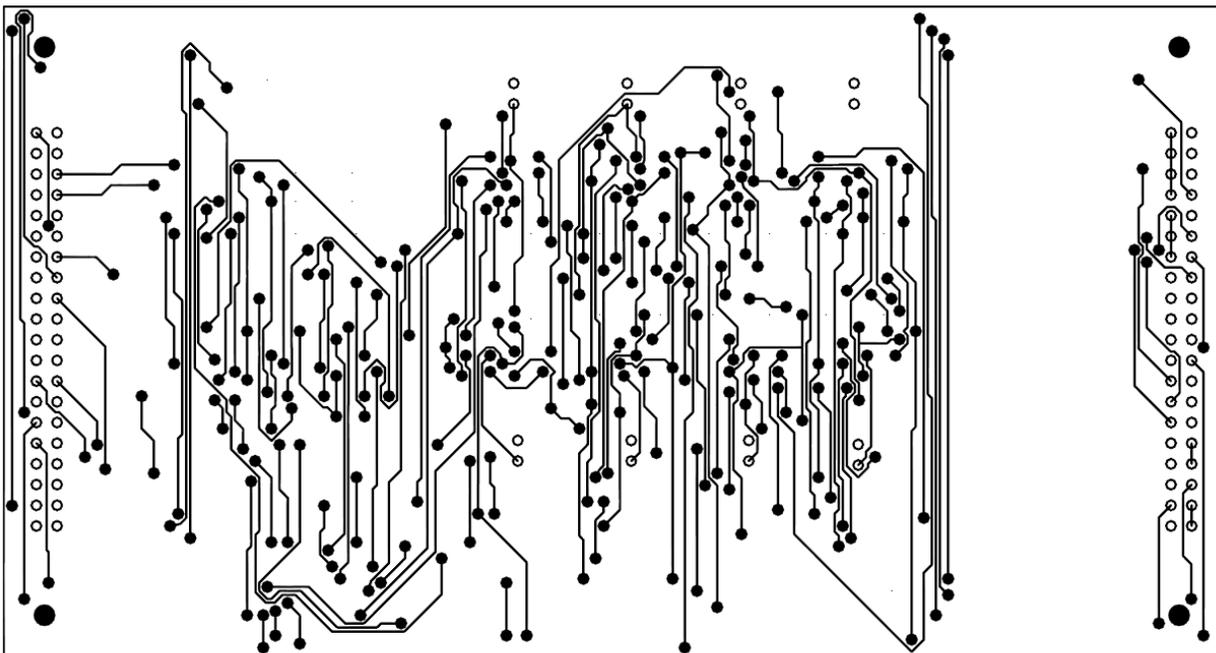


Figure A.11: Layout PCB 2/3 vue de dessous

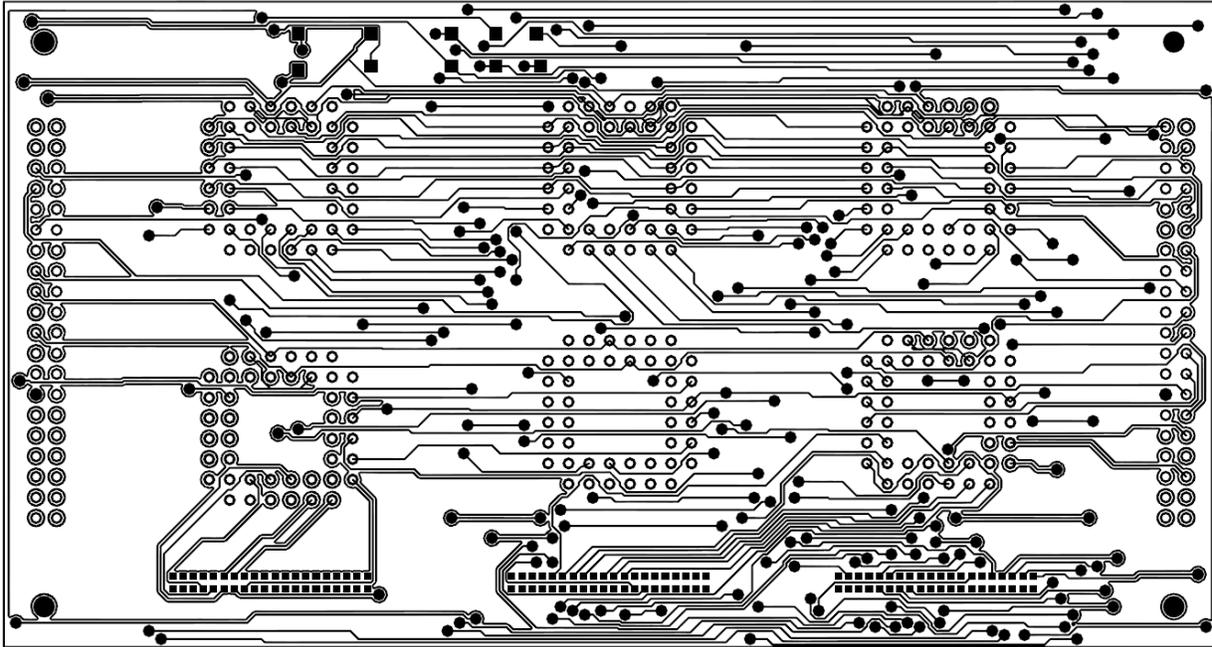


Figure A.12: Layout PCB 3/3 vue de dessus

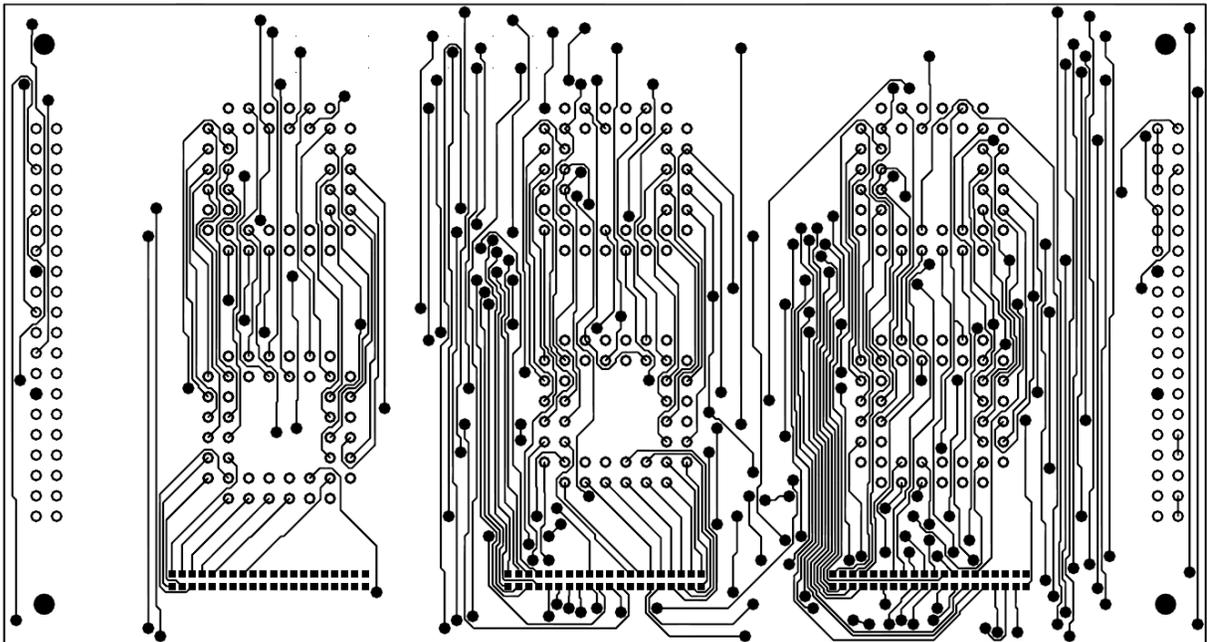


Figure A.13: Layout PCB 3/3 vue de dessus

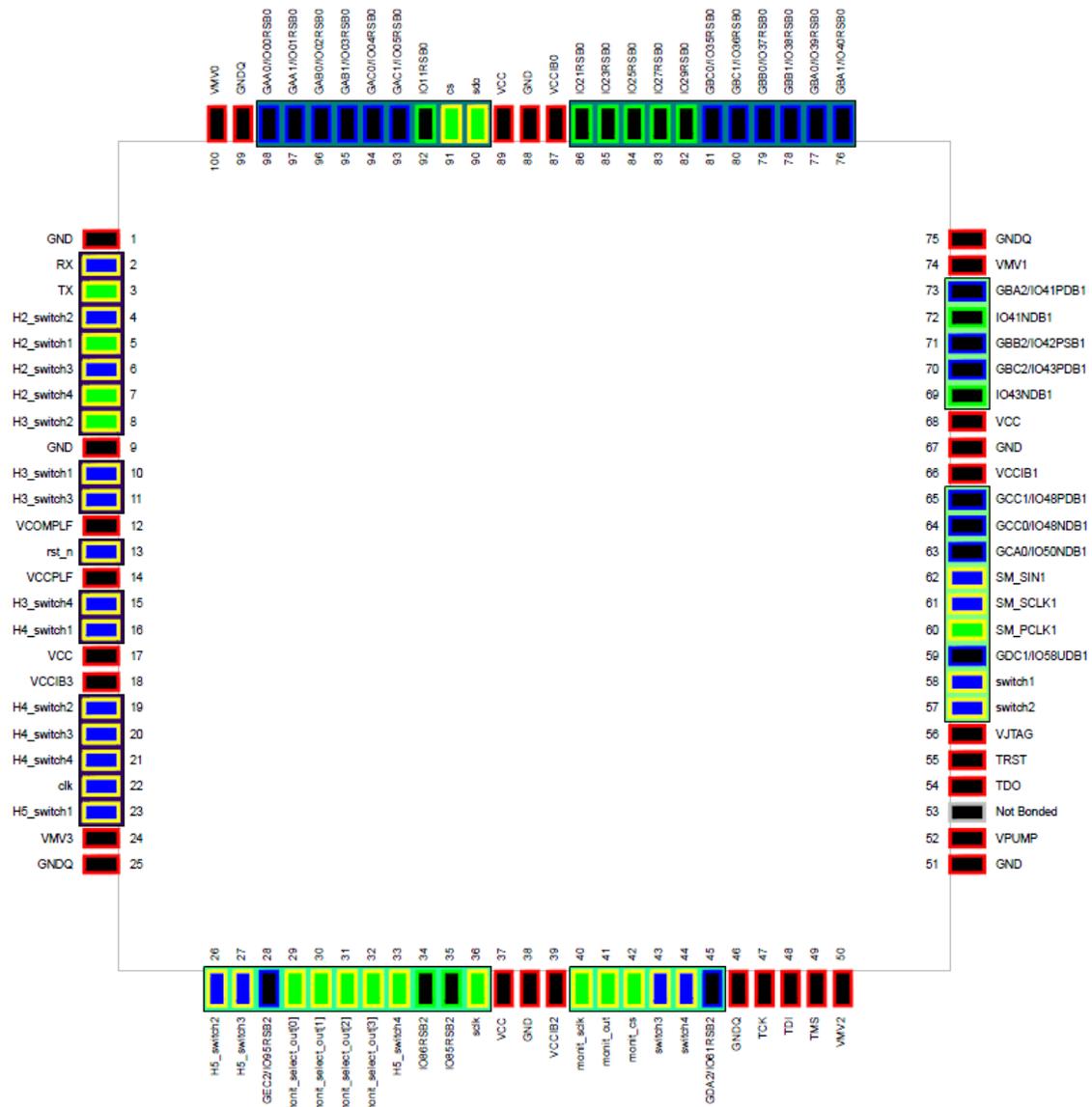


Figure A.14: Assignment des pins du FPGA