

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MISE EN ŒUVRE DE MICROSYSTÈMES DÉDIÉS AUX DISPOSITIFS
IMPLANTABLES

AMER ÉLIAS AYOUB
DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(MICROÉLECTRONIQUE)
OCTOBRE 2007



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-36899-2

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-36899-2

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

MISE EN ŒUVRE DE MICROSYSTÈMES DÉDIÉS AUX DISPOSITIFS
IMPLANTABLES

présenté par: AYOUB Amer Élias

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

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

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président

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

M. GUENAT Olivier T., Ph.D., membre

Well, when it comes down to me against a situation, I don't like the situation to win.

—— MacGyver

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, j'aimerais remercier mon directeur de recherche, M. Mohamad Sawan, professeur au département de génie électrique et directeur du laboratoire Polystim. Celui-ci m'a accepté dans ses rangs et dirigé mes travaux de recherche tout en me permettant de me dépasser.

De même, je suis reconnaissant aux autres membres du jury, soit M. Olivier Guenat et M. Pierre Savard, ce dernier ayant accepté la présidence du jury.

Ensuite, j'exprime ma reconnaissance envers Sébastien Pigeon qui, malgré son horaire bien chargé, m'a fourni une aide précieuse pour la reprise de son travail de mémoire. Aussi, il ne faut pas oublier Jonathan Coulombe qui a permis de faire le pont entre les travaux de Sébastien et les miens.

De plus, je dois remercier plusieurs membres du personnel de l'École Polytechnique de Montréal pour leur aide, leur soutien et leur motivation. Premièrement, le professeur Sylvain Martel qui, avec l'aide de ses étudiants Pierre Pouponneau et Alexandre Caron Raymond, m'a permis d'utiliser et de maîtriser le wire-EDM. Deuxièmement se trouve professeur Oumarou Savadogo qui m'a offert l'accès à ses locaux et équipements pour faire des expérimentations sur le dépôt de platine. Teko Napporn, avec toutes ses connaissances, Marc Lacroix et Frederic Fouda-Onana se sont joints à moi pour m'aider dans les manipulations. Finalement, il y a l'équipe de professeur Michel Meunier, soit Marie-Hélène Bernier, Philippe Vasseur, Sébastien Chénard, Souleymane Bah et Sergiy Patskovsky, ainsi que Teko Napporn qui m'ont aidé dans le domaine de la microfabrication et de laser.

Je veux aussi émettre un remerciement très particulier à Marie-Hélène Bernier

et Philippe Vasseur qui m'ont aidé à élaborer le procédé de microfabrication. Ils ont aussi été là pour m'offrir des alternatives possibles lorsque des difficultés survenaient. Aussi, ils ont su m'accommoder avec les disponibilités des équipements lors de moments critiques.

Également, je suis reconnaissant à M. Leslie Casimir de Carpenter Technology (Canada) Ltd pour son geste. Ce dernier a fourni gratuitement deux barres de métal BioDur 316 LS aux fins de l'expérimentation.

En outre, je n'oublie pas mes collègues de l'équipe Cortisens, Virginie Simard, Benoit Gosselin, Jean-François Roy, Pierre-Yves Robert, Cyprien Dumortier et Forough Ensandoustghazvini pour ne nommer que ceux-là, ainsi que les amis et collègues du laboratoire Polystim, tel que Roula Ghannoum, Charles Robillard, Guillaume Desjardins, Gilbert Kowarzyk, Alexander Vesey, Alexandra Delia Doljanu, Guillaume Mairy, Mirna Abou Mjahed et Nicolas Regimbal, sans qui ces années n'auraient pas eu leur grain de sel.

En terminant, je remercie très spécialement mes parents, Alphonse et Janine Ayoub, ainsi que mon frère, Nader, qui ont été à mes côtés lors des moments heureux tout autant que lors des épisodes les plus durs. Ils m'ont poussé à m'accomplir et à me dépasser tout en me supportant. Aussi, je voudrais offrir un merci personnel à toute ma famille, du côté Ayoub tout autant qu'Obégi, ainsi qu'à mes amis.

RÉSUMÉ

Le présent mémoire traite de microsystemes dédiés aux dispositifs implantables. L'un des buts de l'équipe Polystim est de mettre en oeuvre un implant pour étudier et stimuler le cortex cérébral. Un prototype composé d'une matrice de seize électrodes a déjà été développé par l'équipe lors de travaux antérieurs. En parallèle, la conception et réalisation des circuits intégrés (Integrated Circuits - IC) sont mises en oeuvre pour la capture, le traitement et la transmission des données.

L'objectif de ce travail est d'optimiser la technique de fabrication des électrodes et de mettre au point une méthode d'intégration des IC et des matrices d'électrodes pour offrir un implant compact. Dans le premier volet, les étapes sont révisées et améliorées. Le second volet couvre la création d'une plateforme multipuces pour l'intégration de l'implant.

Initialement, les électrodes étaient machinées dans des tiges circulaires. Cette approche est utile dans le cas d'électrodes ayant une section hexagonale, cependant, elle engendre une perte importante de métal. Dans le cas d'électrodes à section carrée de l'équipe, une barre de métal BioDur 316LS de section carrée est usinée par électroérosion (Electrical Discharge Machining ou EDM). Une augmentation allant jusqu'à 48 % dans l'efficacité de l'utilisation de la surface peut être atteinte, en plus de diminuer le temps d'usinage de 3 minutes par matrice. De plus, un anneau entourant les électrodes est découpé à même la matrice pour permettre une manipulation sécuritaire et protéger les électrodes.

Les étapes électrochimiques sont reprises et harmonisées avec les modifications encourues par l'accroissement du nombre d'électrodes. Tout d'abord, la densité de

courant requise pour l'électropolissage des électrodes est réajustée à 0.067 mA/cm^2 . Ensuite, à cause du nombre accru des électrodes, l'attaque à l'acide oxalique, pour offrir une meilleure adhérence au platine, et la déposition de platine se font sur la longueur des électrodes et non plus qu'aux pointes.

La finition des électrodes consiste à couler l'époxy puis à sabler le socle métallique. La présence de l'anneau a permis de créer une tension de surface qui laisse l'époxy s'étendre sur la base de la matrice. Par ailleurs, lors du sablage, un étau est utilisé pour manipuler la matrice, ce qui permet de réduire les manipulations d'encapsulation et d'offrir une possibilité de voir l'état de la surface travaillée.

Après la réalisation des électrodes, les étapes pour l'intégration des IC sont entreprises. Le choix de la méthode de *die-stacking* est fait pour introduire les circuits dans l'espace restreint qu'offre une matrice. Puisque la base des électrodes sera inaccessible lorsque les ICs seront posés, une interface est d'abord créée en redirigeant les contacts vers la périphérie des matrices. Ensuite, chaque IC est placé sur la base de la matrice et les contacts sont reliés. Finalement, les électrodes sont couvertes de Parylène C et les matrices portant les IC sont découpées.

Pour la création de l'interface, des traces sont réalisées sur la base des matrices. La méthode du *lift-off* est utilisée pour cette étape. Tout d'abord, deux couches de résine (LOR 5A et S1813) sont étalées sur la base. Après l'exposition et le développement des traces, une couche de métal conducteur est déposée par sublimation par faisceau d'électrons (*E-Beam*). La dernière étape consiste à éliminer le métal excédentaire en retirant les couches de résines.

Le concept de *die-stacking* est testé sur une gaufre de silicium arborant le même motif que celui retrouvé sur les matrices. Les circuits sont disposés sur la gaufre

puis les contacts sont reliés par *wedge bond*. La manipulation n'a pu être mise à l'épreuve sur les matrices d'électrodes, car l'époxy composant la base absorbe l'énergie fournie pour créer l'adhérence entre le fil et le contact et empêche la déformation du fil.

Pour la finition des implants, il faut les couvrir de Parylène C tout en permettant aux pointes d'être exposées à l'environnement. Pour réaliser cette étape, la pointe des électrodes est enfoncée dans une glycérine à une profondeur de $100\mu\text{m}$. Ensuite, le reste de l'implant est couvert de Parylène C. Finalement, les matrices sont séparées les unes des autres grâce au femtolaser. Ce dernier coupe l'époxy en fournissant une énergie minimale et une très bonne précision, ce qui empêche d'endommager l'époxy.

Des implants complets ont été mis en œuvre et prêts à subir des tests de caractérisation en plus de permettre de valider la fonctionnalité des IC.

ABSTRACT

This thesis deals with dedicated Microsystems for implanted devices. One goal of Polystim team is to implement an implant to study and stimulate the cerebral cortex. The team has already created a sixteen-microelectrodes array prototype in previous work. Meanwhile, design and realisation of integrated circuits (ICs) are implemented for data recording and transmission.

The objective of the work is to optimize the production process of the electrodes and to conceive a method to integrate the ICs with the electrodes array to create a compact implant. In the first part, the production steps are explored and improved. The second part covers the multichip platform creation for the implant integration.

The electrodes were first machined in a circular rod. This approach is useful for complex section shapes such as hexagonal electrodes. However, an important quantity of steel is lost. To get squared section electrodes, a square bar of BioDur 316LS stainless steel is cut with electrical discharge machining (EDM). An increasing going up to 48 % can be achieved in the efficiency of material use, while reducing the time of machining by 3 minutes per array. Moreover, the protection ring is cut directly in the bar, making the manipulation safer and protecting the electrodes.

The electrochemical steps are reworked to adapt to the modification made in the design and the increase in the number of electrodes. First, the density of the current required for the electropolish is modified to 0.067 mA/cm^2 . Then, the acid oxalic attack is performed on the whole structure instead of the tips as is the platinum deposition. This adjustment is made to take into account the increase of electrodes.

To complete the electrodes array, first, epoxy is poured on the base and which is then grinded. These two steps are ameliorated by the presence of the protection ring. In the case of epoxy, it creates a tension, which allows a better spread on the base. For the grinding, the ring offers a grip to reduce the preparation steps for the grinding and allows a visual follow up.

The integration steps are initiated after the creation of the arrays. The die-stacking method is chosen to place the ICs in the limited space available in the implant. To give access to the covered electrodes, an interface is created to reroute the contacts to the periphery of the array. Then, the ICs are glued to the base and the contacts are bonded. Finally, the electrodes are covered with Parylen C and the arrays with their ICs are cut.

To create the interface, metallic traces are created on the epoxy base of the array. The lift-off method is used. First, two layers of resists (LOR 5A and S1813) are laid. Then, after exposing and developing the resist, the metal is sprayed by sublimation of with an electrons beam (E-Beam). The final step is to strip the resist and remove the superfluous metal.

To start, the concept of die-stacking is tested on a silicon wafer with the pattern found on the arrays. The ICs are laid on the wafer, and the contacts are connected by wedge bonding. The process couldn't be experimented on the array of electrodes because the epoxy dissipated the ultrasonic vibration. This issue avoided the deformation and adherence of the wire with the contacts.

To complete the implant, the system must be cover with Parylen C while keeping the tips exposed. The tips are casted into glycerine at a depth of $100\mu\text{m}$. Then, the whole system is covered with Parylen C. Finally, the arrays are separated from

each other with the femtolaser. The laser cut through the epoxy while dissipating minimal energy and having a great precision without deteriorating the material.

Complete implants have been achieved and ready to undergo characterisation tests and permit to validate the ICs functionality.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vii
ABSTRACT	x
TABLE DES MATIÈRES	xiii
LISTE DES FIGURES	xvi
LISTE DES TABLEAUX	xx
LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES	xxi
LISTE DES ANNEXES	xxii
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 NEURONE ET MATRICES D'ÉLECTRODES	3
1.1 Histoire de la bioélectricité	3
1.2 Aperçu sur le potentiel d'action	4
1.3 Instrumentation biomédicale dédiée	8
1.3.1 Laboratoire de neurotechnologies Polystim	9
1.4 Progrès dans le domaine	11
1.4.1 Matrices en silicium de l'University of Utah	12
1.4.2 Matrices en silicium de l'University of Michigan	15
1.4.3 L'Approche du MIT	16
1.5 L'implant de Polystim	20

1.6	Interconnexions d'électrodes aux circuits de traitement	21
1.7	Conclusion	22
CHAPITRE 2 OPTIMISATION DU PROCÉDÉ DE FABRICATION . .		24
2.1	EDM	25
2.1.1	Retour sur le procédé	25
2.1.2	Optimisation de l'étape	25
2.2	Électrochimie	28
2.2.1	Retour sur le procédé	28
2.2.2	Optimisation de l'étape	31
2.3	Acide oxalique	32
2.3.1	Retour sur le procédé	32
2.3.2	Optimisation de l'étape	32
2.4	Dépôt de platine	33
2.4.1	Retour sur le procédé	33
2.4.2	Optimisation de l'étape	35
2.5	Substrat d'époxy	36
2.5.1	Retour sur le procédé	36
2.5.2	Optimisation de l'étape	37
2.6	Sablage	38
2.6.1	Retour sur le procédé	38
2.6.2	Optimisation de l'étape	39
2.7	Parylène C et exposition des pointes	40
2.7.1	Retour sur le procédé	40
2.7.2	Optimisation de l'étape	41
2.8	Conclusion	42
CHAPITRE 3 PLATEFORME MULTI-PUCES SUR MATRICE		44
3.1	Création de l'interface électrodes-électronique	47

3.1.1	Photolithographie	47
3.1.2	Déposition de métal	49
3.1.3	<i>Lift-off</i>	51
3.2	Disposition et connexion des circuits intégrés	53
3.2.1	Disposition des circuits intégrés	53
3.2.2	Connexions des circuits intégrés	55
3.2.3	Fixation des connexions	57
3.3	Encapsulation et séparation	58
3.3.1	Encapsulation	58
3.3.2	Découpe	59
3.4	Conclusion	60
CHAPITRE 4	RÉSULTATS ET DISCUSSIONS	61
4.1	Fabrication des matrices	61
4.1.1	Coupe des électrodes	61
4.1.2	Electropolissage	63
4.1.3	Attaque à l'acide oxalique pour finition de surface	65
4.1.4	Dépôt de platine	66
4.1.5	Substrat d'époxy	69
4.1.6	Sablage	70
4.2	Création de l'implant multicomposantes	73
4.2.1	Procédé de <i>lift-off</i>	73
4.2.2	<i>Die-Stacking</i>	78
4.2.3	Assemblage d'un prototype complet de l'implant	81
4.3	Conclusion	83
CONCLUSION		84
ANNEXES		97

LISTE DES FIGURES

FIG. 1.1	Représentation d'un neurone : a) Différentes parties d'un neurone, b) Photo d'un neurone	5
FIG. 1.2	Membrane de cellule neurale	6
FIG. 1.3	Vue du potentiel d'action et le comportement des ions autour d'un axone	7
FIG. 1.4	Dimensions d'une matrice d'électrodes : a) Vue du haut. b) Vue du bas.	10
FIG. 1.5	Concept du système de stimulation visuelle de Polystim (tiré de [Pigeon, 2004])	11
FIG. 1.6	Concept de prothèse visuelle de l'University of Utah (modifié de [Normann et al., 1996])	13
FIG. 1.7	Matrices d'électrodes de l'Utah	14
FIG. 1.8	Montage d'une matrice d'électrodes pour connexion externe (version initiale) (tiré de [Normann et al., 1999])	14
FIG. 1.9	Montage d'une matrice d'électrodes pour connexion externe (tiré de [Song et al., 2005])	15
FIG. 1.10	Système réalisé par l'University of Michigan	17
FIG. 1.11	Concept du système d'enregistrement sans fil de l'Université du Michigan (tiré de [Olsson and Wise, 2005b])	18
FIG. 1.12	Électrodes en titane (tiré de [Fofonoff et al., 2004])	19
FIG. 1.13	Étapes de montage de la matrice du MIT	19
FIG. 1.14	Montage final des électrodes du MIT	19
FIG. 1.15	Concept de l'implant. a) Matrice d'électrodes. b) Boîte noire contenant les circuits de traitement des signaux et de communication. c) Montage de l'implant.	23
FIG. 2.1	Découpe d'une matrice d'électrodes par wire-EDM	26

FIG. 2.2	Matrice d'électrodes hexagonales. (tiré de [Pigeon, 2004]) . . .	26
FIG. 2.3	Barre d'acier inoxydable préparée pour la découpe	27
FIG. 2.4	Représentation 3D des matrices d'électrodes avec anneau de protection	29
FIG. 2.5	Mesures du profil de coupe. a) Vue générale et b) vue en plan rapproché	30
FIG. 2.6	Surface oxydée d'électrodes.	31
FIG. 2.7	Montage pour déposition de platine. (tiré de [Pigeon, 2004])	34
FIG. 2.8	Cellule pour déposition de platine.	35
FIG. 2.9	Montage pour déposition d'époxy sur la base d'électrodes. (tiré de [Pigeon, 2004])	37
FIG. 2.10	Montage pour la déposition d'époxy	38
FIG. 2.11	Montage pour sablage du socle	39
FIG. 2.12	Étau pour sablage du socle. a) Vue de face et b) vue en 3D .	40
FIG. 2.13	Pointe des électrodes protégée par un gel.	42
FIG. 3.1	Dispositions verticales des IC : a) <i>Folded Package</i> , b) SiC et c) <i>Die Stack</i> (tirées de [Goldstein, 2001])	46
FIG. 3.2	Dessin des traces pour le masque de photolithographie . . .	48
FIG. 3.3	Étapes de la photolithographie pour <i>lift-off</i>	50
FIG. 3.4	Étapes de déposition des métaux pour <i>lift-off</i>	51
FIG. 3.5	Étapes du <i>lift-off</i> : a) Base couverte de résine et métal, b) Bain d'acétone, c) Résultat final	52
FIG. 3.6	Étapes de disposition des IC sur la matrice	54
FIG. 3.7	Étapes du <i>wedge bonding</i>	55
FIG. 3.8	Étapes du <i>ball bonding</i>	56
FIG. 3.9	Connexions des circuits et de la matrice	57
FIG. 3.10	Fixation des connexions par une goutte d'époxy	58
FIG. 4.1	Profil de coupe d'électrodes	62

FIG. 4.2	Résultat de découpe d'électrodes dans l'acier inoxydable . . .	62
FIG. 4.3	Résultat antérieur de découpe d'électrodes dans l'acier inoxydable	63
FIG. 4.4	Électrodes électropolies par densités prédéfinies	64
FIG. 4.5	Électrodes électropolies par une densité de 0.067 A/cm ² pour 10 minutes : a) Vue générale, b) Vue d'une électrode	65
FIG. 4.6	Trois essais de polissage d'électrodes	66
FIG. 4.7	Résultat de l'attaque oxalique sur les surfaces	67
FIG. 4.8	Dépôt de platine sur une pointe d'électrode en utilisant un potentiel de 491 mV/RHE	68
FIG. 4.9	Dépôt de platine sur une plaque de métal en utilisant un potentiel de 300 mV/RHE	68
FIG. 4.10	Dépôt de platine sur une plaque de métal en utilisant un potentiel de 100 mV/RHE	69
FIG. 4.11	Agrandissement d'une boule de platine en forme de fractale	70
FIG. 4.12	Époxy déposée sur la base des matrices	71
FIG. 4.13	Électrodes de coin recouvertes par un excédant d'époxy . .	71
FIG. 4.14	Matrices brisées lors du sablage	72
FIG. 4.15	Ajout d'une pièce de métal pour le sablage	72
FIG. 4.16	Résultat de sablage mal accompli : a) Période de sablage trop longue, b) Sablage non uniforme.	73
FIG. 4.17	Sablage réussi avec présence de rainures	74
FIG. 4.18	Essai du procédé de <i>lift-off</i> sur gaufre de silicium	75
FIG. 4.19	Problème de concordance des dimensions	76
FIG. 4.20	Résine développée sur les matrices	77
FIG. 4.21	Dépôt de chrome et d'or sur les matrices d'électrodes	77
FIG. 4.22	Retrait de la résine et de l'excès de métal	77

FIG. 4.23	Exemple de deux matrices désintégrées dans du <i>Remover PG</i> dans un bécher	78
FIG. 4.24	Présence d'un écart entre l'électrode et l'époxy	79
FIG. 4.25	Démonstration de connexions entre deux circuits disposés verticalement	79
FIG. 4.26	Disposition et connexion du premier circuit	80
FIG. 4.27	Disposition et connexion du second circuit	80
FIG. 4.28	Carré d'époxy de 1.7 mm de côté découpé dans un feuillet d'époxy	82
FIG. 4.29	Vue du carré d'époxy retiré du feuillet	82

LISTE DES TABLEAUX

TAB. 3.1	Tableau comparatif des caractéristiques des lasers	60
TAB. 4.1	Tableau des améliorations des coupe d'électrodes à section carrée	63

LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES

Sigle : *Définition et équivalent anglais, si approprié*

ATG : Analyse thermogravimétrique

ECG : Électrocardiographie

EDM : Electrical Discharge Machining

Usinage par électroérosion

EEG : Électroencéphalographie

f : Fréquence

IC : Integrated Circuit

Circuit intégré

KGD : Known Good Die

Puce fonctionnelle testée

P : Puissance

PCB : Printed Circuit Board

Circuit imprimé

RHE : Reference Hydrogen Electrode

Électrode de référence d'hydrogène

RIE : Reactive Ion Etch

Gravure par réaction ionique

SiC : System in Cube

Système en cube

SiP : System in Package

Système embarqué

TSV : Through-Silicon Via

Via à travers le silicium

UV : Ultraviolet

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A	FICHIERS POUR LA COUPE D'ÉLECTRODES	97
A.1	Fichier commande : 16MATPIC.CMD	97
A.2	Fichier profile : 16MATPIC.ISO	98

INTRODUCTION

Lors de l'évolution, la curiosité a permis de faire des avancées spectaculaires pour se rendre au niveau technologique présent. Cette qualité s'étend aussi sur le fonctionnement du corps humain et de ses différentes composantes. Selon les moyens techniques disponibles et les limitations sociologiques, les mystères qui enrobent le corps humain ont commencé à se dissiper. Le Moyen Âge a restreint de manière considérable les découvertes reliées à l'anatomie. Cependant, dès la Renaissance, des révélations aussi importantes que le rôle de l'électricité dans le corps humain sont faites. Au cours du XX^e siècle, la révolution dans le domaine électrique permet de créer des outils plus performants pour étudier les phénomènes électriques dans le corps.

Ces études permettent de mieux comprendre le fonctionnement des sens, tels que l'ouïe et la vision, ainsi que le contrôle des muscles et des membres. Un approfondissement de ces sujets aidera à une éventuelle amélioration des techniques de traitement pour pallier les handicaps du corps humain. L'équipe Polystim de l'École Polytechnique de Montréal travaille sur plusieurs aspects dans ce domaine. Des implants et des prothèses sont en développement, tel que la prothèse urinaire, la jambe bionique et divers implants corticaux.

La réalisation de tels dispositifs requiert la prise en considération de différents facteurs comme l'interface électronique-biologique, le traitement électronique, l'intégration et la biocompatibilité. Le travail présenté dans le mémoire de maîtrise couvre la mise en œuvre de microsystemes dédiés aux dispositifs implantables. L'application est effectuée sur un implant cortical pour l'enregistrement des biopotentiels provenant de la stimulation du cortex visuel.

Ce mémoire est divisé en quatre chapitres. Pour commencer, le chapitre 1 présente

l'évolution dans le domaine de la bioélectricité ainsi qu'une explication concernant le mécanisme de production et de la propagation de potentiels d'action. Ensuite, une mise au point relatif au développement des implants corticaux ainsi que la revue littéraire sont exposés.

En second lieu, le procédé utilisé pour fabriquer les microélectrodes servant d'interface entre les tissus neuronaux et les circuits électriques est présenté dans le chapitre 2. Un passage rapide à travers les étapes du procédé développé antérieurement est suivi par les optimisations et ajustements de ces étapes.

Ensuite, le chapitre 3 porte sur l'intégration des circuits intégrés avec les électrodes pour créer un implant compact. Les différentes étapes pour la création des microélectrodes ainsi que du montage des circuits et leurs interconnexions sont détaillées.

Finalement, la mise en œuvre des procédés exposés dans les chapitres précédents et les résultats obtenus seront traités dans le chapitre 4.

CHAPITRE 1

INTERACTION NEURONALE ET TRAVAUX SUR LES MATRICES D'ÉLECTRODES

1.1 Histoire de la bioélectricité

Historiquement, les phénomènes électriques sont relatés dans des ouvrages datant de l'antiquité grecque. Plus tard, les Chinois utiliseront les propriétés magnétiques à des fins divinatoires et d'orientations. Il faudra attendre la Renaissance avant que William Gilbert, médecin de la reine Élisabeth I^{re}, introduise le terme « électricité » pour désigner ce phénomène. Par la suite, les découvertes et les applications, ainsi que les lois qui régissent ce phénomène se succédèrent [de La Fond, 1785].

Quoique la connaissance de l'électricité produite par des organismes vivants remonte aussi loin qu'à l'époque de l'Égypte antique ainsi que dans l'Empire romain, où l'on utilisait un poisson nommé la torpille commune pour traiter la migraine ou la goutte, le mécanisme restait inconnu. Ce n'est qu'au XVIII^e siècle que des études ont été faites pour mettre en évidence l'organe électrique de la torpille (type de poisson plat). De plus, Volta et Galvani démontrèrent que le phénomène d'électricité ne se limitait pas qu'à cet organe, mais qu'il englobe aussi les nerfs et les muscles [Volta, 1800, Galvani, 1791].

Depuis Galvani, plusieurs scientifiques se sont intéressés à l'étude de l'électricité qui touche à l'anatomie humaine et cellulaire. Carlo Matteucci établit le potentiel de repos, aussi appelé « courant de blessure » à l'époque [Matteucci, 1841]. Par la suite, Emil du Bois-Reymond décrit le potentiel d'action [Bois-Reymond, 1849].

C'est en 1912 que le terme bioélectricité (Elektrobiologie) est présenté par Julius Bernstein, qui a décrit, une dizaine d'années auparavant, l'origine du potentiel de repos et du potentiel d'action en utilisant l'équation de Nernst [Bernstein, 1912]. Ce n'est que durant les années 1950, grâce à des équipements plus évolués qu'Alan L. Hodgkin et Andrew Huxley établirent un modèle de membrane cellulaire tenant compte des potentiels d'action et de repos [Huxley, 1952]. Ce modèle, connu sous le nom d'Hodgkin-Huxley, est considéré une contribution majeure dans le domaine [Gulrajani, 1998].

1.2 Aperçu sur le potentiel d'action

La base de tout être vivant est la cellule. Selon la complexité et l'évolution de cet être, sa composition peut varier entre une cellule simple et un mélange complexe de plusieurs millions de cellules spécialisées [Campbell and Mathieu, 1995, Marieb, 1999]. Dans les vivants plus complexes tels que les chats, oiseaux et êtres humains, des réseaux de cellules spécialisées sont répartis à travers le corps pour permettre un contrôle des différentes composantes ainsi qu'une communication bidirectionnelle avec le système nerveux central tel que le cerveau. Ces cellules nerveuses s'appellent aussi des neurones (figure 1.1). La communication entre ces cellules se fait par des échanges synaptiques et des passages de courant d'ions.

Le neurone peut avoir plusieurs formes différentes, mais il est toujours composé des mêmes parties. Tout d'abord, nous avons le corps du neurone qui constitue la section principale et la plus volumineuse. Il contient le noyau de la cellule. Ensuite, les dendrites transportent l'information provenant des autres cellules vers le noyau et l'axone redistribue le message vers les neurones subséquents à partir du corps du neurone. Dans certains cas, l'axone du neurone est entouré par des cellules de soutien, appelées cellules de Schwann. L'espace créé sur l'axone entre deux

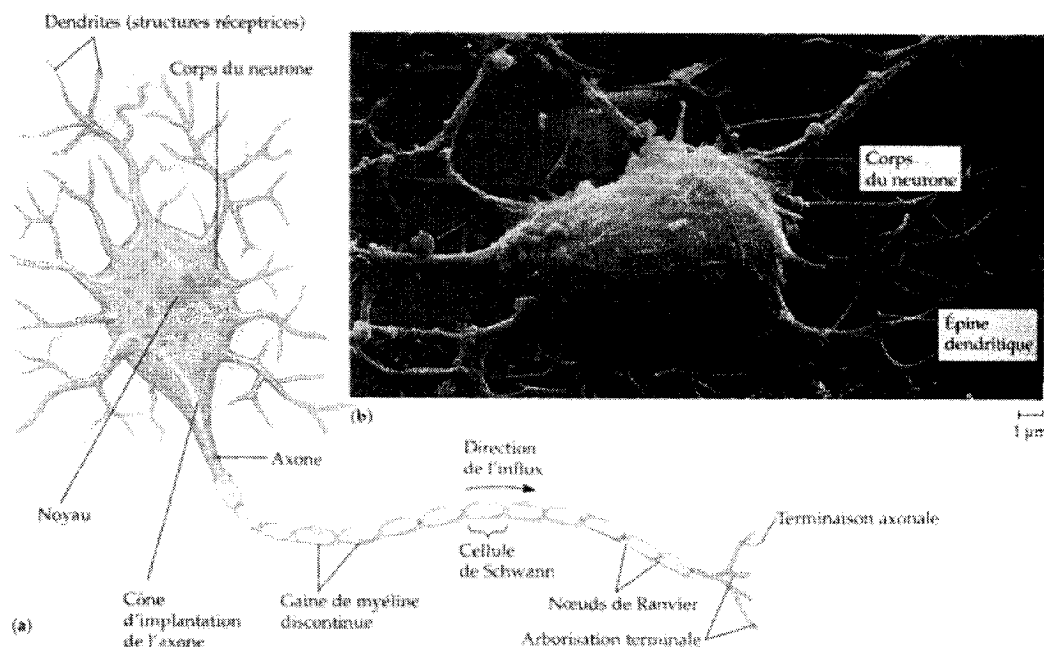


FIG. 1.1: Représentation d'un neurone : a) Différentes parties d'un neurone, b) Photo d'un neurone (tiré de [Campbell and Mathieu, 1995])

cellules de Schwann se nomme un nœud de Ranvier [Campbell and Mathieu, 1995, Gulrajani, 1998, Marieb, 1999].

Les cellules baignent dans un milieu composé particulièrement d'ions de sodium (Na^+) et de chlore (Cl^-), alors que le milieu intracellulaire contient une concentration d'ions de potassium (K^+). Au repos, la différence de concentration d'ions de part et d'autre de la membrane cellulaire crée un gradient de potentiel qu'on appelle le potentiel de repos. Ce potentiel électrique se situe dans les environs de -70 mV [Gulrajani, 1998].

Le neurone, comme toute cellule, est composé d'une membrane formée de deux couches lipidiques (figure 1.2). Cette couche est formée, d'une part, de tête lipidique polaire hydrophile, et de l'autre, une queue hydrocarbonée hydrophobique. Les deux feuillets sont disposés de manière opposée afin de constituer une barrière entre le

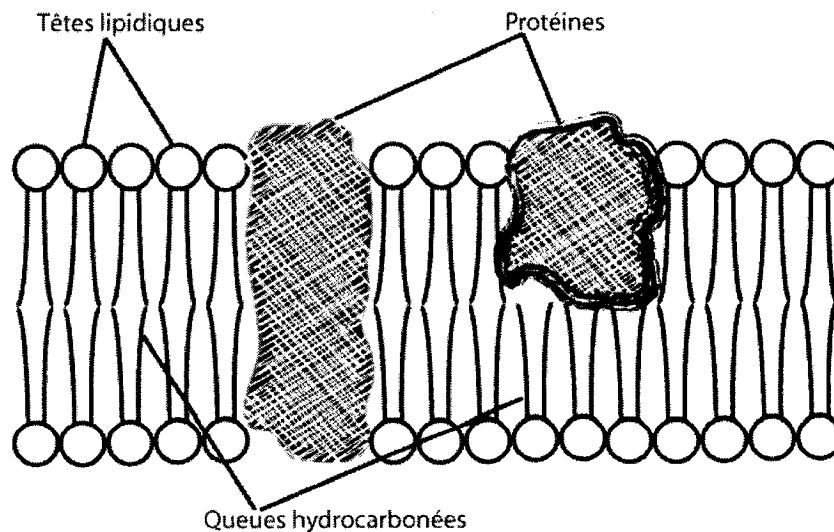


FIG. 1.2: Membrane de cellule neurale

milieu intracellulaire et extracellulaire et créer un espace hydrophobe au milieu de la couche. La membrane possède une perméabilité sélective à certains ions, ce qui permet leur passage du milieu extracellulaire vers le milieu intracellulaire et vice versa. Lorsqu'il y a un déséquilibre dans la concentration d'un type d'ions entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule, une migration des ions se produit à travers la membrane du milieu le plus concentré vers le milieu le moins concentré pour revenir à un état d'équilibre. Ce phénomène se nomme la diffusion. De plus, des protéines se trouvent incrustées dans la couche. Certaines jouent le rôle de canaux actifs pour déplacer des ions de part et d'autre de la membrane [Marieb, 1999, Gulrajani, 1998].

Lors de la stimulation des cellules neurales, une chute de tension se produit entre le milieu intracellulaire et extracellulaire. Cette dépolarisation membranaire accroît la conductance des ions de sodium vers l'intérieur de la cellule, ce qui augmente, à son tour, la dépolarisation. Ce phénomène crée une spirale où la conductance croît avec la dépolarisation. Cette dernière s'élève avec la conductance aux ions de sodium, jusqu'à l'enclenchement du processus de régénération. Pour contrer la

polarisation créée par l'influx de sodium, la conductance des ions de potassium s'accroît pour amorcer un flux vers l'extérieur et permettre de rendre la tension à l'intérieur de la cellule moins positive.

Le phénomène de potentiel d'action est basé sur le principe du tout ou rien. Pour une durée donnée, si le courant circulant à travers la membrane n'atteint pas un seuil critique (figure 1.3a), le potentiel d'action ne peut être déclenché. Cependant, lorsque le niveau critique est atteint, une augmentation du potentiel survient de manière « exponentielle » (figure 1.3b), causée par le passage des ions de sodium dans la cellule. Les canaux transportant les ions de potassium permettent de contrer cette augmentation du potentiel, jusqu'au moment où il y a équilibre (figure 1.3c). Par la suite, la tension diminue jusqu'à atteindre le potentiel de repos (figure 1.3d).

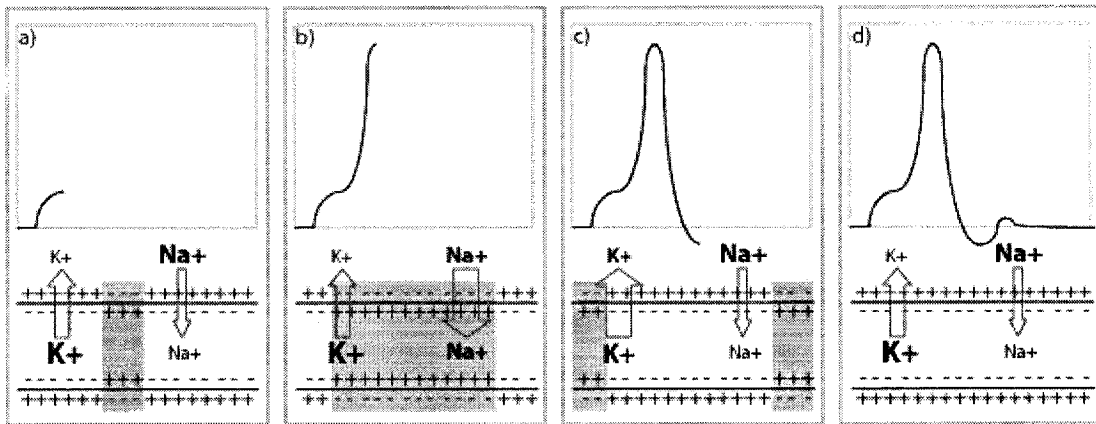


FIG. 1.3: Vue du potentiel d'action et le comportement des ions autour d'un axone

Pour pouvoir établir le modèle décrit ci-dessus, Hodgkin a développé un appareillage à base de transistors tubes à vide [Lamb, 1999]. Depuis, l'évolution dans le monde de l'électronique se déroule à une allure fulgurante favorisant la miniaturisation des éléments et une plus grande intégration sur des surfaces réduites. De plus, la fabrication des équipements de toutes sortes s'est améliorée et la précision des détails réalisables en est accrue [Liao et al., 2005]. Ces avancements

permettent d’optimiser les méthodes et de développer de nouveaux outils pour étudier le comportement des cellules neurales et pallier des handicaps innés ou acquis [Sawan, 2004].

1.3 Instrumentation biomédicale dédiée

Très rapidement, les spécialistes de la santé se sont intéressés aux signaux électriques, potentiels d’action, émis par le corps pour établir un diagnostic de santé des patients. Différents tests tels que l’électroencéphalographie (EEG), établie dans les années 20 [Rossant and Rossant-Lumbroso, 2007] et l’électrocardiographie (ECG ou EKG), enregistrée pour la première fois sur l’humain en 1887¹ se fait en récoltant les différences de potentiel des organes concernés à la surface du corps. D’autres techniques plus intrusives de lecture de l’activité électrique ont aussi fait leur chemin. Par exemple, les patients souffrants d’épilepsie peuvent être soignés ou même opérés après la localisation du foyer d’activités grâce à des capteurs disposés directement sur le cerveau [Cosandier-Rimele et al., 2007].

Les possibilités de détecter les signaux biologiques (nerveux, musculaires, etc) et de savoir les interpréter a conduit à une amélioration des diagnostics de maladies et la création de prothèses et des équipements pour rendre l’autonomie à des patients souffrants d’un handicap. En effet, les prothèses peuvent maintenant répondre aux stimuli générés par le corps à l’endroit du membre amputé tel que le dispositif qui remplace la main pour effectuer la tâche du membre perdu [Su et al., 2007].

¹Informations issues du site <http://foulon.chez-alice.fr/Alie%202.000/DATAS/MODULE1/HistoECG.htm>, consulté le 27 mars 2007

1.3.1 Laboratoire de neurotechnologies Polystim

L'équipe Polystim de l'École Polytechnique de Montréal travaille depuis 1994 dans le domaine des neurotechnologies pour continuer dans le champ d'intérêt de son fondateur, le professeur Mohamad Sawan. Ce dernier a travaillé sur le développement d'un stimulateur cochléaire durant ses études supérieures et [Robillard, 2007]. Depuis la création de l'équipe, plusieurs projets pour venir en aide aux patients et aux praticiens ont été mis en œuvre. Un capteur de signaux neuroniques contrôlant la marche pour une jambe artificielle a été produit et Victhom Human Bionics en a fait l'acquisition. Les gens souffrants d'une rupture des nerfs contrôlant la vessie peuvent prendre espoir grâce à l'implant urinaire, concept acquis également par Victhom, qui permettra de contrôler la vessie. Aussi, le projet Cortivision veut rendre la vision aux aveugles alors que le projet Cortisens cherche à faire l'acquisition et le traitement des signaux intracorticaux. De plus, d'autres projets tels que le système d'acquisition sans fil de données respiratoires et le système de détection d'apnée du sommeil sont en cours de réalisation.

Les projets Cortisens et Cortivision reposent sur une interface directe avec les neurones constituant le cerveau. En ce moment, les deux projets visent les neurones de la couche IVa du cortex visuel. Pour stimuler les neurones ainsi que récolter leur activité électrique, l'équipe Polystim utilise un système composé de plusieurs interfaces formées chacune d'une matrice de 16 microélectrodes en acier inoxydable biocompatible [Pigeon, 2004, Pigeon et al., 2003]. Les dimensions choisies et représentées à la figure 1.4 sont communes dans la littérature [Normann et al., 1999, Wise et al., 2004, Martel et al., 2001]. Plusieurs matrices sont disposées sur le cortex visé pour communiquer avec les différents neurones. Ces interfaces sont reliées à des circuits microélectroniques pour effectuer les tâches qui leur sont assignées. Les modules de traitement et de stimulation sont situés à l'intérieur du crâne et

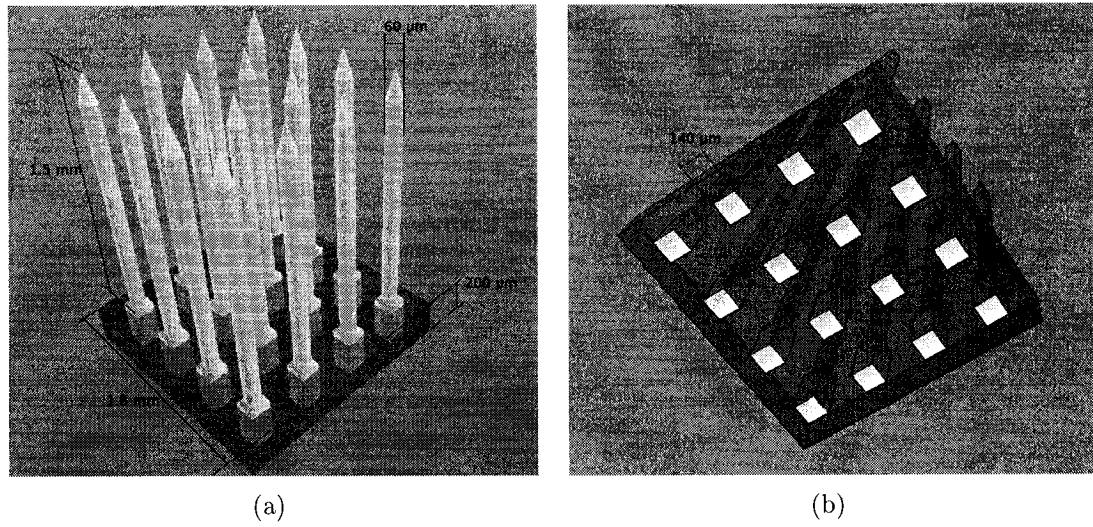


FIG. 1.4 : Dimensions d'une matrice d'électrodes : a) Vue du haut. b) Vue du bas.

communiquent avec une interface externe par des liens sans fil. L'information est ensuite relayée à une unité centrale de traitement comme un ordinateur ou un processeur dédié. Le concept initial est présenté à la figure 1.5.

L'essentiel du travail de ce mémoire sera concentré sur le projet Cortisens, car ce dernier, par sa nature d'enregistrement (passif), requiert moins d'énergie pour fonctionner ce qui permet de créer des circuits intégrés (integrated circuits - IC) de dimension compacte. Le but principal est d'intégrer les matrices de microélectrodes, les circuits d'enregistrement et de traitement ainsi que celles de communication dans l'espace libre virtuellement inexistant qu'offre le cerveau [Marieb, 1999]. De plus, il faut tenir compte de la biocompatibilité des composantes utilisées, car il faut réduire au minimum l'effet néfaste que peut avoir l'implant sur les tissus [Geddes and Roeder, 2003, Voskerician et al., 2003] et permettre un comportement naturel, constant et régulier des neurones à long terme.

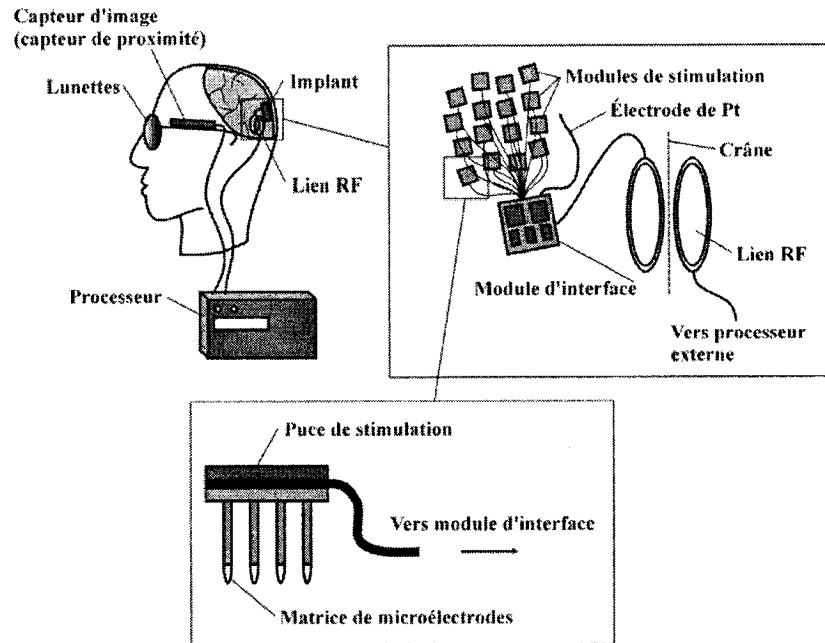


FIG. 1.5: Concept du système de stimulation visuelle de Polystim (tiré de [Pigeon, 2004])

1.4 Progrès dans le domaine

Au cours des dernières années, des équipes universitaires, telles que celles d'University of Utah et d'University of Michigan, et industrielles, telles que Cyberkinetics et Neural Signals, travaillent sur la conception d'implants biomédicaux intercorticaux pour la stimulation et l'enregistrement. Les systèmes développés sont invasifs, car ils requièrent une chirurgie pour être disposés dans le crâne. De plus, deux approches différentes sont utilisées pour l'alimentation et la communication avec les implants. Celles-ci sont soit avec fils, soit de liens fréquences radio sans fil.

Certains chercheurs optent pour le système relié par fil pour permettre d'avoir une source d'énergie externe et facile d'accès, ce qui permet d'avoir des composantes plus complexes, en plus d'offrir un débit élevé de données. Cependant, ces liens de communication physique ouvrent la porte à de possibles infections. D'autres

scientifiques utilisent des systèmes sans fil. Cette approche permet de faire des implants qui seront complètement contenus à l'intérieur du crâne et diminueront les chances d'infections ainsi que l'inconfort causé par les fils. Les inconvénients d'un tel montage sont un débit de données contraignant et une source d'énergie limitée. Des techniques de compressions de données sont développées pour parvenir à contourner ces limites [Gosselin et al., 2004]. Finalement, des systèmes hybrides sont parfois conçus pour parvenir à tirer profit des avantages des deux techniques.

Selon les matériaux choisis, les techniques de développement, les mesures retenues, l'endroit et l'aspect du cerveau à étudier et les équipements disponibles, les équipes arrivent avec différents modèles d'implants. Suivant le concept choisi, l'approche d'intégration varie. Une esquisse des techniques les plus populaires est exposée.

1.4.1 Matrices en silicium de l'University of Utah

Depuis le début des années 90, le professeur Normann, avec son équipe à l'University of Utah, développe des procédés pour analyser le système nerveux central². En 1995, le centre pour interfaces neurales (Center for Neural Interfaces) est créé par Normann et ses partenaires³. Pour le projet visant à enregistrer les signaux provenant des neurones du cortex pour acquérir des commandes émises par le cerveau pour le système moteur ainsi qu'à stimuler ces derniers pour, par exemple, rendre la vision aux aveugles (figure 1.6), une interface, à base de silicium, dédiée au cortex cérébral a été développée. Sur une gaufre de silicium, une couche d'aluminium est déposée puis gravée pour libérer des carrées de métal disposés en colonnes et en rangées. Par la suite, le métal est diffusé dans le silicium pour atteindre la surface opposée et créer les contacts. Pour obtenir les

²Informations issues du site <http://www.bioen.utah.edu/faculty/RAN/>, consulté le 27 mars 2007

³Informations issues du site <http://www.bioen.utah.edu/cni/>, consulté le 27 mars 2007

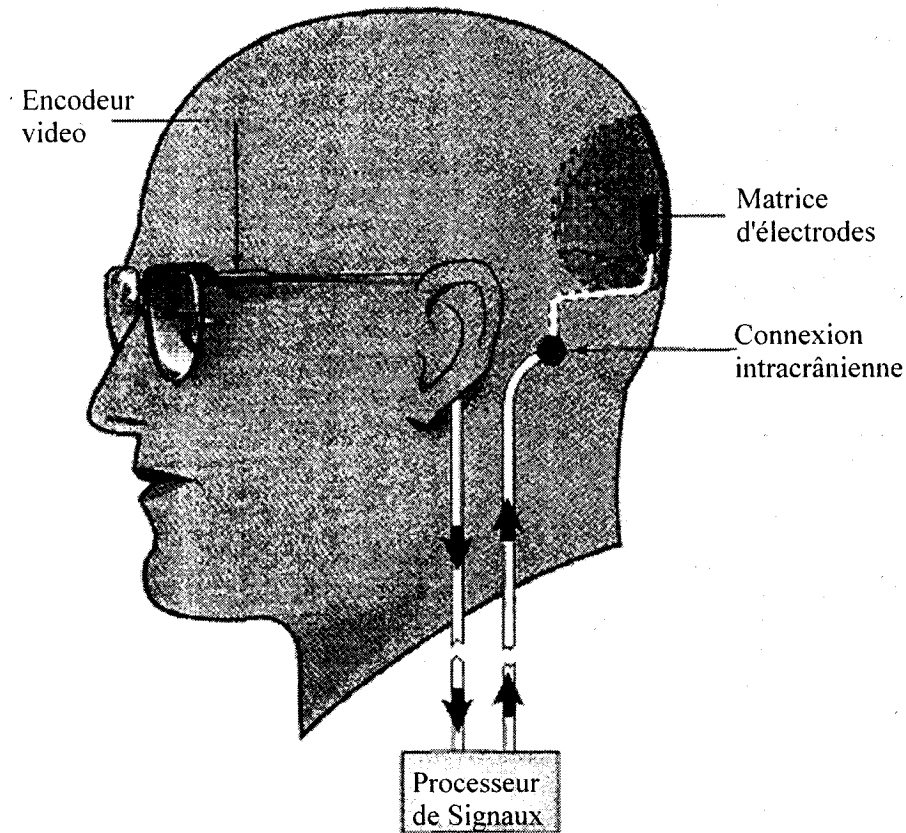


FIG. 1.6: Concept de prothèse visuelle de l'University of Utah (modifié de [Normann et al., 1996])

électrodes, la gaufre est micromachinée grâce à un procédé chimique qui élimine l'excédant de silicium pour ne laisser que le métal diffusé recouvert d'une couche de silicium qui agit comme un isolant électrique. Une matrice tridimensionnelle de microélectrodes de formes coniques est ainsi obtenue (figure 1.7), cependant, seul un plan peut être étudié à tout moment [Campbell et al., 1991]. Le concept de fabrication de ces matrices a été acquis par Cyberkinetics Neurotechnology Systems, Inc [Cyberkinetics Neurotechnology Systems, 2005].

Pour parvenir à rendre la matrice utile, des circuits microélectroniques sont connectés à la base des électrodes. L'approche initiale était de connecter les contacts de la base des électrodes sur un câble constitué de ruban en polyamide. Ce der-

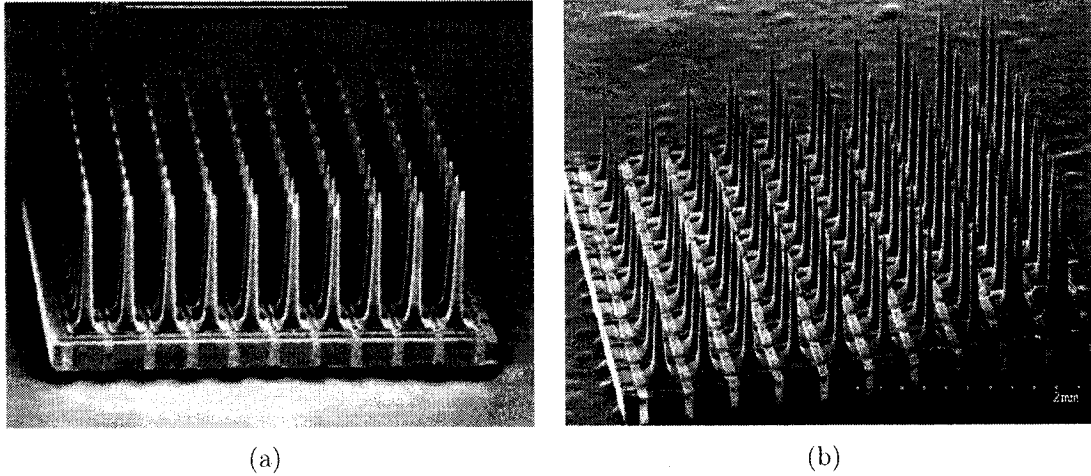


FIG. 1.7: Matrices d'électrodes de l'Utah : a) Concept de base (tiré de [Normann et al., 1999]), b) Concept modifié (tiré de [Branner et al., 2004])

nier est relié à un connecteur intégré dans un support en titane qui s'arrime au crâne (figure 1.8) [Normann et al., 1999]. Le traitement des signaux est exécuté à l'extérieur du crâne.

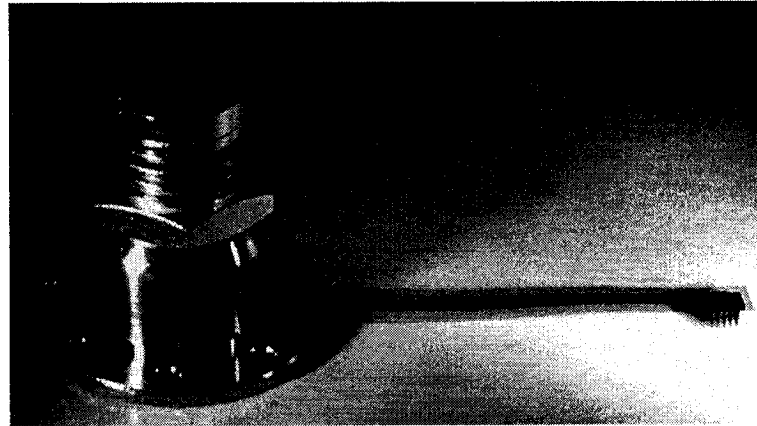


FIG. 1.8: Montage d'une matrice d'électrodes pour connexion externe (version initiale) (tiré de [Normann et al., 1999])

Depuis, une nouvelle technique est utilisée pour permettre de rendre l'implant sans fil [Song et al., 2005]. Un circuit intégré est connecté par une technique *flip-chip* à la base de la matrice pour faire un traitement initial des signaux. Ce circuit est

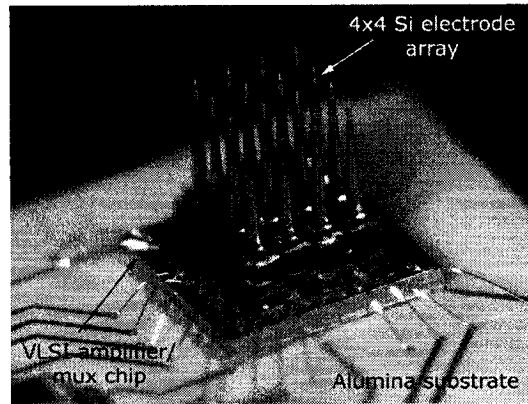


FIG. 1.9: Montage d'une matrice d'électrodes pour connexion externe (tiré de [Song et al., 2005])

ensuite connecté par des fils d'or au reste du système, qui comporte une interface optoélectronique pour permettre une communication extracrânienne sans fil (figure 1.9). À l'heure actuelle, le circuit dégage trop d'énergie pour être implantable, mais permet de faire une preuve de concept.

1.4.2 Matrices en silicium de l'University of Michigan

Le professeur Kensall D. Wise de l'University of Michigan travaille, de son côté aussi, avec ses collègues à la conception de prothèses ainsi que des laboratoires sur puce. Ces projets ont commencé durant les années 80⁴. Au début des années 90, peu de temps après l'approche offerte par l'University of Utah, le professeur Wise arrive avec un concept différent de microélectrodes pour l'enregistrement et la stimulation de réseaux de neurones corticaux [Tanghe and Wise, 1992].

Considérant l'équipement disponible à sa portée, l'architecture de l'implant est beaucoup plus complexe en plus d'être complète. Tout comme les électrodes de l'Utah, celles du Michigan sont produites à partir de silicium. Sur la gaufre, des

⁴Informations issues du site <http://www.eecs.umich.edu/~wise/cv.html>, consulté le 27 mars 2007

sites d'enregistrement sont créés par des procédés de microfabrication, profitant par la même occasion pour réaliser des circuits de traitement primaire et des traces pour relier les sites aux circuits. Par la suite, une forme de peigne à quatre dents est dégagée de la gaufre avec quatre sites sur chaque dent, ce qui donne des électrodes bidimensionnelles à 16 sites (figure 1.10(a)). Ces peignes sont regroupés par quatre sur un support pour créer une matrice d'électrodes tridimensionnelles ayant 64 sites (figure 1.10(b)). Le procédé peut être adapté pour avoir plus de sites par dent de peigne, plus de dents sur un peigne ou plus de peignes par matrice [Bai et al., 2000, Ghovanloo et al., 2003]. L'interface est ensuite reliée par câble à une unité centrale qui gère l'alimentation, la communication et autres traitements de signaux. Une version plus récente du microsystème est exposée dans [Yao et al., 2006]. La possibilité d'un implant indépendant est aussi présentée à la figure 1.11 [Olsson and Wise, 2005b]. Il est à remarquer que l'espace couvert par la plateforme limite la quantité de neurones accessibles.

1.4.3 L'Approche du MIT

Le concept de la découpe par électroérosion (Electrical Discharge Machining - EDM) date de l'époque de la Première Guerre Mondiale. Le procédé a pris du temps avant de s'imposer dans le domaine de fabrication non traditionnelle due aux difficultés rencontrées par rapport à la reproductibilité et la précision des manipulations. Avec l'évolution des technologies, la vitesse des coupes a augmenté, la finition des surfaces est devenue plus précise et le coût d'usinage a diminué⁵. L'équipe du MIT en conjonction avec la Brown University a profité de ces avancements pour explorer la fabrication d'électrodes. Les matrices auront pour but premier des fonctions télémétriques pour étudier le cortex cérébral. Le principe de

⁵Informations issues du site <http://www.unl.edu/nmrc/EDMresearch.htm>, consulté le 27 mars 2007

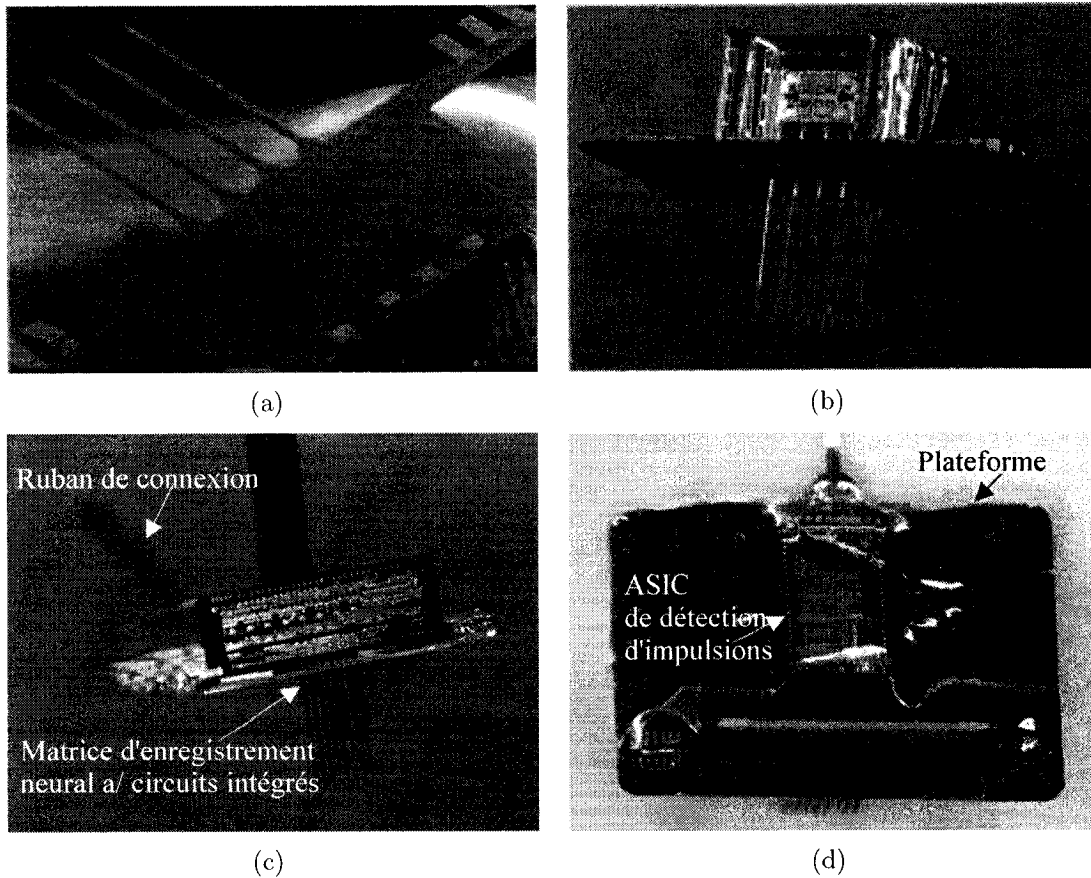


FIG. 1.10: Système réalisé par l'University of Michigan : a) Peigne, b) Matrice (tirés de [Bai et al., 2000]), c) Détail de la matrice vue de côté et d) Vue de haut (tirés de [Olsson and Wise, 2005a])

base des électrodes du MIT repose sur le concept des électrodes de l'Utah, soit des microaiguilles disposées en rangées et en colonnes. Les sites d'enregistrement sont situés sur la pointe de ces aiguilles.

La différence se situe au niveau de l'élément de base de la matrice. Dans le cas des électrodes du MIT, la matrice d'électrodes est développée autour des tiges conductrices. Le projet commence avec un bloc de titane qui est micromachiné à l'aide de l'électroérosion filaire (wire-EDM) selon un motif prédéfini. Cette approche permet de donner des formes particulières et plus complexes aux électrodes qu'il est pos-

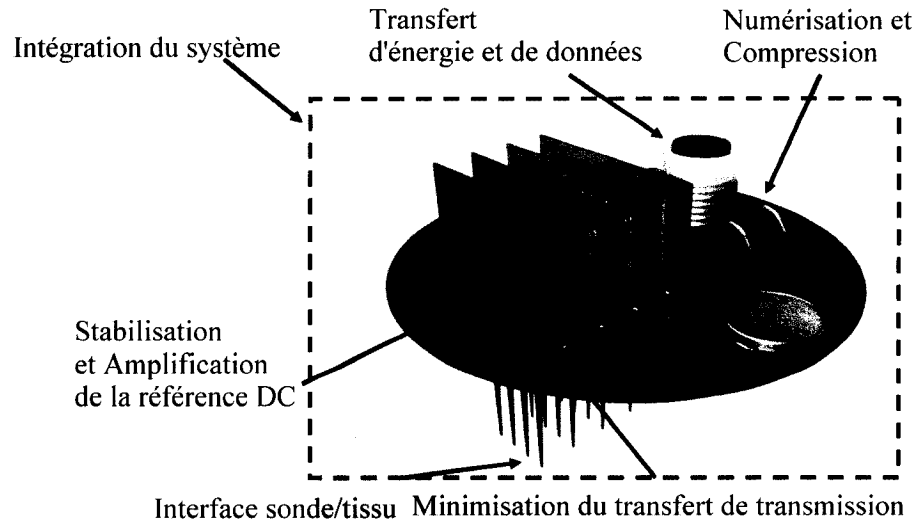


FIG. 1.11 : Concept du système d'enregistrement sans fil de l'Université du Michigan (tiré de [Olsson and Wise, 2005b])

sible d'avoir avec le procédé de l'Utah. À la figure 1.12, des saillies sont visibles sur le quart inférieur des aiguilles. Les tiges sont électropolies pour réduire les aspérités. Pour assembler la matrice, les électrodes sont glissées dans un feuillet de polyamide percé et viennent accoter leur corniche sur le rebord des trous (figure 1.13). Après l'ablation du socle, les saillies sont coincées entre le feuillet isolant électriquement en polyamide et un circuit imprimé flexible (flexible printed circuit board - f-PCB). Les bases sont ensuite soudées pour assurer un bon contact avec les traces sur le f-PCB. Le circuit de traitement est connecté par le f-PCB. Par la suite, le dispositif est encapsulé dans le Parylène C qui joue le rôle d'isolant électrique ainsi que de recouvrement biocompatible. Finalement, les pointes sont dénudées pour permettre aux sites d'enregistrement d'être exposés [Fofonoff et al., 2002, Fofonoff et al., 2004].

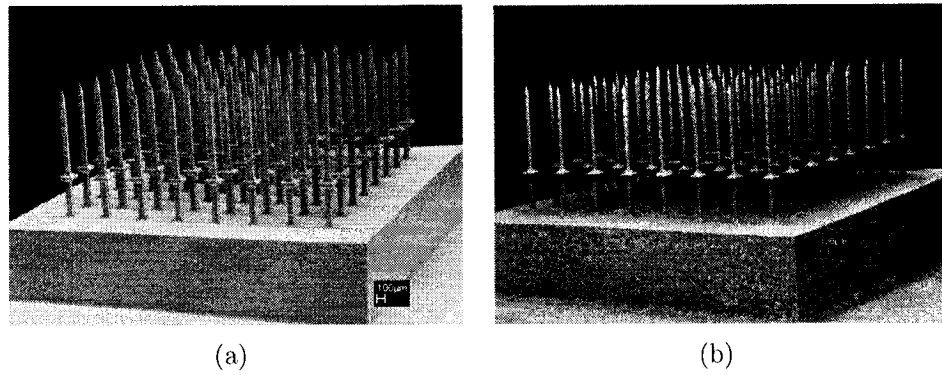


FIG. 1.12: Électrodes en titane (tiré de [Fofonoff et al., 2004])

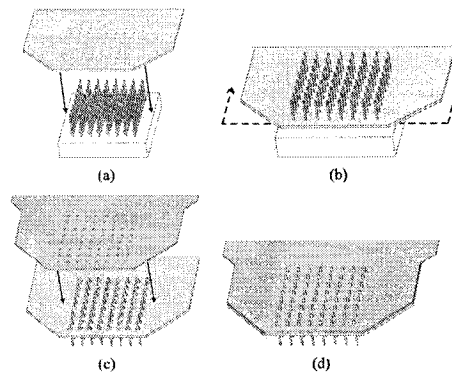


FIG. 1.13: Étapes de montage de la matrice : a) Insertion des électrodes dans un feuillet de polyamide. b) Ablation du socle. c) Insertion de la base des électrodes dans le f-PCB. d) Soudure des électrodes au f-PCB (tiré de [Fofonoff et al., 2004])

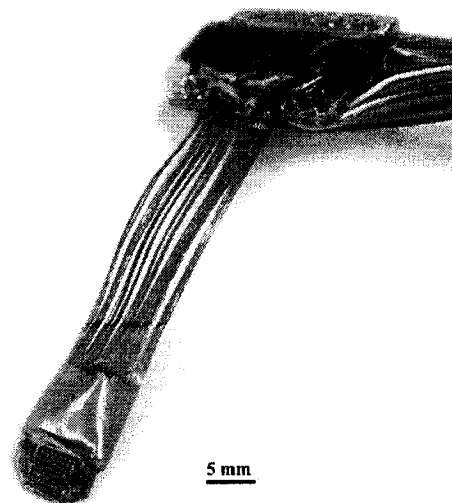


FIG. 1.14: Montage final des électrodes du MIT (tiré de [Fofonoff et al., 2004])

1.5 L'implant de Polystim

Quoique des matrices de microélectrodes puissent être achetées à travers différentes compagnies ou groupes de recherche, il a été jugé préférable d'élaborer une technologie propriétaire. De cette manière, l'équipe Polystim est indépendante des variations des technologies des autres groupes, en plus de pouvoir adapter ses procédés selon ses besoins et ses nouveaux projets. Récemment, au sein de l'équipe, les projets Cortivision [Coulombe et al., 2003], pour la stimulation du cortex visuel, et Cortisens [Gosselin et al., 2004], pour l'acquisition des signaux neuronaux du cortex, utilisent les matrices conçues par l'équipe Polystim [Pigeon, 2004]. La géométrie des électrodes se base sur les dimensions prédéfinies par Normann, soit des électrodes de 1.5 mm de long sur une largeur de $50\mu\text{m}$ et étant espacées de $400\mu\text{m}$. Des dimensions différentes peuvent être choisies en fonction des procédés de fabrication. Cependant, la valeur de $400\mu\text{m}$ est choisie, car elle correspond à l'espace entre les centres des colonnes de neurones qui représente un point dans l'espace visuel [Martin et al., 2001].

Le concept utilisé est semblable à celui de MIT. Grâce au Laboratoire du MIT, et ensuite, au wire-EDM Charmilles Robofil 2030SI du Laboratoire de nanorobotique de l'École Polytechnique de Montréal, les microélectrodes sont découpées dans l'acier 316 LVM biocompatible. Après l'électropolissage, les pointes des électrodes sont recouvertes de platine pour améliorer la biocompatibilité et diminuer l'impédance de l'interface biologique-métallique des contacts d'un ordre de dix. La base est constituée d'époxy biocompatible 377 d'Épotek, et le tout est recouvert de Parylène C pour isoler les tiges du milieu ambiant et diminuer les risques de réaction dans le milieu cortical. Dans la première partie de ce présent mémoire, une reproduction de ces matrices est faite afin d'améliorer le procédé déjà établi.

1.6 Interconnexions d'électrodes aux circuits de traitement

Comme cela a été exposé plus tôt, les électrodes, passives ou actives, doivent être reliées à des circuits de traitement pour être utiles. Dans le cas des électrodes du Michigan [Olsson and Wise, 2005a, Olsson and Wise, 2005b, Wise et al., 2004], de l'Utah [Normann et al., 1999, Suner et al., 2005] et du MIT [Fofonoff et al., 2004], il est facile de remarquer qu'il y a une consommation importante d'espace autour des électrodes, ce qui limite l'accès aux neurones. De son côté, l'Utah amène le concept du flip-chip dans sa nouvelle approche, ce qui permet de diminuer les longues connexions entre les électrodes et les circuits [Song et al., 2005].

Dans ce mémoire, la possibilité de réduire l'espace utilisé pour la connexion d'une matrice avec les circuits est explorée. Considérant l'évolution dans le domaine de la microfabrication et la réduction des tailles des procédés, les circuits augmentent en complexité et rapidité tout en diminuant de taille et en étant plus efficaces du point de vue de la consommation de puissance. Se basant sur ces observations, et pour tirer le maximum du potentiel des circuits intégrés, l'assemblage des composantes se fait de plus en plus souvent dans la troisième dimension [Al-Sarawi et al., 1998, Gerber, 2006, Goldstein, 2001, Karnezos, 2004, Kelly et al., 2000, Tummala, 2005].

En utilisant les IC sans qu'ils soient mis en boîtier, une diminution des nombres de connexions est atteinte. En plus, la longueur des connexions entre les circuits est diminuée lorsqu'elles sont faites dans un système vertical. La réduction de ces deux facteurs engendre une diminution des capacités parasites d'environ 1 pF ainsi que la résistance des fils issue du facteur de résistivité. D'après la formule 1.1, une réduction du délai entre deux IC est notable lorsque la capacité C et la résistance R sur l'interconnexion sont réduites. Aussi, la puissance dissipée par ces mêmes interconnexions est minimisée selon la formule 1.2.

$$Delai = RC \quad (1.1)$$

$$P = fCV^2 \quad (1.2)$$

L'approche verticale permet de diminuer le nombre d'interconnexions nécessaires ainsi que leur longueur, en plus de permettre une utilisation plus efficace de l'espace. Le schéma à la figure 1.15 montre le concept d'intégration en trois dimensions. Dans la figure, la boîte noire représente les IC et l'interface avec les électrodes. Cette notion d'intégration sera présentée au chapitre 3.

1.7 Conclusion

La recherche dans la conception d'implants corticaux est florissante. Différentes équipes travaillent sur différents concepts, cependant, l'idée de la miniaturisation persiste à travers les différents modèles. Dans ce chapitre, les modèles d'implant des University of Michigan, University of Utah et MIT sont présentés en plus de celui de l'équipe Polystim. Tel qu'exposé, le but de ce mémoire est d'optimiser la fabrication des électrodes et l'intégration des circuits intégrés dans l'implant. Le chapitre suivant va discuter des moyens d'optimisation du procédé de fabrication des électrodes. Le chapitre 3 va expliquer les étapes pour l'intégration des IC. Finalement, le chapitre 4 couvrira les résultats recueillis pour le travail effectué.

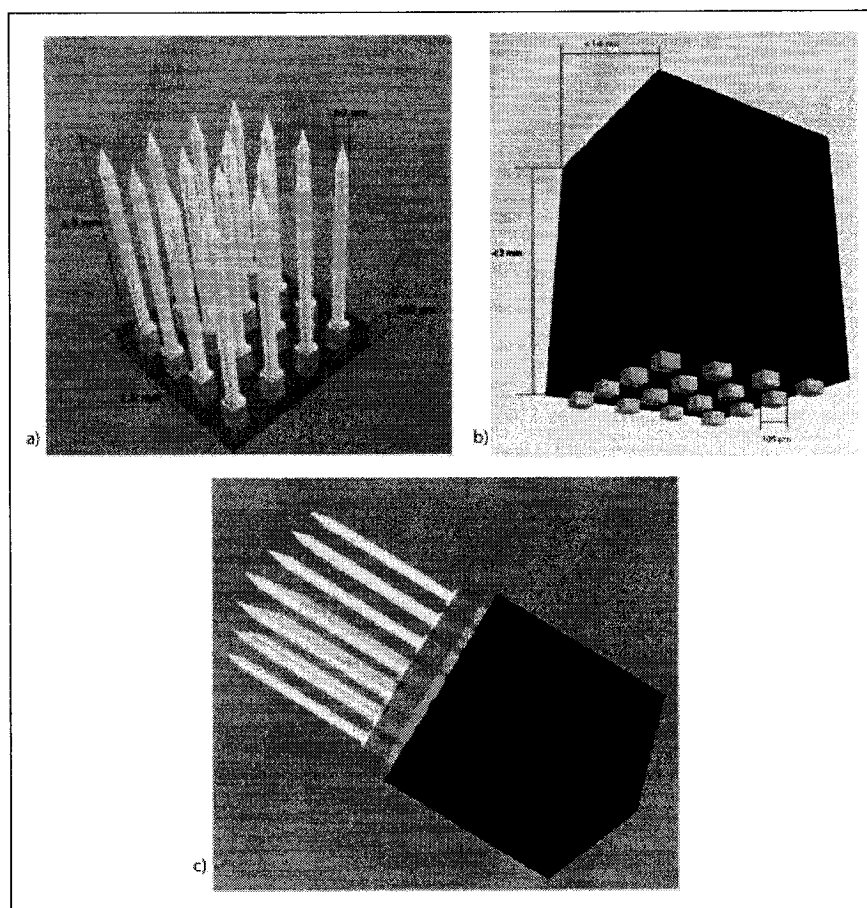


FIG. 1.15: Concept de l'implant. a) Matrice d'électrodes. b) Boîte noire contenant les circuits de traitement des signaux et de communication. c) Montage de l'implant.

CHAPITRE 2

OPTIMISATION DU PROCÉDÉ DE FABRICATION DE MATRICES DE MICROÉLECTRODES

Lors du travail de recherche pour la stimulation du cortex visuel, l'équipe Polystim a décidé de recourir à la fabrication de matrice d'électrodes avec l'équipement disponible dans ses laboratoires. La réalisation du procédé de fabrication a été traitée en sujet de maîtrise [Pigeon, 2004].

Durant l'élaboration du protocole, différentes techniques ont été évaluées pour établir les procédés les plus appropriés pour obtenir les résultats voulus. L'évaluation devait aussi tenir compte de l'accessibilité des équipements et de la reproductibilité des manipulations.

Les grandes lignes à suivre sont établies lors de la création d'un protocole de production en explorant les avenues disponibles. Cependant, avec un peu de recul, certaines étapes peuvent encore être optimisées, alors que d'autres semblent avoir une difficulté à être reproduite.

Dans ce chapitre, les étapes de fabrication et le choix des procédés sont couverts, suivis par les optimisations ainsi que les modifications apportées.

2.1 EDM

2.1.1 Retour sur le procédé

Pour la fabrication des électrodes, différentes options se présentent. Cependant, en raison des tailles des électrodes, la majorité des méthodes sont non-traditionnelles. La technique wire-EDM a été choisie au lieu du LIGA, du LASER, de l'usinage microélectrochimique ou de la microfabrication (cf. Wise et Normann) à cause de la disponibilité de l'équipement, du faible coût de production et la reproductibilité des manipulations [Madou, 2002].

Pour fabriquer les matrices d'électrodes, une tige circulaire d'acier inoxydable 316 LVM est utilisée comme base. La pièce est découpée à l'aide du wire-EDM (Charmilles Robofil 2030SI). Tout d'abord, des tranchées sont découpées dans le sens du diamètre. Ensuite, la tige est pivotée sur son axe central pour faire une autre série de tranchées, et ainsi créer des microélectrodes (figure 2.1). L'utilisation de tige de forme circulaire permet de faire des électrodes ayant différentes formes de section. La possibilité de faire des électrodes de forme hexagonale a déjà été présentée dans des travaux antérieurs (figure 2.2) [Pigeon, 2004]. Dans le cas des électrodes du Polystim, une seule rotation de 90° est nécessaire pour obtenir des électrodes de section carrée.

2.1.2 Optimisation de l'étape

Lors des manipulations, il a été remarqué que le profil circulaire de la tige de métal engendrait une perte importante de volume en plus de causer des difficultés de manipulation. Une rotation est difficilement contrôlable pour avoir un angle de coupe exact, en plus d'avoir une surface réduite pour contrôler l'alignement de la

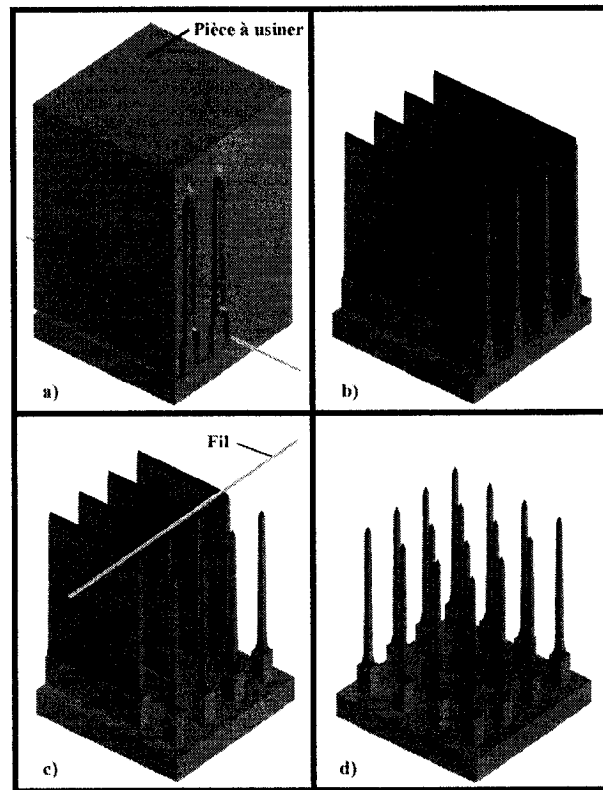
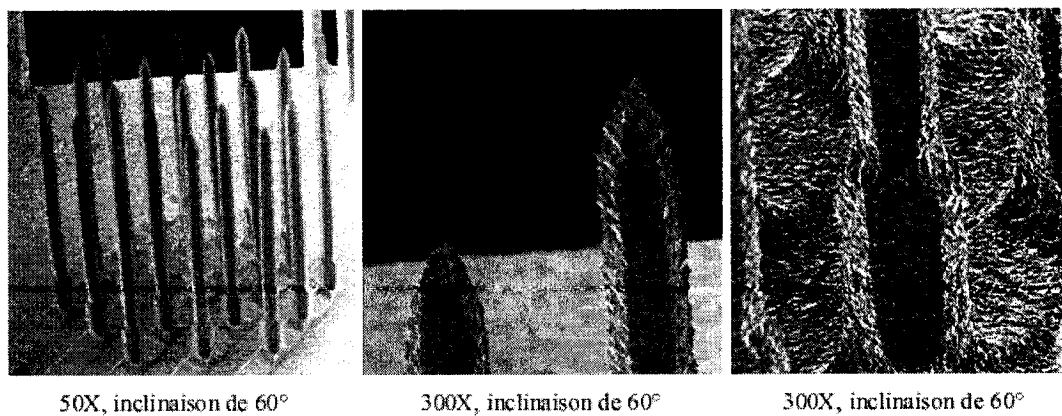


FIG. 2.1 : Découpe d'une matrice d'électrodes par wire-EDM a) Première passe de coupe. b) Tranchées libérées. c) Deuxième passe après rotation de 90° . d) Squelette complété. (tiré de [Pigeon, 2004])



50X, inclinaison de 60°

300X, inclinaison de 60°

300X, inclinaison de 60°

FIG. 2.2 : Matrice d'électrodes hexagonales. (tiré de [Pigeon, 2004])

pièce. Néanmoins, la majorité des travaux ont été effectués en fonction d'électrodes ayant une section carrée, ce qui réduit le travail à une seule rotation de 90° .

Grâce à la compagnie Carpenter, des tiges d'acier inoxydable BioDur 316 LS, de qualité et de procédé équivalent au 316 LVM [Holdings, 2007], ont été fournies pour l'expérimentation. Les barres de 10 pieds possèdent une section carrée de 12 mm de côté. Cette caractéristique permet une plus grande aisance de faire la manipulation pour découper les échantillons tout en permettant d'optimiser l'aire pour un plus grand rendement dans le nombre de matrices découpées.

Toutefois, considérant la longueur initiale des tiges et l'état de surface du métal, la planéité est compromise, ce qui rend la tâche de fixer le bloc à découper à l'horizontale très ardue. Grâce à l'EDM, une couche de 0.5 mm est retranchée de chaque côté de la tige. Les surfaces sont rendues planes et la variation de la qualité de surface est diminuée. Dès lors, la barre de métal est prête pour la fabrication d'électrodes (figure 2.3).

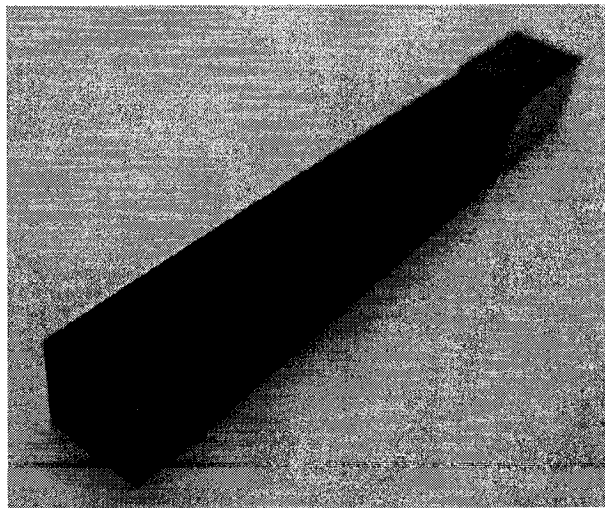


FIG. 2.3 : Barre d'acier inoxydable préparée pour la découpe .

Les découpes produites par le Robofil 2030SI sont commandées par ordinateur. Cette particularité permet de créer une séquence de commandes à insérer manuel-

lement afin de reproduire la même coupe. Une autre option est de produire un fichier G-Code qui contient les détails du modèle à découper qui est exécuté par un fichier de commande. Le G-Code est aussi connu sous la norme RS-274D très répandue dans le domaine de l'usinage, et permet d'exécuter une coupe automatisée. Des exemples de fichier G-Code et de fichier de commande se trouvent dans l'annexe A.

Les étapes de coupe des électrodes restent sensiblement pareilles à celles décrites par [Pigeon, 2004], soit quatre passes partant d'une finition grossière à une surface très raffinée selon les paramètres E3, E8, E10 et E13 de la machine. La modification se situe dans l'optimisation de la surface. Avec les mesures spécifiées (cf. chapitre 1), trente-six matrices de seize électrodes peuvent être réalisées dans le volume disponible. Cependant, les électrodes se trouvant sur la circonférence sont particulièrement susceptibles au bris et au pli lors des manipulations. Un ajustement dans la conception est réalisé. Un anneau de protection est intégré dans le design de coupe. Cet anneau est constitué de quatre piliers d'une épaisseur de 1 mm et d'une longueur de 3 mm aux quatre coins et d'une rangée de sécurité sur les côtés. Quoique cet ajout diminue la surface disponible pour les électrodes, il permet d'établir un espace sécuritaire autour des pointes et de réduire les risques de plis ou de bris. De plus, seize matrices sont toujours réalisables dans la section restante (figure 2.4). La figure 2.5 montre le profil de découpe.

2.2 Électrochimie

2.2.1 Retour sur le procédé

Lors de la coupe à l'EDM, le métal subit de fortes températures et énergies à cause des arcs électriques qui engendrent une oxydation des surfaces ainsi qu'une fonte des

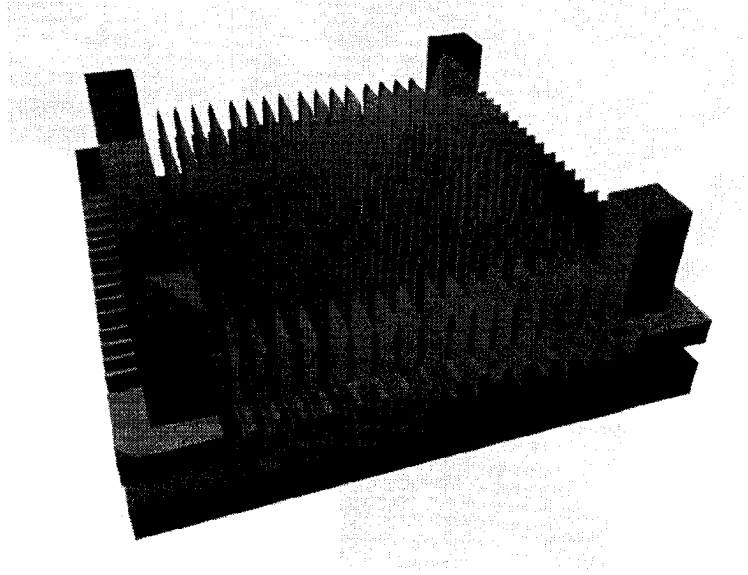


FIG. 2.4: Représentation 3D des matrices d'électrodes avec anneau de protection .

particules qui peuvent adhérer aux parois (figure 2.6). Cette couche d'oxyde augmente de manière marquée et incontrôlée l'impédance des sites d'enregistrement, tout en créant une finition rugueuse offrant un site propice pour le développement de pathogènes.

Pour des pièces de grande taille, un sablage est suffisant pour éliminer cette couche d'oxydation. Cependant, considérant la fine taille des électrodes, il est inconcevable d'utiliser une telle méthode, car la pression endommagerait les électrodes. Pour parvenir à nettoyer la surface des électrodes, une approche chimique est choisie. La pièce de travail est polie dans une solution acide. Un courant circule à travers la surface et permet à la couche d'oxyde de se détacher de la structure et donne un fini plus lisse à cette dernière. Ce type d'électropolissage offre aussi la possibilité de rendre le métal passif, ce qui le rend plus résistant à la corrosion [Hocheng et al., 2001].

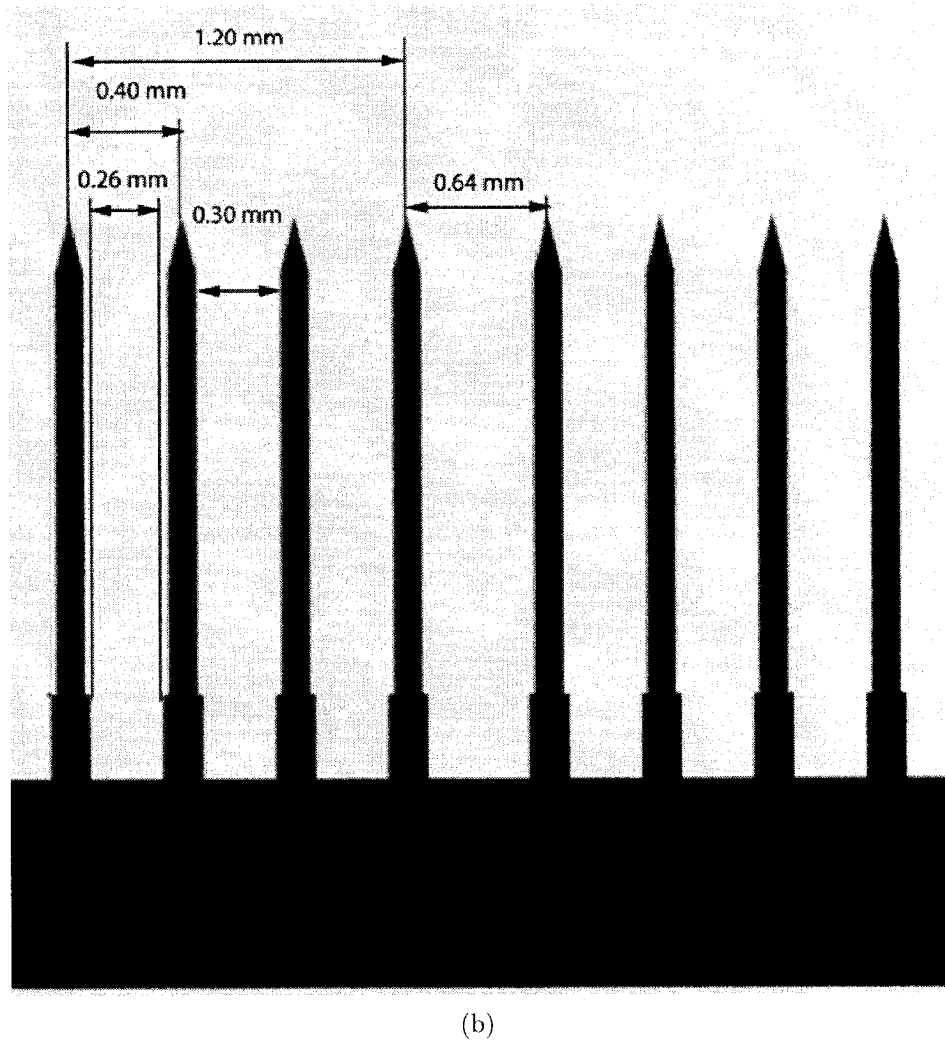
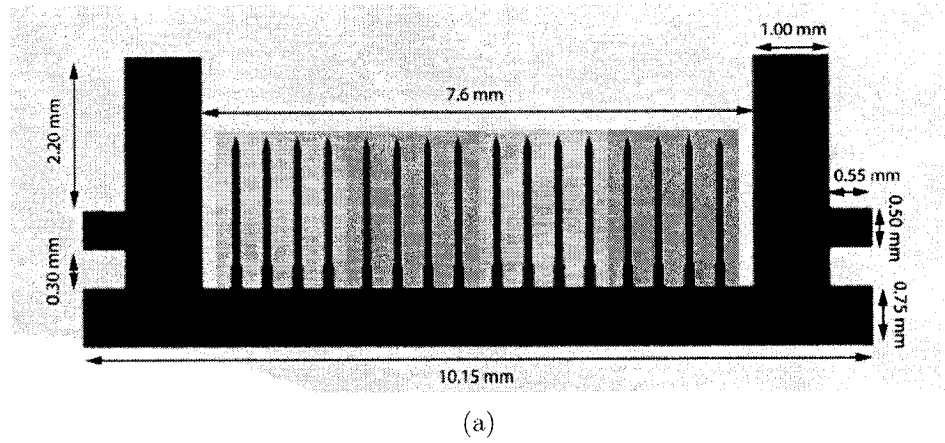


FIG. 2.5: Mesures du profil de coupe. a) Vue générale et b) vue en plan rapproché

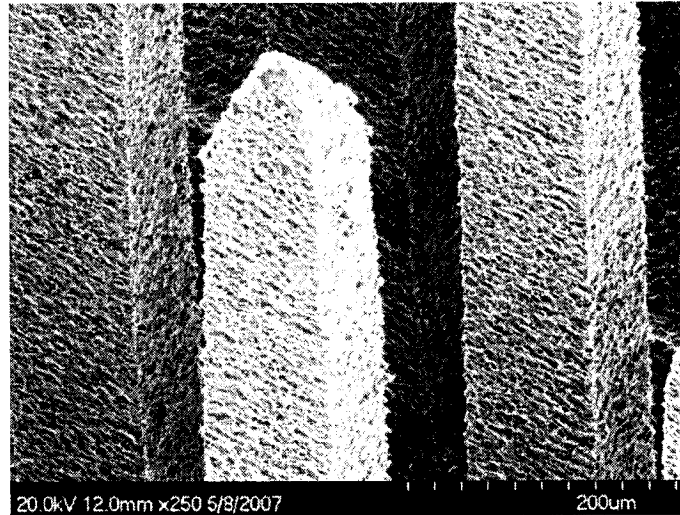


FIG. 2.6 : Surface oxydée d'électrodes.

2.2.2 Optimisation de l'étape

En se basant sur la documentation [Pigeon, 2004], l'étape d'électropolissage ne devrait pas subir de modifications majeures. La solution est composée d'un mélange de deux acides forts, soit le H_3PO_4 et le H_2SO_4 , dans une proportion de 6 : 4 respectivement qu'on ajoute dans un volume d'eau équivalent à 10% du volume des acides. L'électrode de travail est connectée à la borne positive de la source de courant et la contre-électrode à la borne négative. La modification survient sur le choix du courant à imposer [Hocheng et al., 2001].

En effet, seule l'aire de la matrice a changé, et le courant doit être ajusté en conséquence pour avoir des densités de courant équivalentes à 0.04 A/cm^2 pour 10 minutes et 0.36 A/cm^2 pour 4 minutes. Cependant, avec un plus grand nombre d'électrodes, une augmentation des effets de coins doit être prise en compte. Après les résultats des manipulations, qui seront couverts au chapitre 4, l'étape est modifiée pour n'exécuter qu'un polissage à 0.067 A/cm^2 pendant 10 minutes.

Pour éliminer les résidus détachés de la matrice ainsi que d'arrêter la réactions des

acides, la pièce est directement rincée dans trois bains d'eau désionisée. Dès lors, la surface métallique devrait être lisse.

2.3 Acide oxalique

2.3.1 Retour sur le procédé

Lors de la déposition de platine sur la pointe des électrodes, un problème d'adhérence s'est fait remarquer. La raison du problème provient de la surface très lisse du métal. Pour pallier à cette situation, il faut redonner une certaine porosité aux électrodes. L'étape antérieure d'électropolissage semble alors futile, mais il ne faut pas oublier qu'elle sert aussi à éliminer l'oxydation formée sur la surface.

Pour effectuer le travail de surface dans le cas de pièces de grande dimension, un traitement au jet de sable est pratiqué. Cependant, la fragilité des électrodes ne permet pas l'utilisation de cette technique. Une procédure chimique est donc choisie. L'attaque à l'acide oxalique est le traitement considéré, car le résultat de la réaction est un dégagement de dioxyde de carbone ce qui ne laisse aucun dépôt. Seules les pointes sont exposées à l'acide, car le but est de recouvrir celles-ci de platine.

2.3.2 Optimisation de l'étape

Pour l'étape d'attaque à l'acide oxalique, la solution est préparée en diluant 10 g de sel par 100 ml d'eau distillée. Un chauffage de l'eau avec une agitation continue permet une dilution plus rapide du sel. Une contre-électrode connectée à la cathode d'une source de courant est plongée dans la solution. Quant à la pièce de

travail, elle est connectée à l'anode et elle est montée à un système de déplacement micrométrique.

Pour fermer le circuit, l'électrode de travail est immergée dans la solution. L'effet de l'acide oxalique se produit lorsqu'un courant circule par l'anode. Une densité de courant de 0.41 A/cm^2 est générée par la source de courant pendant 4 minutes.

Cependant, puisque la densité des électrodes est élevée, l'effet de capillarité sur lequel était basé l'attaque ciblée des pointes n'est plus bien contrôlé. En effet, étant donnée la proximité des électrodes, la tension de surface crée une bulle d'eau ayant un rayon important, ce qui engendre une couverture des tiges du centre plus grande région par le liquide que pour les électrodes limitrophes [Pérez, 2001].

Pour résoudre cette difficulté, il a donc été décidé d'exécuter l'attaque sur toutes les surfaces et que celles-ci seront recouvertes complètement par le platine à la prochaine étape. L'échantillon est donc submergé dans l'acide et un courant de 2.6 A est imposé pour obtenir la densité de courant de 0.41 A/cm^2 .

2.4 Dépôt de platine

2.4.1 Retour sur le procédé

Dans le cas de la stimulation neurale, une minimisation du courant pour produire les stimuli est nécessaire afin d'éviter d'altérer les neurones [Merrill et al., 2005] en plus de diminuer la puissance requise par l'implant, et ainsi augmenter la durée de vie de ce dernier. Pour ce faire, une réduction de l'impédance d'interface entre le neurone et l'électrode est effectuée en déposant du platine aux pointes.

Pour enrober les électrodes de ce métal, des méthodes de microfabrication telles

que l'évaporation ou la pulvérisation de platine dans un environnement de basse pression ont été considérées. Quoique le contrôle de l'épaisseur et la porosité de la déposition puissent être bien précis, la directionnalité des procédés empêche leur utilisation. Une alternative chimique est disponible. L'électrodéposition permet un dépôt localisé.

Pour ce faire, les pointes des électrodes sont trempées dans une solution acide contenant du sel de platine. Grâce à un potentiostat (système à trois électrodes), un potentiel est imposé à l'électrode de travail qui, dans ce cas, est la pièce de métal 316 LS. La tension est maintenue constante par rapport à l'électrode de référence. Le circuit est fermé par une troisième électrode pour permettre au courant de circuler. Une réduction des ions de platine se produit sur l'électrode de travail, ce qui forme la couche de platine (figure 2.7). L'interface biomatérielle est dès lors prête.

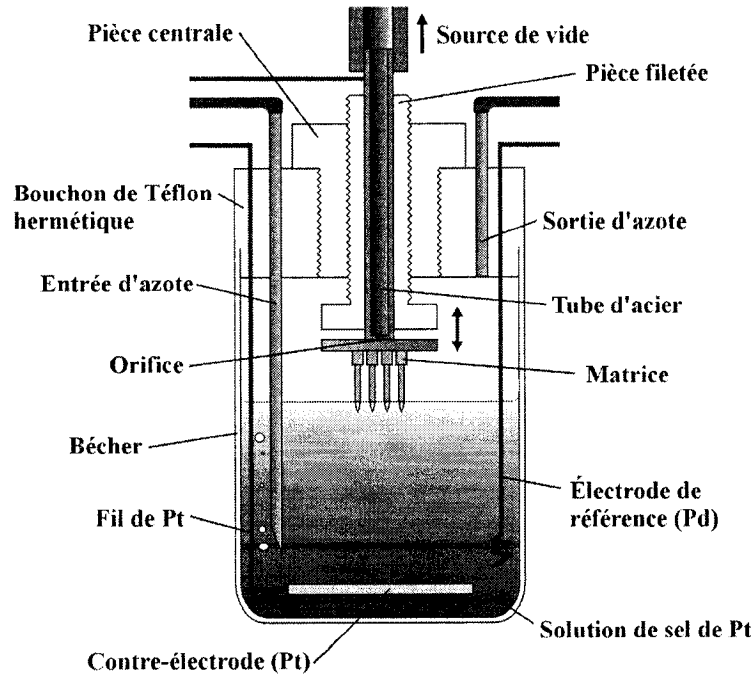


FIG. 2.7: Montage pour déposition de platine. (tiré de [Pigeon, 2004])

2.4.2 Optimisation de l'étape

Tel que décrit, le dépôt de platine se fait dans une solution de sel de platine à l'aide de potentiostat (Potentiostat\Galvanostat EG&G Princeton Applied Research, modèle 273). Les trois électrodes du potentiostat sont la matrice d'électrodes comme électrode de travail, un feuillet en maille de platine comme contre-électrode et une électrode de Calomel pour la référence. L'électrode de Calomel, basée sur la réduction du couple Hg/HgCl , a un potentiel de 241 mV par rapport à une électrode d'hydrogène et est plus commode que celle-ci. L'environnement de déposition doit être exempt d'oxygène, donc une bulle hermétique dans laquelle de l'azote circule pour expulser l'oxygène est utilisée (figure 2.8).

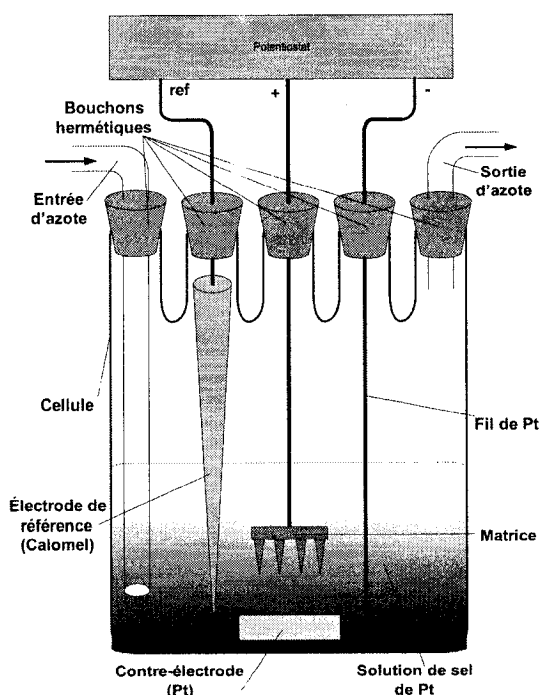
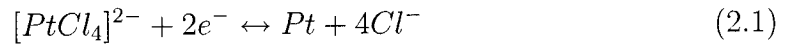


FIG. 2.8 : Cellule pour déposition de platine.

Dans la documentation du procédé, un voltage de 500 mV par rapport à l'électrode de référence en palladium, soit 309 mV par rapport au Calomel, est imposé initialement pour faire un dépôt qui a une bonne adhérence avec l'acier inoxydable et

qui offrira une meilleure interface pour le reste du platine à déposer. Ensuite, un potentiel de 109 mV, par rapport au Calomel, est utilisé pour former une couche de platine d'une épaisseur de 100 nm.

Tel qu'expliqué plus tôt, la tension de surface engendre une évaluation difficile de la surface plongée dans la solution ainsi qu'un mauvais contrôle de la déposition de platine. Il a donc été choisi de plaquer toute la matrice. Avec l'aire de la matrice, soit 6.35 cm^2 , et l'épaisseur de platine à déposer, soit 10 nm, le volume de platine à déposer est évalué à $6.35 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$. Avec la masse volumique du platine (21.45 g/cm^3) et sa masse molaire (195.08 g/mol), le nombre de mole de platine est déterminé à $6.983 \times 10^{-3} \text{ mol}$. Avec cette information, la constante de Faraday (96485 C/mole) ainsi que l'équation 2.1 de réduction, le processus de déposition est arrêté lorsque le nombre de charges déposées atteint la valeur voulue, soit 0.67 C.



La matrice est par la suite retirée de la solution et rincée à l'eau désionisée pour éliminer la solution restante sur l'échantillon.

2.5 Substrat d'époxy

2.5.1 Retour sur le procédé

À ce point des manipulations, les électrodes sont encore reliées par le socle de métal. Lors du retrait de ce socle, il faudra que les électrodes restent maintenues ensemble pour former un implant tout en leur permettant une indépendance électrique les unes par rapport aux autres. Le choix de la colle 377 d'Epotek Technology, une

colle époxyde de faible viscosité et ayant une température d'opération élevée, est fait pour former la base de la matrice.

La matrice est placée au centre d'un montage en ruban Kapton qui forme une barrière de rétention. Le mélange d'époxy est ensuite versé à l'aide d'une seringue sur la base de la matrice et dans le montage (figure 2.9). L'assemblage est ensuite mis sur une plaque chauffante pour solidifier la colle. Les électrodes sont prêtes à être séparées du socle pour former une matrice.

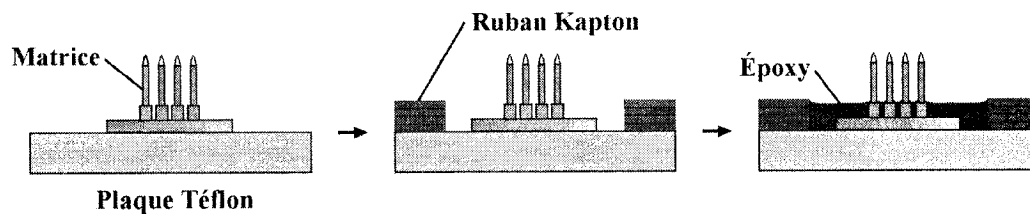


FIG. 2.9: Montage pour déposition d'époxy sur la base d'électrodes. (tiré de [Pigeon, 2004])

2.5.2 Optimisation de l'étape

L'époxy est très difficile à ôter dès qu'elle a durci, il faut donc prendre des soins particuliers pour éviter qu'elle ne coule sur les éléments réutilisables. Sur une plaque épaisse en métal, on place une pellicule d'aluminium pour ne pas altérer la surface de la plaque. Au lieu de mettre des couches de ruban Kapton pour former le réceptacle à époxy, une rondelle en acier de 17 mm de diamètre interne est fixée sur l'aluminium. Le montage est vaporisé de *Silicone Mold Release*, un produit qui permet de réduire l'adhérence de l'époxy, et ainsi faciliter le retrait de la matrice d'électrodes après le durcissement de l'époxy.

La pièce est placée au centre de la rondelle. Puis, grâce à une seringue (BD 21G1 1/2, 3 ml), un volume de 0.15 ml de colle est déposé dans le centre de la rondelle

pour couvrir une épaisseur de 250 à 300 μm à la base des électrodes (figure 2.10). La plaque est déposée dans une chambre à vide durant 10 minutes pour éliminer les bulles d'air prises dans l'époxy liquide, car ces dernières provoqueront des points fragiles dans le substrat.

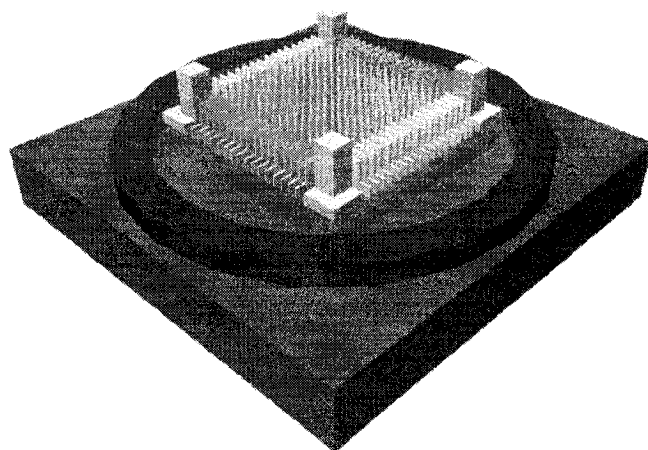


FIG. 2.10 : Montage pour la déposition d'époxy .

Le montage est transféré dans un four. La colle est durcie pour une période de 60 minutes à une température de 150 °C. Le four est arrêté et refroidi graduellement afin d'éviter que la colle ne subisse un choc thermique. Ensuite, la matrice est retirée du montage. Un retrait des surplus d'époxy est possible.

2.6 Sablage

2.6.1 Retour sur le procédé

Pour ôter la base métallique et rendre les électrodes électriquement indépendantes, la technique de sablage est utilisée. L'échantillon est placé dans une boîte-support

et celle-ci est recouverte de bakélite pour une meilleure manipulation. Par la suite, la pièce est sablée avec du papier de grade 400 pour éliminer la majorité du socle. La finition est faite avec du papier recouvert de poudres d'alumine de faible dimension. La base des électrodes est alors exposée (figure 2.11).

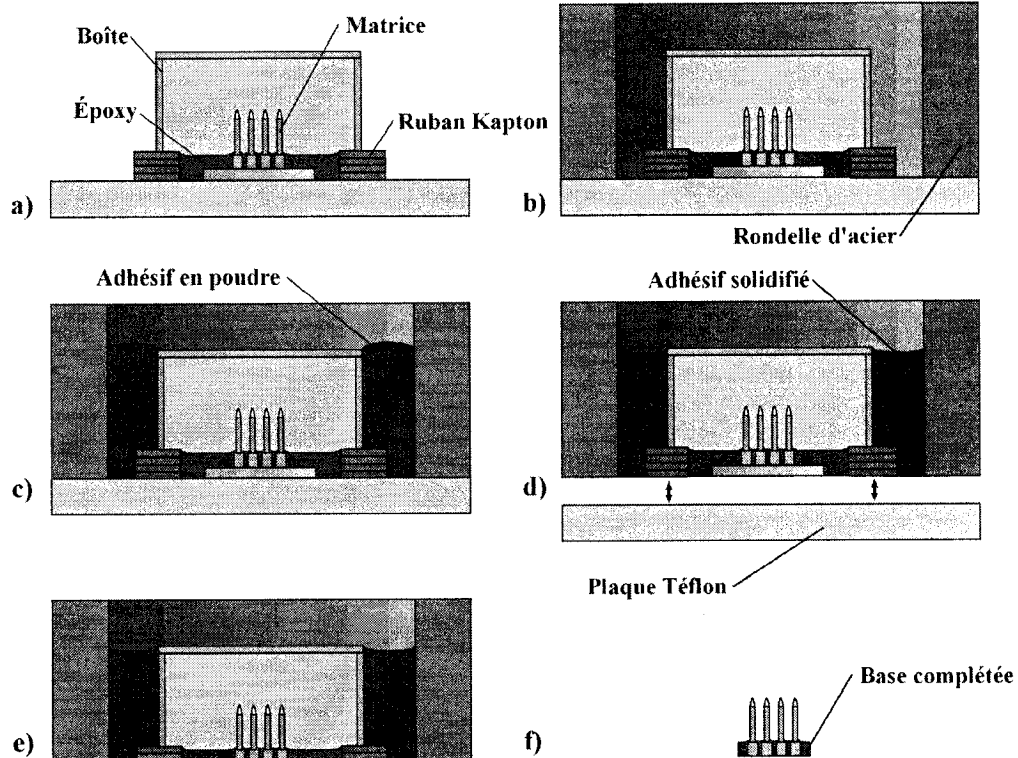


FIG. 2.11 : Montage pour sablage du socle : a) Protection des matrices, b) Ajout du module de manipulation, c) Dépôt d'adhésif, d) Solidification de l'adhésif et retrait de la plaque de Téflon, e) Sablage de la base de métal, f) Base complétée (tiré de [Pigeon, 2004])

2.6.2 Optimisation de l'étape

Au lieu d'utiliser l'encapsulation décrite dans le procédé, l'anneau de protection permet l'utilisation d'un étau pour manipuler l'échantillon et maintenir ce dernier lors du sablage (figure 2.12). Cette modification permet d'avoir un estimé visuel de

la portion du socle à sabler. Un papier de grade 400 est d'abord utilisé, puis de poudres d'alumine de $15\ \mu\text{m}$ et de $1\ \mu\text{m}$.

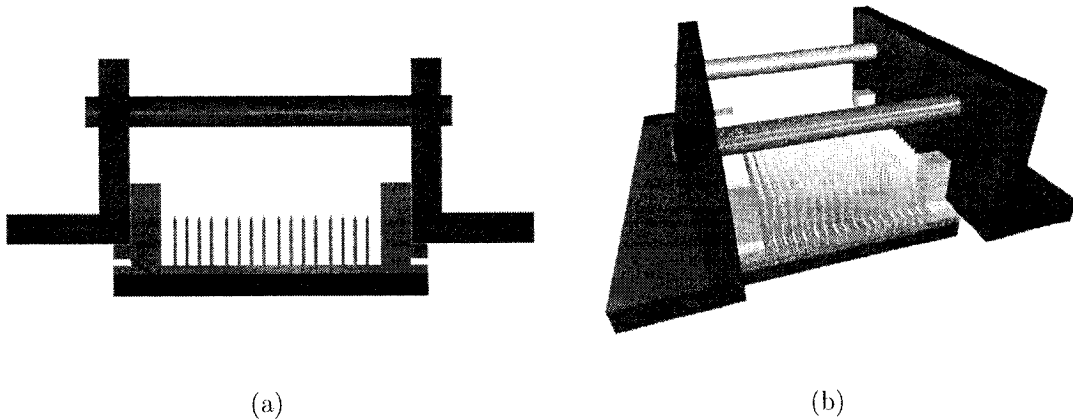


FIG. 2.12: Étau pour sablage du socle. a) Vue de face et b) vue en 3D

2.7 Parylène C et exposition des pointes

2.7.1 Retour sur le procédé

Bien que les électrodes soient indépendantes électriquement, elles sont exposées sur toute leur longueur. Dans le cas de la stimulation et la lecture du cortex visuel, seule une surface limitée aux pointes est nécessaire. De plus, bien que l'acier utilisé soit de grade biomédical, une réduction des surfaces en contact avec le milieu biologique est souhaitable. Pour ce faire, la matrice est recouverte d'un isolant électrique biocompatible.

Le Parylène C est un polymère ayant une très bonne qualité biocompatible en plus d'être un bon isolant électrique. En plus de ces caractéristiques, le choix est pris à cause de son application uniforme dans des endroits difficiles d'accès. En effet, ce polymère se dépose à l'état gazeux et offre un bon contrôle de l'épaisseur

[Schmidt et al., 1988, Rodger et al., 2006].

La déposition du Parylène C se fait de manière uniforme sur toutes les électrodes. Cela implique que les électrodes sont isolées électriquement et n'offrent aucun site. Pour pallier à cette situation, il faut exposer les pointes des électrodes.

Pour redonner aux électrodes leur site actif, la matrice est recouverte d'une photorésine. Ensuite, les pointes sont poussées à travers une feuille d'aluminium pour révéler la section à dénuder, puis exposées à une lumière ultraviolette (UV). La résine protégeant le reste de la matrice, les pointes sont dénudées par plasma d'oxygène. La matrice est donc prête pour l'utilisation.

2.7.2 Optimisation de l'étape

Dans cette étape, l'augmentation du nombre d'électrodes n'affecte pas la déposition de parylène, car c'est un monomère très fin qui circule aisément. Cependant, la modification du design affecte l'étape de dénudation des pointes. Le nombre élevé des électrodes répartit la force exercée sur la feuille d'aluminium sur une plus grande surface. Il faut donc une pression plus grande, ce qui risque de briser les électrodes. Pour résoudre ce problème et diminuer le nombre de manipulations, la protection des pointes est faite avant l'exposition au parylène.

Dans un pétri, une couche de gel solide à base de glycérine est fondue pour obtenir une épaisseur de 1.1 mm, soit pour couvrir $100\mu\text{m}$ de la pointe. Le gel est ramolli, sans devenir liquide pour éviter que le gel monte sur les électrodes par tension de surface, dans une étuve à 100°C , puis les électrodes sont introduites dans le gel (figure 2.13). Après solidification du gel, le pétri et la matrice sont exposés au Parylène C.

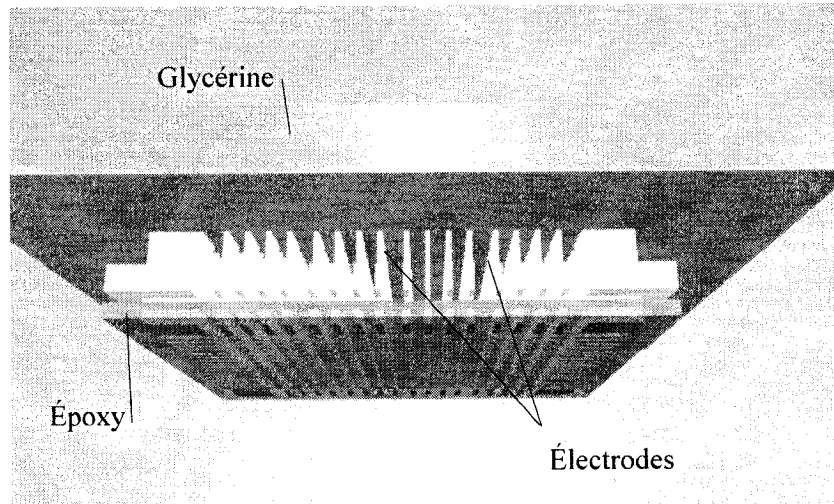


FIG. 2.13 : Pointe des électrodes protégée par un gel.

2.8 Conclusion

Ce chapitre montre les étapes de fabrication des matrices d'électrodes ainsi que l'optimisation des étapes pour accélérer le processus et rendre les manipulations plus sécuritaires pour les électrodes. Pour ce faire, une forme initiale plus appropriée de barre est utilisée pour une meilleure manipulation et permet une optimisation de l'utilisation du volume. Lors de la coupe, des supports sont intégrés dans le profil et permettent de former un anneau de protection autour des électrodes et, ainsi, de les protéger. Pour le polissage, la densité de courant est ajustée pour tenir compte de l'augmentation des effets de coin. Pour l'attaque à l'acide oxalique et le dépôt de platine, les électrodes sont complètement trempées dans les solutions pour garder l'uniformité entre les électrodes. Le contour de sureté permet aussi de simplifier le sablage du socle. Finalement, les matrices sont disposées de manière à éviter que les pointes soient couvertes lors du dépôt de parylène, au lieu d'avoir à éliminer l'isolant des pointes par la suite.

La majorité du procédé initial a été développé autour de la fabrication d'une seule

matrice. Il peut être remarqué qu'à la fin des étapes, les 16 matrices d'électrodes sont toujours ensemble. De plus, ces matrices doivent être connectées à des circuits intégrés pour les rendre fonctionnelles. Dans le prochain chapitre, une méthode d'intégration des circuits et de séparation des matrices sera présentée.

CHAPITRE 3

PLATEFORME MULTI-PUCES SUR MATRICE D'ÉLECTRODES

La course à la miniaturisation fait partie intégrante de la vie quotidienne. Les chercheurs travaillent à réduire les tailles des objets afin d'accommoder les utilisateurs [Lyne, 2005, Krenik et al., 2005], de rendre les outils plus précis [Liao et al., 2005] et d'optimiser l'espace occupé [Leteinturier, 2006]. Dans le domaine de la médecine, la miniaturisation est un facteur primordial pour la réussite des implants. Une taille réduite des éléments permet de mieux les insérer dans l'espace restreint qu'offre le corps humain en plus de diminuer l'inconfort qu'ils peuvent causer. Comme discuté dans le chapitre 1, le cerveau offre un espace très limité. Il faut donc réussir à intégrer tous les éléments dans un volume exigu. Une approche où les circuits sont délocalisés [Song et al., 2005, Olsson and Wise, 2005a] engendre une occupation par les connexions de régions qui ne pourront pas être étudiées.

Le but principal du développement est de réduire la taille de l'implant. Avec les avancées technologiques dans le domaine de la microélectronique, les IC sont de plus en plus petits tout en incorporant une plus grande fonctionnalité¹. En se basant sur ce phénomène, il est concevable de pouvoir intégrer toute l'électronique de l'implant sur la zone présente au-dessous de la matrice d'électrodes et ainsi réaliser un système empaqueté (System-in-Package - SiP). En plus d'une réduction de la taille, un gain important est réalisé dans la diminution des distances des traces entre les différents circuits, une réduction des capacités parasites et ainsi une réduction de la puissance dissipée [Al-Sarawi et al., 1998].

¹Informations issues du site <http://www.itrs.net/home.html>, consulté le 2 juillet 2007

Une première approche considérée pour le système est le *flip-chip*. Cette méthode consiste d'abord à déposer des boules de soudure sur les plots d'un IC et ensuite, en le reversant, venir le fixer sur les contacts des électrodes. La méthode conventionnelle limite ce genre de contact à un seul niveau. Il faut donc réussir à intégrer tous les circuits de traitements et de communications dans une aire d'environ 1.7 mm x 1.7 mm. Ceci ne convient pas pour le projet, puisque les composantes de traitement occupent une surface plus grande, soit 1.6 mm x 1.44 mm pour le conditionnement et la digitalisation du signal et 1.6 mm x 1.16 mm pour la compression et le traitement numérique, sans compter le module de communication qui devrait s'ajouter.

Depuis la fin des années 80, une approche tridimensionnelle commence à émerger. Pour augmenter la quantité de mémoire volatile disponible sur une surface donnée, les IC sont empilés les uns sur les autres [Val, 1994, Carson, 1996]. Découlant de cette technique, plusieurs méthodes d'encapsulation font leur apparition [Gann, 1998, Kelly et al., 2000, Goldstein, 2001, Umemoto et al., 2004]. En plus de diminuer l'espace nécessaire, ces techniques procurent une modularité en permettant de développer les circuits indépendamment les uns des autres. Aussi, les modules sont testés séparément. Seuls les modules fonctionnels sont gardés (*known good die* - KGD), et une diminution de la perte de circuits complets est ainsi réalisée [Al-Sarawi et al., 1998].

Trois approches sont considérées pour créer un SiP avec l'implant, soit le paquet replié (Folded Package) (figure 3.1(a)), le système en cube (System-in-Cube - SiC) (figure 3.1(b)) et les paquets de IC empilés (*wire-bond Die Stack*) (figure 3.1(c)) [Goldstein, 2001]. Dans le cas du *Folded Package*, les IC sont encapsulés puis déposés de façon linéaire sur un ruban en polyimide, sur lequel les circuits des connexions sont déjà tracés. Le ruban est par la suite plié pour donner une structure verticale telle que vue à la figure 3.1(a). Du côté du SiC, chaque IC est placé au

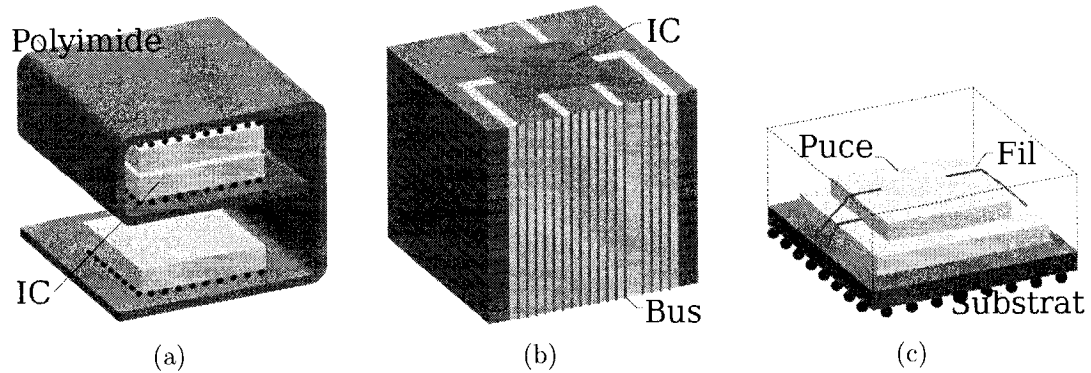


FIG. 3.1 : Dispositions verticales des IC : a) *Folded Package*, b) *SiC* et c) *Die Stack* (tirées de [Goldstein, 2001])

centre d'un support qui redirige les contacts vers un des bords selon une disposition prédéfinie. Ensuite, les supports, tous de même taille, sont empilés pour former un cube. Sur les faces verticales, les contacts forment des bus en métal pour faire communiquer les IC entre eux. Finalement, le *Die Stacking* consiste à superposer les IC avec les plots exposés vers le haut. Les connexions entre les circuits sont faites avec une connexion filaire (*wedge bonding*).

Chacune des méthodes possède des avantages et des inconvénients. Le *Folded Package* permet d'utiliser les techniques conventionnelles pour les PCB. Cependant, le procédé s'adapte difficilement aux dimensions qui concernent ce projet, car les plis consomment un espace important. Il y a aussi une limite du nombre de IC, soit 3 ou 4 selon l'article, qui peuvent être intégrés sur un tel système. Quant au SiC, il permet une présence d'un grand nombre de circuits. Néanmoins, ce procédé convient surtout à des circuits bien établis conçus pour des applications à grande production, car il demande un investissement de base important dans la conception des IC ainsi que des supports. La méthode retenue est celle du *Die-Stacking*. Quoique relativement primitive, cette approche permet une certaine flexibilité dans les manipulations. De plus, le matériel nécessaire pour fixer les IC et faire les interconnexions est facilement accessible.

3.1 Création de l'interface électrodes-électronique

Pour réaliser l'implant, il faut donc déposer les circuits électroniques sur la base de l'implant, connecter les électrodes aux circuits et les circuits entre eux. Cependant, un observateur perspicace remarque facilement qu'en déposant les IC sur la base de la matrice, les électrodes seront masquées. Une modification de la méthode du *flip-chip* est envisageable en créant des plots qui traversent la puce de haut en bas (through-silicon via - TSV) [Spiesshoefer and Schaper, 2003]. Cependant, une perte considérable de surface limite la taille et, par conséquent, la complexité des circuits actifs. De plus, cette méthode aurait pu être utilisée pour faire un *flip-chip* à plusieurs niveaux. Une autre option est de placer une interface composée d'un micro-PCB deux couches pour faire contact avec les électrodes et rediriger les contacts vers la circonférence pour permettre de les connecter avec les plots des IC. Cette technique ajoute une épaisseur considérable à l'implant, en plus d'offrir une région propice aux failles de connectivité.

La méthode retenue découle des principes de microfabrication. Tout comme dans le cas du micro-PCB, les contacts des électrodes doivent être acheminés vers la périphérie de la matrice (figure 3.2). Pour ce faire, une couche mince d'or est déposée selon un motif défini pour éviter qu'une trace récolte les biopotentiels de plusieurs électrodes.

3.1.1 Photolithographie

Dans le cadre normal de la photolithographie, un dépôt de couche d'or est d'abord réalisé. Ensuite, une résine est étalée sur la surface et le motif y est développé selon un masque d'exposition. Finalement, la mince couche d'or est gravée. Cependant, le motif à graver dans l'or dépend de la disposition des électrodes. Il faut donc

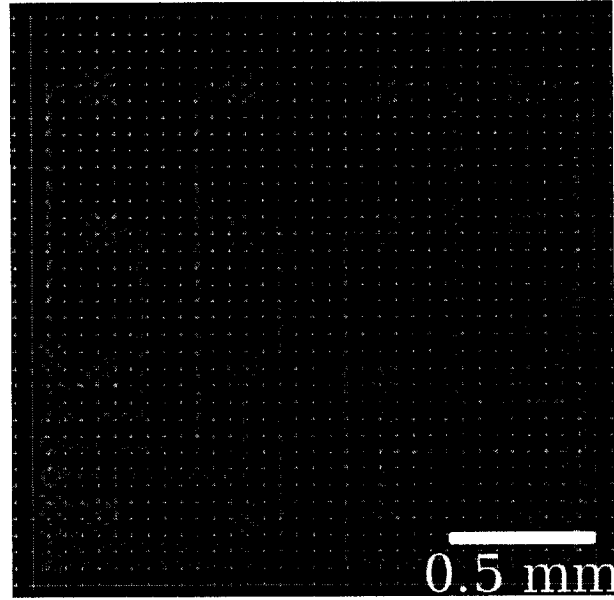


FIG. 3.2: Dessin des traces pour le masque de photolithographie

pouvoir aligner le masque avec les électrodes, ce qui n'est plus possible si l'or est déposé comme première couche. Il faut donc au moins faire un dépôt d'une couche transparente et graver des motifs d'alignement, puis déposer la couche d'or pour faire les traces.

Pour simplifier la manipulation, le procédé utilisé est le *lift-off* [Madou, 2002]. Sur le substrat en époxy (figure 3.3(a)), une couche de résine fine (Micro Chem LOR 5A) est d'abord étendue (figure 3.3(b)). Ensuite, une couche de résine photosensible positive (Shipley S1813) est étalée (figure 3.3(c)). Grâce à une aligneuse de masques, le motif, imprimé sur un film AGFA par la compagnie Fineline-Image, est disposé afin que les contacts des traces soient superposés aux électrodes, ce qui permettra à la résine située au niveau des traces d'être illuminée. Lorsque le masque est aligné, la résine photosensible est exposée à une lumière ultraviolette (UV) (figure 3.3(d)). La résine S1813 exposée devient soluble dans une solution de développement (MF319) et libère le motif à créer (figure 3.3(e)), soit les traces dans ce cas.

La couche LOR 5A doit, dès lors, être aussi retirée pour finir de former les tranchées. Le MF-CD26 est utilisé pour développer le LOR 5A qui n'est plus protégé par la résine S1813. Le retrait se fait de manière isotropique et dégage un espace sous la couche de résine photosensible, ce qui produit une structure suspendue (figure 3.3(f)).

3.1.2 Dépôt de métal

Pour permettre au biopotential d'être accessible sur les contacts en périphérie de la matrice, un matériau conducteur doit être utilisé. Quoique l'implant sera encapsulé dans un enrobage de Parylène C, il est préférable d'utiliser un matériel biocompatible. L'or est choisi pour ses caractéristiques connues [Geddes and Roeder, 2003]. Cependant, ce dernier peut avoir quelques difficultés d'adhérence avec certains matériaux, donc une mince couche d'adhérence en chrome est d'abord déposée. La déposition est faite par évaporation du chrome puis de l'or pour avoir respectivement 20 nm et 250 nm (figure 3.4).

Afin d'évaporer les métaux, une sublimation par faisceau d'électrons (*electron beam evaporation* - E-Beam) est réalisée. Les électrons émis par un filament sont dirigés entre les bornes d'électrodes d'accélération. La vitesse requise des électrons pour fournir suffisamment d'énergie pour la sublimation est contrôlée par la tension et le courant imposés aux bornes des électrodes, soit 7.5 kV et 200 mA dans le cas de l'or. En percutant l'élément, l'électron transfère son énergie cinétique en énergie thermique, qui provoque la sublimation du solide. Les atomes du matériel sublimé se déposent sur le substrat et s'y solidifient.

Les atomes se déplacent sur une distance d'environ 50 cm avant d'atteindre la surface. Pour permettre une déposition uniforme, il faut permettre un déplacement

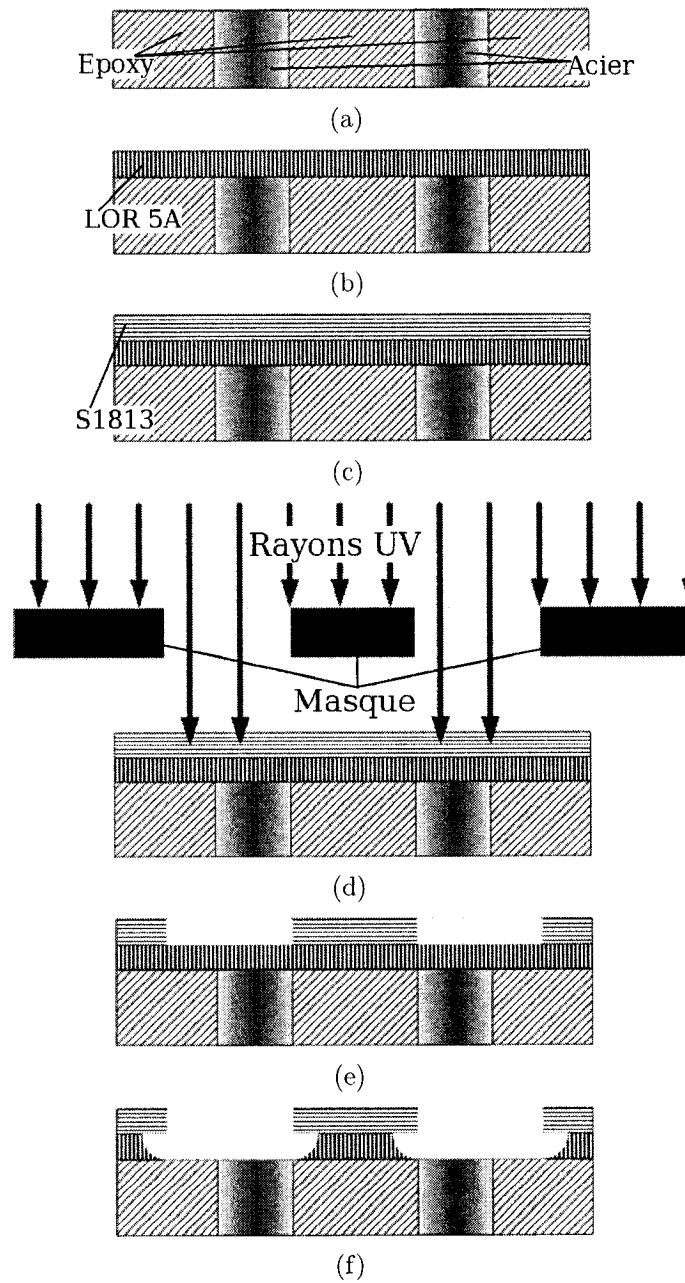


FIG. 3.3: Étapes de la photolithographie pour *lift-off* : a) Base de la matrice, b) Dépôt de la résine LOR 5A, c) Dépôt de la résine S1813, d) Alignement du masque et exposition de la résine, e) Développement de la S1813 et f) Développement de la LOR 5A.

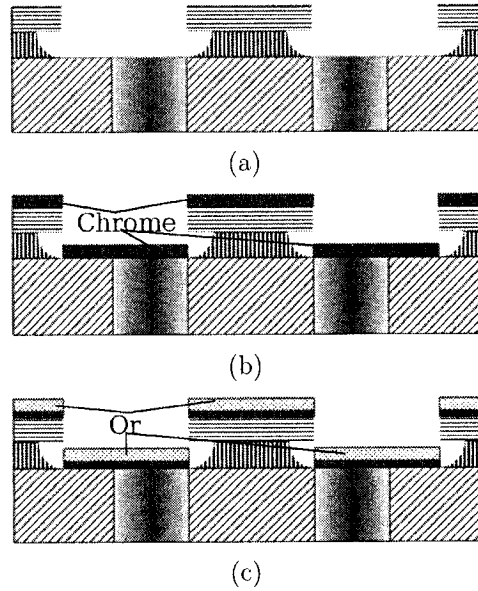


FIG. 3.4: Étapes de déposition des métaux pour *lift-off* : a) Base de la matrice avec résine, b) Déposition de chrome (Cr), c) Déposition d'or (Au)

le plus linéaire possible sur cette distance. Des impuretés peuvent causer des collisions avec les atomes ce qui les fera dévier de leur parcours quasi linéaire en plus de polluer la couche déposée. Afin de réduire les impuretés et augmenter la distance linéaire moyenne parcourue par les atomes, un vide poussé, de l'ordre de 10^{-7} Torr, est créé dans la chambre de dépôt.

3.1.3 *Lift-off*

En sortant de la chambre de déposition, la surface exposée est complètement couverte d'or. Cependant, seules les traces prédéfinies antérieurement par la photolithographie doivent rester et l'excédant doit être éliminé. La méthode conventionnelle implique de plonger l'élément dans une solution d'acétone située dans un bac ultrasonique. L'acétone dilue la photorésine S1813 et la résine LOR5A en s'immisçant sous les structures suspendues et permet le retrait de l'excédant d'or. Ensuite,

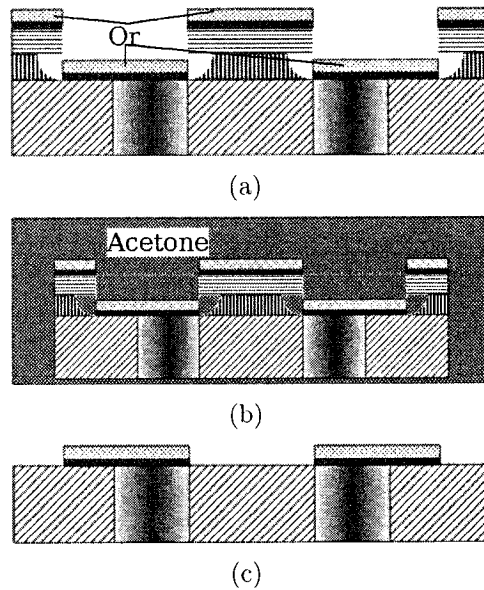


FIG. 3.5 : Étapes du *lift-off* : a) Base couverte de résine et métal, b) Bain d'acétone, c) Résultat final

la solution d'acétone est substituée par une autre solution, le *Remover PG*, pour éliminer les résidus restants de LOR 5A.

Dans le cas des électrodes, une manipulation supplémentaire est introduite. L'acétone et le *Remover PG* avec des ultrasons ont des propriétés de désintégration sur l'époxy. Pour résoudre le problème, il faut protéger les régions où l'époxy est exposé, ce qui veut dire la surface du côté des électrodes ainsi que le contour. Les électrodes sont donc placées dans le gel à base de glycérine utilisé dans la sous-section 2.7.2. L'ensemble est passé à l'acétone dans un bac ultrason pendant 5 minutes (figure 3.5(b)). Pour éviter l'attaque des solvants sur la surface supérieure, il est acceptable de laisser des résidus, donc, on évite l'utilisation du *Remover PG*.

Les matrices sont rincées à l'eau désionisée pour éliminer tous les solvants et impuretés restants. Les contacts sont fin prêts pour être connectés avec les IC (figure 3.5(c)).

3.2 Disposition et connexion des circuits intégrés

Comme il a été établi antérieurement, l'espace disponible sur les matrices d'électrodes est restreint. Pour réussir à intégrer l'électronique nécessaire sur l'implant, les IC sont disposés verticalement. Les puces, conçues selon des dimensions prédéfinies, sont placées et fixées de manière concentrique pour permettre aux contacts des puces des étages inférieurs d'être exposés.

Pour rendre l'implant opérationnel, les différentes puces sont reliées les unes aux autres ainsi qu'aux électrodes. Pour ce faire, des fils d'or sont soudés entre les contacts.

3.2.1 Disposition des circuits intégrés

Lors de la conception des circuits mixtes et numériques, des contraintes de dimensionnement ont été imposées pour réussir à les loger sur la base de la matrice d'électrodes. La matrice faisant 1.7 mm de côté, il faut aussi tenir compte de l'espace nécessaire pour les contacts sur les deux bords opposés, soit 130 μm de chaque côté. Cette valeur est composée par 20 μm entre le bord et le contact, 60 μm pour la largeur du contact et 50 μm entre le contact et le bord de la puce. Le circuit mixte fait 1.6 mm sur 1.44 mm, alors que le circuit numérique fait 1.6 mm sur 1.16 mm.

À cause de la minceur de la couche d'époxy, il faut faire attention à la déformation que la base peut subir lors de la pression créée pour placer les circuits. Cette pression risque d'endommager la pointe ou même de briser la base. La résolution du problème passe par la limitation de la déformation que peut subir la couche d'époxy. Pour ce faire, il faut créer un support solide qui résiste à la déformation. Puisqu'il faut éviter d'endommager les électrodes, le support doit tenir compte de

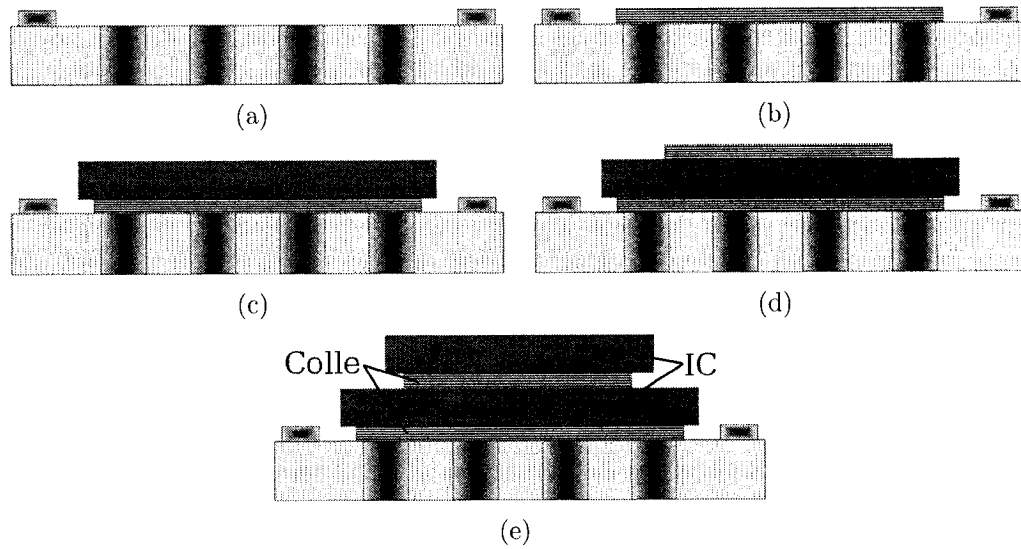


FIG. 3.6 : Étapes de disposition des IC : a) Base de la matrice, b) Dépôt de colle, c) Placement du premier circuit, d) Dépôt de colle et e) Placement du second circuit

ce point. De plus, ce montage permettra d'offrir un support lors de la soudure.

Puisque les matrices sont placées dans le gel solide à l'étape précédente, elles sont maintenues ainsi. Ceci a pour effet d'offrir la rigidité nécessaire pour faire le montage et les connexions des circuits intégrés avec les matrices.

Avant de placer le circuit mixte sur la base de la matrice, une goutte d'époxy H20E d'Epotek est posée sur la base pour permettre de coller et de maintenir la puce en place. Il faut éviter de mettre une quantité trop grande d'époxy pour qu'il n'y ait pas d'écoulement qui couvre les contacts. Le circuit est positionné grâce au Metcal BGA 3591 Rework Station pour occuper le milieu de la matrice. Cette étape est répétée pour disposer les IC suivants (figure 3.6).

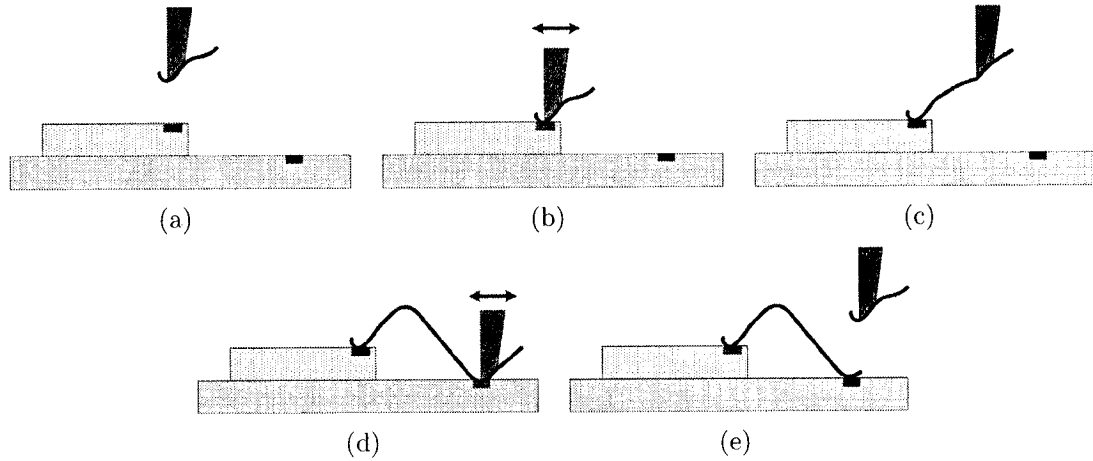


FIG. 3.7: Étapes du *wedge bonding* : a) Approche du premier contact, b) Écrasement du fil sur le contact par ultrason, c) Tissage, d) Écrasement du fil par ultrason sur le second contact et e) Coupure du fil

3.2.2 Connexions des circuits intégrés

Les circuits en place, il ne reste plus qu'à faire les liens entre les circuits pour rendre l'implant fonctionnel. Pour ce faire, une méthode découlant de la fabrication des circuits sur cartes imprimées (PCB) est utilisée. La soudure filaire (*wire bonding*) peut être divisée en deux groupes, soit le *wedge bonding* et le *ball bonding*.

Tout d'abord, le *wedge bonding* consiste à déposer un fil en or (Au) ou aluminium (Al) sur un contact (figure 3.7(a)). Puis, par ultrason, le fil d'aluminium, coincé entre le contact et l'alimenteur de fil, est écrasé pour former une connexion avec le contact tout en laissant une queue plus ou moins longue (figure 3.7(b)). Le fil est ensuite relié au prochain contact (figure 3.7(c)), où ce dernier est écrasé et soumis aux ultrasons pour former le lien (figure 3.7(d)). Le procédé est répété pour relier d'autres contacts.

Le procédé de *ball bonding*, de son côté, commence par la formation d'une boule d'or au bout du fil (figure 3.8(a)). Cette boule est déposée sur le contact, et par

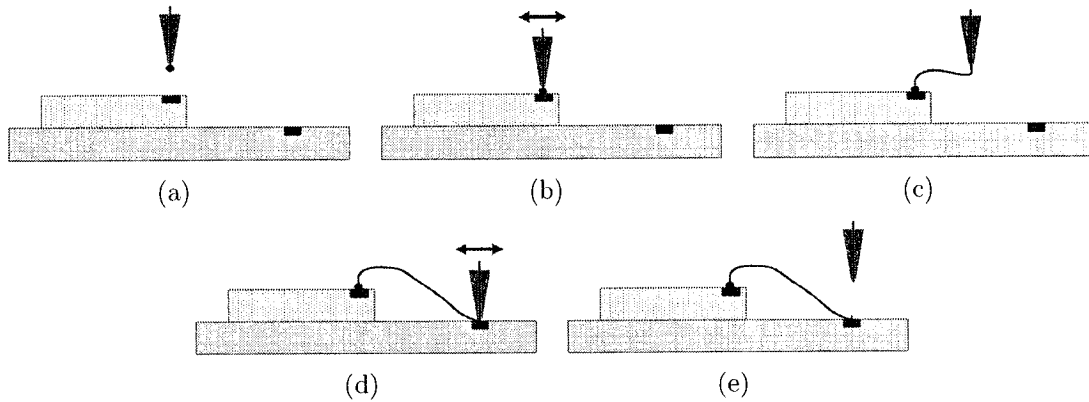


FIG. 3.8: Étapes du *ball bonding* : a) Formation d'une boule de métal au bout du fil, b) Écrasement de la boule sur le contact par ultrason, c) Tissage, d) Écrasement du fil par ultrason sur le second contact et e) Coupure du fil

ultrasons, elle y est soudée (figure 3.8(b)). Ensuite, le fil est tiré vers le prochain contact (figure 3.8(c)). À ce moment, la soudure se fait comme dans le cas du *wedge bonding* (figure 3.8(d)). Le *ball bonding* est la technique la plus utilisée, soit dans 90 % des cas, contre 10 % pour le *wedge bonding*². L'avantage majeur du *ball bonding* est la connexion initiale entre le contact et la boule au bout du fil. Cette méthode élimine la traînée (la queue) créée par le *wedge bonding* et ainsi permet de faire des connexions plus rapprochées.

Quoique le choix du *ball bonding* semble être approprié pour faire les connexions dans le projet des implants, celles-ci seront créées grâce au *wedge bonding*. L'équipement de *ball bonding* disponible n'est pas suffisamment précis pour générer les contacts dans les dimensions requises. La précision fournie par le *ball bonder* Kulicke & Soffa, modèle 4524D, est d'environ $20\ \mu\text{m}$ car le placement du fil est fait à l'oeil. Le *wedge bonder* Hesse & Knipps, Bondjet BJ810, quant à lui, possède une précision de l'ordre de $2\ \mu\text{m}$ grâce aux commandes par ordinateur. Cette caractéristique permet au moins d'exécuter des prototypes préliminaires pour valider

²Informations issues du site <http://nepp.nasa.gov/wirebond/Basic%20Info.htm>, consulté le 18 mai 2007

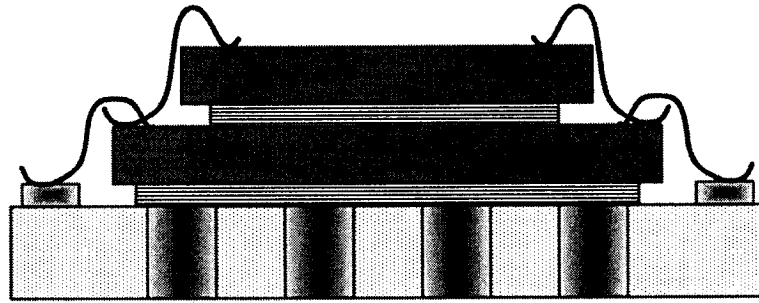


FIG. 3.9: Connexions des circuits et de la matrice

le concept.

Les matrices étant dans le support à base de gel de glycérine, les circuits peuvent être connectés entre eux et avec les contacts de la matrice sans que la pression déforme l'époxy (figure 3.9). Les liens se feront selon la conception prédéfinie des puces.

3.2.3 Fixation des connexions

Après la réalisation des connexions, ces dernières sont encore exposées à l'environnement ambiant. Quoiqu'une fine couche de parylène sera déposée ultérieurement, il est plus approprié de créer une meilleure isolation autour des fils. Cette protection est réalisée en déposant une goutte d'époxy non conducteur, tel que l'époxy 353ND d'Épotek (figure 3.10). L'implant est ensuite recuit à une température de 120°C pour une durée de 5 minutes pour durcir la colle. Cette couche augmente la barrière biocompatible tout en ajoutant une certaine épaisseur d'isolant électrique autour des circuits.

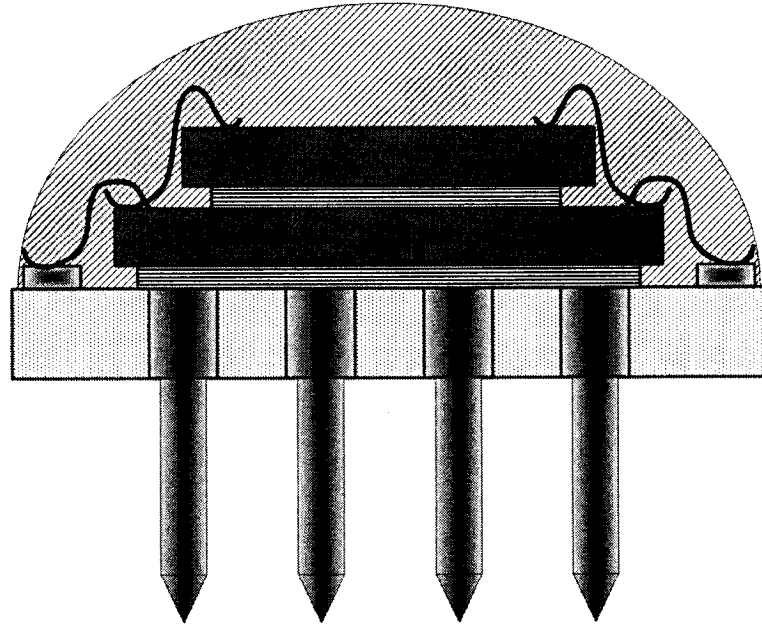


FIG. 3.10 : Fixation des connexions par une goutte d'époxy

3.3 Encapsulation et séparation

Les circuits sont montés et les implants sont presque prêts à l'utilisation. Il ne reste plus qu'à finaliser le montage. Premièrement, il faut fournir une barrière qui permettra à l'implant de résister à l'attaque d'un environnement biologique. Ensuite, il faut séparer les 16 matrices du support de développement et ainsi créer 16 matrices indépendantes.

3.3.1 Encapsulation

Tel que vu à la section 2.7, il faut isoler tout le système, tout en permettant aux pointes des électrodes d'être exposées à l'environnement ambiant. La différence entre les électrodes avant et après la création du SiP est l'ajout des IC. Cependant, ces derniers doivent aussi être isolés du milieu biologique. L'étape d'isolation au Parylène C reste donc semblable à celle décrite dans cette section.

3.3.2 Découpe

Après l'isolation des composantes, il faut individualiser chaque matrice. Cette étape n'étant pas couverte dans les travaux antérieurs, car le travail était exécuté sur une matrice à la fois, il faut élaborer une méthode de séparation. La ligne directrice de ce travail est axée sur la taille du produit fini et de ses contraintes.

Pour réaliser cette étape, il faut réussir à couper la couche d'une épaisseur de $300\text{ }\mu\text{m}$ tout autour des matrices, avec une précision de l'ordre de $10\text{ }\mu\text{m}$, tout en évitant d'altérer les caractéristiques de l'époxy. Couper à la scie ou avec une lame ne sont pas des alternatives valables à cause des dimensions du matériel ainsi que de sa précision. Dans le domaine de la coupe de précision, le laser joue un rôle très important [Knowles et al., 2007]. Différentes catégories de laser existent, par exemple le laser cristallin, le laser à colorants, le laser à gaz et le laser à semi-conducteur [Ion, 2005].

Deux options de laser ont été étudiées, soit le laser à gaz excimer et le laser cristallin à impulsion (table 3.1). Tout d'abord, le laser excimer est constitué de deux gaz. Les caractéristiques de ce laser sont une longueur d'onde de 248 nm , une fréquence de 200 Hz , une durée d'impulsion variant entre 12 et 20 ns et une énergie maximale par impulsion de 400 mJ . Quant au femto-LASER (Hurricane ultra-compact tunable Ti-Sapphire regenerative amplifier system de Laser Spectra-Physics), il a une longueur d'onde de 760 nm ou 820 nm , une puissance de 1.00 mJ à 1 kHz et une durée d'impulsion inférieure à 120 fs . Le femtolaser est choisi pour cause d'une plus faible dissipation de puissance, ce qui évite de faire monter la température de l'époxy et ainsi le faire passer au dessus de sa température de dégradation (Analyse thermogravimétrique ou ATG).

Le montage pour la découpe des matrices consiste à garder les électrodes dans le

TAB. 3.1 : Tableau comparatif des caractéristiques des lasers

	Laser excimer	Femtolasers
Longueur d'onde	248 nm	760 nm ou 820 nm
Fréquence	200 Hz	1 kHz
Puissance	400 mJ	1 mJ
Durée d'impulsion	12 ns à 20 ns	120 fs

support en glycérine utilisé dans l'étape d'encapsulation pour éviter que les pointes s'endommagent lorsque la matrice se détache de l'entité de développement. La base peut, dès lors, être exposée au laser pour la coupe. Selon les dimensions établies pour le contour des matrices, le laser suit les commandes qui lui sont fournies pour couper les implants.

Les seize implants sont finalement indépendants. Ils sont retirés du support de glycérine, rincés à l'eau désionisée et inspectés. Dans le cas où les circuits sont fonctionnels ainsi que complets et que l'implant passe l'inspection, l'implantation peut avoir lieu.

3.4 Conclusion

La réalisation d'un SiP implantable est décrite dans ce chapitre. Pour réaliser l'assemblage tout en prenant soin de ne pas endommager les électrodes, un mariage de méthodes en émergences, tel que le *die-stacking*, ainsi que l'adaptation de techniques connues, comme le *lift-off*, est réalisé. La description des étapes de fabrication présentées dans le chapitre 2 ainsi que dans celui-ci sont mises à l'épreuve pour prouver le concept, et les résultats avec une discussion sont exposés dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS ET DISCUSSIONS

Nous avons exposé aux chapitres 2 et 3 le concept de fabrication et d'intégration des électrodes et de l'électronique pour compléter un dispositif implantable. Le concours des divers laboratoires de l'École Polytechnique (Nanorobotic, LASEM, LMF et LANOMAT) a été nécessaire pour réaliser les différentes étapes décrites antérieurement.

Les résultats obtenus par les diverses manipulations sont présentés dans les sections suivantes. Suivant chaque section, une discussion sommaire est émise. Et finalement, une discussion générale est exposée.

4.1 Fabrication des matrices

4.1.1 Coupe des électrodes

La découpe des barres de métal avec le fichier G-Code a permis de fournir plusieurs échantillons de matrices d'électrodes. Grâce à un microscope à balayage électronique, le profil de coupe est présenté à la figure 4.1. Des photos des électrodes vues en perspective sont montrées à la figure 4.2. Des photos des électrodes provenant du travail antérieur sont présentées à la figure 4.3. Les tailles, l'apparence et la finition des surfaces des électrodes sont similaires.

Cependant, la différence se situe dans le nombre plus grand de matrices ainsi qu'un anneau de protection autour des électrodes. À cause du changement du profil de

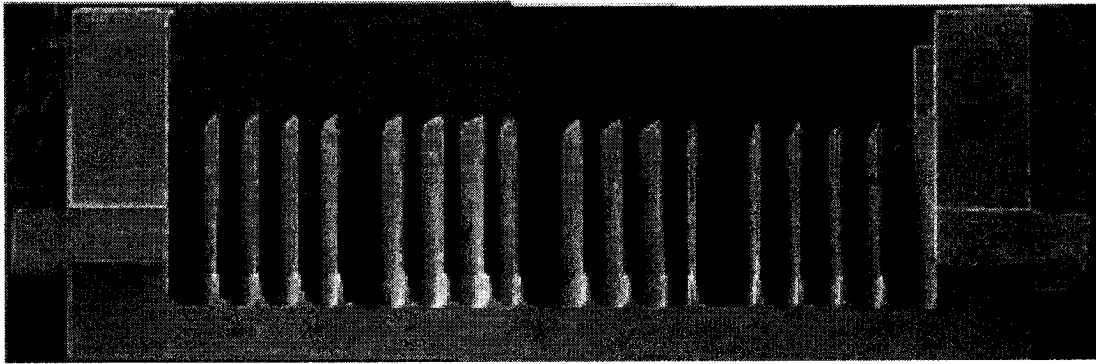


FIG. 4.1 : Profil de coupe d'électrodes

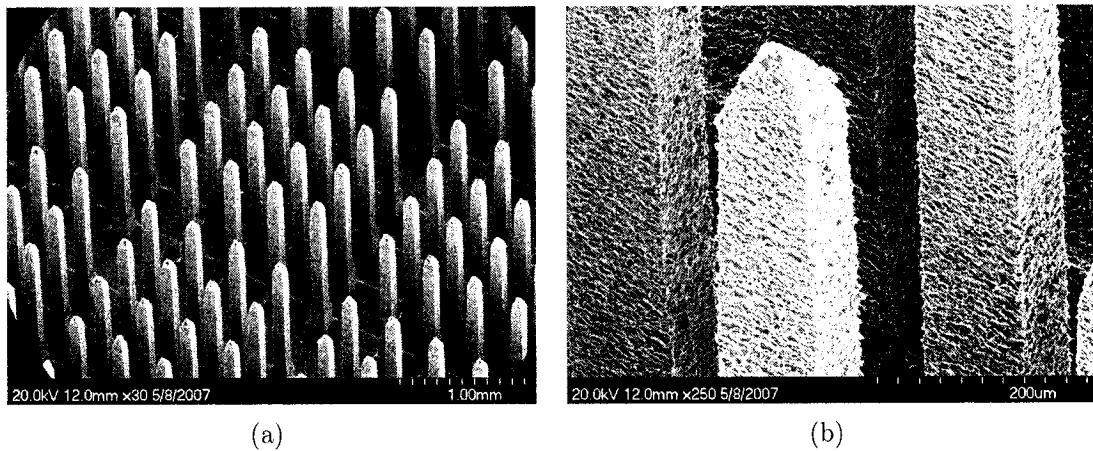


FIG. 4.2 : Résultat de découpe d'électrodes dans l'acier inoxydable : a) Vue générale des électrodes et b) agrandissement d'une pointe

coupe, le temps de fabrication passe de 1 h 45 à 2 h 30, mais, seize matrices sont usinées au lieu de neuf. Bien que le temps de fabrication total augmente, le temps de fabrication par matrice diminue à 9 minutes au lieu de 12 minutes (Table 4.1).

La production des microélectrodes est une étape contrôlée. L'optimisation de la surface permet de faire jusqu'à trente-six matrices, mais elle sera limitée à seize pour intégrer un anneau de sécurité. Il y a aussi une augmentation de plus de 5 % dans l'aire occupée par des matrices dans la surface de coupe. Une augmentation supplémentaire de 43 % peut être effectuée si la périphérie de protection est remplacée par des électrodes. Cependant, considérant la protection accrue autour

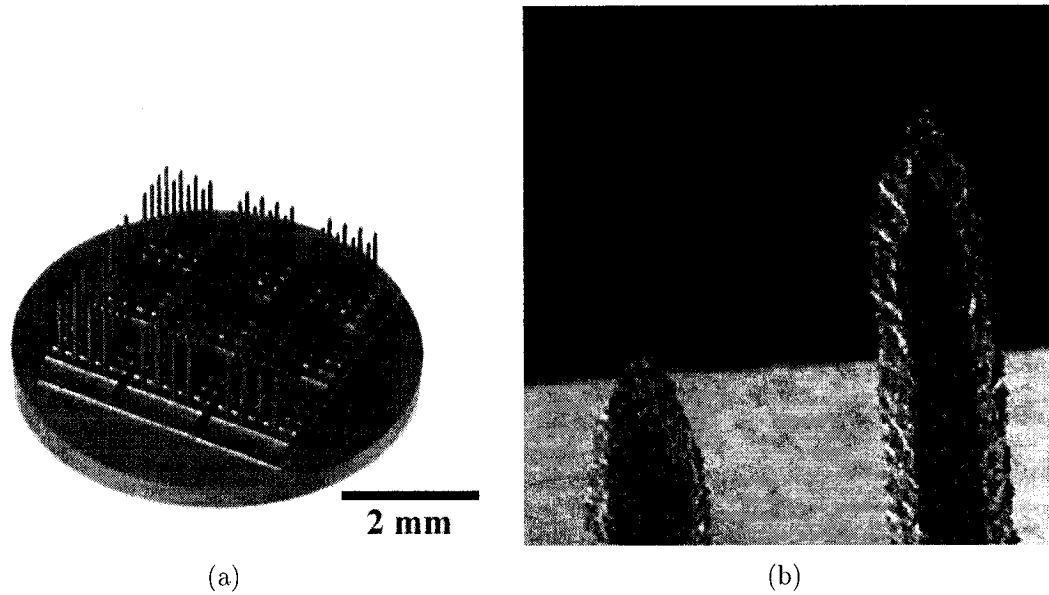


FIG. 4.3: Résultat antérieur de découpe d'électrodes dans l'acier inoxydable : a) Vue générale des électrodes et b) agrandissement d'une pointe de section hexagonale (tiré de [Pigeon, 2004])

des électrodes, il y a une diminution d'électrodes brisées lors des manipulations postérieures.

TAB. 4.1 : Tableau des améliorations des coupe d'électrodes à section carrée

	Temps total	Temps par matrice	% de surface utilisée
Design de 9 matrices (1.6 mm de côté)	1 h 45	12 min	29.3 %
Design de 16 matrices (1.7 mm de côté)	2 h 30	9 min	35.0 %

4.1.2 Electropolissage

Pour ces manipulations, un fil métallique d'acier inoxydable est soudé par LASER (ND :YAG avec le LW500A de Miyachi Unitek) à la matrice afin de permettre

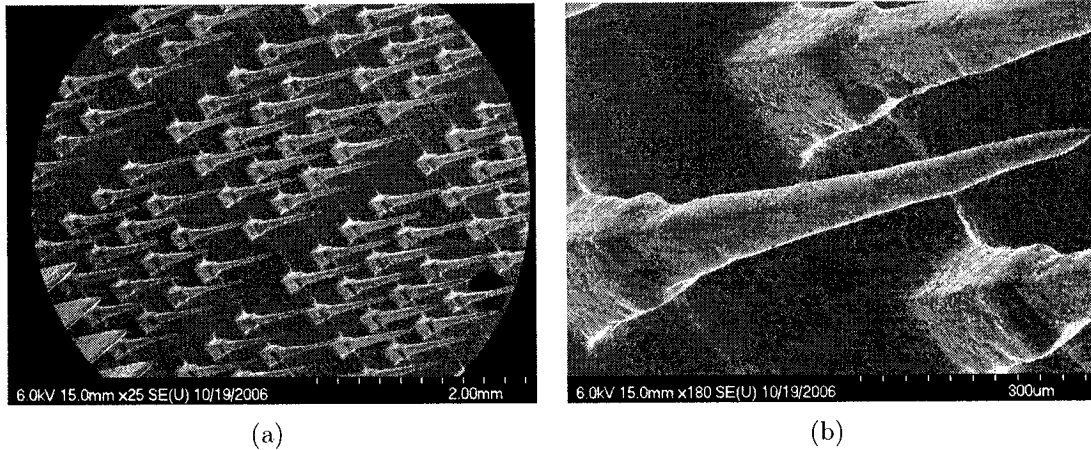


FIG. 4.4: Électrodes électropolies par une densité de 0.04 A/cm^2 pour 10 minutes puis 0.36 A/cm^2 pour 4.5 minutes : a) Vue générale et b) Vue d'une électrode

une connexion avec l'anode de la source de courant. Les acides utilisés sont des solutions d'acide phosphorique (H_3PO_4 98 %) et sulfurique (H_2SO_4 51 %). Pour un mélange final, 75 ml d'acide phosphorique et 82 ml d'acide sulfurique sont versés et mélangés dans 15 ml d'eau désionisée. Un courant de 0.416 A est fourni pour obtenir une densité de 0.04 A/cm^2 pour le polissage initial, puis un courant de 3.744 A pour une densité de 0.36 A/cm^2 pour le polissage de finition. La figure 4.4 montre des électrodes d'un même lot ayant des dimensions variables. Le résultat est donc plutôt médiocre.

Après l'évaluation de la situation, une différence importante entre les matrices développées précédemment par l'équipe Polystim et celles actuelles est notée. Le nombre d'électrodes et les supports augmentent le nombre de coins et de cavités présents sur l'échantillon. Un des principes de base de la physique-électrique stipule que les électrons sont en plus forte concentration dans les pointes, ce qui engendre un courant plus important dans les sections convexes que dans celles concaves [Benson, 1993]. Cette donnée peut expliquer la variation dans les résultats.

Après quelques tests en variant l'intensité du courant, une densité de courant de

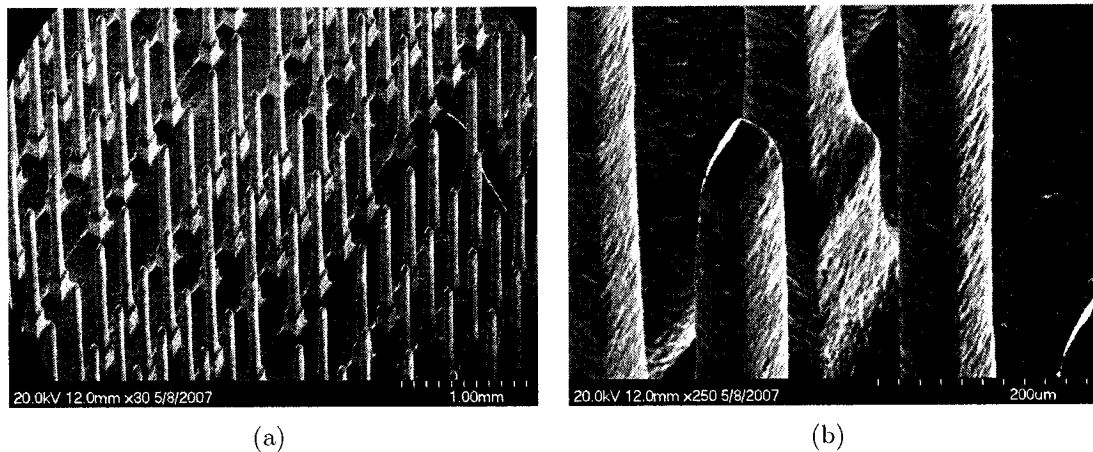


FIG. 4.5 : Électrodes électropolies par une densité de 0.067 A/cm^2 pour 10 minutes : a) Vue générale, b) Vue d'une électrode

0.067 A/cm^2 pour une période de 10 minutes est jugée suffisante. Pour une surface exposée de 10.4 cm^2 (incluant le fil d'acier inoxydable), un courant d'environ 697 mA est requis. La figure 4.5 montre une finition plus acceptable. Plusieurs essais avec cette valeur ont été effectués, et les résultats montrent une bonne reproductibilité (figure 4.6).

Lors de cette étape, une modification importante du procédé a dû être effectuée. Tout d'abord, la densité de courant sélectionnée est de 0.067 A/cm^2 pour une période de 10 minutes au lieu d'une séquence de 0.04 A/cm^2 pour 10 minutes et de 0.36 A/cm^2 pour 4 minutes. Cette modification affecte la taille des électrodes. En effet, après traitement, la largeur d'une électrode devient $80 \mu\text{m}$ au lieu de $50 \mu\text{m}$ tout en gardant une tige d'une longueur de 1.5 mm.

4.1.3 Attaque à l'acide oxalique pour finition de surface

L'attaque des surfaces à l'acide oxalique s'est déroulée sans trop de complication. Pour avoir une densité de courant de 0.41 A/cm^2 à travers les surfaces des électrodes

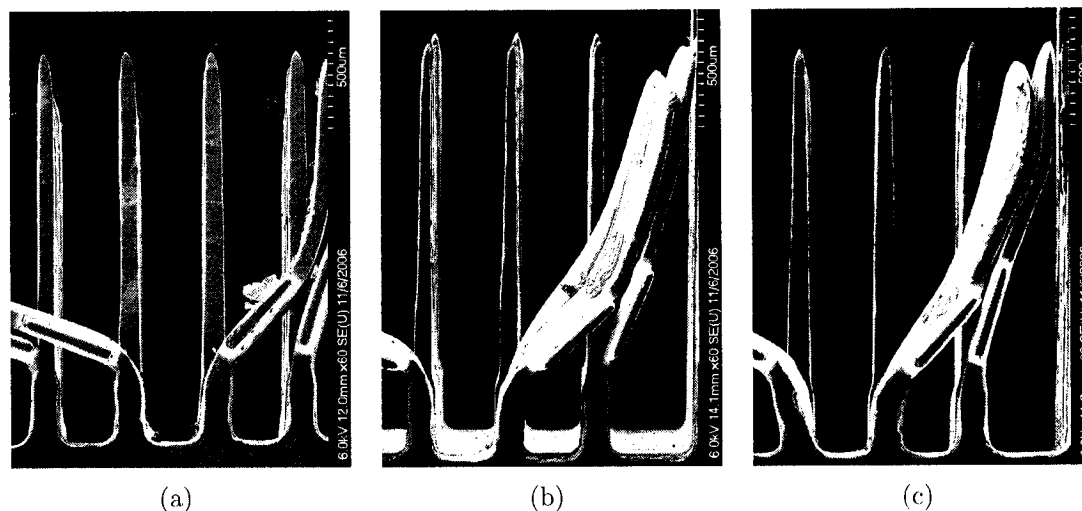


FIG. 4.6 : Essais de polissage sur trois matrices d'électrodes différentes (a, b, c) par une densité de 0.067 A/cm^2 pour 10 minutes

ayant une aire de 6.34 cm^2 , une intensité de 2.6 A est imposée. La photo à la figure 4.7 montre l'état de la surface après le traitement.

Pour obtenir des résultats reproductibles, une petite modification au procédé a été requise. Au lieu d'attaquer exclusivement les pointes à l'acide oxalique, ce qui, en soit, n'était pas exactement reproductible, toutes les surfaces, excluant le côté opposé de la base, sont traitées. Quoique le gradient de diminution de la matière n'est pas très élevé, un temps d'exposition trop long ou une densité de courant plus importante risque de gruger de manière ostensible le métal.

4.1.4 Dépôt de platine

Lors de l'élaboration de cette étape, une bulle à cinq goulots est utilisée pour réaliser le montage. Plusieurs essais ont été réalisés en variant le potentiel appliqué aux bornes de l'électrode de travail et de la contre-électrode. La déposition est faite en forme de boules plus ou moins disparates, selon la valeur du potentiel

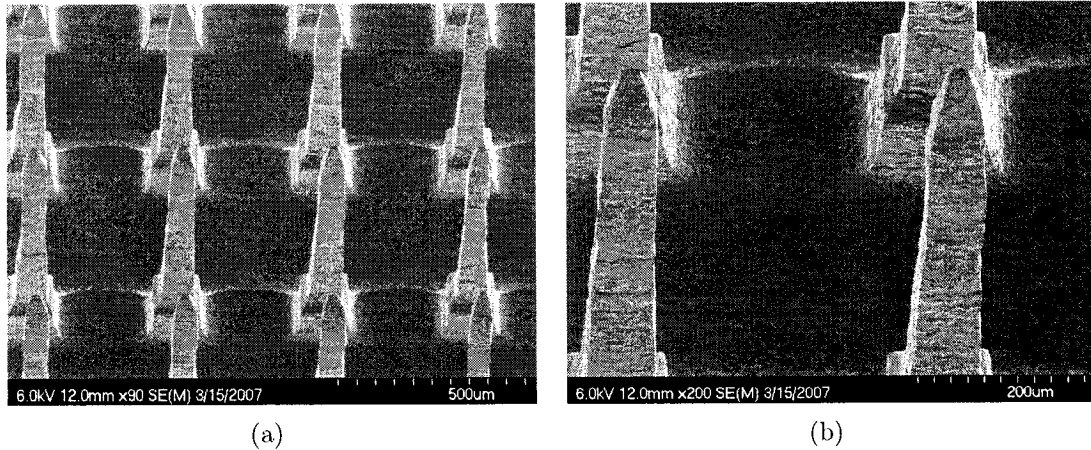


FIG. 4.7 : Résultat de l'attaque oxalique sur les surfaces : a) Vue générale et b) Vue rapprochée de 2 électrodes

appliqué, sans donner une couche lisse est uniforme. Pour 491 mV par rapport à une électrode de référence d'hydrogène (Reference Hydrogen Electrode - RHE), la déposition est très dispersée (figure 4.8). En diminuant le potentiel à 300 mV vs RHE (figure 4.9) et à 100 mV vs RHE (figure 4.10), la distribution des dépôts de platine est de plus en plus rapprochée. Après quelques tests sans résultat positif, il a été décidé d'omettre cette étape ainsi que celle de l'attaque à l'acide oxalique pour la suite de cette expérimentation afin d'éviter de gaspiller des électrodes.

Une des différences avec les manipulations faites dans les travaux antérieurs est que le montage était réalisé avec un bécher de petite taille, soit 100 ml. La modification engendre une différence dans l'espacement des trois électrodes qui composent le système pour la déposition. La différence la plus significative est que les électrodes doivent complètement être couvertes de platine, contrairement à ce qui se faisait auparavant ; i.e. juste les pointes. Cette modification et le nombre accru d'électrodes entraînent une altération dans l'uniformité des lignes de champ entre l'électrode de travail et la contre-électrode.

Aussi, il peut être observé que les dépôts créés ont des allures de fractale 3D

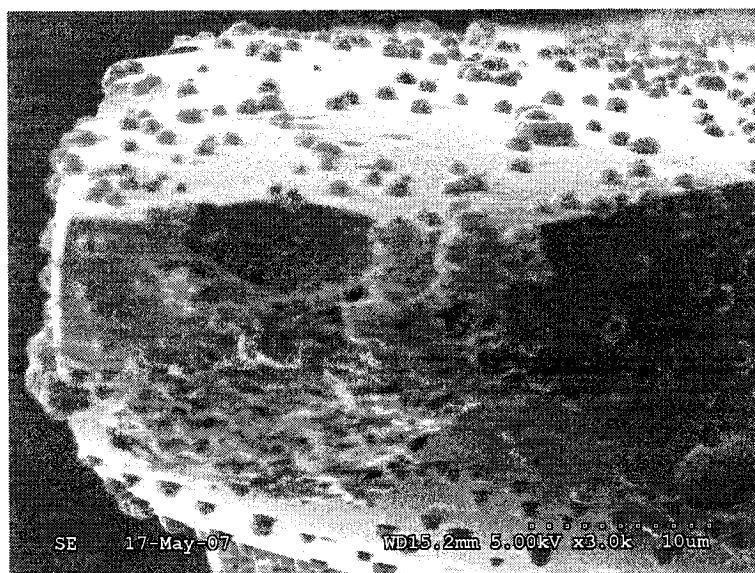


FIG. 4.8: Dépôt de platine sur une pointe d'électrode en utilisant un potentiel de 491 mV/RHE



FIG. 4.9: Dépôt de platine sur une plaque de métal en utilisant un potentiel de 300 mV/RHE

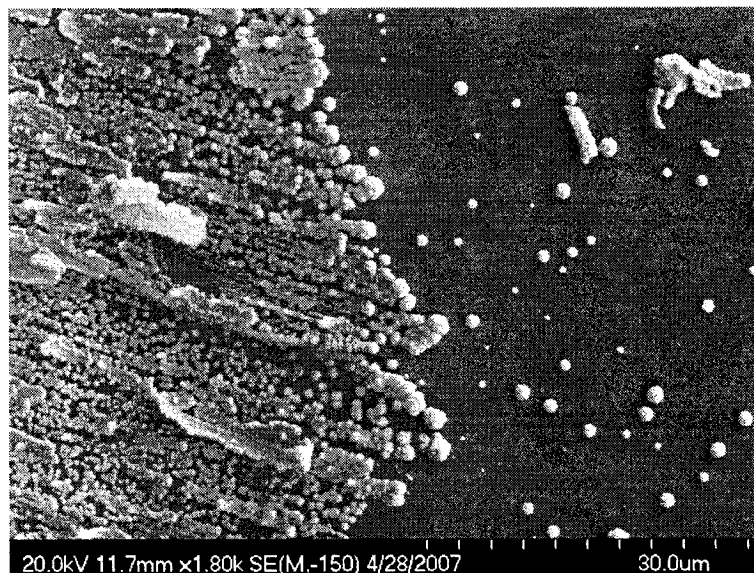


FIG. 4.10: Dépôt de platine sur une plaque de métal en utilisant un potentiel de 100 mV/RHE

(figure 4.11). Cette constatation peut éventuellement être exploitée à l'avantage du projet. En effet, lorsqu'une plus grande surface de contact est recherchée pour un même volume, les fractales sont utilisées. Il sera donc intéressant d'évaluer le rendement d'une couche de platine uniforme et plane par rapport à une surface pleine disposant de fractales.

4.1.5 Substrat d'époxy

La disposition de l'époxy à la base des électrodes est réalisée comme il a été discuté à la section 2.5.2. La figure 4.12 montre les électrodes couvertes à la base. Il a été remarqué que l'anneau de protection offre une tension de surface qui permet d'étendre l'époxy et de diminuer la quantité nécessaire. Cependant, les électrodes dans les coins sont partiellement plus couvertes par l'époxy (figure 4.13). De plus, les bulles sont absentes de l'époxy durci grâce au vide auquel il est soumis avant son durcissement.

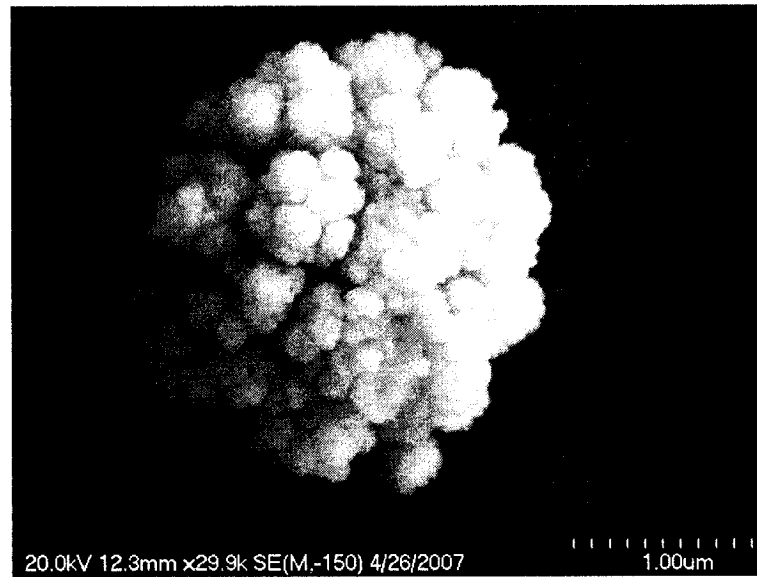


FIG. 4.11 : Agrandissement d'une boule de platine déposée à 300 mV/RHE en forme de fractale 3D

Quoique relativement très fluide, l'époxy offre une résistance importante lors de son injection. Ce facteur rend le contrôle de la quantité injectée limité, mais faisable.

4.1.6 Sablage

Le sablage est une étape plutôt simple. Il suffit de placer la pièce sur la meule, fournir une force verticale et attendre que le socle soit limé. Cependant, la pression exercée par l'étau peut être trop élevée, et ainsi, engendrer une fracture de l'époxy (figure 4.14). Pour résoudre ce problème, une pièce métallique rigide de la même dimension est placée dans l'étau pour permettre de bien maintenir la matrice en place sans causer une pression accrue sur les bords (figure 4.15).

Les résultats sont, dès lors, plus intéressants. Le socle en métal est grugé jusqu'à la base en époxy. Il est à noter que la gravure peut être arrêtée trop tôt, à cause d'un sablage non uniforme (figure 4.16(a)), ou trop tard, et laisser une base très

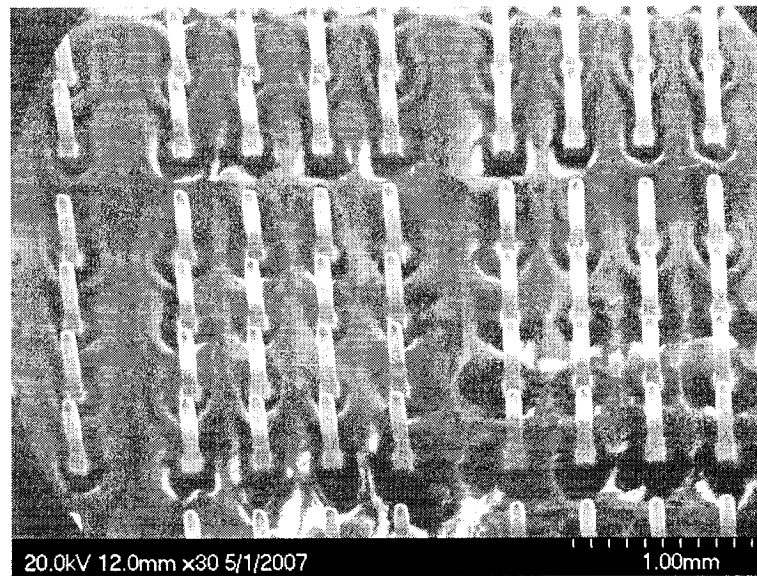


FIG. 4.12: Époxy déposée sur la base des matrices

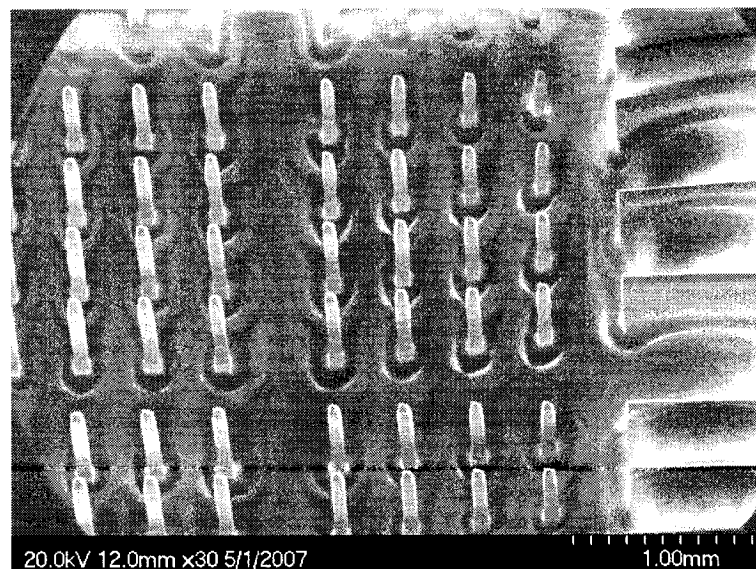


FIG. 4.13: Électrodes de coin recouvertes par un excédant d'époxy

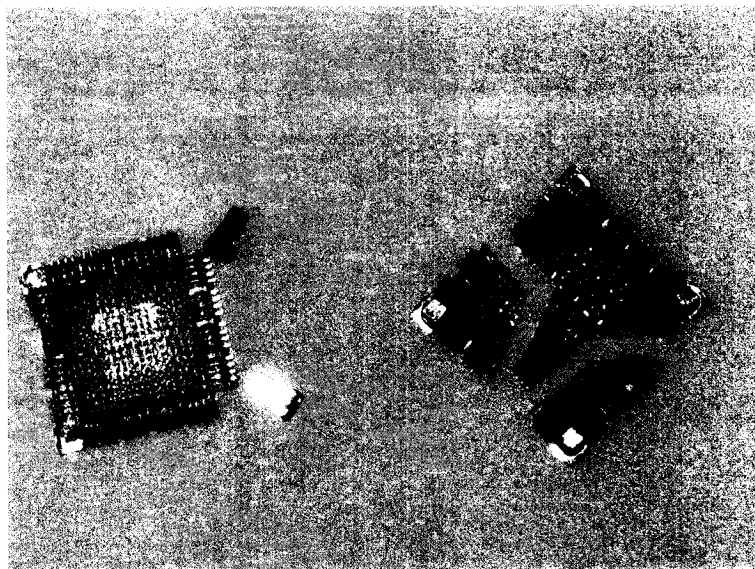


FIG. 4.14: Matrices brisées lors du sablage

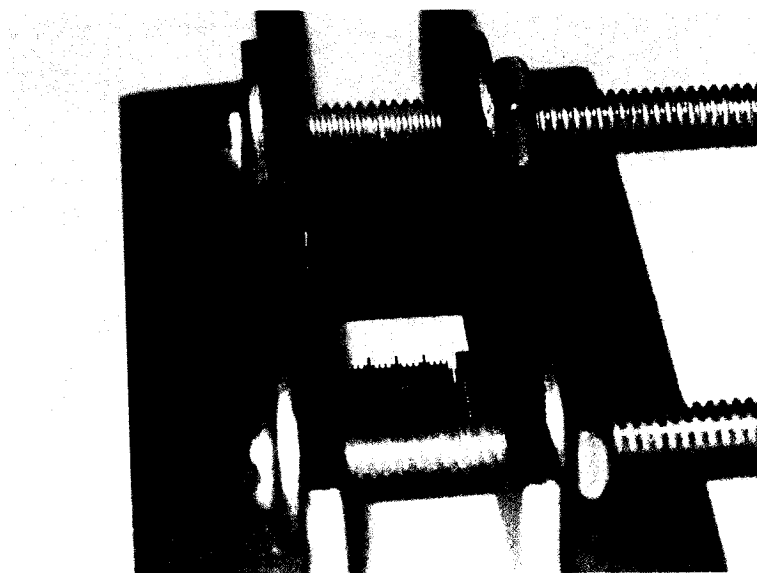


FIG. 4.15: Ajout d'une pièce de métal pour le sablage

faible, voir même déformée (figure 4.16(b)). Dans le cas d'un bon résultat, la base est suffisamment solide, mais des rainures sont apparentes dans le métal et l'époxy (figure 4.17). En utilisant de la poudre d'alumine de $0.05\ \mu\text{m}$, la profondeur des rainures est réduite de manière importante.

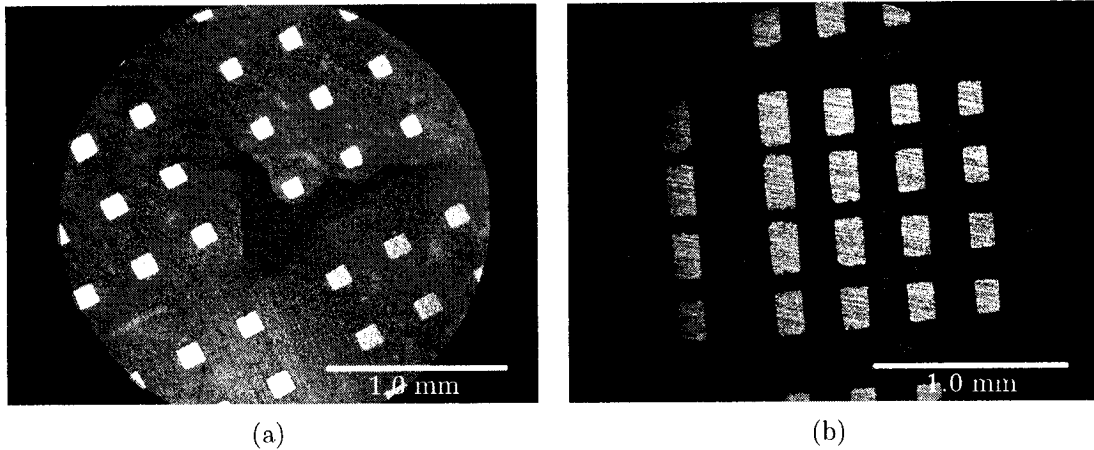


FIG. 4.16: Résultat de sablage mal accompli : a) Période de sablage trop longue, b) Sablage non uniforme.

Pour des pièces de la taille des microélectrodes, le sablage n'est pas la méthode la plus appropriée. Quoique les résultats s'approchent des besoins, il reste que c'est une technique archaïque, et cause même parfois une surface qui n'est pas plane. De plus, la vibration introduite par le sablage crée un stress sur les électrodes et l'époxy. Des failles peuvent apparaître, ou une diminution d'adhérence entre l'époxy et le métal engendre la possibilité de perdre des électrodes lors des processus subséquents.

4.2 Création de l'implant multicomposantes

4.2.1 Procédé de *lift-off*

L'étape du *lift-off*, qui consiste à enlever les parties excédentaires d'une couche déposée en dissolvant les couches de résine, a été réalisée en plusieurs séances. Tout

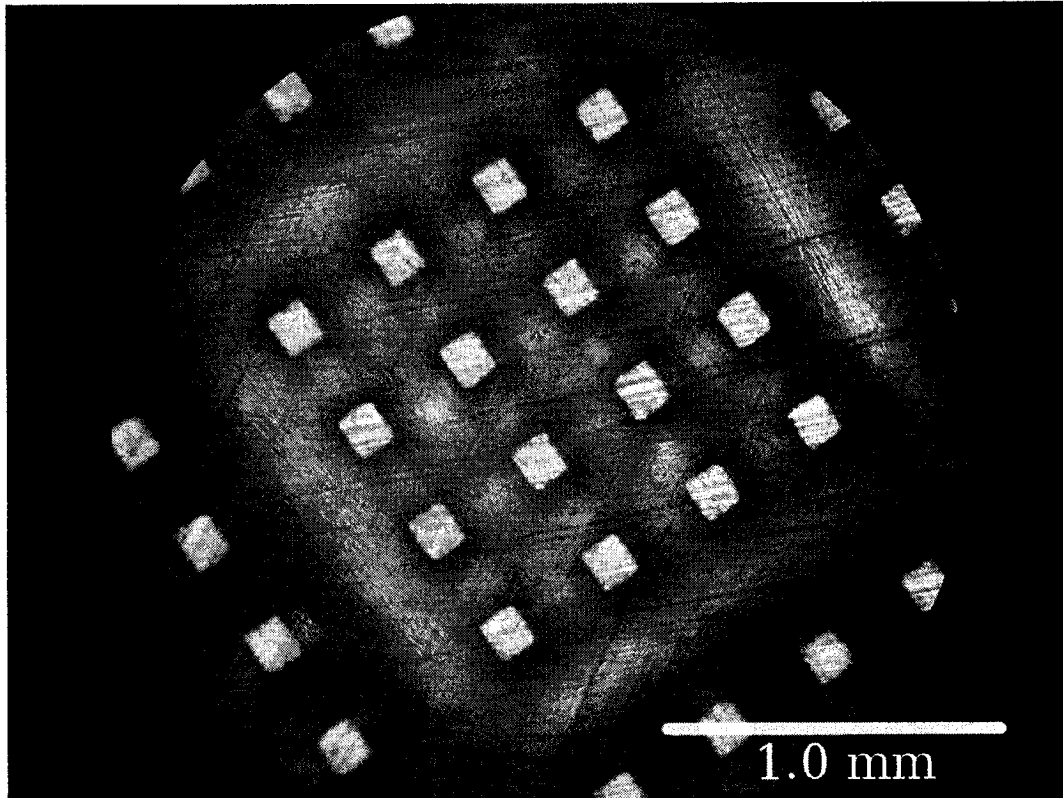


FIG. 4.17: Sablage réussi avec présence de rainures

d'abord, pour des fins de test, des essais ont été réalisés sur une gaufre en silicium. Les résultats étant conformes aux attentes (figure 4.18), le procédé est transposé sur les matrices d'électrodes. Quoique le premier résultat ne soit pas convenable à cause de la désintégration de la base en époxy, une observation peut être faite sur les dimensions des traces qui ne conviennent pas aux dimensions des matrices (figures 4.19). Pour résoudre ce problème de manière temporaire, de nouvelles matrices d'électrodes avec des mesures différentes ont été fabriquées pour s'adapter aux dimensions du masque, dans lequel une erreur de dimension s'est introduite lors de son impression.

Après la modification des mesures de coupe, l'enlignement du masque avec les électrodes se rapproche, bien qu'il reste une différence mineure dans les tailles.

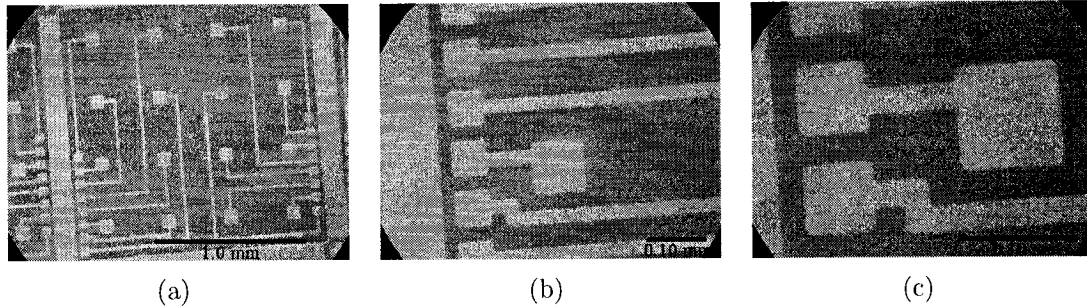


FIG. 4.18: Essai du procédé de *lift-off* sur gaufre de silicium vue selon trois grossissements (a, b, c)

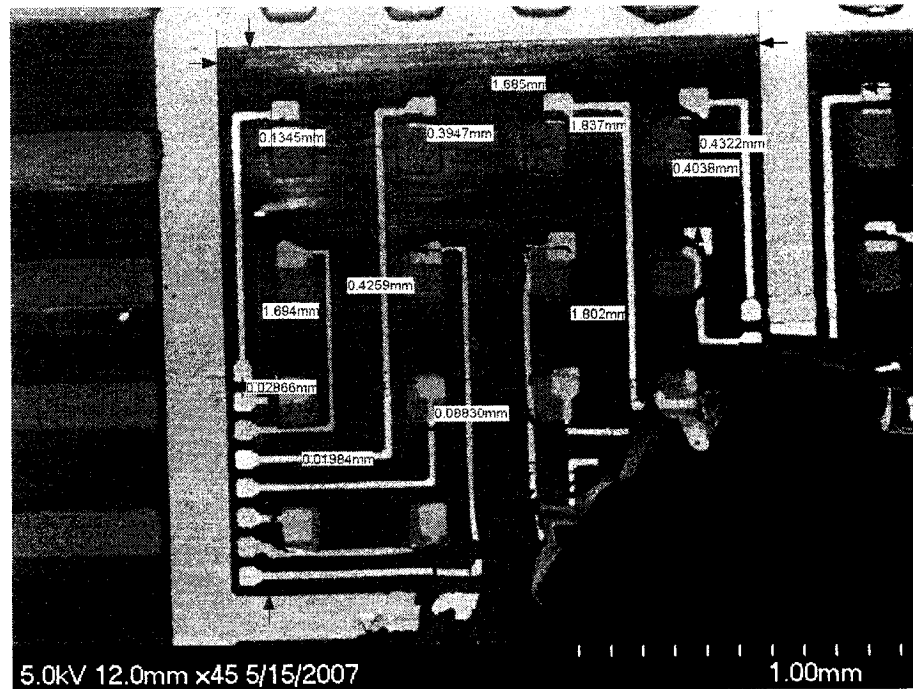
La figure 4.20 montre la couche de résine exposée et développée sur la base de la matrice.

Ensuite, après le dépôt de chrome-or, les différences de dénivellation sont visibles à la figure 4.21. Suivant le nettoyage à l'acétone, les traces sont libérées et le surplus d'or est ôté. La figure 4.22 montre le résultat des traces.

La réalisation du *lift-off* a été une étape difficile à mettre au point. Le concept est relativement simple et bien documenté. Cependant, l'introduction de nouvelles variables engendre quelques difficultés. En effet, le procédé est généralement réalisé sur un substrat en silicium. Dans le cas du prototype, le substrat est en époxy. Quoique l'époxy 377 d'Epotek est résistant à la majorité des solvants, vers la fin du procédé, il se désintègre dans les solvants utilisés pour le *lift-off*, tel que l'acétone, le *Remover PG* et l'*AZ 300T* (figure 4.23).

Après avoir établi que la cause de la désintégration provient des solvants et non des vibrations ultrasoniques, il a été nécessaire de trouver un moyen de protéger l'époxy exposé (cf. 3.1.3). Les résultats obtenus sont satisfaisants.

À certains endroits, une dénivellation importante entre la surface de l'électrode et de l'époxy est visible. Cet écart est causé par la différence du taux d'érosion de



(a)



(b)

FIG. 4.19: Problème de concordance des dimensions : a) Dimensions concernant une matrice, b) Dimensions relevant sur les distances des deux matrices (matrices ayant subies une désintégration par l'acétone)

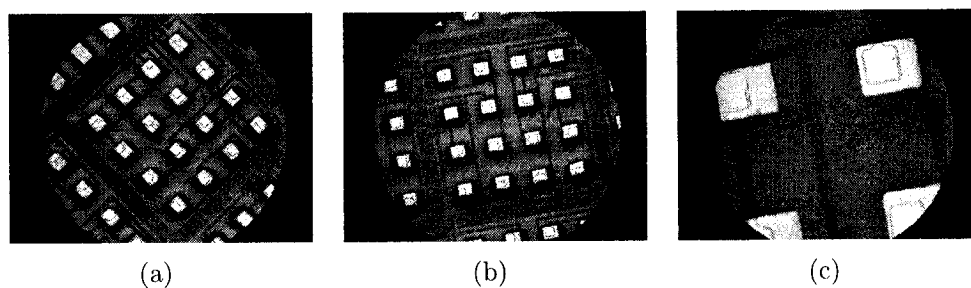


FIG. 4.20 : Résine développée sur les matrices vue selon trois grossissements (a, b, c)

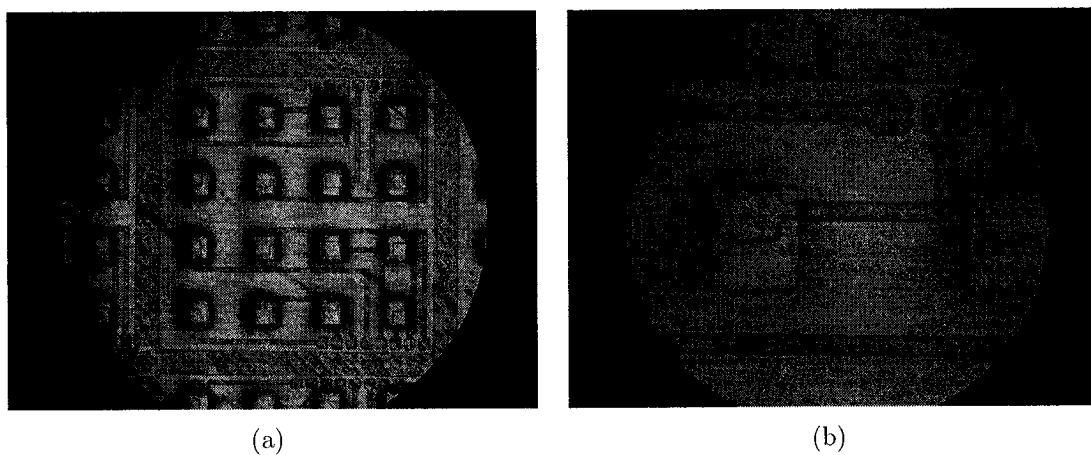


FIG. 4.21 : Dépôt de chrome et d'or sur les matrices d'électrodes : a) Vue d'une matrice, b) Vue des électrodes et des contacts

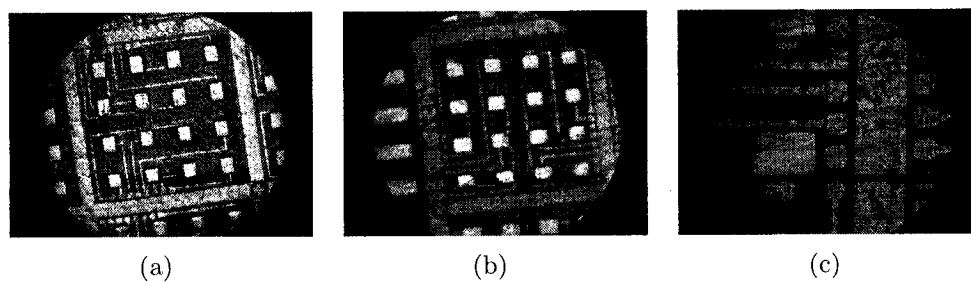


FIG. 4.22 : Retrait de la résine et de l'excès de métal : a) et b) Vue de deux matrices, c) Vue des contacts

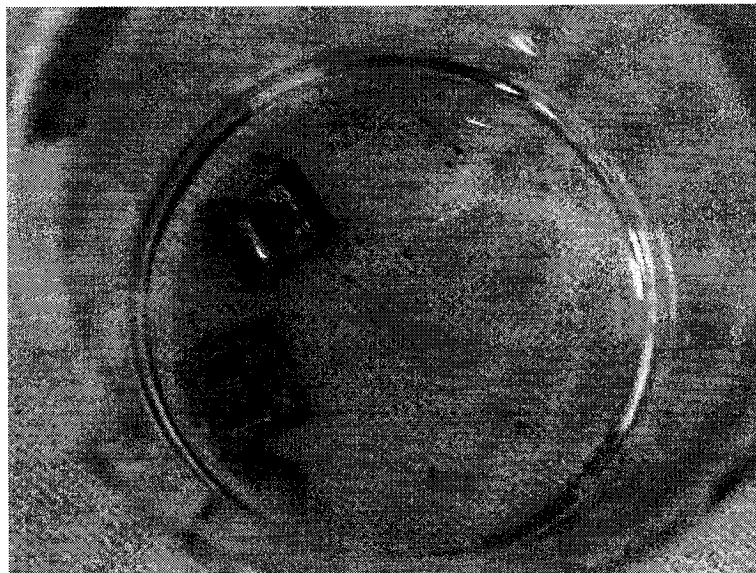


FIG. 4.23: Exemple de deux matrices désintégrées dans du *Remover PG* dans un b cher

l'acier et de l' pox . Elle engendre alors une coupure dans la trace qu'elle affecte (figure 4.24), et donc, l'électrode ne peut être utilisée.

4.2.2 *Die-Stacking*

Pour le *die-stacking*, le concept a d'abord été essayé avec des circuits tests (figure 4.25). Lors de la réception des circuits intégrés, il a été noté que les circuits numériques n'étaient pas coupés aux dimensions requises. Sur la tranche de silicium réalisée pour le test du *lift-off*, les IC sont empilés et connectés. Une variation est cependant apportée pour s'ajuster à la taille des circuits reçus. Tout d'abord, le premier circuit, soit le circuit mixte, est déposé puis les contacts sont reliés à la matrice (figure 4.26). Ensuite, le second circuit est déposé sur le premier. Puisque le IC numérique est trop grand, les contacts sont faits sur la matrice (figure 4.27).

Le procédé n'a pu être transposé sur les matrices à cause des contraintes de temps.

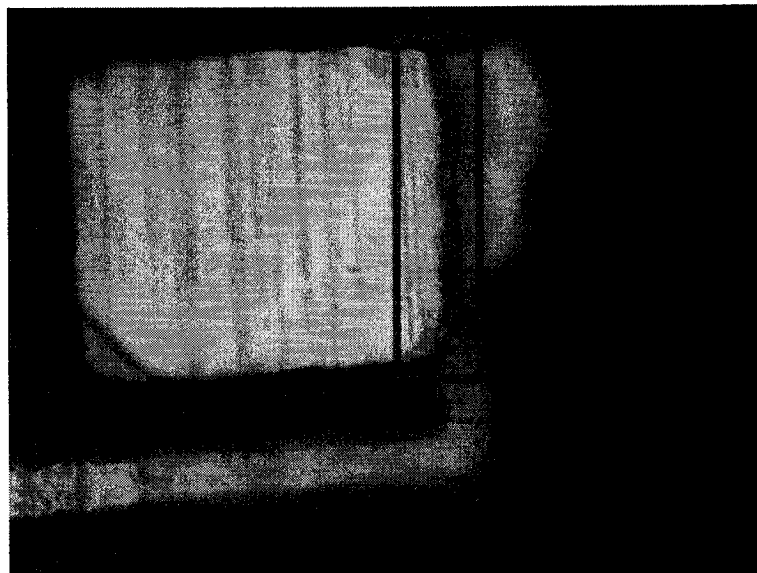
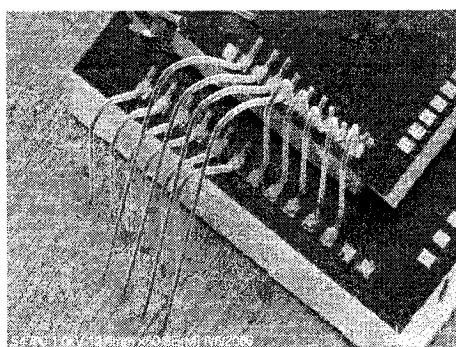
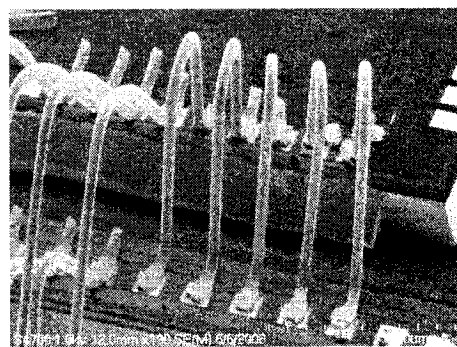


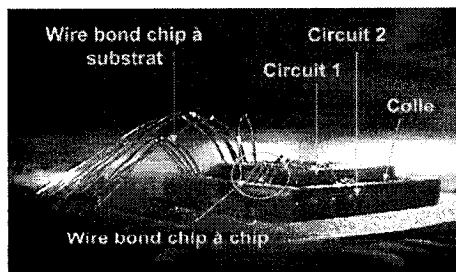
FIG. 4.24: Présence d'un écart entre l'électrode et l'époxy



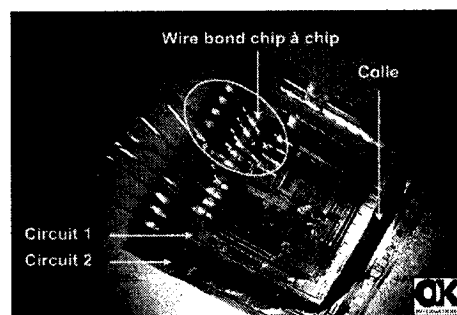
(a)



(b)



(c)



(d)

FIG. 4.25: Démonstration de connexions entre deux circuits disposés verticalement : a) Vue de côté, b) Agrandissement des connexions, c) Vue latérale avec identifications, d) Vue de haut avec identifications

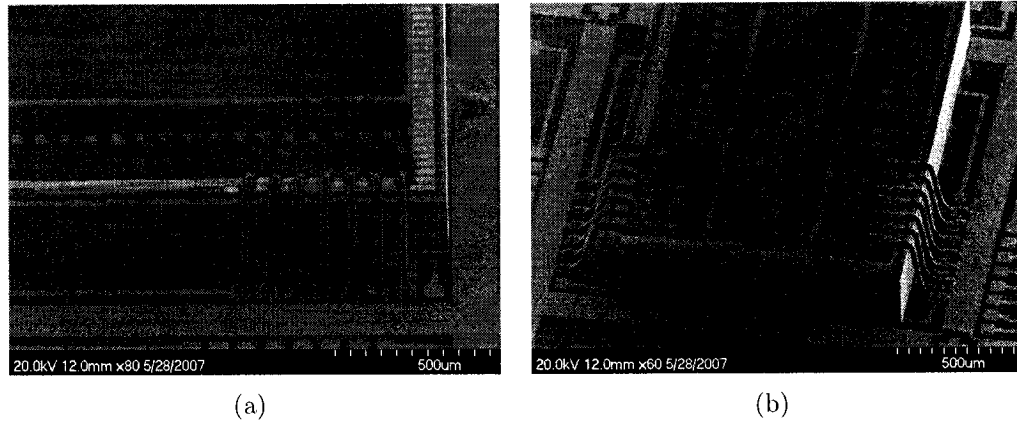


FIG. 4.26: Disposition et connexion du premier circuit : a) Vue de côté, b) Vue de haut

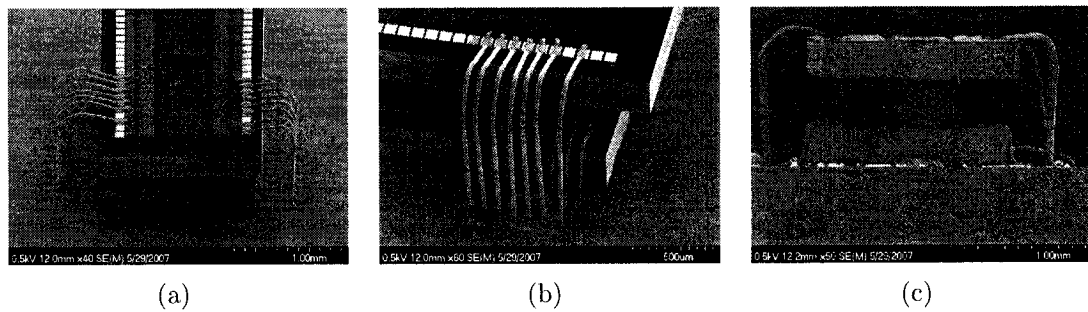


FIG. 4.27: Disposition et connexion du second circuit : a) Vue de haut, b) Vue de côté, c) Vue de face

Des essais de connexions par *wedge bonder* ont cependant été faits. Ceux-ci ont été infructueux. D'un autre côté, moult informations ont pu être relevées. Tout d'abord, la surface de la matrice montre un manque de planéité issu de l'étape de sablage et de la fragilité de l'époxy qu'elle engendre. Ensuite, une difficulté d'adhérence entre l'or des contacts et l'aluminium du fil s'est manifestée. En fait, l'or a tendance à se déformer sous la pression.

Le concept du *die-stacking* est bien fonctionnel comme il a été prouvé lors des différents tests préliminaires. Cependant, considérant la taille inappropriée du second circuit, une modification a été introduite. Soit une nouvelle demande de fabri-

cation peut être suggérée pour avoir des circuits de la bonne taille, soit le masque doit être modifié pour permettre de faire les connexions entre circuits par l'intermission de contacts sur la matrice. La deuxième option offre la chance de pouvoir diminuer les restrictions de taille des circuits et de permettre d'offrir plus de surface pour le design du circuit.

Du côté des tests de connexions sur la matrice, les complications peuvent être produites par plusieurs phénomènes. Tout d'abord, de l'or peut avoir un effet sur la qualité de l'adhérence. Si l'or est trop lisse, la rugosité qui permet à l'aluminium de se coller à l'or n'est pas présente, ce qui rend le lien plus faible. Un traitement de surface pour donner une certaine porosité à l'or peut être fait avec un bombardement directionnel d'ions (Reactive Ion Etching - RIE). Par la suite, la basse température de fusion du support élimine l'option de chauffage pour favoriser l'adhérence. La recherche d'un autre produit pour le support doit être considérée. Et finalement, le *wedge bonding* par ultrason consiste à créer une déformation du fil par vibration. Cependant, les vibrations semblent être absorbées par l'époxy, ce qui provoque une déformation de l'or des contacts et le fil reste presque intact.

Les difficultés rencontrées dans les tests de connexions par *wedge bonding* sur la matrice causent certains obstacles pour la suite du projet.

4.2.3 Assemblage d'un prototype complet de l'implant

Bien que l'implant n'ait pas été complété, des tests d'encapsulation par parylène ainsi que des coupes d'époxy avec le femtolaser ont été réalisés pour montrer la faisabilité des techniques.

Tout d'abord, la déposition de parylène sur une pièce de métal quelconque a été produite pour des fins d'essai. Ensuite, comme décrit à la section 2.7.2, la déposition

est faite sur les électrodes.

Pour la coupe, une couche d'époxy d'une épaisseur de $300\text{ }\mu\text{m}$ est initialement créée. Ensuite, avec le femtolaser, des carrés de 1.7 mm de côté sont découpés pour simuler la taille d'une matrice d'électrodes. La figure 4.28(a) montre un carré coupé dans l'époxy, ainsi qu'une vue rapprochée de la coupe est montrée à la figure 4.28(b). Le carré séparé est présenté sous différentes vues à la figure 4.29.

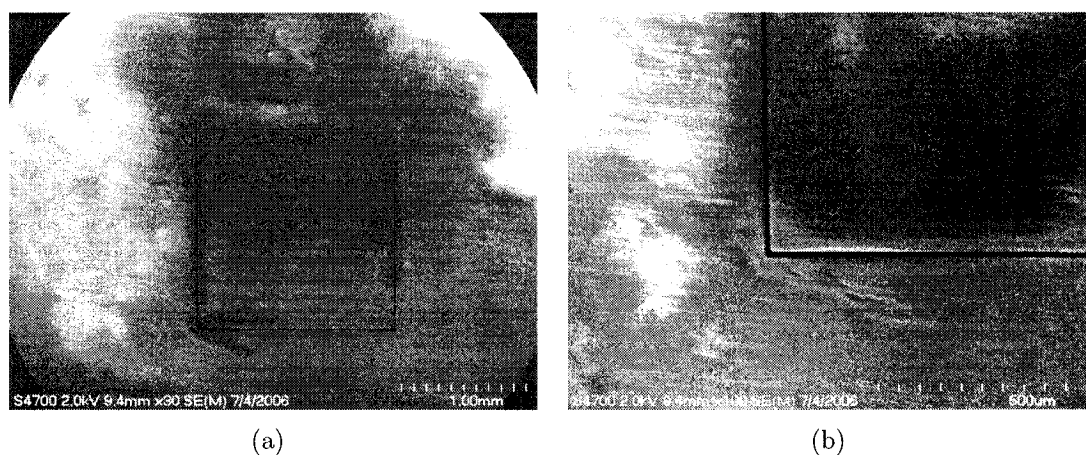


FIG. 4.28: Carré d'époxy de 1.7 mm de côté (a) découpé dans un feuillet d'époxy, b) Agrandissement de la coupe

Quant aux avantages de la coupe de l'époxy, il est facile de noter que les lignes de coupe sont droites et régulières. De plus, les côtés sont lisses et il n'y a pas de

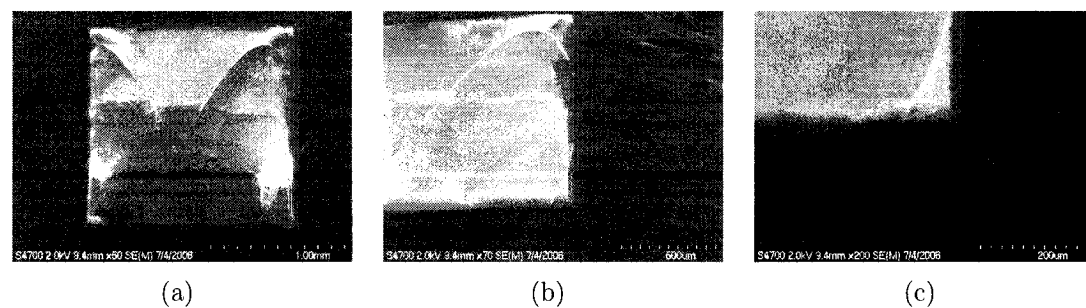


FIG. 4.29: Vue du carré d'époxy retiré du feuillet : a) Vue de haut, b) Vue du côté, c) Agrandissement du coin

marque de dégradation thermique.

Pour revenir à la déposition du parylène, il a été remarqué que l'époxy sur le contour forme une barrière avec le support solide qui limite la propagation des molécules vers les électrodes du centre. Quoique le parylène se dépose bien, il faut éviter qu'une limitation puisse causer un dépôt limité et de mauvaise qualité sur le métal. Il faut aussi noter, qu'en découpant les matrices après le dépôt de parylène, les parois latérales des matrices seront exposées à l'environnement ambiant.

En inversant l'étape de coupe et d'encapsulation, les matrices seront entièrement couvertes de parylène, à l'exception des pointes. En plus, cela offre une possibilité de modifier l'aire d'exposition aux pointes pour chaque matrice de manière indépendante.

4.3 Conclusion

Le présent chapitre expose les résultats obtenus pour les procédés énoncés dans les chapitres 2 et 3. À cause du grand nombre d'équipements nécessaires, de leur accessibilité limitée et de leur complexité d'opération, certaines étapes n'ont pu être menées à bien dans les temps disponibles pour cette maîtrise. Cependant, des étapes préliminaires conduisant aux résultats escomptés ont été mises en place ou des alternatives ont été introduites. Dans le cas de la reproduction des électrodes, plusieurs optimisations ont été rendues possibles. Pour l'intégration, des résultats tangibles ont aussi été récoltés.

CONCLUSION

La mise en œuvre de dispositifs biomédicaux est un domaine en effervescence avec les progrès scientifiques. Les équipes d'University of Utah et d'University of Michigan et du MIT travaillent sur la conception d'implants corticaux. Les systèmes sont de plus en plus compacts, toutefois, une distance moyenne de $400\text{ }\mu\text{m}$ entre les électrodes est respectée. Cependant, l'intégration de l'interface biologique avec les circuits électriques donne lieu à un implant occupant une aire supérieure à la région étudiée.

L'équipe Polystim, de son côté, travaille sur la création d'un implant cortical pour la détection d'activités du cortex visuel. Ce présent mémoire a exposé une méthode d'intégration qui optimise la disposition des éléments de cet implant cortical. Tout d'abord, la méthode de fabrication créée antérieurement par l'équipe a été reprise et les étapes ont été optimisées. Ensuite, avec les matrices d'électrodes obtenues, un concept pour mettre en œuvre un SiP a été pratiqué occupant une aire de $1.7\text{ mm} \times 1.7\text{ mm}$, soit l'aire d'une matrice.

En premier lieu, un passage d'une tige d'acier inoxydable circulaire à une barre de section carrée a été effectué. Cette modification a permis la création d'un anneau de sécurité pour protéger les électrodes en plus de réduire les espaces perdus lors de la coupe. Ensuite, les étapes chimiques ont été peaufinées pour obtenir des résultats similaires à ceux établis lors de la conception des électrodes. Par après, grâce à l'anneau de sécurité, un étau a été conçu pour une meilleure manipulation de l'échantillon lors du sablage. De plus, cette modification permet de faire un suivi visuel de l'état du socle. Et finalement, une simplification de l'étape de couverture par le parylène a été mise en place.

Pour la création d'un SiP afin de former l'implant, la tâche a été divisée en trois

étapes. Premièrement, une interface par procédé *lift-off* a été réalisé pour redistribuer les contacts des électrodes sur le contour de la matrice. En second lieu, une approche tridimensionnelle de *die-stacking* a été utilisée pour l'intégration des circuits microélectroniques dans l'aire offerte par la matrice. Et dernièrement, la finalisation de l'implant a été prévue en recouvrant le tout avec du Parylène C et en séparant les matrices par coupe au femto-laser.

La majorité des étapes reprises et optimisées pour la création d'électrodes apporte des résultats positifs. Une diminution de 25 % du temps d'usinage par matrice d'électrodes est possible. L'utilisation d'une barre à section carrée peut améliorer l'utilisation de la surface de 48 %. Cependant, avec l'anneau de protection, une augmentation de 5 % de l'aire utilisée pour les matrices est atteinte, mais une protection accrue est produite, diminuant ainsi le nombre de matrices détruites lors des manipulations.

L'étape d'électropolissage est fonctionnelle, mais requiert encore quelques ajustements. Une densité de courant de 0.067 A/cm^2 a été choisie pour une durée de 10 minutes. L'ajustement permettra d'obtenir des électrodes plus fines. La section qui a causé le plus de difficulté est la déposition de platine. Quoiqu'elle n'a pas été réussie, une nouvelle porte est ouverte pour l'amélioration des électrodes. Le platine peut être déposé en forme de fractale, ce qui offre une surface virtuellement plus grande pour la même surface de couverture, ce qui améliore l'impédance des électrodes.

La déposition d'époxy et le sablage du socle étaient des étapes relativement simples. Toutefois, avec l'insertion de l'anneau dans le design, elles ont été simplifiées davantage. D'abord, lors de la coulée d'époxy, l'anneau offre une tension de surface qui permet au substrat de s'étaler. Quelques ajustements quant à la distance entre les électrodes et l'anneau doivent être faits pour créer une couche plus uniforme

au niveau des matrices de coin. Aussi, lors du sablage, l'étau s'est trouvé à réduire le nombre de manipulation que requérait la préparation de l'échantillon pour le sablage. Un ajustement ultérieur a été nécessaire pour éviter les cassures causées par la pression de l'étau.

Du côté de la conception de l'interface entre les électrodes et les IC ainsi que leur intégration pour fournir un implant complet, les résultats ne sont pas complets. La création de l'interface par *lift-off* a été mise au point pour permettre de rediriger les contacts vers la périphérie de la matrice. Pour éviter la désintégration de l'époxy par l'acétone, il a fallu protéger les sections qui ne sont pas couvertes par la résine utilisée pour le *lift-off*. Quant au *die-stacking*, des difficultés persistent. Des étapes intermédiaires ont été réalisées avec brio. Pourtant, lors de la transposition de la technique sur les électrodes, des difficultés ont été mises en évidence. Tout d'abord, la base des électrodes montre une mauvaise planéité introduite par l'étape de sablage. Ensuite, en plus des variations de hauteurs engendrées par la planéité, la structure de l'époxy absorbe l'énergie de l'ultrason et rend difficile l'adhérence de l'aluminium aux plots en or. Finalement, les concepts d'encapsulation et de séparation n'ont pu être testés sur un implant fini, mais les étapes intermédiaires ont bien été réussies. Leur transposition n'indique pas la présence d'une difficulté majeure, quoique l'inversion entre l'encapsulation et la coupe soit suggérée.

Les difficultés rencontrées avec certains équipements et manipulations n'ont pas permis de créer un implant complet dans le temps alloué à cette maîtrise. Néanmoins, la majorité des étapes ont été testées et des solutions ont été élaborées pour résoudre les complications rencontrées en cours de route. Après l'intégration complète des composantes du système, celui-ci pourra être testé et caractérisé. Des expérimentations en bain salin d'abord, puis *in vitro* et *in vivo*, pourront être réalisées.

Pour la suite des travaux, quelques avenues s'offrent pour l'équipe Polystim. La première avenue est d'ajuster quelques étapes de la fabrication des électrodes. En fait, le sablage est une manipulation très peu appropriée pour éliminer le socle en métal. La vibration peut engendrer des fissures dans le substrat en époxy. En plus, comme il a été noté, le sablage est difficile à contrôler. Une approche possible est l'ablation de la base métallique par laser.

Aussi, pour résoudre le problème d'absorption de l'énergie des ultrasons dans l'époxy, il faudra vérifier s'il existe un époxy qui n'absorbe pas les vibrations afin de permettre la déformation du fil d'aluminium et son adhérence. Un changement de substrat peut être considéré. Avec un substrat en céramique ou en silicium, la connexion entre le fil et le plot aura une meilleure probabilité de se produire. De plus, une méthode de séparation telle que la coupe des électrodes au laser est possible, comme présentée par l'équipe du MIT [Fofonoff et al., 2004], sans compter la meilleure planéité de la surface de réception des IC.

D'une autre part, des modifications des paramètres de la matrice et des électrodes pourront permettre une étude pour établir un meilleur modèle. La longueur des tiges peut être variée pour offrir une lecture à différentes profondeurs. De plus, un espacement supplémentaire peut être ajouté entre l'anneau et les électrodes pour diminuer, et pallier au problème d'uniformité de couverture d'époxy dans les coins. la concentration de la tension de surface Parallèlement, comme discuté pour le plaquage de platine, les fractales sont une voie à explorer pour faire varier l'impédance des électrodes.

Dans un autre ordre d'idées, dès que les paramètres de distance entre les électrodes ainsi qu'entre les traces sont établis, un masque en verre sera à prévoir pour diminuer les aberrations lors de l'exposition de la photorésine causée par le masque en film.

Finalement, considérant un système d'enregistrement multi-matrices, il faudra établir une méthode de communication. En effet, puisque chaque matrice est indépendante des autres, la communication entre le module externe et les implants doit être gérée pour acquérir les données de manière ordonnée.

Le travail pour un implant est en constant évolution, mais un premier pas vers la miniaturisation du dispositif a été réalisé. Avec les avancées technologiques, de nouvelles méthodes seront applicables pour rendre le système plus efficace. Le travail acharné des membres de l'équipe Polystim offrira bientôt de nouveaux outils pour mieux comprendre le cerveau.

BIBLIOGRAPHIE

- [Al-Sarawi et al., 1998] Al-Sarawi, S., Abbott, D., and Franzon, P. (1998). A review of 3-d packaging technology. *Components, Packaging, and Manufacturing Technology, Part B : Advanced Packaging, IEEE Transactions on* [see also *Components, Hybrids, and Manufacturing Technology, IEEE Transactions on*], **21**(1), 2–14.
- [Bai et al., 2000] Bai, Q., Wise, K., and Anderson, D. (2000). A high-yield microassembly structure for three-dimensional microelectrode arrays. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, **47**(3), 281–289.
- [Benson, 1993] Benson, H. (1993). *Physique II - Électricité et magnétisme*.
- [Bernstein, 1912] Bernstein, J. (1912). *Elektrobiologie. Die Lehre von den elektrischen Vorgängen im Organismus auf moderner Grundlage dargestellt*.
- [Bois-Reymond, 1849] Bois-Reymond, E. H. D. (1848, 1849). *Untersuchungen über Thierische Elektrizität*, volume I & II.
- [Branner et al., 2004] Branner, A., Stein, R., Fernandez, E., Aoyagi, Y., and Normann, R. (2004). Long-term stimulation and recording with a penetrating microelectrode array in cat sciatic nerve. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, **51**(1), 146–157.
- [Campbell and Mathieu, 1995] Campbell, N. A. and Mathieu, R. (1995). *Biologie*. Edition du Renouveau Pédagogique Inc., 1er edition.
- [Campbell et al., 1991] Campbell, P. K., Jones, K. E., Huber, R. J., Horch, K. W., and Normann, R. A. (1991). A silicon-based, three-dimensional neural interface : manufacturing processes for an intracortical electrode array. *IEEE Trans Biomed Eng*, **38**(8), 758–768.

- [Carson, 1996] Carson, J. (1996). The emergence of stacked 3d silicon and its impact on microelectronics systems integration. In *Innovative Systems in Silicon, 1996. Proceedings., Eighth Annual IEEE International Conference on*, pages 1–8.
- [Cosandier-Rimele et al., 2007] Cosandier-Rimele, D., Badier, J.-M., Chauvel, P., and Wendling, F. (2007). A physiologically plausible spatio-temporal model for eeg signals recorded with intracerebral electrodes in human partial epilepsy. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, **54**(3), 380–388.
- [Coulombe et al., 2003] Coulombe, J., Gervais, J.-F., and Sawan, M. (2003). A cortical stimulator with monitoring capabilities using a novel 1 mbps ask data link. In *Circuits and Systems, 2003. ISCAS '03. Proceedings of the 2003 International Symposium on*, volume 5, pages V–53–V–56vol.5.
- [Cyberkinetics Neurotechnology Systems, 2005] Cyberkinetics Neurotechnology Systems, I. (2005). Cyberkinetics - neurotechnology systems, inc. : Microelectrode arrays.
- [de La Fond, 1785] de La Fond, J.-A. S. (1785). *Précis historique et expérimental des phénomènes électriques, depuis l'origine de cette découverte jusqu'à ce jour*. A Paris : Rue et Hôtel Serpente, seconde édition edition.
- [Fofonoff et al., 2004] Fofonoff, T., Martel, S., Hatsopoulos, N., Donoghue, J., and Hunter, I. (2004). Microelectrode array fabrication by electrical discharge machining and chemical etching. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, **51**(6), 890–895.
- [Fofonoff et al., 2002] Fofonoff, T., Wiseman, C., Dyer, R., Malasek, J., Burgert, J., Martel, S., Hunter, I., Hatsopoulos, N., and Donoghue, J. (2002). Mechanical assembly of a microelectrode array for use in a wireless intracortical recording device. In *Microtechnologies in Medicine & Biology 2nd Annual International IEEE-EMB Special Topic Conference on*, pages 269–272.

- [Galvani, 1791] Galvani, L. (1791). *De viribus electricitatis in motu musculari, commentarius*, volume 7, pages 363–418. Bologna : Tip. Istituto delle Scienze.
- [Gann, 1998] Gann, K. (1998). High density packaging of flash memory. In *Nonvolatile Memory Technology Conference, 1998. 1998 Proceedings. Seventh Biennial IEEE*, pages 96–98.
- [Geddes and Roeder, 2003] Geddes, L. A. and Roeder, R. (2003). Criteria for the selection of materials for implanted electrodes. *Ann Biomed Eng*, **31**(7), 879–890.
- [Gerber, 2006] Gerber, M.; Dreiza, M. (2006). Stacked-chip-scale-package-design guidelines. *EDN (US Edition)*, **51**, 79–84.
- [Ghovanloo et al., 2003] Ghovanloo, M., Wise, K., and Najafi, K. (2003). Towards a button-sized 1024-site wireless cortical microstimulating array. In *Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings. First International IEEE EMBS Conference on*, pages 138–141.
- [Goldstein, 2001] Goldstein, H. (2001). Packages go vertical. *Spectrum, IEEE*, **38**(8), 46–51.
- [Gosselin et al., 2004] Gosselin, B., Simard, V., Roy, J.-F., Marrouche, W., Dumortier, C., and Sawan, M. (2004). Multichannel wireless cortical recording : circuits, system design and assembly challenges. In *Biomedical Circuits and Systems, 2004 IEEE International Workshop on*, pages S1/7/INV–S1/79–12.
- [Gulrajani, 1998] Gulrajani, R. M. (1998). *Bioelectricity and Biomagnetism*.
- [Hocheng et al., 2001] Hocheng, H., Kao, P., and Chen, Y. (2001). Electropolishing of 316l stainless steel for anticorrosion passivation. *Journal of Materials Engineering and Performance*, **10**(4), 414–418.
- [Holdings, 2007] Holdings, C. (2007). Carpenter technology - products section - manufacturer of stainless steel, titanium, other specialty metals, and various engineered products. <http://cartech.com/>. tiré de <http://cartech.com/products/index.html>.

- [Huxley, 1952] Huxley, A. L. H. A. F. (1952). A quantitative description of membrane current and its application to conductance and excitation in nerve. *Journal of Physiology*, **117**, 500–544.
- [Ion, 2005] Ion, J. (2005). *LASER PROCESSING OF ENGINEERING MATERIALS*. Elsevier Butterworth-Heinemann.
- [Karnezos, 2004] Karnezos, M. (2004). 3d packaging : where all technologies come together. In *Electronics Manufacturing Technology Symposium, 2004. IEEE/CPMT/SEMI 29th International*, pages 64–67.
- [Kelly et al., 2000] Kelly, G., Morrissey, A., Alderman, J., and Camon, H. (2000). 3-d packaging methodologies for microsystems. *Advanced Packaging, IEEE Transactions on [see also Components, Packaging and Manufacturing Technology, Part B : Advanced Packaging, IEEE Transactions on]*, **23**(4), 623–630.
- [Knowles et al., 2007] Knowles, M. R. H., Rutterford, G., Karnakis, D., and Ferguson, A. (2007). Micro-machining of metals, ceramics and polymers using nanosecond lasers. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, **33**(1-2), 95–102.
- [Krenik et al., 2005] Krenik, W., Buss, D., and Rickert, P. (2005). Cellular handset integration - sip versus soc. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, **40**(9), 1839–1846.
- [Lamb, 1999] Lamb, T. (1999). Obituary : Alan hodgkin (1914-98). *Nature*, **397**, 112.
- [Leteinturier, 2006] Leteinturier, P. (2006). Automotive semi-conductor trend & challenges. In *Design, Automation and Test in Europe, 2006. DATE '06. Proceedings*, volume 1, pages 1–1.
- [Liao et al., 2005] Liao, Y.-S., Chen, S.-T., Lin, C.-S., and Chuang, T.-J. (2005). Fabrication of high aspect ratio microstructure arrays by micro reverse wire-edm. *J. Micromech. Microeng*, **15**, 1547–155.

- [Lyne, 2005] Lyne, K. (2005). Cellular handset integration - sip vs. soc and best design practices for sip. In *Custom Integrated Circuits Conference, 2005. Proceedings of the IEEE 2005*, pages 765–770.
- [Madou, 2002] Madou, M. J. (2002). *Fundamentals of MICROFABRICATION, The Science of Miniaturization*. CRC, second edition edition.
- [Marieb, 1999] Marieb, E. N. (1999). *Anatomie et physiologie humaines*. Edition du Renouveau Pédagogique Inc., 2e édition edition.
- [Martel et al., 2001] Martel, S., Hatsapoulos, N., Hunter, I., Donoghue, J., Burgert, J., Malasek, J., Wiseman, C., and Dyer, R. (2001). Development of a wireless brain implant : the telemetric electrode array system (teas) project. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*, volume 4, pages 3594–3597vol.4.
- [Martin et al., 2001] Martin, A. R., Wallace, B. G., Fuchs, P. A., and Nicholls, J. G. (2001). *From Neuron to Brain : A Cellular and Molecular Approach to the Function of the Nervous System*. 4th edition edition.
- [Matteucci, 1841] Matteucci, C. (1841). Note sur les phénomènes électriques des animaux. *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des Sciences*, **13**, 540–541.
- [Merrill et al., 2005] Merrill, D. R., Bikson, M., and Jefferys, J. G. R. (2005). Electrical stimulation of excitable tissue : design of efficacious and safe protocols. *J Neurosci Methods*, **141**(2), 171–198.
- [Normann et al., 1996] Normann, R., Maynard, E., Guillory, K., and Warren, D. (1996). Cortical implants for the blind. *Spectrum, IEEE*, **33**(5), 54–59.
- [Normann et al., 1999] Normann, R. A., Maynard, E. M., Rousche, P. J., and Warren, D. J. (1999). A neural interface for a cortical vision prosthesis. *Vision Res*, **39**(15), 2577–2587.

- [Olsson and Wise, 2005a] Olsson, R.H., I. and Wise, K. (2005a). A three-dimensional neural recording microsystem with implantable data compression circuitry. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, **40**(12), 2796–2804.
- [Olsson and Wise, 2005b] Olsson, R. and Wise, K. (2005b). A three-dimensional neural recording microsystem with implantable data compression circuitry. In *Solid-State Circuits Conference, 2005. Digest of Technical Papers. ISSCC. 2005 IEEE International*, pages 558–559Vol.1.
- [Pigeon, 2004] Pigeon, S. (2004). Conception et fabrication d’une matrice de microÉlectrodes corticales implantables. Mémoire de maîtrise en génie électrique, École Polytechnique de Montréal.
- [Pigeon et al., 2003] Pigeon, S., Meunier, M., Sawan, M., and Martel, S. (2003). Design and fabrication of a microelectrode array dedicated for cortical electrical stimulation. In *Electrical and Computer Engineering, 2003. IEEE CCECE 2003. Canadian Conference on*, volume 2, pages 813–816vol.2.
- [Pérez, 2001] Pérez, J.-P. (2001). *Thermodynamique - fondements et applications*. Dunod, 3ième édition edition.
- [Robillard, 2007] Robillard, C. (2007). Bienvenue à polystim. Polystim. tiré de [http ://www.polystim.ca/](http://www.polystim.ca/).
- [Rodger et al., 2006] Rodger, D. C., Li, W., Ameri, H., Ray, A., Weiland, J. D., Humayun, M. S., and Tai, Y.-C. (2006). Flexible parylene-based microelectrode technology for intraocular retinal prostheses. In *Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, 2006. NEMS '06. 1st IEEE International Conference on*, pages 743–746.
- [Rossant and Rossant-Lumbroso, 2007] Rossant, L. and Rossant-Lumbroso, J. (2007). Electroencéphalographie (eeg) - encyclopédie médicale - doctissimo. Doctissimo. tiré de [http ://www.doctissimo.fr/](http://www.doctissimo.fr/).

- [Sawan, 2004] Sawan, M. (2004). Wireless smart implants dedicated to multichannel monitoring and microstimulation. In *Pervasive Services, 2004. ICPS 2004. Proceedings. The IEEE/ACS International Conference on*, pages 21–26.
- [Schmidt et al., 1988] Schmidt, E. M., McIntosh, J. S., and Bak, M. J. (1988). Long-term implants of parylene-c coated microelectrodes. *Med Biol Eng Comput*, **26**(1), 96–101.
- [Song et al., 2005] Song, Y.-K., Patterson, W. R., Bull, C. W., Beals, J., Hwang, N., Deangelis, A. P., Lay, C., McKay, J. L., Nurmikko, A. V., Fellows, M. R., Simeral, J. D., Donoghue, J. P., and Connors, B. W. (2005). Development of a chipscale integrated microelectrode/microelectronic device for brain implantable neuroengineering applications. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, **13**(2), 220–226.
- [Spiesshoefer and Schaper, 2003] Spiesshoefer, S. and Schaper, L. (2003). Ic stacking technology using fine pitch, nanoscale through silicon vias. In *Electronic Components and Technology Conference, 2003. Proceedings. 53rd*, pages 631–633.
- [Su et al., 2007] Su, Y., Fisher, M. H., Wolczowski, A., Bell, G. D., Burn, D. J., and Gao, R. X. (2007). Towards an emg-controlled prosthetic hand using a 3-d electromagnetic positioning system. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, **56**(1), 178–186.
- [Suner et al., 2005] Suner, S., Fellows, M., Vargas-Irwin, C., Nakata, G., and Donoghue, J. (2005). Reliability of signals from a chronically implanted, silicon-based electrode array in non-human primate primary motor cortex. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering]*, **13**(4), 524–541.
- [Tanghe and Wise, 1992] Tanghe, S. and Wise, K. (1992). A 16-channel cmos neural stimulating array. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, **27**(12), 1819–1825.

- [Tummala, 2005] Tummala, R. (2005). Packaging : past, present and future. In *Electronic Packaging Technology, 2005 6th International Conference on*, pages 3–7.
- [Umemoto et al., 2004] Umemoto, M., Tanida, K., Nemoto, Y., Hoshino, M., Kojima, K., Shirai, Y., and Takahashi, K. (2004). High-performance vertical interconnection for high-density 3d chip stacking package. In *Electronic Components and Technology Conference, 2004. Proceedings. 54th*, volume 1, pages 616–623Vol.1.
- [Val, 1994] Val, C. (1994). 3-d packaging-applications of vertical multichip modules (mcm-v) for microsystems. In *Electronics Manufacturing Technology Symposium, 1994. 'Low-Cost Manufacturing Technologies for Tomorrow's Global Economy'. Proceedings 1994 IEMT Symposium., Sixteenth IEEE/CPMT International*, page 387vol.1.
- [Volta, 1800] Volta, A. (1800). On electricity excited by the mere contact of conductive substances of different kinds. *Philosophical Transactions of the Royal Society*, **90**, 403–431.
- [Voskerician et al., 2003] Voskerician, G., Shive, M. S., Shawgo, R. S., von Recum, H., Anderson, J. M., Cima, M. J., and Langer, R. (2003). Biocompatibility and biofouling of mems drug delivery devices. *Biomaterials*, **24**(11), 1959–1967.
- [Wise et al., 2004] Wise, K., Anderson, D., Hetke, J., Kipke, D., and Najafi, K. (2004). Wireless implantable microsystems : high-density electronic interfaces to the nervous system. *Proceedings of the IEEE*, **92**(1), 76–97.
- [Yao et al., 2006] Yao, Y., Gulari, M., and Wise, K. (2006). Microassembly techniques for a three-dimensional neural stimulating microelectrode array. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pages 4643–4646.

ANNEXE A

FICHIERS EXEMPLES POUR LA COUPE D'ÉLECTRODES

A.1 Fichier commande : 16MATPIC.CMD

TEC,ELECAME2.TEC

WIR,ST10.WIR

ENG,0

CLE,0

CLS

ZCL

HPA,17

SCF,1

COE,1

TFE,1

ATH,1

ART,2

GOP,10

REX,E501,H17

DRS,16MATPIC.ISO

MFF,100

SPG,16MATPIC.ISO

MSG,Fin de passe 1

GOP,10

REX,E502,H17

DRS,16MATPIC.ISO

MFF,100

SPG,16MATPIC.ISO

MSG,Fin de passe 2

GOP,10

REX,E503,H17

DRS,16MATPIC.ISO

MFF,100

SPG,16MATPIC.ISO

MSG,Fin de passe 3

GOP,10

REX,E504,H17

DRS,16MATPIC.ISO

MFF,100

SPG,16MATPIC.ISO

MSG, FIN DE LA COUPE

A.2 Fichier profile : 16MATPIC.ISO

%(4MATRICESPointus)

N10 G92 G71 G91 X0.0Y0.0W0.0R0.0

N20 G42 D0

N25 G01 Y0.01

N30 Y2.99

N35 X0.55

N40 Y-0.30

N45 X-0.55

N50 Y-0.5

N55 X0.55

N60 Y-2.20

N65 X1.0

N70 Y3.0

N75 X0.19

N80 X0.18

N85 Y-0.3

N90 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N95 G01 Y-1.45

N100 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N105 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N110 G01 Y1.45

N115 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N120 G01 Y0.3

N125 X0.13

N130 X0.13

N135 Y-0.3

N140 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N145 G01 Y-1.45

N150 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N155 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N160 G01 Y1.45

N165 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N170 G01 Y0.3

N175 X0.13

N180 X0.13

N185 Y-0.3

N190 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N195 G01 Y-1.45

N200 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N205 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N210 G01 Y1.45

N215 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N220 G01 Y0.3

N225 X0.13

N230 X0.13

N235 Y-0.3

N240 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N245 G01 Y-1.45

N250 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N255 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N260 G01 Y1.45

N265 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N270 G01 Y0.3

N275 X0.18

N280 X0.14

N285 X0.18

N290 Y-0.3

N295 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N300 G01 Y-1.45

N305 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N310 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N315 G01 Y1.45

N320 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N325 G01 Y0.3

N330 X0.13

N335 X0.13

N340 Y-0.3
N345 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359
N350 G01 Y-1.45
N355 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114
N360 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886\linebreak
N365 G01 Y1.45
N370 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359
N375 G01 Y0.3

N380 X0.13
N385 X0.13

N390 Y-0.3
N395 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359
N400 G01 Y-1.45
N405 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114
N410 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886
N415 G01 Y1.45
N420 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359
N425 G01 Y0.3

N430 X0.13
N435 X0.13

N440 Y-0.3
N445 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359
N450 G01 Y-1.45

N455 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N460 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N465 G01 Y1.45

N470 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N475 G01 Y0.3

N480 X0.18

N485 X0.14

N490 X0.18

N495 Y-0.3

N500 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N505 G01 Y-1.45

N510 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N515 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N520 G01 Y1.45

N525 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N530 G01 Y0.3

N535 X0.13

N540 X0.13

N545 Y-0.3

N550 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N555 G01 Y-1.45

N560 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N565 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N570 G01 Y1.45

N575 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N580 G01 Y0.3

N585 X0.13

N590 X0.13

N595 Y-0.3

N600 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N605 G01 Y-1.45

N610 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N615 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N620 G01 Y1.45

N625 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N630 G01 Y0.3

N635 X0.13

N640 X0.13

N645 Y-0.3

N650 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N655 G01 Y-1.45

N660 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N665 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N670 G01 Y1.45

N675 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N680 G01 Y0.3

N685 X0.18

N690 X0.14

N695 X0.18

N700 Y-0.3

N705 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N710 G01 Y-1.45

N715 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N720 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N725 G01 Y1.45

N730 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N735 G01 Y0.3

N740 X0.13

N745 X0.13

N750 Y-0.3

N755 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N760 G01 Y-1.45

N765 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N770 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N775 G01 Y1.45

N780 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N785 G01 Y0.3

N790 X0.13

N795 X0.13

N800 Y-0.3

N805 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N810 G01 Y-1.45

N815 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N820 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N825 G01 Y1.45

N830 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N835 G01 Y0.3

N840 X0.13

N845 X0.13

N850 Y-0.3

N855 G02 X0.02 Y-0.05 I-0.1103397 J-0.0731359

N860 G01 Y-1.45

N865 G03 X0.05 Y-0.2 I0.4093544 J-0.0039114

N870 G03 X0.05 Y0.2 I-0.3593544 J0.1960886

N875 G01 Y1.45

N880 G02 X0.02 Y0.05 I0.1503397 J-0.0231359

N885 G01 Y0.3

N890 X0.18

N895 X0.19

N900 Y-3.0

N905 X1.0

N910 Y2.20

N915 X0.55

N920 Y0.5

N925 X-0.55

N930 Y0.30

N935 X3.55

N940 Y-3.0

N945 Y-1.0

N950 X-13.7

N955 Y1.0

N960 M02