

THÈSE

Pour obtenir le grade de Docteur

Délivré par l'**Université de Montpellier**

Préparée au sein de l'école doctorale **I2S**
Et de l'unité de recherche **CAMIN**

Spécialité: **Systèmes Automatiques et Microélectroniques**

Présentée par **Wafa Tigra**

Assistance à la préhension par stimulation électrique fonctionnelle chez le sujet tétraplégique

Soutenue le 14 décembre 2016 devant le jury composé de

M. AOUSTIN	Professeur	IRCCyN	Rapporteur
Mme AZEVEDO	Directrice de Recherche	INRIA	Directrice de thèse
M. CROSNIER	Professeur	Université de Montpellier	Examinateur
Mme DE GRAAF	Maitre de conférence, HDR	Institut des Sciences du Mouvement	Examinateuse
M. GUIRAUD	Directeur de Recherche	INRIA	Directeur de thèse
Mme ROBY BRAMI	Professeur	Université Pierre et Marie Curie	Rapporteur
M. FATTAL	Médecin MPR, PhD, HDR	CRF La Châtaigneraie	Invité



École doctorale Information Structures Systèmes

**THÈSE DE DOCTORAT DE
L'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER**

Spécialité : **Systèmes Automatiques et Microélectroniques**

Présentée et soutenue publiquement par

Wafa Tigra

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR de l'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER

le 14 décembre 2016

**Assistance à la préhension par
stimulation électrique fonctionnelle chez
le sujet tétraplégique**

sous la direction de

Directrice de thèse : Christine Azevedo Coste

Directeur de thèse : David Guiraud

Résumé

La stimulation électrique fonctionnelle (FES) est présente depuis des décennies dans les centres de rééducation. Le principe de cette technique est de créer une dépolarisation de la membrane (potentiel d'action) des cellules excitables (axones ou myocytes) entraînant une contraction musculaire. Employée dans la plupart des cas pour le renforcement musculaire et la prévention des atrophies musculaires faisant suite à une lésion de la moelle épinière, la FES peut également être utilisée pour diminuer la spasticité et restaurer des mouvements des membres. Ainsi, certains dispositifs (neuroprothèses) utilisant la FES sont utilisés depuis plus de 25 ans pour permettre à certains sujets atteints de paralysies des membres supérieurs de pouvoir effectuer des préhensions. Les sujets gagnent alors en autonomie dans les activités de la vie quotidienne ce qui limite leurs recours aux aides humaines. Cependant, bien que ce type de neuroprothèse se présente comme l'une des techniques les plus prometteuses pour le rétablissement de la fonction de préhension chez des sujets atteints d'une lésion de la moelle épinière, son utilisation reste limitée. En effet, les dispositifs de stimulation externe provoquent des mouvements peu précis et les modes de pilotage de cette stimulation, peu ergonomiques, ne sont pas accessibles à la plupart des sujets lésés médullaires. Ces difficultés sont atténuées lorsque la stimulation est implantée et le mode de contrôle adapté à la pathologie. Parmi les dispositifs implantés, tous utilisent la stimulation des points moteurs pour rétablir des mouvements de main ce qui nécessite l'implantation de nombreuses électrodes et donc une opération chirurgicale lourde. Des complications liées aux matériels implantés peuvent apparaître au cours du temps. Ce travail de thèse propose une approche originale basée sur (i) la stimulation sélective nerveuse (à l'aide d'une électrode gouttière multi contact) pour rétablir des mouvements de préhension chez des sujets tétraplégiques et (ii) l'utilisation de signaux émanant de muscles supra-lésionnels pour le contrôle de cette stimulation. Des expérimentations humaines et animales réalisées en conditions aiguës ont démontré la faisabilité de notre approche. Ainsi, la stimulation du nerf sciatique par notre électrode gouttière a permis d'activer sélectivement plusieurs muscles antagonistes chez les 5 animaux inclus dans l'étude. Une sélectivité intra-fasciculaire est retrouvée chez 3 des 5 animaux. La stimulation du nerf médian chez un sujet tétraplégique a permis d'activer sélectivement les muscles *palmaris longus* et *flexor carpi radialis*. Concernant le contrôle de la neuroprothèse, nous avons mis en évidence chez les 5 sujets tétraplégiques ayant participé aux expérimentations, une combinaison de muscles pouvant être utilisée pour piloter facilement un dispositif. Des contractions continues ou gradées de ces muscles peuvent être maintenues et ce, sans aucun apprentissage ou entraînement préalable. Les modalités de contrôle et les muscles préférentiels sont "sujet-dépendant".

Remerciements

Je souhaite adresser mes remerciements à toutes les personnes qui m'ont apporté leur aide tout au long de ce travail de thèse. Mes remerciements s'adressent tout particulièrement à mes directeurs de thèse Christine Azevedo Coste et David Guiraud. Merci de m'avoir donné la chance de participer à ce projet passionnant. Votre disponibilité à toute épreuve, votre soutien et la bienveillance que vous m'avez témoignée ont largement contribué à la réussite de ce projet. J'exprime tous mes remerciements à l'ensemble des membres du jury. Merci à Yannick Aoustin et Agnès Roby Brami pour avoir accepté d'être les rapporteurs de ma thèse, vos lectures attentives et la pertinence de vos suggestions ont permis d'améliorer ce manuscrit. Merci à André Crosnier pour m'avoir fait l'honneur de présider mon jury. J'ai une pensée toute particulière pour Pawel Maciejasz qui a été présent aux prémisses du projet. Merci pour l'accueil que tu m'as réservé lors de mon arrivée. Ce travail n'aurait pu être mené à bien sans la disponibilité et l'accueil chaleureux que m'ont témoigné les médecins, en particulier Bertrand Coulet, Jacques Teissier, Charles Fattal et Anthony Gelis et le personnel soignant, en particulier Sonia Henkous et Violaine Leynaert que j'ai été amené à rencontrer. Je vous remercie pour votre aide, votre participation aux études cliniques ainsi que pour avoir plaidé ma cause auprès des personnes tétraplégiques à qui j'adresse un grand merci pour leur disponibilité et leur participation aux expérimentations pilotes. J'exprime ici toute ma reconnaissance envers Jean-Louis Divoux, directeur des programmes et Chloé Picq, ingénierie en recherche clinique à MXM-Axonic, merci pour votre implication dans cette thèse CIFRE. Je tiens également à remercier les différents membres de l'équipe CAMIN et de l'entreprise MXM pour le climat de travail agréable auxquels ils contribuent. Merci aussi à Maggy Natta et Annie Aliaga pour votre précieuse aide administrative. Au terme de ce parcours, je remercie enfin ma famille et mes amis. Votre attention, écoute et encouragements m'a accompagnée tout au long de ces années. Votre soutien moral et votre présence m'ont poussé à dépasser les nombreux obstacles rencontrés.

Table des matières

Résumé	i
Remerciements	ii
Table des matières	iii
Liste des Figures	v
Liste des Tableaux	ix
Abréviations	x
Introduction	xi
1 Système neuro-musculaire, lésions de la moelle spinale et stimulation électrique	1
1.1 Le système nerveux et l'activation musculaire	1
1.2 Anatomie de la moelle spinale et lésion médullaire	6
1.3 La stimulation électrique fonctionnelle	9
2 État de l'art des neuroprothèses du membre supérieur	11
2.1 Dispositifs de stimulation externes pour la restauration de mouvements de préhension	11
2.2 Dispositifs de stimulation implantés pour la restauration de mouvements de préhension	15
2.3 Conclusion	41
3 Pertinence d'un programme de stimulation électrique implantée du membre supérieur de la personne tétraplégique	42
3.1 Matériel et méthodes	42
3.2 Résultats	43
3.3 Discussion	50
3.4 Conclusion	52
4 Vers un nouveau système implantable	54
4.1 Electrodes neurales utilisées dans des projets de recherche clinique pour le membre supérieur	55
4.2 Histologie et organisation fasciculaire nerveuse	57
4.3 Organisation fasciculaire des nerfs radial et médian chez l'Homme	58

4.4	Approche adoptée	64
5	Utilisation de la stimulation électrique fonctionnelle neurale pour le rétablissement de mouvements de préhension chez le sujet tétraplégique	68
5.1	Méthodologie	68
5.2	Résultats	79
6	Vers un contrôle ergonomique d'une neuroprothèse dédiée à la préhension chez le sujet tétraplégique	96
6.1	Méthodologie	97
6.2	Résultats	109
7	Discussion	115
	Conclusion	121
A	Questionnaire attente et besoin de la population tétraplégique	123
B	Questionnaire "Evaluation du mode de contrôle"	130
C	Courbes de recrutement et indices de sélectivité obtenus chez les animaux	132
	Bibliographie	164

Table des figures

1.1	Représentation schématique d'un neurone	2
1.2	Représentation schématique d'un potentiel d'action (à gauche, modification de la tension de membrane en fonction du temps) et de la dynamique d'ouverture des canaux ioniques (à droite)	4
1.3	Unité motrice et fibres musculaires	6
1.4	Ordre de recrutement des fibres musculaires en fonction du type d'exercice physique, selon Henneman (1957)	6
1.5	Anatomie externe de la moelle spinale et des nerfs spinaux [TG01]	7
1.6	Métamères et fonctions liées	7
2.1	Le dispositif Compex Motion	12
2.2	Le Bionic Glove, d'après [PGWK97, PSP ⁺ 99]	13
2.3	H200 de Bioness	15
2.4	Représentation schématique du système Freehand, d'après [SPKR87]	17
2.5	Système Freehand permettant la restauration des fonctions de préhension chez les sujets lésés médullaires, avec l'autorisation de Charles Fattal, Propara, France	17
2.6	(a) Vue transversale du stimulateur, circuit électrique 25*20 mm, d'après [SPKR87], (b) Vue du dessus du stimulateur implanté (stimulateur encapsulé, connecteurs, câbles et électrodes) d'après [KPT ⁺ 89]	17
2.7	Electrodes : intramusculaire (en haut) et épimysiale (en bas) implantables d'après [SP00]	19
2.8	(a) porteuse RF encodée (le canal huit sera activé), (b) stimulus biphasique d'après [SPKR87]	20
2.9	Préhension palmaire	23
2.10	Préhension latérale	23
2.11	Les deux types de préhension provoqués par le système Freehand	23
2.12	Vue antérieure de l'avant-bras (muscles superficiels)	24
2.13	Vue postérieure de l'avant-bras (muscles superficiels)	24
2.14	Radiographie du transducteur angulaire articulaire implanté dans le poignet. Les électrodes intramusculaires et épimysiales et les câbles qui en émergent sont visibles, d'après [SP00]	30
2.15	Signaux EMG provenant des muscles sterno-cléido-mastoïdiens droit et gauche lors de mouvements de tête, d'après [SPK96]	31
2.16	Schéma du principe de la neuroprothèse permettant la restauration des mouvements de préhension et d'extension du coude d'après [CMU ⁺ 98]	33
2.17	Représentation schématique de l'électrode nerveuse gouttière spiralée utilisée dans [PHK ⁺ 09]	35

2.18 (A gauche) Radiographie montrant 3 des 4 électrodes gouttières implantées lors de la première chirurgie du sujet 1. (A droite) Représentation schématique des deux stimulateurs à 12 canaux implantés chez le sujet 1. Abréviations : 2DI et 3DI, 2nd et 3ème interosseux dorsal ; C, gouttière ; I, intramusculaire ; M, enregistrement myoélectrique ; PL, palmaris longus ; PQ, pronator quadratus ; S, stimulateur, d'après [MPH ⁺ 14]	36
2.19 Extension du poignet ipsilatéral permettant un contrôle bilatéral de la main chez un sujet tétraplégique C6, d'après [Han97]	39
2.20 (a) Contrôleur StimuGrip et (b) partie implantée	40
3.1 Domaines pour lesquels les sujets tétraplégiques (tous niveaux confondus) ont besoin d'aide (n=31)	45
3.2 Domaines pour lesquels les sujets tétraplégiques <u>de niveau C6</u> ont besoin d'aide (n=10)	45
3.3 Tâches jugées prioritaires en termes d'espoir de récupération fonctionnelle (n=31)	46
3.4 Tâches jugées prioritaires par la population de sujets tétraplégiques <u>de niveau C6</u> (n=10)	46
3.5 Tâches de la vie quotidienne que les sujets interrogés souhaiteraient assumer en toute indépendance via un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle (n=31)	47
3.6 Tâches de la vie quotidienne que les sujets <u>tétraplégiques C6</u> souhaiteraient assumer en toute indépendance via un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle (n=10)	47
3.7 Motivations de la population tétraplégique en termes d'attentes prioritaires vis-à-vis d'un dispositif de stimulation (n=31)	48
3.8 Motivations de la population tétraplégique de <u>niveau C6</u> en termes d'attentes prioritaires vis-à-vis d'un dispositif de stimulation (n=10)	48
3.9 Sujets tétraplégiques disposés à bénéficier d'une implantation d'une neuroprothèse de stimulation des muscles de la main pour permettre des préhensions (n=31)	49
3.10 Niveau d'acceptabilité de l'implantation d'une neuroprothèse permettant des préhensions en fonction du niveau neurologique des sujets (n=31)	49
3.11 Causes de refus (ou d'hésitation) d'une implantation d'une neuroprothèse chez les sujets tétraplégiques interrogés	49
3.12 Causes de refus (ou d'hésitation) d'une implantation d'une neuroprothèse chez les sujets tétraplégiques <u>de niveau C6</u>	50
3.13 Niveau d'acceptabilité de l'implantation d'une neuroprothèse en fonction du délai écoulé depuis la survenue de la lésion médullaire (n=31)	51
3.14 Niveau de refus catégorique de l'implantation d'une neuroprothèse en fonction du délai écoulé depuis la survenue de la lésion médullaire (n=31)	51
4.1 Électrode gouttière [HBS11]	55
4.2 Modélisation 3D d'un nerf entouré d'une électrode FINE [STT08]	56
4.3 (à gauche) Vue du site d'incision de l'électrode TIME implantée dans le nerf median du cochon, (au milieu) Représentation schématique d'une coupe transversale du nerf médian et des électrodes TIME et tfLIFE insérées possédant respectivement 6 et 4 contacts équidistant sur chaque coté, (à droite) Electrodes TIME et tfLIFE utilisées pour la stimulation du nerf médian [KHY ⁺ 14]	57

4.4	Histologie d'un nerf	58
4.5	Organisation fasciculaire qu'un nerf aurait tendance à prendre au membre supérieur (a) et au membre inférieur (b), d'après [Ste03]	58
4.6	Vue antérieure du plexus brachial droit, d'après J.-N. Goubier et F. Teboul	59
4.7	Représentation (vue antérieure) du trajet du nerf médian et des muscles innervés au niveau de l'avant-bras (a) et de la main (b) d'après <i>Atlas d'Anatomie humaine</i> , Netter et T. Alami	60
4.8	Trajet (vue postérieure) du nerf radial au niveau du coude (a) et de l'avant-bras (b) d'après T. Alami et <i>Atlas d'Anatomie humaine</i> , F. Netter	62
4.9	(a) Représentation schématique des configurations de stimulation dites : "1 Cathode, 2 Anodes" cathode sur le contact B1 (1), "Tripolaire Longitudinale" cathode sur le contact B3 (2), "Tripolaire Transverse" cathode sur le contact A3 (3), "Steering" cathode sur le contact B3 (4) et "Anneau Tripolaire" cathode sur l'anneau B (5) et (b) cartographie transversale d'un nerf illustrant le courant seuil (I_{th} en μA) nécessaire à l'activation des axones cibles en fonction du type de configuration de stimulation. Les lignes en pointillé représentent la zone d'activation cible utilisée dans le processus d'optimisation, d'après [RDL ⁺ 16]. Pour chaque profil de stimulation, l'anneau A est située à gauche sur la figure, l'anneau B au milieu et l'anneau C à droite	66
5.1	Electrode gouttière utilisée et sa numérotation	69
5.2	Profil de notre impulsion de stimulation	73
5.3	Recrutement relatif des muscles en fonction du type de configuration bipolaire et de l'intensité de stimulation chez N2	82
5.4	Recrutement relatif des muscles et indices de sélectivité pour les configurations "Tripolaire Transverse" reproduites sur les différents contacts de l'anneau A chez N1	83
5.5	Recrutement relatif des muscles et indices de sélectivité pour les configurations "Tripolaire Transverse" reproduites sur les différents contacts de l'anneau B chez N1	84
5.6	Recrutement relatif des muscles et indices de sélectivité pour les configurations "Tripolaire Transverse" reproduites sur les différents contacts de l'anneau C chez N1	85
5.7	Profil de recrutement induit par les configurations de stimulation "Tripolaire Transverse" reproduites sur le contact A2, B2 et C2 chez N2	86
5.8	Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (1/4)	90
5.9	Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (2/4)	91
5.10	Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (3/4)	92
5.11	Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (4/4)	93
5.12	Electrode gouttière autour du nerf médian du sujet 1	94
6.1	Main Shadow	100
6.2	Différents états de la main robotique : (a) main ouverte, (b) main en préhension palmaire, (c) main en préhension latérale (key-grip)	101

6.3	Machine à états finis utilisée pour piloter la main dans le mode 5	102
6.4	Haut : Principe de l'enregistrement EMG et de son analyse (protocole A). Bas : Principe du contrôle de la main robotique via les signaux EMG (protocole B)	104
6.5	Protocole B : Représentation du dispositif et de la position du membre supérieur pendant les enregistrements EMG. La main robotique est placée en face du sujet	105
6.6	Contraction gradée du muscle trapèze supérieur, membre dominant, sujet 1. (a) Signal brut (b) Signal RMS	110
6.7	Activation maximale du muscle deltoïde moyen, membre dominant, sujet 1. (a) Signal brut (b) Signal RMS	110
6.8	Contraction gradée du muscle peaucier du cou, membre dominant, sujet 1. (a) Signal brut (b) Signal RMS	111
6.9	Contraction gradée du muscle trapèze supérieur, membre dominant, sujet 2. (a) Signal brut, (b) Signal RMS	111
6.10	Contraction continue du muscle biceps non fonctionnel, membre dominant, sujet 4. (a) Signal brut, (b) Signal RMS	112
6.11	Exemple de commande de la main robotique générée à partir des enregistrements EMG chez le sujet 5 pour les modes 1 (a) et 3 (b). En haut : Signal EMG brut, en bas : signal EMG filtré (bleu) et trajectoire de la main (rouge). 0 : la main est ouverte, 1 : la main est fermée	113
7.1	Signal EMG provenant de la contraction volontive du muscle flexor digitorum brevis chez un sujet tétraplégique C3 ASIA A tentant de pointer des orteils. Le carré témoigne des tentatives de mouvements volontaires, d'après [MKP11]	120

Liste des tableaux

1.1	Composition ionique en mM des principaux ions des milieux extra et intracellulaire et potentiel de membrane d'un neurone de mammifère au repos	3
1.2	Propriétés des différents types de fibres musculaires	6
1.3	Caractéristiques physiologiques liées aux types de métabolismes	7
1.4	Correspondances entre le niveau lésionnel et les capacités fonctionnelles chez le tétraplégique ASIA A ⁵	8
2.1	Muscles utilisés comme mode de contrôle d'une FES appliquée sur les muscles de l'avant-bras et de la main, *stimulation réelle, **via une interface graphique (simulée), *** permet de passer d'une préhension palmaire à latérale et vice versa	31
3.1	Caractéristiques démographiques de la population de personnes tétraplégiques interrogée	44
5.1	Différentes configurations de stimulation (1/2)	76
5.2	Différentes configurations de stimulation (2/2)	77
5.3	Identifications des lapins	79
5.4	Intensités (en μ A) moyennes nécessaires au recrutement des muscles à 50% de leur recrutement maximal en fonction de la configuration de stimulation	80
5.5	Indices de sélectivité, de robustesse et d'efficacité de chaque configuration de stimulation testée chez l'animal 1, recrutement à 60% du muscle, * une augmentation d'intensité améliore l'indice de sélectivité	88
5.6	Indices de sélectivité, robustesse et efficacité de chaque configuration de stimulation testée chez l'animal 2, recrutement à 60% du muscle, * une augmentation d'intensité améliore l'indice de sélectivité	89
5.7	Configurations de stimulation ayant provoqué une contraction musculaire chez le sujet 1	95
6.1	Caractéristiques sujets	98
6.2	Description des 5 modes de contrôle de la main robotique	101
6.3	Habilité à contracter les muscles. La durée maximale de contraction est spécifiée. ** muscle favoris, *avec l'aide d'une orthèse de bras	109
6.4	Valeurs RMS provenant de l'activité EMG de muscles des sujets 1, 2 et 3, chaque contraction est maintenue 5 secondes	112
6.5	Evaluation des contractions individuelles chez les sujets 4 et 5 (protocole B), * 1=Efforts requis et fatigue très élevés, 7=Efforts requis et fatigue très faibles	114

Abréviations

AbPB	Abductor Pollicis Brevis
AbPL	Abductor Pollicis Longus
AdP	Adductor Pollicis
BR	Brachio Radialis
ECRB	Extensor Carpi Radialis Brevis
ECRL	Extensor Carpi Radialis Longus
ECU	Extensor Carpi Ulnaris
EDC	Extensor Digitorum Communis
EIP	Extensor Indicis Proprius
EMG	Electro Myo Graphie
ENG	Electro Neuro Graphie
EPB	Extensor Pollicis Brevis
EPL	Extensor Pollicis Longus
FCR	Flexor Carpi Radialis
FCU	Flexor Carpi Ulnaris
FDP	Flexor Digitorum Profundus
FDS	Flexor Digitorum Superficialis
FES	Functional Electrical Stimulation
FPL	Flexor Pollicis Longus
IOD	Interosseous Dorsal Digitorum
OpP	Opponens Pollicis
PA	Potentiel d'Action
PT	Pronator Teres
SCI	Spinal Cord Injury

Introduction

La prévalence des lésions de la moelle spinale (SCI pour Spinal Cord Injury) est estimée à 2 millions dans le monde. Principalement d'origine traumatique, ces lésions sont responsables, selon leur niveau médullaire, de tétraplégies ou de paraplégies. En constante augmentation, l'impact de ces lésions sur le corps humain est considérable. Selon le niveau lésionnel, le degré des déficits moteurs, sensitifs et affections pluri-systémiques est plus ou moins sévère. Ces déficits ont des conséquences directes sur la qualité de vie des personnes concernées. Bien que les aides techniques (e.g. fauteuil roulant motorisé, orthèse, élévateur, lit électrique médicalisé, planche de transfert, domotique...) permettent de redonner un peu d'indépendance aux personnes tétraplégiques, la récupération des mouvements de préhension est toujours ressentie comme une priorité chez ces sujets [And04, Est03, HF76, SVTKI08]. En effet, la plupart des activités de la vie quotidienne sont effectuées via des mouvements de mains et la restauration d'une motricité active du poignet, de l'avant-bras et de la main permettrait d'augmenter considérablement l'indépendance et la qualité de vie de ces personnes. En l'absence de régénération médullaire, seules des solutions partielles sont disponibles. Depuis plusieurs décennies, la chirurgie fonctionnelle fondée principalement sur les transferts tendino-musculaires a ouvert un grand champ d'amélioration du potentiel fonctionnel du sujet tétraplégique. Lors de ces interventions, la partie distale comprenant un tendon et son muscle fonctionnel, est détachée de son point d'insertion naturel puis fixée sur un muscle adjacent non fonctionnel afin de lui redonner sa fonction initiale. On utilise donc des muscles actifs sous la seule réserve que la fonction du muscle sacrifié puisse être compensée par d'autres muscles restés actifs. Ainsi, par exemple, le transfert du biceps brachii sur le triceps brachii peut permettre de restaurer chez le sujet tétraplégique une extension active du coude, la flexion résiduelle du coude étant assurée par les autres fléchisseurs (brachialis et brachioradialis). Plus récemment, des transferts de nerfs ont été tentés. Ils permettent de raccorder un nerf fonctionnel à un nerf qui n'est plus sous commande volontaire, ce qui a l'avantage d'induire moins d'adhérences avec les mêmes bénéfices attendus que le transfert musculo-tendineux [B⁺11] mais avec des contraintes liées au défaut de sélectivité motrice. Cependant, ces deux méthodes requièrent la présence d'un nombre suffisant de muscles ou de nerfs sous contrôle volontaire. Ces transferts ne sont pas toujours disponibles, en particulier pour les sujets sans muscle actif sous le coude et la rééducation

ne permet pas la récupération systématique du mouvement souhaité. Une frange de la population est donc laissée pour compte de la chirurgie neuro-tendineuse. Lors d'une contraction musculaire, l'ordre émis par le cerveau se propage par voie électrique par l'intermédiaire de neurones jusqu'au muscle cible. Lorsqu'une chirurgie de transfert n'est pas disponible, l'utilisation de la stimulation électrique fonctionnelle (FES) implantée ou externe ou de la robotique d'assistance (ex : bras robotique) peut s'avérer être une alternative pour la restauration ou pour la suppléance des mouvements de préhension. En particulier, la FES tire profit de cette propriété pour stimuler électriquement certains muscles ou nerfs situés sous la lésion médullaire et restaurer un mouvement fonctionnel. Cependant, l'utilisation des dispositifs exploitant la FES reste encore très limitée.

Le premier chapitre de cette thèse, dont le but est de proposer une approche qui servira de prémisses à la conception d'une neuroprothèse de stimulation des muscles de l'avant-bras et de la main, consiste à décrire le système neuro-musculaire, les conséquences d'une SCI et le principe détaillé de la FES. Un état de l'art des différentes neuroprothèses du membre supérieur fait l'objet du chapitre 2. Dans un second temps, je présenterai les résultats de mon enquête, portant sur les attentes et les besoins de la population tétraplégique. Cette enquête réalisée au sein de la clinique Propara à Montpellier, tente d'appréhender certaines raisons pouvant expliquer la faible utilisation de telles neuroprothèses dans cette population. J'exposerai ensuite l'approche adoptée, les protocoles expérimentaux mis en place pour induire des mouvements de préhension chez les sujets tétraplégiques et les résultats de ces protocoles aux chapitres 4, 5 et 6. Enfin, les limites et perspectives soulevées par ce travail de thèse sont discutées.

Chapitre 1

Système neuro-musculaire, lésions de la moelle spinale et stimulation électrique

1.1 Le système nerveux et l'activation musculaire

Le système nerveux est structuré en :

- système nerveux central (SNC) comprenant le cerveau, le cervelet, le tronc cérébral, les nerfs crâniens I et II et la moelle spinale et,
- système nerveux périphérique (SNP), ensemble de nerfs et plexus qui ont pour rôle de transmettre les informations entre le SNC et le reste du corps.

Le SNC est constitué de centres intégrateurs qui traitent l'information, l'organisent et y répondent. Des interneurones situés dans la moelle spinale font le lien entre SNP et SNC. Les influx nerveux moteurs, véhiculés du SNC vers les organes effecteurs périphériques, sont responsables de la contraction des muscles squelettiques lors des mouvements volontaires. On parle alors de **voies efférentes**. Les neurones qui les composent sont appelés neurones moteurs ou motoneurones. Leurs influx gouvernent également certains mécanismes physiologiques de façon autonome (système nerveux végétatif), tels le contrôle du rythme cardiaque, de la respiration et du péristaltisme (contractions musculaires permettant la progression d'un contenu (e.g. bol alimentaire), à l'intérieur d'un organe creux). On parle de **voies afférentes**, lorsque l'information est véhiculée des récepteurs sensoriels périphériques (barorécepteurs pour la variation de pression, propriorécepteurs pour la position des différentes parties du corps, ...) vers le SNC. Un nerf désigne la réunion de plusieurs fibres nerveuses (ou axones) de constitutions différentes. Un neurone peut se décomposer en 3 parties :

- une partie réceptrice qui reçoit des signaux électriques via les dendrites et qui les intègre au niveau du corps cellulaire,

- une partie conductrice appelée axone qui conduit les signaux codés en potentiels d'action,
- une partie transmettrice appelée arborisation terminale qui transmet l'influx nerveux à une autre cellule excitable via une synapse.

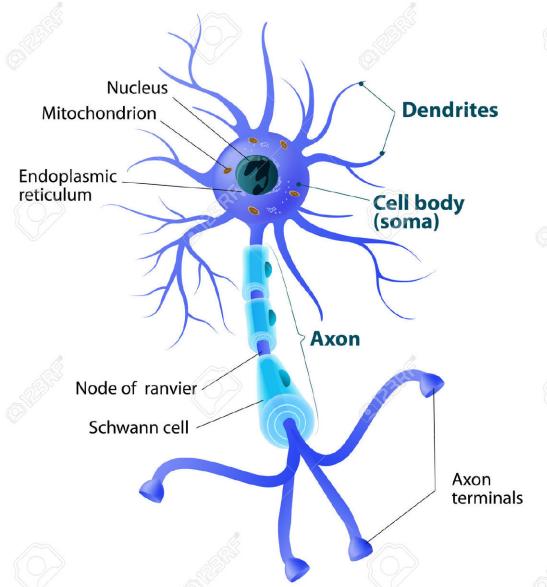


FIGURE 1.1 – Représentation schématique d'un neurone

1.1.1 Génération et transmission de l'influx nerveux

La membrane plasmique des cellules animales est constituée d'une bicouche lipidique. Cette membrane est très peu perméable aux constituants des milieux biologiques à l'exception des petites molécules hydrophobes. Les molécules d'eau peuvent également la traverser librement via des canaux appelés aquaporines. Les concentrations ioniques varient dans les différents compartiments liquidiens de l'organisme, les milieux intra et extracellulaires sont alors isoosmolaires afin de limiter le déplacement des molécules d'eau de part et d'autre de la membrane qui créerait une déformation des cellules. Les compartiments liquidiens sont également électroneutres. Des protides insérés dans cette bicouche forment des canaux ioniques ou des pompes impliqués dans le transport d'éléments entre le milieu extracellulaire et le milieu intracellulaire. La concentration des différents ions de part et d'autre de la membrane plasmique (cf. tableau 1.1) crée une différence de potentiel appelée potentiel de membrane. Le potentiel de repos d'une cellule excitable correspond au potentiel de membrane (V_m) en l'absence de stimulation, i.e. lorsque la cellule ne reçoit ni n'émet de signaux électriques. Il est généralement situé autour de -70 mV. Différents types de canaux sont répartis le long de la membrane axonique. Ceux impliqués dans la genèse et la transmission de l'influx nerveux sont des canaux dont l'ouverture est liée à la tension électrique de membrane. En effet, à l'état physiologique les neurones traduisent l'information en signaux électriques. Lors

Milieu intracellulaire	Milieu extracellulaire
$[Na^+]_i = 14$	$[Na^+]_e = 140$
$[K^+]_i = 140$	$[K^+]_e = 5$
$[Ca^{2+}]_i = 10^{-5}$	$[Ca^{2+}]_e = 1$
$[Cl^-]_i = 14$	$[Cl^-]_e = 147$
$[P^-]_i = 125$	

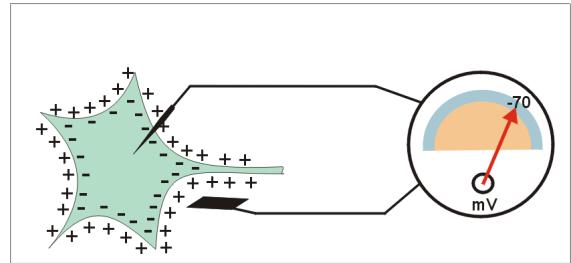


TABLE 1.1 – Composition ionique en mM des principaux ions des milieux extra et intracellulaire et potentiel de membrane d'un neurone de mammifère au repos

de la transmission d'un message nerveux, des courants post-synaptiques (excitateurs ou dépolarisants et inhibiteurs ou hyperpolarisants) sont générés au niveau de l'arbre somato-dendritique. Ils se propagent de façon passive et décrémentielle jusqu'à atteindre le cône d'émergence, zone à l'intersection entre le corps cellulaire et l'axone. La sommation spatio temporelle de ces potentiels post-synaptiques entraîne une modification de la tension de membrane. Lorsque celle-ci atteint le potentiel seuil d'ouverture des canaux ioniques (autour de -45 mV pour le canal Na^+ voltage-dépendant), un potentiel d'action (PA) est généré. Lors de l'ouverture d'un canal ionique voltage dépendant, les ions spécifiques à ce canal sont soumis à 2 forces : une force osmotique ou de diffusion liée au gradient de concentration qui conduit l'ion à se diriger du milieu où il est le plus concentré au milieu où il est le moins concentré et une force électrique liée à la charge de l'ion et à la tension de membrane. Ainsi le travail du transport d'un ion (1.1) d'un compartiment 1 vers un compartiment 2 est égal à la somme du travail osmotique et du travail électrique :

$$Travail_{1 \rightarrow 2} = R.T. \ln \frac{[ion]_2}{[ion]_1} + z.F.V_m \quad (1.1)$$

Avec, R la constante des gaz parfaits ($8,31 \text{ J.mol}^{-1}.\text{K}^{-1}$), T la température (en $^\circ\text{K}$), z la valence de l'ion et F la constante de Faraday (96500 C).

Si le travail est

- >0 , le transport de l'ion du compartiment 1 vers le compartiment 2 nécessite de l'énergie, on parle de transport actif,
- <0 , le transport de l'ion du compartiment 1 vers le compartiment 2 se fait de manière spontanée, on parle de transport passif,
- $=0$, l'ion est à l'équilibre, il ne se déplace pas car les forces osmotique et électrique qui s'exercent sur lui s'annulent, le potentiel de membrane V_m correspond alors au potentiel d'équilibre de l'ion.

Ainsi, lorsque V_m atteint le potentiel seuil nécessaire à l'ouverture des canaux sodium voltage dépendants, ceux-ci s'ouvrent transitoirement et laissent entrer dans la cellule les ions sodium. Cet apport de charges positives intracellulaires dépolarise davantage le neurone et ouvre de nouveaux canaux de même type, la tension de membrane tend alors vers le potentiel d'équilibre de l'ion sodium. Après cette phase de dépolarisation, le potentiel membranaire se repolarise rapidement suite à la fermeture des canaux sodiques et à la fuite d'ions K^+ vers le milieu extracellulaire après l'ouverture des canaux potassiques

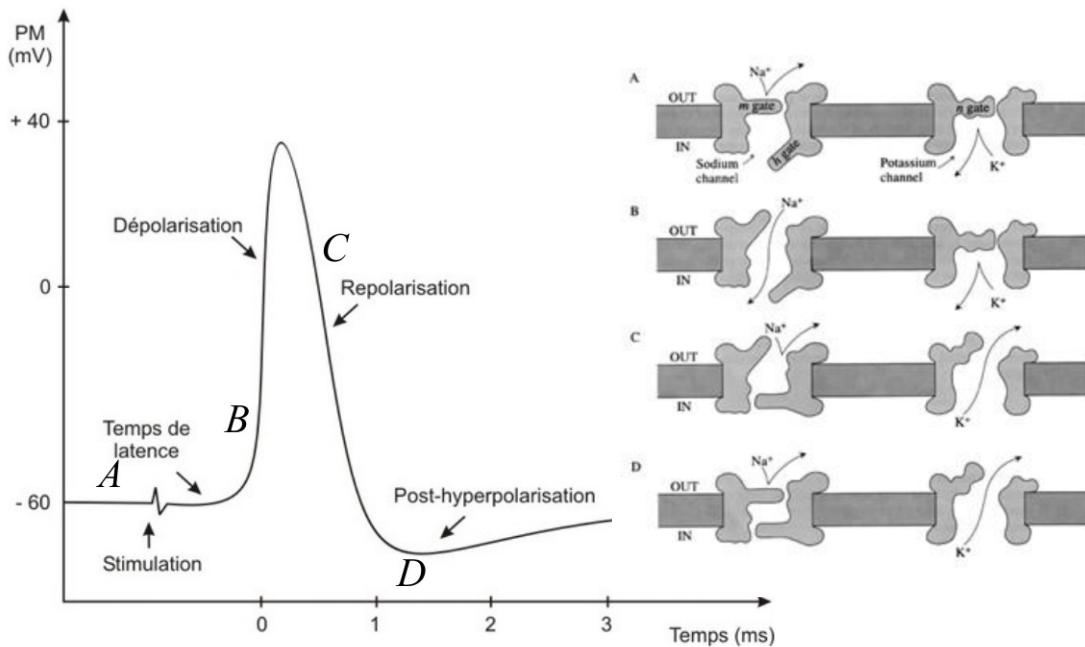


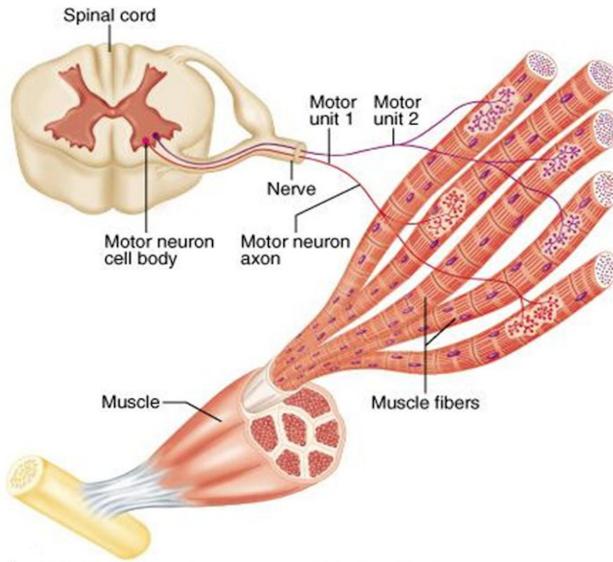
FIGURE 1.2 – Représentation schématique d'un potentiel d'action (à gauche, modification de la tension de membrane en fonction du temps) et de la dynamique d'ouverture des canaux ioniques (à droite)

voltage-dépendants (cf. figure 1.2). Enfin, la fermeture plus lente des canaux potassiques provoque une hyperpolarisation de la membrane qui retourne à son état de repos après l'activation de la pompe Na^+/K^+ qui expulse de manière active trois ions sodium pour deux ions potassiques. Le potentiel d'action (PA), constituant l'élément de base de la réponse du neurone, correspond à une variation brève du potentiel de membrane qui passe de sa valeur de repos à une valeur positive. Il se propage sans attenuation le long de la membrane axonique au moyen des canaux ioniques voltage dépendants pour atteindre l'arborisation terminale. Des cellules (dites de Schwann pour le SNP) entourent les axones des neurones à intervalles réguliers (cf. figure 1.1) donnant l'apparence d'un long manchon discontinu appelé "gaine de myéline". Cette gaine s'interrompt à intervalles réguliers mettant "à nu" l'axone au niveau de zones appelées "noeuds de Ranvier". Cette gaine peut être plus ou moins épaisse selon le type de neurones. Elle a pour rôle la nutrition, la protection, l'isolation électrique des axones et permet d'augmenter la vitesse de propagation de l'influx nerveux le long de ces fibres nerveuses. En effet, en l'absence de myéline, la conduction se fait de proche en proche, tout le long de l'axone et la conduction prend du temps. En présence de myéline, le PA "sauté" d'un noeud de Ranvier à l'autre, une même distance est alors parcourue plus rapidement. Ainsi, plus l'axone sera myélinisé, plus la vitesse de propagation du PA sera importante.

1.1.2 Contraction musculaire

Une unité motrice (cf. figure 1.3) est le plus petit élément contractile que le système nerveux peut mettre en jeu. Elle est composée d'un motoneurone périphérique et de l'ensemble des fibres musculaires qu'il innervé. Le corps cellulaire de ce motoneurone est situé dans la moelle spinale. Au niveau de l'arborisation terminale du motoneurone, l'influx nerveux provoque la libération de neurotransmetteurs (acétylcholine) dans la jonction neuromusculaire (synapse particulière neurone-fibre musculaire). Un muscle est composé de plusieurs fibres musculaires ou myocytes. Celles sous contrôle volontaire sont dites striées squelettiques car une striation due aux myofibrilles est visible au microscope photonique. Ces myofibrilles qui constituent 80% du volume cellulaire et représentent les éléments contractiles du muscle, se composent de filaments fins (actine) et épais (myosine). En l'absence de contraction musculaire, des protéines particulières (troponines) empêchent l'interaction entre les filaments fins et épais. La fixation du neurotransmetteur à son récepteur va déclencher à la surface de la fibre musculaire un nouvel influx électrique qui se répand le long de la fibre musculaire pour atteindre le réticulum sarcoplasmique et provoquer la libération d'ions calcium. Ce potentiel peut être mesuré, l'électromyographie (EMG) en est le reflet et correspond à l'activité électrique globale de toutes les fibres musculaires en cours de contraction pour une zone d'observation donnée. Les ions calcium vont se fixer aux troponines qui changent alors de conformation pour permettre aux filaments épais de se lier aux filaments fins. Ces derniers "glissent" le long des filaments épais et entraînent une contraction musculaire.

Il existe différents types de fibres musculaires qui se distinguent par les processus métaboliques qu'elles utilisent, leur composition et leur résistance à la fatigue. Les fibres I (majoritaires dans les muscles dits posturaux) sont dites à contraction lente car la vitesse de conduction des axones qui les innervent est lente. Les nombreuses mitochondries qu'elles contiennent leur donnent un aspect rougeâtre et induisent un métabolisme aérobie, elles sont très résistantes à la fatigue. Ces fibres peuvent se contracter sur un temps important mais génèrent une force faible. Leur seuil d'activation est bas, ce sont les premières recrutées en cas d'activation musculaire (cf. figure 1.4) limitant ainsi la fatigue musculaire. Les fibres IIb sont dites à contraction rapide, elles sont très peu résistantes à la fatigue mais développent une force de contraction très importante. Elles puisent leur énergie dans la dégradation des molécules de phosphocréatine (PC) et d'ATP présentes dans les cellules puis de la glycolyse et sont utilisées dans les exercices dits explosifs. Enfin les fibres IIa sont à mi chemin entre les fibres I et IIb. Les fibres musculaires peuvent être plastiques (e.g. une fibre IIb peut être convertie en fibre IIa lors d'un conditionnement musculaire). La typologie des fibres musculaires des blessés médullaires tend vers une augmentation des fibres de type IIb au détriment des fibres I qui s'atrophient [MJD⁺⁰⁷, CRD⁺¹³].



Copyright © 2001 Benjamin Cummings, an imprint of Addison Wesley Longman, Inc.

FIGURE 1.3 – Unité motrice et fibres musculaires

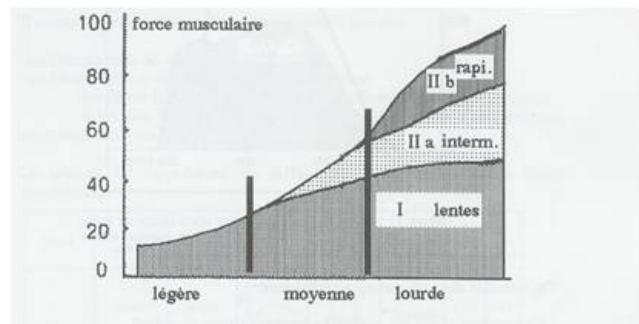


FIGURE 1.4 – Ordre de recrutement des fibres musculaires en fonction du type d'exercice physique, selon Henneman (1957)

	Caractéristiques des fibres musculaires		
	I (rouges)	IIA (blanches)	IIB (blanches)
temps de contraction	long	bref	bref
vitesse de contraction	lente	rapide	rapide
métabolisme anaérobie alactique	+	+++	++++
métabolisme anaérobie lactique	+	++	++++
métabolisme aérobie	+++	++	0
Glycogène	++++	+++	+
Myoglobine	++++	++	+
Mitochondries	++++	++	+
Diamètre du motoneurone	petit	large	très large
Vitesse de conduction nerveuse	lente	rapide	très rapide

TABLE 1.2 – Propriétés des différents types de fibres musculaires

1.2 Anatomie de la moelle spinale et lésion médullaire

Chez l'Homme, la colonne vertébrale est un arrangement successif des vertèbres cervicales (C1-C7), thoraciques (T1-T12), lombaires (L1-L5), sacrales (S1-S5) et coccygiennes. La juxtaposition des foramens vertébraux forme le canal rachidien qui contient

Métabolisme énergétique	Vitesse de contraction	Type d'effort	Puissance maximale /kg (athlète)	Résistance à la fatigue
anaérobie alactique (PC + ATP)	+++	vitesse, détente	1200 à 1500 W	10 s.
anaérobie lactique (glycolyse anaérobie)	+	résistance	500 à 650 W	10 à 60 s.
aérobie (respiration)	+	rndurance	300 à 400 W	plusieurs heures

TABLE 1.3 – Caractéristiques physiologiques liées aux types de métabolismes

la moelle spinale constituée de neurones et de cellules gliales. Trois membranes composées de fibroblastes et de collagène (méninges) entourent cette moelle dont les principaux rôles sont de transmettre les influx nerveux moteurs (efférences) qui proviennent de l'encéphale en direction des muscles et les influx nerveux sensoriels (afférences), provenant de capteurs sensoriels en direction de l'encéphale.

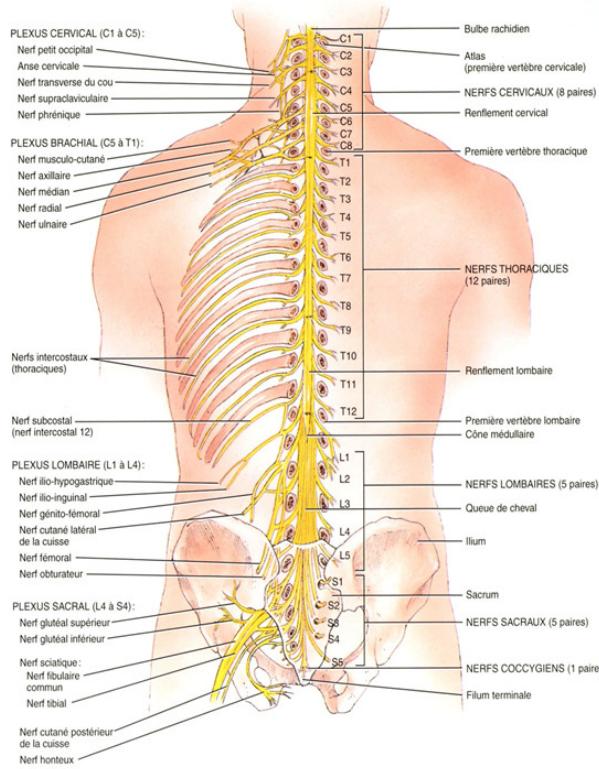


FIGURE 1.5 – Anatomie externe de la moelle spinale et des nerfs spinaux
[TG01]

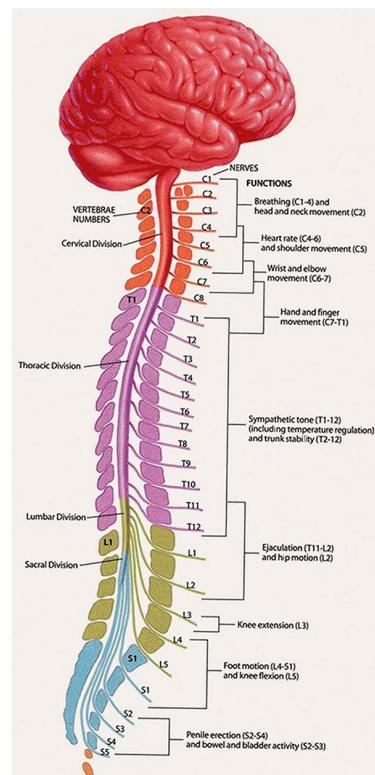


FIGURE 1.6 – Métamères et fonctions liées

Le segment de la moelle spinale (ou métamère) compris entre la première et troisième cervicale est le centre de contrôle de la respiration, il envoie et reçoit des informations des régions de la tête et du cou. Le métamère C4 à C7 régit entre autre l'innervation des membres supérieurs. La section thoracique maintient une stabilité du tronc et un tonus sympathique (contrôle involontaire). Le segment lombaire régit les mouvements

des membres inférieurs. La partie sacrale permet une gestion de la vessie, des intestins et des fonctions sexuelles (cf. figure 1.6). Un choc traumatique sur la moelle spinale peut déchirer les neurones et les cellules gliales qui les entourent entraînant une mort cellulaire par nécrose, les neurones dont les corps cellulaires sont touchés subissent une dégénérescence wallerienne et il apparaît quelques jours après le traumatisme des cavités envahies par du collagène et de la fibronectine qui se forment à l'intérieur de la matière grise lésée à mesure que le tissu nécrosé disparaît. Une lésion médullaire est dite incomplete s'il reste au sujet un degré de mouvement et de sensation au-dessous du niveau de la blessure. Du fait de la métamérisation (segmentation partielle du corps de l'embryon au cours de son développement embryonnaire), une lésion de la moelle spinale aura des conséquences fonctionnelles différentes selon son niveau médullaire. Ainsi plus l'étage médullaire touché est haut, plus les séquelles seront importantes. Elle provoquera, selon le niveau une tétraplégie (paralysie des quatre membres) ou une paraplégie (paralysie des membres inférieurs). De plus, dans de très nombreux cas, un traumatisme de la moelle spinale s'étend sur plusieurs métamères, les muscles innervés par des nerfs situés dans la lésion se désinnervent alors et s'atrophient de manière irreversible. Une stimulation électrique de ces muscles lésionnels n'induira pas de contraction.

Niveaux		Tétraplégie haute		Tétraplégie moyenne	Tétraplégie basse
Niveau de la tétraplégie	Lésionnel	C5	C6	C7	C8
	Muscles résiduels actifs aux membres supérieurs	Aucun	Muscles de l'épaule + Fléchisseurs du coude	Les précédents + muscles radiaux	Les précédents + triceps et muscles extrinsèques de la main
	Score de Giens ¹	0	0-1-2	3-4	>4
Niveau d'aptitude manuelle	Préhension ténodèse	Impossible	Impossible	Possible	Possible
	Préhension active	Impossible	Impossible	Impossible	Impossible
Niveau de dépendance	Toilette / habillage	Total	Total	Partiel	Partiel
	Prise Alimentaire	Total	Total	Partiel	Pas de dépendance
	Déplacement	FRE ² à commande extramanielle (mentonnière)	FRE ² à commande manuelle	FRM ³ motorisé	FRM ³
	Transfert	Impossible	Impossible	Possible si aide	Possible
	Verticalisation	FRV ⁴ ou équivalent et aide humaine	FRV ⁴ ou équivalent et aide humaine	FRV ⁴ ou équivalent sans aide humaine	FRV ⁴ ou équivalent sans aide humaine

TABLE 1.4 – Correspondances entre le niveau lésionnel et les capacités fonctionnelles chez le tétraplégique ASIA A⁵

Les muscles innervés par les nerfs situés à l'étage de la blessure médullaire ne seront plus activables quelle que soit la méthode de stimulation (cf. motoneurone). Les fonctions régies par des nerfs qui émergent au-dessus de la blessure ne seront pas touchées et les muscles innervés par des neurones sous lésionnels pourront être stimulés électriquement.

1. La classification de Giens repertorie, chez le sujet tetraplégique, les muscles actifs (mouvement produit contre gravité et résistance) au-dessous du coude [FCV⁺08a].

2. Fauteuil roulant électrique

3. Fauteuil roulant manuel

4. Fauteuil roulant verticalisateur

5. L'ASIA (American Spinal Injury Association) Impairment Scale (AIS) est une échelle qui permet de classifier le degré de sévérité d'une lésion de la moelle spinale. Elle se base sur une approche multidimensionnelle afin de classer les déficiences motrices et/ou sensitives chez des personnes atteintes d'une lésion de la moelle spinale. Cette échelle identifie les niveaux sensoriels et moteurs indicatifs des niveaux spinaux les plus rostrales, de A (SCI complète) à E (fonctions sensorielle et motrice normales) [KBBS⁺11].

En effet, une lésion médullaire complète empêche les échanges d'informations sensitives provenant des organes sensoriels et d'informations motrices envoyées aux muscles. Cependant les centres réflexes situés sous la lésion sont indemnes, mais perdent la possibilité d'être modulés par le cerveau. Ainsi chez les sujets atteints d'une lésion de la moelle spinale complète, la communication entre les centres supraspinaux et les muscles sous lésionnels est totalement absente. Cela signifie que l'encéphale n'a plus à sa disposition d'informations proprioceptives sous lésionnelles et que les commandes motrices provenant du cerveau n'atteignent plus les muscles ce qui a pour conséquences une paralysie des muscles et une perte d'autonomie.

Chez l'Homme, le membre supérieur est le segment relié au tronc par le biais de l'épaule. Il est composé du bras, de l'avant-bras et de la main. L'articulation de l'épaule possède trois degrés de liberté (mouvements d'abduction/adduction, d'antépulsion/rétropulsion et de rotation interne/externe), celle du coude en possède deux (flexion/extension et pronation/supination de l'avant-bras sur le bras) et celle du poignet en possède deux (flexion/extension et abduction/adduction). Les segments bras et avant-bras constituent le système directeur. La main qui est le système effecteur terminal possède 22 degré de liberté [BA92]. Elle permet de saisir et de manipuler des objets. Le tableau 1.4 rend compte des capacités fonctionnelles restantes au membre supérieur en fonction du niveau de la lésion pour un sujet tétraplégique. Ainsi, un sujet tétraplégique de niveau lésionnel C5 n'aura pas de muscles actifs aux membres supérieurs et ne peut donc pas effectuer des mouvements de coude, de poignet ou de main.

1.3 La stimulation électrique fonctionnelle

La communication entre l'encéphale et les muscles innervés par des nerfs sous lésionnels est totalement absente chez les sujets atteint d'une lésion complète de la moelle spinale. Cependant, il est possible de provoquer une contraction musculaire par l'initiation artificielle d'un potentiel d'action (PA) via une stimulation électrique. L'application de trains d'impulsions électriques de forme, d'amplitude et de durée précise permet d'imiter le PA généré par le SNC en l'absence de blessure médullaire. La stimulation est généralement biphasique afin d'assurer l'équilibre des charges électriques injectées. La propagation de ce PA généré artificiellement se fait ensuite de manière naturelle. Ainsi, l'objectif souhaité de la suppléance fonctionnelle par stimulation électrique (SE) est qu'un muscle électriquement stimulé puisse se comporter comme s'il était naturellement activé par le SNC. La plus petite charge électrique générant un potentiel d'action est définie comme un stimulus seuil. Plusieurs types d'électrodes peuvent être utilisés à cette fin : des électrodes surfaciques placées sur la peau, suturées à la surface musculaire (épimysiales), placées autour d'un nerf (gouttières) ou qui le traversent (intrafasciculaires). On parle de stimulation bipolaire lorsque deux électrodes situées côté à côté sont utilisées, l'électrode sous laquelle a lieu la dépolarisation est appelée cathode tandis que l'hyperpolarisation se fait sous l'anode. La stimulation est dite monopolaire lorsque le passage du

courant s'effectue entre la cathode et une masse placée plus à distance. La SE permet également dans la paralysie des neurones périphériques de ralentir le processus d'atrophie musculaire et peut accélérer la régénération des fibres nerveuses (partie axonale) endommagées [BG92]. Seules les cellules excitables (neurones dont le corps cellulaire est intact et cellules musculaires) sont réceptives à la FES. Les blessés médullaires avec un segment lésionnel étendu présentent souvent des dommages des motoneurones périphériques résultant en un groupe de muscles non réceptif à une stimulation neurale. L'une des premières applications de la SE sur des muscles de la main est rapportée par Backhouse et al. en 1954 [BC54]. Utilisée pour déterminer la fonction de certains muscles, la SE fonctionnelle fut ensuite exploitée pour rétablir des mouvements de préhension chez des sujets tétraplégiques hauts dès 1963 [Ln63, KPK⁺03, PMM76].

Lors de la SE de nerfs, les motoneurones de large diamètre (e.g. ceux qui innervent les fibres musculaires de type IIb, rapides et fatigables : cf. tableaux 1.2 et 1.3) sont activés en premier [LTDD10], suivis de l'activation des neurones moteurs de moindre diamètre. **Cette propriété de recrutement en SE est à l'inverse de l'ordre du recrutement naturel.** De plus l'intensité du stimulus produit par la stimulation diminue en fonction de sa distance à la source de stimulation, par conséquent, les motoneurones les plus proches de l'électrode et de plus gros diamètre sont les plus stimulés. Lors de l'application d'un courant d'intensité constante sous SE épimysiale, ce sont les fibres musculaires les plus proches de l'électrode qui sont sollicitées du début à la fin de la contraction. Contrairement à une contraction volontaire, la FES (neurale ou neuromusculaire) recrute les fibres musculaires dans le même ordre. Il n'y a alors plus de système de « rotation » (cf. [NRS89]) dans le recrutement des fibres ce qui induit une fatigue musculaire précoce par une diminution de la résistance prolongée à la fatigue musculaire. Cependant, on peut noter qu'aucune faiblesse musculaire progressive liée à la stimulation électrique chronique quotidienne par un système implanté (système Freehand décrit au chapitre suivant) n'a été trouvée [Kei01]. Un état de l'art des différentes neuroprothèses, externes ou implantées permettant de rétablir des mouvements de main chez le sujet tétraplégique est présenté au chapitre 2.

Chapitre 2

État de l'art des neuroprothèses du membre supérieur

Les muscles dont l'innervation périphérique est intacte peuvent être stimulés électriquement. Cette stimulation induit des contractions et appliquée aux muscles du bras peut permettre de produire une force de pincement supérieure à celle obtenue par un transfert musculo-tendineux lorsqu'il est possible. Certains dispositifs exploitent cette technique pour restaurer des fonctions motrices. Ces dispositifs appelés "neuroprothèses" peuvent être implantés tels que le système Freehand (USA) et FESMate (Japon), ou non implantés. Ce chapitre est un état de l'art des différentes neuroprothèses du membre supérieur actuelles et passées en mettant l'accent sur le dispositif Freehand, seule neuroprothèse implantée pour sujets tétraplégiques à avoir été commercialisée mondialement et implantée chez plus de 300 sujets.

2.1 Dispositifs de stimulation externes pour la restauration de mouvements de préhension

2.1.1 ETHZ-ParaCare

C'est une neuroprothèse permettant de restaurer des mouvements de préhension ou de marche chez des sujets blessés médullaires [MKCD05] ou hémiplégiques [PTZ⁺05]. Elle a été développé par l'Automatic Control Laboratory de l'institut de technologie de Zurich et le centre pour paraplégique du CHU Balgrist, Zurich. Quatre canaux de stimulation peuvent être interfacés avec diverses sources de contrôle (signaux EMG, interrupteur, ...). Une évolution (taille réduite notamment) de ce dispositif a vu le jour en 2001 [PPK02]. Cette neuroprothèse dénommée "Compex Motion" (Compex SA, Suisse, cf. figure 2.1) utilise la FES de surface et possède 4 canaux de stimulation et deux entrées. Plusieurs stimulateurs peuvent être mis en parallèle afin d'activer un nombre supplémentaire de

muscles. Des améliorations fonctionnelles ont été observées. Plus de 100 dispositifs ont été utilisés dans le monde entre 2001 et 2008, date à laquelle la société a décidé d'abandonner la technologie (profits insuffisants) [VTCS15].



FIGURE 2.1 – Le dispositif Compex Motion

2.1.2 Le système ActiGrip

Ce dispositif à 4 canaux de stimulation à destination des sujets hémiplégiques a été développé par Neurodan (Aalborg, Danemark). Il permet de provoquer des mouvements du membre supérieur par FES de surface. Un interrupteur permet de déclencher des mouvements de main (muscles de l'avant-bras stimulés) tandis qu'une accélération de l'épaule permet de piloter la stimulation du triceps (produisant une extension du coude). Neurodan a été acquis par la société OttoBock qui n'a pas souhaité continuer le développement de ce dispositif [VTCS15, PPS⁺⁰³].

2.1.3 Le Bionic Glove

Le Bionic Glove (cf. figure 2.2) est une neuroprothèse développée par le professeur Arthur Prochazka à l'Université d'Alberta au Canada en 1989 [PGWK97]. Elle est conçue pour améliorer la saisie par ténodèse chez les sujets pouvant contrôler volontairement la flexion et l'extension de leur poignet. Ces sujets peuvent via une extension du poignet causer une flexion passive des doigts (due à la longueur limite des fléchisseurs des doigts). À titre d'exemple les sujets atteints d'une SCI en C6-C7 sont capables d'utiliser l'effet ténodèse pour attraper des objets légers bien que la saisie générée soit faible et sa force très limitée. Des électrodes adhésives sont placées sur les points moteurs des muscles à activer (cf. figure 2.2a). Un gant est ensuite enfilé et serré sur les électrodes (cf. figure

[2.2b](#)). Une flexion volontaire du poignet selon un angle spécifique initie la stimulation des muscles ce qui permet d'ouvrir la main (cf. figure [2.2c](#)). Une extension du poignet permet la fermeture de la main et la saisie de l'objet (cf. figure [2.2d](#)). En stimulant les fléchisseurs et extenseurs des doigts durant la saisie par ténodèse, le Bionic Glove peut significativement améliorer la force de la prise. Ce système utilise un capteur de position attaché au poignet pour détecter les flexions et extensions volontaires de celui-ci. Quand le sujet fléchit volontairement le poignet, les extenseurs des doigts sont stimulés causant une ouverture de la main. Lorsque le sujet fait une extension volontaire du poignet, les fléchisseurs des doigts sont stimulés permettant une fermeture de la main. Le stimulateur et le capteur de position sont situés à l'avant du gant. Trois boutons situés sur le stimulateur sont utilisés pour régler les paramètres de stimulation. Le stimulateur peut être équipé d'un retour auditif. Trois électrodes de stimulation sont placées à la surface des muscles à stimuler et une électrode est placée à proximité de la pliure du poignet. Chaque électrode de stimulation possède un goujon métallique qui est relié à une des quatre mailles en acier inoxydable placées à l'intérieur du gant en néoprène. La force maximale moyenne de préhension passive chez les sujets utilisant ce dispositif est de 2,6 N. Lors de l'utilisation du Bionic Glove elle passe à 11,3 N [[PGWK97](#)].

Bien que le nombre de tâches effectuées en une minute, la force de saisie et la manipulation d'objets de grande taille et lourds soient significativement améliorés lors de l'utilisation de ce système, une évaluation clinique du Bionic Glove indique que le taux d'acceptation global et donc l'utilisation à long terme est d'environ 30% des utilisateurs potentiels. Ceci pourrait s'expliquer par le temps mis pour enfiler et enlever le stimulateur ainsi que son ergonomie. Le Bionic Glove n'est pas commercialisé (disponible uniquement pour des essais cliniques à l'Université d'Edmonton). Près d'une quarantaine de sujets tétraplégiques ont utilisé ce système pendant 6 mois ou plus [[PPK02](#), [PSP⁺99](#)]. L'équipe de recherche développe actuellement un nouveau dispositif permettant de surmonter les difficultés d'utilisation du Bionic Glove notamment pour les sujets ayant subi un AVC [[PK15](#), [BKCP16](#)].

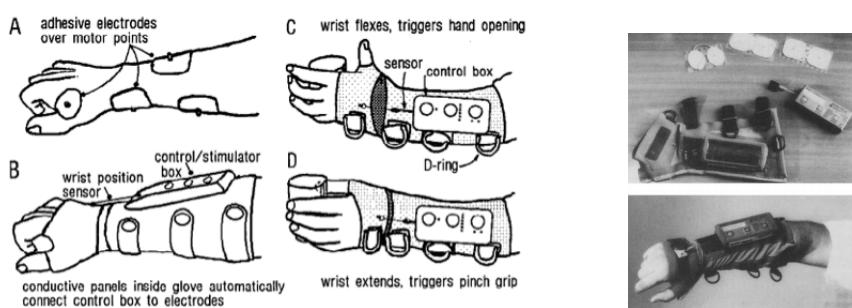


FIGURE 2.2 – Le Bionic Glove, d'après [[PGWK97](#), [PSP⁺99](#)]

2.1.4 HandMaster ou H200 (Bioness)

C'est la seule neuroprothèse pour le membre supérieur non invasive commercialisée actuellement. La neuroprothèse sans fil a obtenu le marquage CE et l'homologation FDA. Inspirée du Bionic Glove, initiée à l'université Ben Gurion en Israël et repris par la société Bioness (Santa Clarita, Californie, Etats-Unis) elle permet de restaurer la mobilité de la main chez des sujets atteints d'une SCI, d'une hémiplégie secondaire due à un AVC ou d'une lésion au cerveau ayant pour conséquence une paralysie du membre supérieur. Toutes les stimulations sont délivrées à travers 3 électrodes de surface. La première électrode de surface est utilisée pour stimuler les muscles extenseurs des doigts, la deuxième pour stimuler les fléchisseurs des doigts, et la troisième pour générer l'opposition du pouce. Le H200 est piloté par un interrupteur à bouton-poussoir qui déclenche l'ouverture et la fermeture de la main. La largeur d'impulsion maximale est de 0.5 ms, l'intensité maximale de 60 mA, la fréquence de 18 Hz pour les modes fonctionnels et 36 Hz pour le renforcement. L'un des principaux avantages du Handmaster en comparaison avec les autres systèmes utilisant la stimulation de surface est qu'il est facile à enfiler et à enlever. Il agit également comme une orthèse en stabilisant le poignet et permet de limiter certains mouvements de pronation ou de supination ce qui est important pour une saisie efficace [TNH⁺⁹⁶]. Il peut être utilisé pour des exercices de renforcement musculaire ou pour réaliser des activités fonctionnelles (préhension palmaire et latérale). Cependant la variabilité :

- de la taille des membres supérieurs sujet à sujet,
- dans le placement quotidien des électrodes composant le système et donc dans la sélectivité de stimulation des muscles,

pose des problèmes d'adaptabilité. La réponse des muscles à la stimulation de surface étant particulièrement variable à cause des divers placements possibles des électrodes, du mouvement relatif entre les électrodes et le muscle durant un mouvement...

Dans [SIG⁺⁰⁰], 10 sujets tétraplégiques C4 à C6 (score de Giens compris entre 0 et 3) ont participé à une recherche clinique permettant d'évaluer l'efficacité du dispositif. Lors de la phase d'entraînement, 3 des 10 sujets n'ont pas pu utiliser le dispositif (taille de l'attelle trop petite ou incapacité à stimuler les muscles clefs). 4 sujets ont pu exécuter les deux types de préhension tandis que 2 n'ont pu obtenir qu'une préhension palmaire et 1 n'a pas pu utiliser le dispositif pour des activités fonctionnelles (présence de contractures des articulations métacarpophalangiennes). Le bénéfice est limité puisque seuls 4 des 10 sujets ont achevé la période d'entraînement.

2.1.5 Conclusion

Les dispositifs de stimulation externes permettent une amélioration fonctionnelle mais ne sont que très peu utilisés par les sujets tétraplégiques. En effet, ces dispositifs requièrent une aide extérieure quotidienne pour leur placement. Par ailleurs, le mode de contrôle de

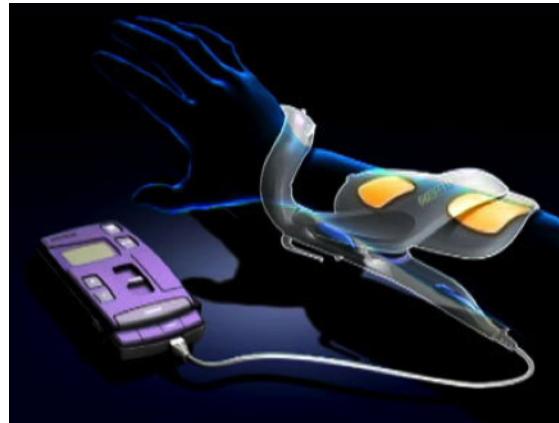


FIGURE 2.3 – H200 de Bioness

la stimulation est peu lié au niveau lésionnel des sujets. Enfin, les muscles de leurs avant-bras, souvent petits et atrophiés, rendent difficile le positionnement des électrodes de stimulation, les muscles profonds étant en outre peu accessibles. Les dispositifs implantés pallient en partie ces limites.

2.2 Dispositifs de stimulation implantés pour la restauration de mouvements de préhension

2.2.1 Système Freehand

2.2.1.1 Fonctionnement global et indications

Implanté pour la première fois en 1986 [KPT⁺89], le système Freehand (cf. figure 2.11, Neurocontrol Corp., Valley View, OH, USA) est une neuroprothèse du membre supérieur qui utilise la stimulation épimysiale pour la restauration des mouvements de préhension chez des sujets tétraplégiques. Ce dispositif se compose d'un stimulateur implanté relié à des électrodes épimysiales, d'une unité de commande, d'un capteur de position et d'une bobine de transmission externe. Le capteur de position de l'épaule placé au niveau de l'articulation sterno-claviculaire en controlatéral du membre à stimuler est relié par un câble à une unité de commande externe localisée derrière le fauteuil roulant du sujet. Cette unité de commande externe, spécialement programmée pour le sujet, traite les mouvements d'épaule et est reliée à son tour à l'antenne de transmission placée sur la peau en regard du stimulateur implanté. Les blessés médullaires ayant une mobilité active de l'épaule et du coude (extension naturelle ou acquise) mais ne pouvant pas effectuer de mouvements de préhension (ce qui représente des sujets ayant une lésion en C5/C6) peuvent faire usage de ce système. Les sujets présentaient une tétraplégie motrice complète (A ou B sur l'échelle ASIA), de grade O(Cu) : 0, 1 ou 2 sur l'échelle ICSHT¹, sont médicalement stables, capables de tenir assis dans un fauteuil roulant

et conservent une innervation intacte des muscles clefs de l'avant-bras et de la main (la stimulation électrique de surface doit provoquer une réponse de minimum grade 4 sur l'échelle MRC²). Une déficience centrale (hémiparésie, paralysie cérébrale, paralysie des nerfs périphériques...), une spasticité non contrôlée pharmacologiquement, une infection systémique, un diabète, une maladie auto-immune ainsi que la présence de pacemaker ne sont pas de bonnes indications pour l'implantation du système Freehand [FRG01, PKK⁺01, CCB⁺00, KPT⁺89]. Globalement les mouvements de l'épaule commandent l'unité de commande externe, qui déclenche à son tour le stimulateur électrique via la bobine de réception (cf. figure 2.11). Cette stimulation induit la contraction des muscles et rétablit donc certains mouvements. Ainsi avec ce dispositif, les sujets peuvent généralement atteindre, en moyenne, des forces de 18 N en préhension latérale et 16 N en préhension palmaire ; tandis qu'avec la seule action ténodèse (fermeture passive de la main provoquée par une extension du poignet), les forces sont généralement inférieures à 3 N [MBK⁺04]. La force induite (ouverture et fermeture des doigts) est fonction de la distance parcourue par l'épaule [EDWJ02]. Ce système s'est révélé fiable, stable dans le temps et bien toléré par l'organisme.

2.2.1.2 Stimulateur

Le stimulateur implanté, adjacent à l'antenne de réception est placé près de la région axillaire. Le stimulateur dont la taille est équivalente à celle d'un pacemaker cardiaque (55 grammes et 25 cm³) est constitué d'un boîtier en titane, hermétiquement scellé, encapsulé dans de l'époxy (permettant une isolation électrique de l'antenne métallique) et enduit de silicone (cf. figure 2.6) [SP00, BG92]. Le stimulateur possède 8 canaux, chacun d'eux pouvant être contrôlé indépendamment. L'un d'eux peut être utilisé pour fournir un retour sensoriel de l'état de l'appareil par l'intermédiaire d'une électrode suturée au tissu sous-cutané (sous la peau au niveau de la clavicule dans la distribution sensorielle C4). La stimulation est monopolaire (les 8 canaux partagent une référence commune), l'impulsion est biphasique asymétrique afin d'assurer la neutralité des charges injectées et de forme rectangulaire. Pour une stimulation épimysiale l'impulsion de stimulation peut atteindre une largeur de 255 µs, une amplitude de 20 mA et une fréquence de 20 Hz [KPK⁺03]. Ces gammes de paramètres de stimulation sont celles qui se sont révélées être les plus efficaces tout en maintenant la sécurité des sujets. La force musculaire est

1. L'échelle ICSHT (International Classification for Surgery of the Hand in Tetraplegia) implique une évaluation des fonctions motrices (nombre de muscles actifs) et sensitives sous le coude. Ainsi un sujet classé 0 n'a aucun muscle actif au niveau de l'avant-bras. L'évaluation sensorielle ICSHT implique la quantification de la discrimination de deux points au niveau du pouce et de l'index, la sensation est considérée comme intacte (Cu) si la distance entre deux points discriminés est <10 mm. Si celle-ci est >10 mm, les sujets sont classifiés comme ayant un retour oculaire uniquement (O) concernant les fonctions de la main [MHK07].

2. L'échelle MRC (Medical Research Council) permet de quantifier manuellement la force développée par chaque muscle. 0 correspond à une paralysie complète du muscle, 1 à une contraction minimale, 2 à une mouvement actif sans gravité, 3 à un contraction faible contre gravité, 4 à un mouvement actif contre gravité et résistance et 5 à une force normale.

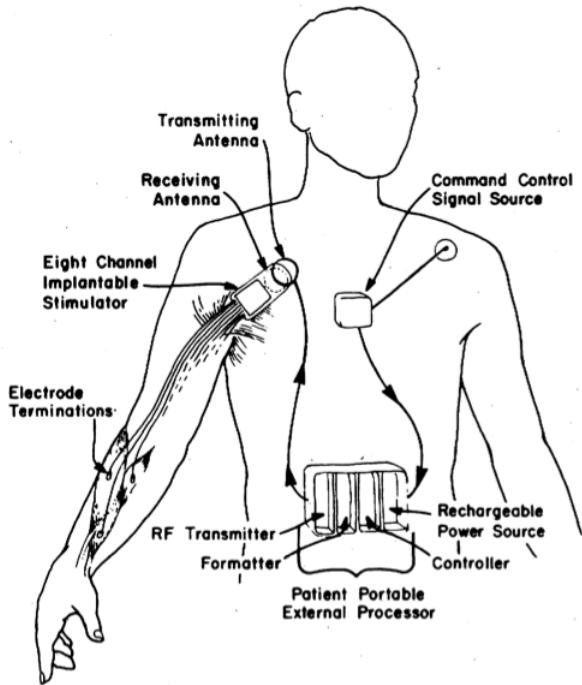
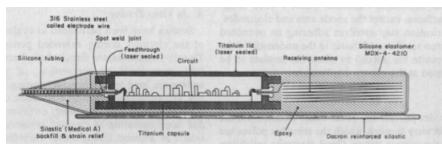


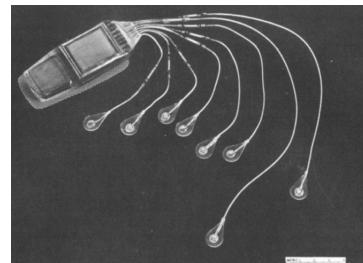
FIGURE 2.4 – Représentation schématique du système Freehand, d'après [SPKR87]



FIGURE 2.5 – Système Freehand permettant la restauration des fonctions de préhension chez les sujets lésés médullaires, avec l'autorisation de Charles Fattal, Propara, France



(a)



(b)

FIGURE 2.6 – (a) Vue transversale du stimulateur, circuit électrique 25*20 mm, d'après [SPKR87], (b) Vue du dessus du stimulateur implanté (stimulateur encapsulé, connecteurs, câbles et électrodes) d'après [KPT⁺89]

modulée par la largeur des impulsions de stimulation. Plusieurs canaux ne peuvent pas être activés simultanément, l'impédance des électrodes n'excède pas $1 \text{ k}\Omega$ et l'amplitude de l'impulsion de stimulation (en mA) est constante (cf. figure 2.8). Des connecteurs (30 mm de long) permettent de connecter les câbles provenant des électrodes à ceux provenant du stimulateur. Ainsi, un composant défaillant (électrode par exemple) peut être remplacé sans avoir à planter tout le système [KPT⁺89, Kei01, BG92].

2.2.1.3 Types d'électrodes

Deux types d'électrodes de stimulation, dont le câble peut atteindre une longueur de 83 cm sont utilisés. Elles sont composées de 2 parties : une partie proximale commune aux deux types d'électrodes et une partie distale (épimysiale ou intramusculaire) spécifique à chaque type d'électrode.

- **Les électrodes épimysiales** sont suturées à la surface des muscles. Leur structure renforcée en Silastic et en Dacron permet un maintien optimal. Leur disque terminal de stimulation en Pt90-Ir10 mesure 5 mm de diamètre.
- **Les électrodes intramusculaires** sont insérées dans les muscles. Un hameçon en polypropylène de 2 mm de long placé à la pointe (en acier inoxydable) de l'électrode permet de maintenir l'électrode dans le muscle lors des contractions musculaires, tout en permettant un retrait facile. La surface de stimulation est d'approximativement 14,5 mm² (2 mm de longueur). Proposées depuis 1995, les électrodes intramusculaires ont démontré leur fiabilité, bien que pour une stimulation chronique de 200 μ s, quelques électrodes intramusculaires ont montré de légères corrosions (même s'il ne semble pas y avoir de corrélation entre les corrosions observées et le temps écoulé depuis l'implantation) [MPK94].

La partie proximale est composée de deux longueurs de câbles mises en parallèle puis enroulés formant une double hélice de deux conducteurs isolés électriquement sur toute leur longueur mais fusionnés l'un à l'autre près de l'électrode et de l'extrémité du connecteur. Chacun de ces câbles est composé de 7 [KPK⁺⁰³] (initialement 15 [SPKR87]) filaments de type 316LVM en acier inoxydable (chaque filament ayant un diamètre de 0.034 mm) organisés en un seul brin et isolés avec du PFA-Téflon (diamètre de 0.25 mm) recouvert de Silastic (une mélange de silicone et de plastique, 1.19 mm de diamètre) médical, et de Freon (diamètre final de 1.3 mm approximativement) [KPK⁺⁰³]. Les forces développées lors d'une stimulation épimysiale ou intramusculaire sont équivalentes. En optimisant la localisation des électrodes (points moteurs) le courant envoyé aux muscles peut être réduit. Les électrodes intramusculaires et épimysiales produisent des réponses fonctionnellement indifférenciables. L'utilisation de l'une ou de l'autre est fonction du type de muscle à stimuler. En effet, les électrodes intramusculaires peuvent être implantées dans des muscles profonds plus facilement que les électrodes épimysiales, et plusieurs électrodes intramusculaires peuvent être implantées à partir d'un même site d'incision (procédure chirurgicale facilitée) [MPK94, MBK⁺⁰⁴].

2.2.1.4 Système externe de contrôle

La position de l'épaule controlatérale est mesurée via un transducteur angulaire à effet Hall à 2 dégrées de liberté [HKP98]. La communication est filaire, les informations sont transmises à l'unité de commande externe programmée pour le sujet. Cette unité de commande externe convertit ces informations en séquences de stimulation, puis les transmet

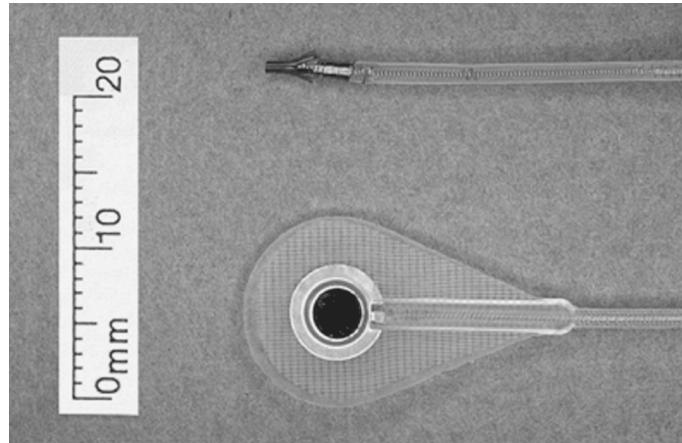


FIGURE 2.7 – Electrodes : intramusculaire (en haut) et épimysiale (en bas) implantables d'après [SP00]

au stimulateur implanté via la bobine émettrice. Deux paramètres de contrôle (proportionnel et logique) sont configurés pour chaque sujet et pour chaque type de préhension. Le paramètre de contrôle proportionnel est défini comme la relation entre le contrôle et le signal de sortie proportionnel (permettant à l'utilisateur de grader le mouvement et la force de pincement) tandis que le signal logique est utilisé pour les changements d'états (marche/arrêt du système, maintien des stimuli : signaux de verrouillage/déverrouillage, changement entre les modes de préhension...). Pour fermer la main, l'épaule controlatérale doit être amenée vers l'avant. Pour ouvrir la main, l'utilisateur doit rétracter son épaule. Plus précisément, le transducteur de l'épaule est un joystick à deux axes où l'élévation/dépression rapide de l'épaule est utilisée comme signal logique (induit des fonctions de "verrouillage/déverrouillage) et la protraction/rétraction de l'épaule est utilisée comme signal proportionnel. L'ouverture/fermeture de la main et la force (modulée par la durée d'impulsion de stimulation) de la prise sont proportionnelles à la position de l'épaule controlatérale (distance parcourue par la protraction et rétraction de l'épaule) [KPT⁺89, TEH02, HTE01, KPT⁺89, BG92, PKK⁺01]. L'utilisateur peut sélectionner le type de préhension qu'il souhaite effectuer (latéral ou palmaire) en appuyant sur un interrupteur positionné sur le dispositif de commande. Ce même commutateur est également utilisé pour mettre le système sous et hors tension. Les patrons de stimulation sont préprogrammés. Une des 8 électrodes placée dans une zone sensorielle intacte peut fournir un retour, codé en fréquence, sur l'état de l'appareil [KPT⁺89]. En effet, lorsque la main est ouverte l'électrode peut délivrer une impulsion de stimulation lente. Une fois la main fermée, la fréquence de la stimulation augmente pour permettre aux sujets d'avoir une indication de la force mise en jeux lors de la saisie [HTE01]. Les informations concernant la stimulation et l'énergie nécessaire au fonctionnement du circuit implanté sont transmises via un lien transcutané par une porteuse radiofréquence (RF).

2.2.1.5 Transfert des données

Les signaux provenant du transducteur de position de l'épaule controlatérale sont envoyés à l'unité de contrôle externe. Celle-ci émet en fonction du mouvement d'épaule, un signal de commande destiné à sélectionner les muscles à stimuler et les paramètres de stimulation. Ce signal de commande, composé de deux parties, est utilisé pour moduler un signal RF couplé électromagnétiquement à la bobine réceptrice implantée. La première partie appelée "impulsion codante" se compose d'une série d'impulsions de courte durée permettant de déterminer le canal de sortie à activer. La seconde partie permet de sélectionner la durée du stimulus à travers la mise en off de la porteuse RF pendant une durée variable (jusqu'à $255 \mu\text{s}$). Cette durée représente la largeur de l'impulsion de stimulation à délivrer. La porteuse est modulée par la mise en on-off du signal RF responsable du champ magnétique dans la bobine externe. La figure 2.8 représente la porteuse 10 MHz utilisée pour le couplage inductif résonant. Une fois décodé, ce signal va déclencher une impulsion de stimulation unique délivrée sur un canal de sortie. La sélection du canal approprié, l'intervalle entre les impulsions, la durée de l'impulsion et la fréquence sont sous contrôle externe. De plus, si le nombre d'impulsions codantes est supérieur ou égal à 9, l'impulsion de stimulation est mise en off et aucune impulsion n'est envoyée. L'intensité de l'impulsion peut être programmée (de 2 à 20 mA) grâce à un régulateur de courant (opérant sous le principe du "current mirroring"). Tous les canaux partagent un même régulateur de courant [SPKR87]. En fonction des informations reçues, les muscles appropriés sont stimulés afin produire le mouvement désiré.

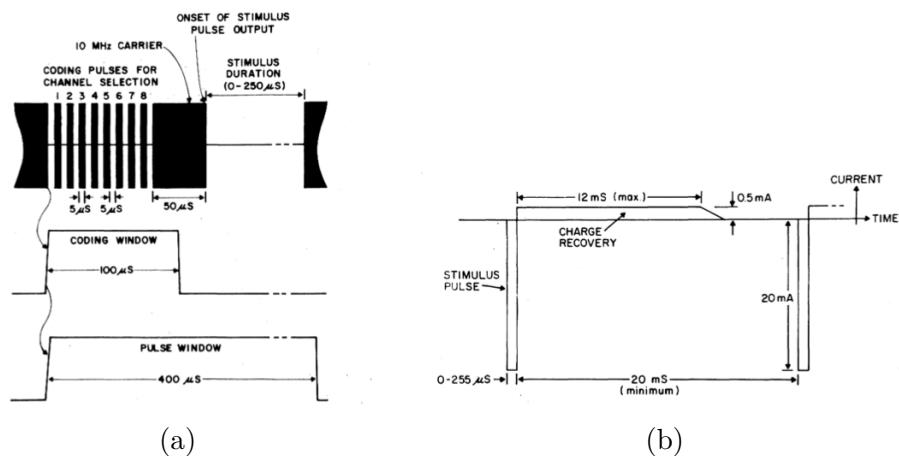


FIGURE 2.8 – (a) porteuse RF encodée (le canal huit sera activé), (b) stimulus biphasique d'après [SPKR87]

2.2.1.6 Transfert d'énergie

Les bobines de transmission et de réception sont en résonance, la variation du champ électromagnétique dans la bobine réceptrice crée un signal. Celui-ci est redressé et régulé

pour former la source de courant. L'efficacité de cette méthode de transfert d'énergie est relativement faible, de l'ordre de 25 à 30%. L'alimentation en énergie est continue, excepté durant l'envoi d'un signal de commande. En raison de la quantité de charge nécessaire aux impulsions de stimulation, il est impossible de tirer l'énergie nécessaire directement de la source RF, le circuit électrique doit donc stocker de l'énergie. Pendant la courte période pour laquelle la porteuse 10 MHz est interrompue pour la transmission du signal de commande, le circuit puise son énergie de l'énergie capacitive stockée. La consommation d'énergie continue du dispositif est de 90 mW, la quantité de charge peut atteindre 5 μ C, et le pic d'énergie 400 mW. Après la décharge, plusieurs canaux peuvent se charger simultanément à une vitesse maximale de 0,5 mC/s [SPKR87].

2.2.1.7 Procédure chirurgicale et période post-opératoire

Avant la chirurgie, les sujets subissent une période de conditionnement musculaire par stimulation électrique de surface pour palier l'atrophie musculaire induite par le manque d'activité. Ce conditionnement permet d'améliorer la force, l'endurance et la résistance à la fatigue des muscles de l'avant-bras et de la main en préparation à la chirurgie. Ces exercices sont effectués au domicile des sujets pendant au moins 1 mois avant la chirurgie. Si la stimulation provoque des effets secondaires (hypersensibilité, ...), l'implantation peut ne pas avoir lieu. L'opération est généralement effectuée sous anesthésie générale. Le stimulateur et les huit électrodes sont implantés au cours d'une même procédure chirurgicale. Cette intervention peut inclure des transferts tendino-musculaires afin de restaurer un plus grand nombre de fonctions. À titre d'exemple, le tendon du deltoïde postérieur ou du biceps est souvent transféré sur le tendon du triceps afin de restaurer une extension active du coude. De plus, si le brachioradialis est disponible, le transfert de ce muscle sur le muscle ECR fournit une extension active du poignet (la saisie par effet tenodèse peut alors être restaurée). Lors de la procédure chirurgicale, les muscles cibles sont stimulés, la localisation optimale identifiée pour chaque muscle et les électrodes épimysiales suturées. Le stimulateur (renforcé dans sa partie en contact avec le sujet en Dacron et Silastic) est suturé de façon robuste au niveau du fascia pectoralis. Cette zone sensitive intacte permet au sujet de percevoir une éventuelle douleur qui témoigne d'une inflammation ou d'une infection. Ensuite, les huit fils provenant du stimulateur sont tunnelisés en sous-cutané vers un connecteur placé près de l'humerus. Les fils provenant des électrodes épimysiales ou intramusculaires sont tunnelisés et rassemblés à un second connecteur au milieu de l'humerus. À ce niveau les deux connecteurs sont reliés. La tunnélisation est réalisée avec une sonde contondante en plastique d'approximativement 6 mm de diamètre et 30 cm de long. La chirurgie est réalisée de façon à minimiser les contraintes imposées aux câbles des électrodes. Les sujets sont hospitalisés pour 3 à 5 jours. L'intervention chirurgicale précède une période d'immobilisation post-opératoire (3 semaines) pour permettre l'encapsulation du dispositif implanté et la cicatrisation

des plaies. À la fin de cette période, les sujets subissent un second programme de renforcement musculaire pendant au moins un mois, cette fois en utilisant le stimulateur implanté. Pour cela, chaque sujet est stimulé 30 min par jour la première semaine, ce temps d'exercice est doublé chaque semaine pour atteindre 8 heures par jour la semaine 5. Ce renforcement musculaire peut avoir lieu la nuit, pendant le sommeil. Après cela, une période de prise en main du dispositif et d'entraînement commence. En effet, les sujets subissent une phase d'entraînement intensif de réadaptation de 8 à 14 jours au cours de laquelle ils apprennent à utiliser la neuroprothèse pour effectuer des activités de la vie quotidienne. La rééducation est généralement achevée entre 3 et 6 mois après la chirurgie.

Afin de limiter les complications chirurgicales (infections, morbidités...) une nouvelle technique de chirurgie mini invasive a été mise en place au début des années 2000. Elle consiste en une insertion sous-cutanée des électrodes et du stimulateur [MBK⁺⁰⁴]. Cette technique permet d'insérer des électrodes intramusculaires en incisant une petite surface de peau, planter ces électrodes dans les muscles cibles grâce à une sonde et canule et passer les fils des électrodes en sous-cutané le long du bras vers la zone axillaire. Les câbles sont ensuite connectés au stimulateur placé dans la poitrine. Cette technique est attractive pour le sujet puisque les cicatrices sont minimisées et le sujet peut utiliser sa neuroprothèse quelques jours après l'implantation. À noter que pour permettre l'utilisation de ce dispositif après une si courte période, aucun transfert tendineux n'est effectué. Cette technique permet également de faire passer le temps d'opération de 7h à 4h [CCB⁺⁰⁰, BG92, FRG01, PKK⁺⁰¹, HTE01, KPT⁺⁸⁹, MPK94].

2.2.1.8 Mouvements restaurés

Les sujets souhaitent généralement en priorité pourvoir écrire, se brosser les dents, et s'alimenter indépendamment. Ces activités de la vie quotidienne peuvent se faire à travers la restauration de deux types de préhension. La première est une préhension latérale aussi appelé « key grasp » où les doigts sont d'abord fermés, puis le pouce fléchi contre la partie proximale de l'index. Cette prise permet de saisir des objets légers et de petite taille tels que des clés, une fourchette ... La seconde est une préhension palmaire où le pouce est en abduction et les doigts opposés au pouce. Cette prise permet de saisir des objets de grande taille et de poids important tels qu'un verre, une canette ... Ces prises sont stables et solides.

Selon les capacités fonctionnelles du sujet (liées au niveau de la lésion, à son étendue, aux mouvements que le sujet souhaite récupérer ...) différents muscles de l'avant-bras et de la main peuvent être stimulés pour obtenir les mouvements désirés. Ainsi, les électrodes de stimulation sont placées sur un maximum de 8 muscles judicieusement choisis de l'avant-bras et/ou à la main pour permettre selon les besoins du sujet d'effectuer [HTE01, KPT⁺⁸⁹, MBK⁺⁰⁴, FdCC00, CCB⁺⁰⁰] :

- la flexion du poignet (stimulation des muscles palmaris longus et FCR, FCU)



FIGURE 2.9 – Préhension palmaire



FIGURE 2.10 – Préhension latérale

FIGURE 2.11 – Les deux types de préhension provoqués par le système Freehand

- l'extension du poignet (stimulation des muscles ECRL et ECRB, ECU)
- la flexion des doigts et l'ab-adduction du pouce (stimulation des muscles FDP et/ou FDS, **FPL, AdP, AbPB ou AbPL**)
- l'extension des doigts (stimulation des muscles **EDC ou EDP, EPB et/ou EPL, EIP**).
- la pronation/supination de l'avant-bras et de la main (BR, PT).

Les muscles en gras (représentés aux figures 2.13 et) sont ceux le plus souvent stimulés chez les sujets. La stimulation des muscles sélectionnés provoque une réponse de minimum grade 4/5 sur l'échelle MRC pour les fléchisseurs et 3/5 pour les extenseurs. À titre d'exemple, la stimulation alternative des muscles AdP, FDP, FDS et FPL provoque une préhension palmaire, tandis que la stimulation des muscles AbPB, FDP, FDS et FPL induit une stimulation latérale. La stimulation des muscles EPL et EDC provoque une ouverture de la main. Lorsque la restauration d'une extension active du coude par transfert tendineux n'est pas possible, elle peut être faite par la stimulation électrique du triceps brachial.

Des études menées rétrospectivement ont permis d'objectiver la bonne observance des sujets au système, mais également de mettre en évidence les complications possibles qui surviennent lors d'un usage régulier.

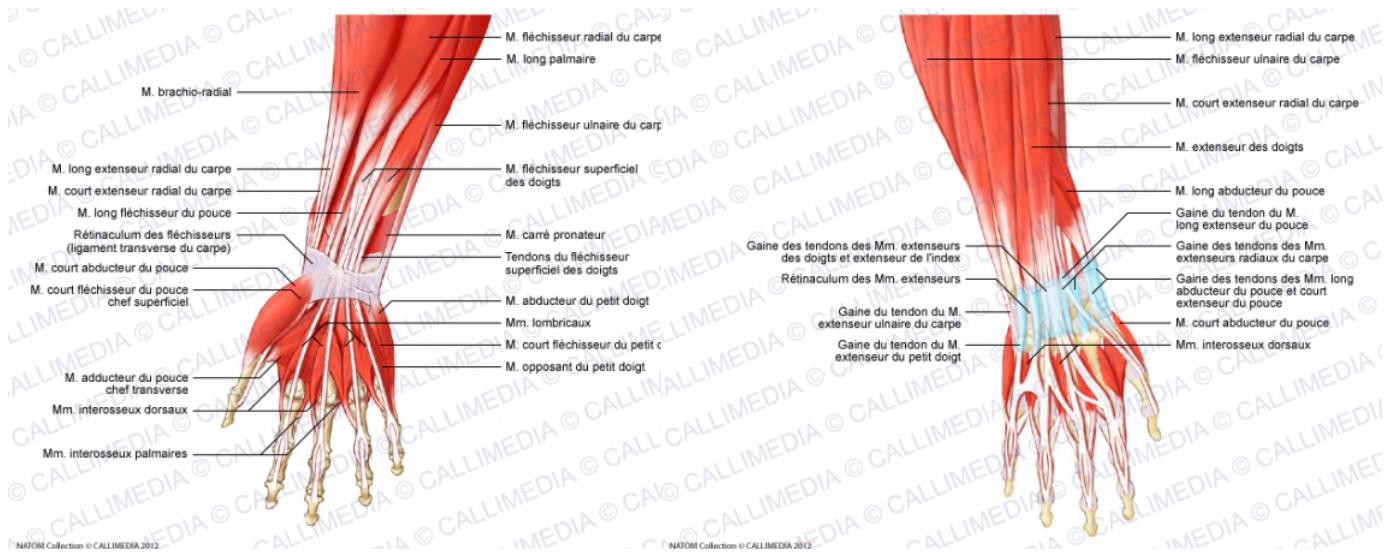


FIGURE 2.12 – Vue antérieure de l'avant-bras (muscles superficiels) FIGURE 2.13 – Vue postérieure de l'avant-bras (muscles superficiels)

2.2.1.9 Recul sur les sujets : maintien, amélioration ou dégradation des performances

Différentes méthodes permettent d'évaluer les résultats fonctionnels après l'implantation de la neuroprothèse Freehand. La mesure de la force de pincement, l'évaluation des activités de la vie quotidienne qui peuvent être effectuées avec et sans le dispositif ou les tests dit de "grasp and release (GRT)" en sont des exemples. Les tests GRT sont définis comme le nombre d'objets de différentes tailles et formes (fourchette, épingle, presse-papiers, canette, cassette video, bloc de 2,5 cm²) que le sujet peut saisir et libérer en un temps donné. La comparaison des résultats lorsque la neuroprothèse est mise en on et en off permet de quantifier le gain lié au dispositif.

Dans [PKK⁺⁰¹], parmi 49 participants évalués pour les activités de la vie quotidienne (AVQ), le handicap a été réduit pour tous les participants et tous sont en mesure de réaliser au moins 1 AVQ avec la neuroprothèse. En effet, lorsque la neuroprothèse est activée, les 49 participants ont augmenté leur force de préhension latérale ($p < .001$), et 48 ont augmenté leur force de préhension palmaire ($p < .001$). Les résultats sur six sujets montrent qu'avant l'implantation, la force de préhension était nulle, faible après la période de rééducation (neuroprothèse mise en « off », (en moyenne moins de 2N)) et forte lorsque la neuroprothèse est fonctionnelle. En effet, les forces de préhension latérale et palmaire sont en moyenne de 12,35 N et 8,05 N respectivement. L'écart entre sujets peut cependant être important allant de moins de 5 N à plus de 25 N [CCB⁺⁰⁰, PKK⁺⁰¹, MBK⁺⁰⁴, TEH02, KPT⁺⁸⁹]. Concernant les 50 sujets évalués pour

le GRT : 90% d'entre eux peuvent tenir un presse-papiers (prise latérale) avec la neuroprothèse tandis que personne ne peut le faire quand la neuroprothèse est éteinte. 72% des sujets peuvent tenir une cassette vidéo (prise palmaire) avec l'utilisation de la neuroprothèse tandis que 18% peuvent le faire lorsque la neuroprothèse est «off». De plus 98% des participants ont pu saisir au moins un objet de plus avec la neuroprothèse et 74% au moins 3 objets supplémentaires.

8 AVQ chez 6 sujets ont été évaluées. Pour 73% d'entre elles, l'utilisation du système Freehand permet d'utiliser moins d'aide physique (soignants) ou d'équipement adaptatif (orthèse ...). 25% de ces activités ont été effectuées en toute autonomie par les sujets, il n'a donc pas été possible de démontrer une amélioration [CCB⁺⁰⁰]. Une augmentation significative du nombre de tâches pouvant être réalisées est à noter lorsque le système Freehand est utilisé. À titre d'exemple, après 1 an d'utilisation, le nombre moyen de tâches pouvant être effectué avec le dispositif est de 5,5 ($P=0.027$) tandis que ce nombre descend à 1,2 sans [PKK⁺⁰¹]. Cependant, il est à noter que pour certains types de tâches, les sujets ont pu saisir un plus grand nombre d'objets (après entraînement et sans stimulation) comparé aux tests GRT effectués avant implantation. Une augmentation dans leur force de pincement (augmentation de l'ordre de 100 grammes pour une préhension latérale) lorsque le dispositif de stimulation n'est pas en marche est également à noter. Ceci est probablement dû aux différentes procédures chirurgicales (transfert tendineux, arthrodèse, ...) concomitantes à l'implantation du dispositif [TEH02, PKK⁺⁰¹]. Tous les sujets peuvent effectuer plus de tâches quand la neuroprothèse est utilisée, bien que l'amélioration relative des sujets C6 (pouvant utiliser l'effet tenodèse pour saisir des objets légers) est moindre par rapport à celle des sujets dont la lésion est située plus haut.

2.2.1.10 Satisfaction

Les sujets ont généralement utilisé le dispositif pour l'alimentation et les soins personnels, ce qui leur permet d'accroître leur autonomie. Ils ont également exprimé leur satisfaction en particulier pour leur habileté à écrire ou à taper à l'ordinateur [FdCC00]. Ainsi, ce système permet à un sujet tétraplégique de retrouver des mouvements de préhension et de ce fait de boire, manger, se brosser les dents avec plus d'autonomie. En dehors de ces actions, chaque sujet peut adapter le système à diverses activités telles que se sonder, se maquiller, se coiffer, faire de la peinture... La satisfaction du système Freehand est mise en évidence par l'utilisation continue au domicile du sujet. Ainsi, plusieurs études ont montré que la satisfaction est généralement élevée. Une enquête [CCB⁺⁰⁰] sur 6 sujets a montré que pour 85% des activités de la vie quotidienne, les sujets préfèrent faire usage de la neuroprothèse. De plus, 12 mois après la fin de la période de rééducation permettant l'utilisation fonctionnelle du dispositif, 5 des 6 sujets ont rapporté utiliser leur dispositif quotidiennement (2/5) ou quasi quotidiennement (3/5) afin d'effectuer des tâches qu'ils seraient incapables d'effectuer de façon autonome. Une autre étude [TEH02] montre que

7 des 9 sujets interrogés sont toujours des utilisateurs quotidiens de leur système 1 an après l'implantation. Dans [MBK⁰⁴] 3 des 4 sujets continuent à utiliser leur système régulièrement (2 quotidiennement et 1 plusieurs fois par semaine). Un sujet rapporte une utilisation peu fréquente en raison des difficultés à maintenir le capteur de position tout en propulsant son fauteuil roulant manuel. Une enquête [PKK⁰¹] concernant l'utilisation à long terme de la neuroprothèse réalisée sur 13 sujets (suivi moyen post implantation 5,4 ans, min 3 ans, max 13,9 ans) a montré que 8 des participants indiquent utiliser le dispositif quotidiennement 2 ans après l'implantation. Les 5 autres l'utilisent quasi quotidiennement (1/5), seulement pour des exercices (2/5) ou ne sont plus utilisateurs (2/5). Un sujet parmi les 13 n'est pas satisfait depuis le début, 3/13 sont moins satisfaits et 9/13 restent satisfaits plusieurs années après l'implantation. De plus, 97% (n=35) des participants recommanderaient la neuroprothèse aux autres et 91% d'entre eux ont déclaré que la neuroprothèse avait amélioré leur qualité de vie. L'utilisation de l'appareil est également élevée : l'utilisation régulière de l'appareil pour les activités fonctionnelles a été rapporté par 85% (n=40) des sujets, 3 l'utilisent régulièrement pour des exercices et 3 participants n'utilisaient plus le dispositif dont 1 suite à un effet secondaire résultant de la stimulation (constipation).

Enfin, pour des sujets possédant une sensibilité à un emplacement particulier avant l'implantation, des changements dans leur capacité sensorielle ont été observés (en particulier les sujets souffrant de lésions au niveau de la vertèbre C6). Trois des quatre sujets [TEH02] ont montré des améliorations dans les sensations (évaluées par la capacité à discriminer deux points situés à moins de 10 cm l'un de l'autre) et 1 une diminution. Les résultats suggèrent que là où il y a une capacité sensorielle limitée, augmenter l'activité motrice de la main peut conduire à une augmentation de la capacité sensorielle. Six sujets ont été implantés avec ce système en France. Cinq d'entre eux le furent au centre Propara de Montpellier par le Dr. Teissier (chirurgien partenaire impliquée dans ce travail de thèse). À ce jour, seul un sujet continue d'utiliser son dispositif d'électrostimulation.

2.2.1.11 Complications

Peu de complications ont été dénombrées. La littérature scientifique s'y relatant est dominée par les publications des équipes associées à la société qui a conçu et commercialisé la neuroprothèse. Ainsi, deux de leurs études (incluant un grand nombre de sujets) ont démontré la fiabilité à long terme et la sécurité du système ainsi que le faible nombre de défaillances. En effet, parmi les 27 sujets implantés [KPK⁰³] dont un en bilatéral entre Août 1986 et Décembre 1999, dans deux centres médicaux situés à Cleveland (Ohio, USA), aucun cas où une défaillance d'un composant de la neuroprothèse aboutissant à l'incapacité du sujet à utiliser la neuroprothèse pour les activités fonctionnelles n'a été rapporté. Parmi les 238 électrodes implantées, 234 (98,3%) sont restées intactes tout au long de l'étude, 3 (1,3%) ont été brisées et 1 (0,4%) a été infectée. Les 3 ruptures se sont produites dans les 2 ans après l'implantation et à quelques centimètres de la pointe

de l'électrode. L'absence de ruptures près des articulations laisse penser qu'elles ne sont pas dues aux mouvements. Trois sujets sont décédés durant l'étude à 3,3 ; 6,0 et 9,4 ans après l'implantation. Une électrode intramusculaire placée dans le muscle interosseux dorsal second a développé une fracture à environ 10 cm en amont de la pointe de l'électrode. La cause de la fracture n'a pas pu être déterminée. Une infection localisée sur le site terminal d'une électrode sensorielle placée au niveau du milieu de la clavicule a été dénombrée. L'infection semble avoir été initiée par une suture dans le site d'incision. Un test statistique a permis de montrer qu'une électrode a une probabilité de 98,3% de rester intacte après 16 ans. 100% des électrodes ont démontré une stabilité à long terme dans leur seuil de stimulation bien qu'un faible pourcentage (2%) d'entre elles ne présente pas de réponse isolée (un second muscle est recruté). Une réponse tissulaire doit également être notée, elle consiste en l'encapsulation fine (0,5 à 1 mm d'épaisseur) de l'électrode un à trois mois après l'opération qui maintient solidement l'électrode en place et est totalement stable par la suite. En effet, le seuil de stimulation est à peu près constant quelque semaines après l'implantation. Cela démontre que la stimulation n'a pas d'effet sur l'interface tissu/électrode. Les défaillances sont inférieures à 2% [KPK⁺⁰³].

Une autre étude [PKK⁺⁰¹] sur 51 sujets suivis en moyenne sur 5,4 ans après l'implantation (gamme : 3,0-13,9 ans) a montré que les complications sont rares, essentiellement des rotations de stimulateur, des fils brisés et des infections. Aucune défaillance de la neuroprothèse conduisant à une incapacité à utiliser le dispositif n'a été recensée. Chez 3 sujets le stimulateur a dû être repositionné chirurgicalement après sa rotation dans la poche sous-cutanée. Un des canaux du stimulateur s'est révélé non fonctionnel bien que cela n'ait pas empêché le participant d'utiliser sa neuroprothèse. Parmi les 408 électrodes implantées, trois ont présenté une défaillance. Une s'est produite 2 ans après l'implantation, cette électrode épimysiale était implantée au niveau du muscle abductor pollicis brevis chez un sujet propulsant un fauteuil roulant manuel. Cette défaillance semble être le résultat de l'usure mécanique. Les autres défaillances sont liées à la rotation du stimulateur qui a tiré sur le fil d'une électrode (l'électrode épimysiale utilisée pour le retour sensoriel brisa secondairement après la rotation du stimulateur) et de la mauvaise manipulation d'un soignant. De plus, quatre cas d'infections (électrodes localisées au niveau de l'éminence thénar) sont survenus. Un cas d'impossibilité à utiliser l'appareil après une constipation liée à la stimulation a été reporté. Les résultats de cette étude confirment que les matériaux utilisés dans la composition des électrodes (Pt-Ir, 316 SS, silicone) sont bien tolérés par l'organisme et ne constituent pas une source d'irritation à long terme. Le courant électrique ne semble pas induire d'effet indésirable (sauf pour le sujet constipé).

Enfin, une étude réalisée sur les 5 premiers sujets implantés [KPK⁺⁹⁷], (suivi moyen de 4,7 ans, gamme : 3,1-9,1 ans) a montré que 22 procédures chirurgicales supplémentaires ont dû être réalisées afin d'améliorer les fonctionnalités de la neuroprothèse (anastomoses tendineuses, transferts tendineux, procédures réalisées sur le membre controlatéral). De plus, 1 stimulateur a dû être remplacé (consommation excessive d'énergie requise pour son fonctionnement), 2 stimulateurs ont dû être repositionnés chirurgicalement après leur

rotation (le stimulateur est depuis fixé à un tissu sous-cutané pour empêcher sa rotation ou sa migration dans le corps). Suite à la rotation de l'implant, le câble d'une électrode sensorielle a été brisé et une infection est survenue. Cette infection était localisée autour d'une suture à proximité de l'électrode sensorielle. Pour veiller à ce que l'infection ne se diffuse pas le long du câble et atteigne les autres composants, la partie épimysiale de l'électrode a été sectionnée et retirée. À la demande du sujet, l'électrode n'a pas été remplacée (le sujet a décidé d'utiliser un feedback auditif). En ce qui concerne le premier sujet implanté, il n'y a pas eu de complication technique ou chirurgicale, infection, corrosion ou défaillance du matériel implanté à 1,5 ans de suivi. Aucune perte de sensibilité ou de fonction motrice n'a été observée [KPT⁺89]. Aucune preuve n'a été apportée que le courant électrique délivré quotidiennement à travers les électrodes ait causé un effet indésirable. Aucune faiblesse musculaire progressive due à la stimulation chronique quotidienne n'a été démontrée [KPK⁺03]. Cependant, des complications peuvent mener à l'arrêt total de l'utilisation de la neuroprothèse. Ainsi, une lésion du nerf interosseux, une constipation liée à la stimulation (non expliquée) [TEH02], la difficulté à maintenir le capteur de position tout en propulsant le fauteuil manuel [MBK⁺04] en sont des exemples. Des cas d'externalisations de composants implantés (électrodes épimysiales situées près de la peau par exemple) ont été observés chez certains sujets implantés à la clinique Propara. Un dispositif a dû être explanté suite à une infection sans que les antibiotiques n'arrivent à en venir à bout (l'infection s'est propagée à travers les câbles qui ont agi comme un réservoir de bactéries). D'autres études, portant sur un plus petit nombre de sujets ont montré un plus grand nombre de défaillances parmi lesquelles : une hyperréflexie autonome, la nécessité d'une intervention chirurgicale supplémentaire, la corruption de la mémoire de l'unité de commande externe ... En effet, une étude [HTE01] réalisée à Salisbury en Angleterre, sur 9 sujets (durée totale d'implantation cumulée de 30 ans) a montré que 2 sujets furent incapables d'utiliser leur appareil, le premier a développé une lésion du nerf radial d'origine inconnue (rien ne laisse à penser que l'implant ou la procédure chirurgicale a causé cette paralysie), l'autre en raison de la perturbation de la fonction intestinale conduisant à une constipation sévère lorsque le système est utilisé. Des essais répétés à différentes périodes ont confirmé la relation entre l'activité intestinale et la stimulation [TEH02]. En outre, un sujet présentait des symptômes d'hyperréflexie autonome (des sueurs et des maux de tête) lors de l'exercice pendant 8 heures la nuit. Ces symptômes ont été soulagés quand le temps d'exercice et la force de contraction ont été réduits. Un stimulateur implanté était défaillant, ne produisant aucune sortie. Des cas de ruptures ont été observés pour trois des électrodes implantées, deux d'entre elles étaient situées au niveau du muscle adductor pollicis (rupture à l'intersection entre l'électrode et l'émergence du fil) et une était située au niveau du muscle EDC (cassure en amont, près du connecteur). En outre, parmi les 9 sujets, il a été nécessaire d'en ré-opérer quatre afin de faire des ajustements du système tandis que trois autres interventions chirurgicales ont été nécessaires pour remplacer ou retirer des électrodes cassées ou remplacer un stimulateur. En dépit de ces observations, un

utilisateur a déclaré qu'une courte période de non utilisation due à une défaillance de l'équipement était "comme être paralysé à nouveau".

2.2.1.12 Conclusion

Au vu de la fonctionnalité retrouvée dans les prises, cette neuroprothèse, qui a reçu un marquage FDA et CE, a rencontré un succès dans son utilisation au quotidien pour des sujets présentant des capacités de manipulation restreintes ou inexistantes. Elle offre en effet la possibilité de réaliser une phase d'approche précise suivie d'une prise palmaire ou d'une prise subterminolatérale active, amenant ainsi un gain d'indépendance fonctionnelle notable conjugué à une meilleure qualité de vie. Moins d'équipement adapté et d'assistance humaine sont nécessaires. Chaque sujet peut adapter le système en fonction des fonctionnalités qu'il souhaite retrouver. Les sujets sont capables de contrôler leur système sans difficulté. Les sujets ont également exprimé leur satisfaction en particulier pour leur habileté à écrire ou taper à l'ordinateur [FdCC00].

Ce système a prouvé sa fiabilité et sa stabilité dans le temps et est bien toléré par le corps. 312 implantations furent dénombrées en 2007. La commercialisation de ce dispositif est suspendue depuis 2001 pour des raisons économiques.

2.2.2 Différents prototypes basés sur le système Freehand

Ces nouvelles versions du Freehand ont vu le jour avant la fin de la commercialisation en 2001 du dispositif Freehand présenté précédemment. Elles ont été développé par le laboratoire ayant participé à la conception de la première génération du Freehand, situé à la Case Western Reserve University (CWRU), Ohio, USA. Les modifications se situent aussi bien au niveau du mode de déclenchement de la stimulation (épaule controlatérale vs poignet, signaux EMG,...), du stimulateur (augmentation du nombre de canaux ; présence de canaux destinés à l'enregistrement de signaux,...) ou plus récemment des électrodes de stimulation utilisées (électrodes musculaires vs neurales). Le système devient moins encombrant (il n'est plus nécessaire de positionner quotidiennement le contrôleur externe) et, plus puissant (nécessité d'un transfert bidirectionnel des données, d'avantage de canaux de stimulation). Outre les fonctions de préhension, ce dispositif permet de restaurer une extension du coude ou une pronation/supination de l'avant-bras par exemple. Les informations qui suivent témoignent des principales modifications par rapport à la version présentée précédemment. Les améliorations se poursuivent encore à l'heure actuelle. Ce dispositif n'a pas reçu de certification FDA et est toujours en cours d'amélioration.

2.2.2.1 Contrôle de la stimulation

2.2.2.1.a Mouvement du poignet

Les mouvements du poignet peuvent déclencher la stimulation des muscles permettant de restaurer des mouvements de préhension et ainsi accentuer l'effet ténodèse. Un transducteur angulaire (composé de trois capteurs à effet Hall pour deux degrés de liberté : flexion/extension et déviation radio-ulnaire) implanté dans l'articulation radio-carpale ou positionné sur le poignet a été développé au centre FES de la CWRU (cf. figure 2.14). Il est composé d'un aimant et d'un ensemble de capteurs magnétiques, placés en surface ou implantés respectivement à l'extrémité distale (os lunatum) et proximale (radius) de l'articulation. Les électrodes de stimulation sont implantées en intramusculaire ou

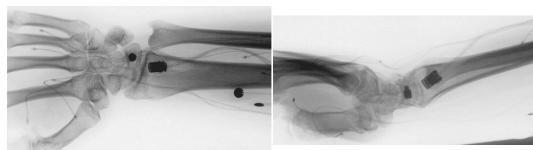


FIGURE 2.14 – Radiographie du transducteur angulaire articulaire implanté dans le poignet. Les électrodes intramusculaires et épimysiales et les câbles qui en émergent sont visibles, d'après [SP00]

suturées en épimysial sur les muscles à stimuler (muscle du pouce, des doigts...). L'extension du poignet a pour conséquence une fermeture de la main tandis qu'une flexion du poignet induit une ouverture de celle-ci [STJ⁺98]. Deux sujets ont été implantés avec un système bilatéral. Ils ont démontré une habileté à contrôler indépendamment chacun de leur bras. Le transducteur de position du poignet permet de distinguer trois seuils d'angulations rendant possible la gradation de l'intensité de la stimulation. Lorsque le capteur est implanté, les mouvements de poignet sont traduits et transmis à l'unité de contrôle externe à travers un lien inductif tandis que lorsque le capteur est en externe les mouvements de poignet sont traduits et transmis à l'unité de contrôle externe via un câble électrique. Le signal transduit est utilisé par l'unité de contrôle externe pour déterminer l'intensité de stimulation appropriée pour chaque électrode. Cette information est transmise en retour, via le même lien inductif, au stimulateur implanté sous le thorax qui distribuera le courant aux électrodes. Les mouvements du poignet permettent de détecter des variations de tension dans une plage de 400 mV. Ils sont échantillonnés à une fréquence maximale de 100 Hz. L'implant consomme au maximum 120 mW. L'implant a été pleinement fonctionnel pour une période de 18 mois [STJ⁺98]. Les paramètres de stimulation restent essentiellement les mêmes que ceux utilisés pour l'implant de première génération. Cependant, le stimulateur dispose d'un plus grand nombre de canaux de stimulation (10 dont 1 pouvant être utilisé pour le retour sensoriel), un canal permettant l'acquisition des données et un système permettant la rectification et la conversion des données analogiques en numérique pour leur transmission. Les dimensions globales

du stimulateur sont de 10,0 cm de long, 4,5 cm de large et 1,0 cm d'épaisseur, son poids de 60 g.

Ainsi l'extension volontaire du poignet (cf. figure 2.14) est utilisée comme signal de contrôle et a permis à plus d'une dizaine de sujets C5 et C6 déficients complets sur le plan moteur de retrouver des mouvements de préhension [HKP98, BPK⁺02, PKK⁺02]. Le suivi chez les sujets implantés est d'au minimum seize mois. Ce mode de contrôle a été intégré à un Freehand plus évolué que celui commercialisé qui permet en plus des mouvements de préhension (saisir/ libérer des objets), d'effectuer une pronation de l'avant-bras (à travers la stimulation du muscle quadratus pronator) et l'extension du coude (à travers la stimulation du triceps) chez des sujets tétraplégiques hauts.

2.2.2.1.b Signaux myoélectriques résiduels

Les signaux myoélectriques (EMG) semblent être une source de contrôle attractive de la FES (cf. figure 2.15). Les muscles sous contrôle volontaire étant fonction du niveau lésionnel du sujet tétraplégique, la capacité de plusieurs muscles à servir de contrôle a été étudiée (cf. tableau 2.1). La gradation (deux à quatre amplitudes distinctes) de la contraction est possible chez les sujets tétraplégiques évalués, la stimulation est alors proportionnelle au signal enregistré.

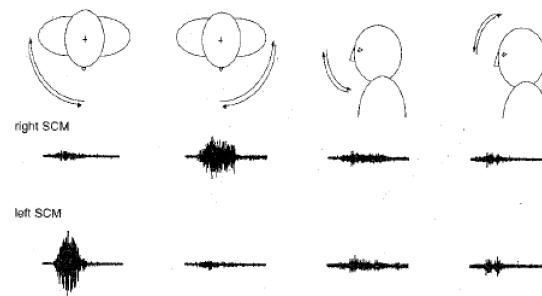


FIGURE 2.15 – Signaux EMG provenant des muscles sterno-cléido-mastoïdiens droit et gauche lors de mouvements de tête, d'après [SPK96]

Niveau de la tétraplégie	Muscles utilisés comme commande de la stimulation	Nombre de sujets impliqués dans l'étude	Mouvement produit
C5 à C6 dans [HKP98]	ECRB ou ECRL*	3	fermeture de la main si contraction ouverture de la main si relaxation
C5 et C6 dans [SPK96]	SCM*	2	forte contraction : ouverture de la main faible contraction : fermeture de la main
C7 dans [KHKP04]	ECRB et FCR**	2	Co-contraction d'ECRB et FCR : active la fonction changement mode de préhension*** contraction FCR : ouverture de la main contraction ECRB : fermeture de la main

TABLE 2.1 – Muscles utilisés comme mode de contrôle d'une FES appliquée sur les muscles de l'avant-bras et de la main, *stimulation réelle, **via une interface graphique (simulée), *** permet de passer d'une préhension palmaire à latérale et vice versa

Récemment [MPH⁺14], une neuroprothèse a été implantée de façon chronique (2,5 et 7,5 ans) chez 2 sujets tétraplégiques complets hauts. Elle permet le rétablissement des mouvements de main, de poignet, de l'avant-bras, du coude et de l'épaule. Les électrodes d'enregistrement myoélectrique sont placées au niveau de la tête et du cou et sont utilisées comme signaux de contrôle de la stimulation. Des électrodes épimysiales et intramusculaires sont utilisées pour enregistrer l'activité EMG des muscles peaucier du cou (droit et gauche), trapèze (controlatéral) et auricularis (ipsilatéral). La différence d'amplitude entre le signal émis par le peaucier du coup gauche et celui du peaucier droit est utilisée comme signal de contrôle proportionnel. Les deux autres signaux EMG (trapèze et/ou auricularis) ont été utilisés comme commande d'état afin de sélectionner le type de mouvements (i.e extension/flexion du poignet, pronation/supination, ...) à déclencher. Si l'utilisateur souhaite tenir un objet sur un temps plus long, il peut envoyer une commande de "blocage" qui désengage le muscle impliqué dans le contrôle, ce dernier pouvant alors se relaxer. La commande de "blocage" peut être déclenchée par le maintien de la contraction musculaire au dessus d'un seuil haut pendant deux secondes. Une fois que la main est fermée, elle le reste jusqu'à ce qu'un signal "d'ouverture" soit reçu. Ce signal peut consister par exemple, en deux rafales rapides du muscle contrôle. Les muscles sous contrôle volontaire peuvent être utilisés comme mode de contrôle même si une stimulation électrique est appliquée à proximité. En effet, les électrodes d'enregistrement et de stimulation peuvent être localisées à 5 cm l'une de l'autre.

2.2.2.1.c Signal accélérométrique et interrupteur

L'absence d'extension active du coude limite l'espace accessible au sujet tétraplégique dont les mouvements de préhension auraient été restaurés. Des signaux accélérométriques ont alors été utilisés comme signaux de contrôle pour la stimulation du triceps afin de provoquer une extension du coude sans rétablir des mouvements de préhension. Ce mode de contrôle a été ajouté à un dispositif (cf. figure 2.16) permettant de retrouver des mouvements de préhension dont le fonctionnement est proche ou similaire au Freehand commercialisé. A titre d'exemple, l'orientation du bras dans le champ gravitationnel estimée par la combinaison de trois transducteurs angulaires (positionnés sur le bras et l'avant-bras) a été utilisée pour déclencher la stimulation du triceps [MPK89]. Ces transducteurs mesurent les angles lors des mouvements d'ab-adduction et de rotation interne-externe humérale, et de flexion-extension du coude chez deux sujets C5 lésionnel. Par ailleurs, un accéléromètre monté sur l'avant-bras (au niveau de l'ulna, près de l'articulation du coude) a également été utilisé comme source de commande chez deux sujets blessés médullaire de niveau lésionnel C5 et C6 [GP98]. Au moment où le sujet lève son bras pour atteindre un objet, le triceps est stimulé via des électrodes percutanées ce qui provoque une extension du coude. Lorsque ces angles atteignent un seuil prédéterminé, le triceps (chefs latéral et long) est stimulé à travers des électrodes

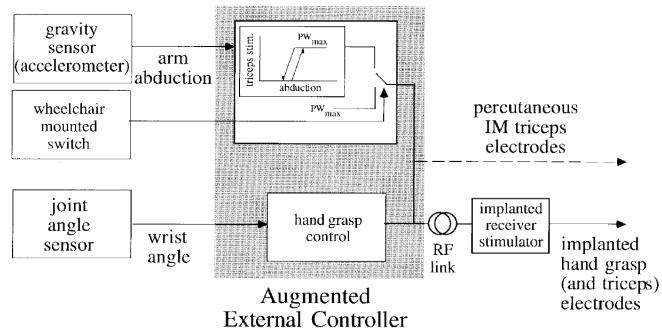


FIGURE 2.16 – Schéma du principe de la neuroprothèse permettant la restauration des mouvements de préhension et d'extension du coude d'après [CMU⁺98]

intramusculaires implantées [CMU⁺98] ou percutanées [CMU⁺98, GP98, MPK89]. Enfin, un accéléromètre placé sur le membre supérieur à environ 5 cm sous l'épaule, chez deux personnes tétraplégiques de niveau C6, a permis de détecter l'orientation (abduction) du bras par rapport au champ gravitationnel et d'activer la stimulation du triceps [CMU⁺98]. Les paramètres de stimulation sont choisis de telle sorte à provoquer une extension complète du coude contre gravité. La stimulation du triceps a permis à des sujets [MPK89] d'atteindre des objets placés à distance avec une charge pouvant peser jusqu'à 500 g dans la main. L'onde de stimulation du triceps est biphasique, l'amplitude des impulsions de stimulation constante (20 mA), la largeur d'impulsion varie de 0 à 200 μ s, et la fréquence de stimulation est de 16 Hz (fréquence aboutissant à un tétanos physiologique).

Cependant, une extension du coude est également requise pour atteindre des objets à faible hauteur (l'élévation du bras n'atteint alors pas l'angle seuil), propulser le fauteuil roulant etc. Ces actions exigent d'autres méthodes de contrôle, étant donné que l'accéléromètre n'est pas activé de manière appropriée pour ces tâches. Ainsi, un interrupteur peut également être monté sur le fauteuil roulant des sujets pour permettre de déclencher la stimulation du triceps indépendamment de l'accéléromètre. Dans ces exemples, le triceps est stimulé de sorte à obtenir une extension totale du coude (stimulation en tout ou rien). Le biceps étant sous contrôle volontaire chez ces sujets, ces derniers peuvent par la flexion volontaire du coude venir contrebalancer la stimulation électrique du triceps et ainsi grader l'extension du coude.

2.2.2.2 Transmission bidirectionnelle des données

Dans le but de transmettre les données provenant des capteurs implantés à l'unité de contrôle externe, le centre de FES de Cleveland a développé un implant multi canaux qui communique dans les deux directions à travers un lien inductif [STJ⁺98]. Le stimulateur implanté transmet les données provenant des électrodes d'enregistrement EMG,

du transducteur de position, etc vers l'unité de contrôle externe à travers un lien montant. Celle-ci envoie en réponse des modèles de stimulation vers le stimulateur (lien descendant). Ce lien inductif fournit également l'énergie nécessaire au fonctionnement du stimulateur. L'implant (possédant 4 canaux EMG) est alimenté en courant continu (80 mW). Une modulation de l'amplitude permet la transmission montante des données à une vitesse de 200 kbit/s [TSSP95]. La fréquence de la porteuse est de 8,75 MHz. Les données descendantes et l'énergie sont transmises de façon identique au Freehand commercialisé. La distance entre les deux bobines est d'environ 3 cm et le transfert d'énergie 20% (pour un déplacement maximum dans un rayon de 2,5 cm et un angle de 45°).

2.2.2.3 Stimulation

Une stimulation via des électrodes musculaires ou nerveuses peut induire une contraction musculaire. Cependant, une stimulation nerveuse présente plusieurs avantages comparativement à une stimulation musculaire. En effet, une seule électrode placée autour d'un nerf (dite électrode gouttière ou cuff) pourrait activer plusieurs muscles, stimuler des muscles de toutes tailles et plus ou moins profonds qui seraient difficiles à stimuler via des électrodes musculaires, réduire la durée d'une procédure chirurgicale et les complications liées, le nombre de corps étrangers, etc. De plus, pour un même effet, l'activation musculaire par stimulation neurale requiert un dixième de l'énergie nécessaire par stimulation épimysiale. Il faut cependant veiller à ce que l'électrode gouttière ne provoque pas d'hyper-pressure intraneurale. La stimulation humaine de nerfs est étudiée depuis près de vingt ans [GPM⁺99, HLB⁺04]. L'équipe de Peckham au CWRU l'a étudiée dès 2004 dans le but d'activer différents muscles via des électrodes neurales. Ces électrodes implantées en chronique, possèdent jusqu'à quatre contacts ovoïdes en platine uniformément espacés (placés à 90° les uns des autres). Une stimulation peut être monopolaire ou pluripolaire (bipolaire notamment, cf. section 1.3). Ces électrodes sont reliées à 7 brins en acier 316 LVM inoxydable enduit de perfluoroalkoxy (PFA) (cf. figure 4.1). Dans [PHK⁺09], deux stimulateurs possédant chacun 12 canaux de stimulation et 2 canaux d'enregistrement myoélectrique sont implantés. Le premier stimulateur, implanté dans l'abdomen des sujets tétraplégiques est relié à des électrodes gouttières enroulées autour des nerfs radial, musculocutané, axillaire, supra scapulaire, long thoracique et thoracodorsal. Deux à trois électrodes intramusculaires et deux électrodes permettant l'enregistrement de signaux EMG viennent se brancher sur ce stimulateur. Le second (réuni à 12 électrodes intramusculaires implantées au niveau des muscles de la main et de l'avant-bras) est implanté dans la partie haute du thorax des sujets.

L'activation d'un des 4 contacts de l'électrode gouttière placée sur le nerf radial rend possible le recrutement sélectif du triceps. La stimulation du nerf musculocutané permet une flexion complète du coude contre gravité. Deux sujets (S1 et S2) tétraplégiques haut ont ainsi été implantés avec 9 électrodes gouttières (cf. figure 2.18). Trois d'entre elles ont des contacts multipolaires indépendants et sont placées autour des nerfs radial (S1

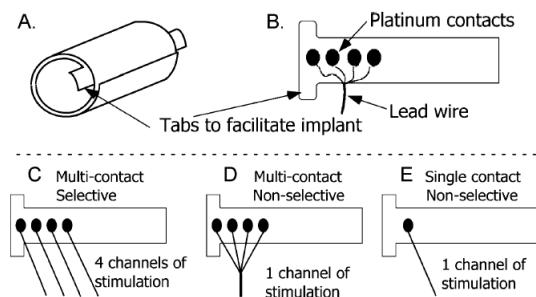


FIGURE 2.17 – Représentation schématique de l'électrode nerveuse gouttière spiralée utilisée dans [PHK⁺09]

(a) Electrode enroulée (2 tours complets) (b) Electrode déroulée (c) Electrode sélective de 4 contacts pouvant être activés indépendamment (d) Electrode multi contacts non sélective (contacts court circuité) (e) Electrode (2 mm de diamètre) uni contact utilisée pour les nerfs de petit diamètre.

et S2) et musculocutané (S1). Des électrodes gouttières, possédant selon la taille du nerf 4 contacts court-circuités ou un seul contact dans le but d'activer la totalité du nerf, ont également été placées autour des nerfs axillaire (S1), suprascapulaire (S1 et S2) ; long thoracique (S1) et thoracodorsal (S1 et S2). Le suivi est de minimum trois ans et aucun effet secondaire ne fut observé au niveau neural. Les muscles triceps (S1 et S2, nerf radial) et biceps (S1, nerf musculocutané) ont pu être activés séparément à au moins 48% de leur activation maximale via l'activation d'un des 4 contacts. Une orientation du champ électrique "field steering" correspondant à une activation subliminale anodique (courant fixé à 90% du seuil de stimulation anodique) simultanée des contacts adjacents 1, 2 et 3, augmente la sélectivité. Ainsi, les extenseurs des doigts (innervés par le nerf radial) et le muscle brachial (fléchisseur du coude, innervé par le nerf musculocutané) ont pu être activé sélectivement à minimum 28% de sa contraction maximale chez un des deux sujets.

Dans [PHKT07a], la stimulation du nerf ulnaire chez un sujet (parmi 21), a permis d'activer sélectivement le muscle hypothénar à 97% de son activation maximale avant l'activation de tout autre muscle. Chez un autre sujet, le muscle triceps est activé sélectivement à 85% de son activation maximale via l'activation du contact 1 de l'électrode placée autour du nerf radial tandis que le muscle brachioradialis (fléchisseur du poignet) a été activé à 42% de son activation maximale via l'activation du contact 3. Le muscle activé sélectivement pour la quasi totalité des sujets fut celui innervé par la première branche située juste après la bifurcation nerveuse du nerf stimulé. Dans [PHKT04], la stimulation nerveuse via une électrode gouttière placée près du tronc supérieur du plexus brachial à différentes positions le long du nerf a provoqué l'activation sélective des muscles biceps et pectoralis major. La stimulation du nerf ulnaire a permis l'activation sélective des muscles FCU et du premier interosseux dorsal. La stimulation nerveuse a été en mesure de fournir des contractions musculaires complètes et graduées. La force développée, grâce à la stimulation, lors d'une préhension latérale variait de 11.6 à 25.5 N chez

les deux sujets [MPH⁺¹⁴]. La stimulation de nerfs mixtes n'a pas induit de douleur, et les électrodes gouttières n'ont pas provoqué d'effets indésirables dans la physiologie nerveuse au cours des études (suivi de 35 semaines minimum, maximum 37 mois) [PHK⁺⁰⁹, PHK⁺⁰⁶]. Quelques semaines après l'implantation, le seuil de stimulation et la position de l'électrode restent stables dans le temps. Cependant, nous devons noter que le nombre limité de canaux permettant d'enregistrer les signaux EMG ne nous permet d'avoir qu'une sélectivité relative. En effet, dans la totalité des essais, les signaux EMG provenant de tous les muscles innervés par le nerf stimulé n'ont pas été enregistrés. À titre d'exemple, seulement 4 EMG sont enregistrés lors de la stimulation du nerf radial alors que celui-ci innervé 13 muscles. Le seuil moyen d'activation musculaire par une électrode neurale gouttière est d'environ 10 nC alors que celui ci est d'environ 100 nC lors d'une activation au moyen d'électrodes intramusculaires ou épimysiales. Pour conclure, ces articles ont montré qu'un certain nombre de muscles peuvent être activés de façon sélective à partir d'une électrode nerveuse gouttière à 4 contacts placée en proximale de nerfs du membre supérieur. Cependant, l'utilisation de telles électrodes se révèle utile lorsqu'on souhaite activer sélectivement un seul muscle, généralement celui innervé par la première branche située juste après la bifurcation nerveuse du nerf stimulé.

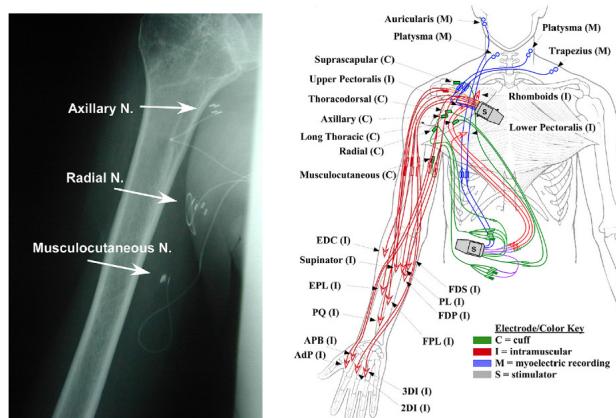


FIGURE 2.18 – (A gauche) Radiographie montrant 3 des 4 électrodes gouttières implantées lors de la première chirurgie du sujet 1. (A droite) Représentation schématique des deux stimulateurs à 12 canaux implantés chez le sujet 1. Abréviations : 2DI et 3DI, 2nd et 3ème interosseux dorsal ; C, gouttière ; I, intramusculaire ; M, enregistrement myoélectrique ; PL, palmaris longus ; PQ, pronator quadratus ; S, stimulateur, d'après [MPH⁺¹⁴]

2.2.2.4 Conclusion

Tout comme la neuroprothèse Freehand commercialisée, ce dispositif permet un gain significatif d'autonomie en permettant à des sujets tétraplégiques de réaliser des activités de la vie quotidienne (i.e manger avec une fourchette, boire dans un verre, écrire, ...) par eux-mêmes. En effet, la force de préhension développée lors de mouvements de préhension

est significativement plus forte, passant de 5 N (par tenodèse passive) à 29.5 N (avec stimulation) pour une préhension latérale et de 0.3-1.7 N sans stimulation à 2.5-16.3 N avec stimulation pour une préhension palmaire [PKK⁺⁰²]. Cependant, il est apparu nécessaire de rétablir des fonctions additionnelles (extension du coude, mouvements du poignet et de l'avant-bras,...) pour les sujets dont la lésion médullaire est située au dessus de la cervicale 5. Selon le niveau lésionnel des sujets tétraplégiques, les modes de contrôle de la stimulation des muscles du membre supérieur détaillés précédemment (extension du poignet, accélération d'un membre, signaux EMG) sont plus ou moins appropriés. Fournir autant de sources de contrôle que possible est donc dans l'intérêt des sujets. Ainsi les sujets lésés médullaires C6 à C7 sont capables d'utiliser ces trois modes de contrôle tandis que les sujets tétraplégiques hauts ne le sont pas. Une vingtaine de sujets ont bénéficié de ces avancées [KHB⁺⁰⁸, MPH⁺¹⁴]. Le contrôle via l'activité EMG a été expérimenté par plus de dix sujets, le choix des muscles utilisés comme signal de contrôle, a impliqué une vingtaine de sujets (sain ou blessé médullaire). Le signal émis par le transducteur angulaire de l'articulation du poignet est utilisé comme mode de contrôle par plus d'une dizaine de sujet [HKP98, BPK⁺⁰², PKK⁺⁰², SP00]. Une vingtaine de sujets [MCK03, CMU⁺⁹⁸] ont expérimenté le signal accélérométrique comme mode de contrôle de la stimulation du triceps. L'unité de commande externe fait correspondre le signal de contrôle aux stimuli appliqués sur les muscles du bras et de la main. Le même lien radiofréquence permet une communication bidirectionnelle des données et la transmission de l'énergie requise au fonctionnement du dispositif. Les sujets portent ainsi en externe uniquement une bobine de transmission placée près du stimulateur.

2.2.3 FesMate

Le dispositif FESMate est une neuroprothèse, développée dans les années 80 par Handa et al. (Tohoku University, Sendai). Ce système est utilisé pour restaurer via une stimulation électrique musculaire, des mouvements de main chez des sujets tétraplégiques (jusqu'à C7 incomplets) ou ayant subit un AVC résultant en une paralysie d'au moins un des membres supérieurs. Les muscles cibles (main, poignet, coude, épaule) dépendent de la pathologie du sujet, de son niveau lésionnel, et des mouvements qu'il souhaite retrouver. Ainsi, dans [IFE98] un sujet sans flexion ni extension volontaire des doigts a été capable de retrouver des mouvements de préhension via la stimulation électrique par des électrodes intramusculaires, de la branche profonde du nerf radial et des muscles EDC, EIP, EPL, AbPB et OpP pour les mouvements d'extension et des muscles FDS, FDP, FPL, AdP et IOD pour les mouvements de flexion. La force développée par le sujet sous FES lors d'un préhension palmaire est d'environ 16% (52.0 ± 14.7 N) de celle développée par le groupe contrôle (325.7 ± 30.4 N) mais est 2.4 fois supérieure à celle développée via une attelle permettant de maintenir la main en flexion (21.6 ± 2.9 N). La force développée lors d'une préhension latérale provoquée par FES est 13% (10.8 ± 2.0

N) de celle du groupe contrôle (81.4 ± 9.8 N). Les électrodes (diamètre de $125\ \mu\text{m}$) sont recouvertes de Teflon ce qui limite l'usure de l'électrode en contact avec le muscle. Ces électrodes hélicoïdales contiennent 19 brins ($25\ \mu\text{m}$ de diamètre) en acier inoxydable passivé. La souplesse et l'élasticité de ces électrodes conduisent à un très faible pourcentage de ruptures [HHIO89]. Une fois implantées, ces électrodes intramusculaires percutanées émergent du membre supérieur et sont connectées à un stimulateur à 30 canaux de stimulation (15 de ces 30 canaux peuvent être contrôlés simultanément) [MSS⁺⁰³] et 3 canaux de contrôle [HYH98]. Ce système possède un écran qui affiche à la fois le mode de fonctionnement (entrainement ou stimulation fonctionnelle), le temps de stimulation, la batterie restante, et un générateur vocal témoignant du mode de fonctionnement ou de la charge de batterie restante. Ce dispositif génère des impulsions de stimulation (tension constante monopolaire de 0 à 15 V). L'amplitude est modulable, la largeur d'impulsion est constante ($=0.2$ ms) et l'intervalle entre chaque impulsion égal à 50 ms [OHH89]. Les impulsions de stimulation de chaque canal ont été "clonées" de l'activité musculaire enregistrée au cours des mouvements volontaires de la main sur des sujets valides [HNYH89]. En ce qui concerne l'alimentation électrique, le stimulateur électrique portatif multi-canaux comprend une batterie [OHH89]. La stimulation est en boucle ouverte. Le système est contrôlé en externe, le déclenchement étant dépendant du niveau lésionnel du sujet.

Parmi les modes de contrôle, on peut noter :

- des boutons pressoir ou interrupteurs [MSS⁺⁰³]
- des signaux respiratoires volontaires (deux capteurs respiratoires ont été utilisés pour détecter des commandes de contrôle volontaire) chez des sujets tétraplégiques C4 [HNYH89].
- l'extrémité supérieure contralatérale [MHIH95, Han97, HYH98] chez des sujets tétraplégiques C5 (mouvements d'épaule par exemple).
- des mouvements du poignet ipsilateral (système de commutation attaché au poignet ipsilatéral du sujet ou signaux EMG provenant des muscles ECRL/B et FCR) pour les sujets tétraplégiques C6 à C7 permettent le contrôle de la stimulation appliquée sur les doigts et le pouce. Ainsi la flexion du poignet conduit à une ouverture graduelle de la main à une vitesse constante, l'extension du poignet conduit à une fermeture et, l'état de repos provoque un arrêt de la stimulation. Une commande bimanuelle est alors possible [Han97, HYH98, HTS⁺⁹⁰].

Deux semaines après l'implantation, un entraînement électrique musculaire débute. L'entraînement électrique augmente graduellement dans le temps, de 15 min/jour à 3 heures/jour deux mois après l'implantation [HHIO89]. Le suivi moyen de 3 ans et le faible nombre de sujets (≤ 6) pour chaque étude [MSS⁺⁰³, KHHS99] ne permet pas d'avoir suffisamment de recul sur les sujets implantés. De plus, les dysfonctionnements et problèmes n'apparaissent pas clairement dans ces articles. Cependant, on peut noter dans [HHIO89] que la contraction musculaire provoquée par la stimulation électrique peut être responsable d'une migration des électrodes. Environ 40% des électrodes implantées

dans les muscles volumineux (membres inférieurs) présentant une contraction vigoureuse ne furent plus en place dans les quatre mois qui suivirent l'implantation. De plus, une fibrose fut observée autour des électrodes environ deux mois après l'implantation. Très peu de cas de rupture d'électrodes (<2%) ont été dénombrés jusqu'à 5 mois après l'implantation. Les seuils de stimulation et l'impédance des électrodes sont stables environ 10 à 20 semaines après l'implantation [HHIO89]. Enfin, en 1994, en collaboration avec NEC Inc, Handa et al. ont développé un système implanté nommé NEC FESMate comprenant un stimulateur 16 canaux, chacun des canaux de stimulation pouvant être contrôlé indépendamment, des électrodes implantées, et une unité de contrôle externe. Le dispositif nécessite alors un transfert d'énergie et de données externes. L'énergie et les données sont transmises via 2 couples de bobines magnétiques couplés, un pour la transmission des données, l'autre pour la transmission d'énergie. Une porteuse RF modulée est utilisée pour la transmission des données (numéro du canal à activer et amplitude de l'impulsion de stimulation, 1 MHz) et pour la transmission d'énergie (100 kHz). La transmission des données se fait dans les 2 directions, la consommation d'énergie est inférieure à 400 mW [TKT⁺95]. Contrairement au système Freehand, la neuroprothèse NEC FESMate n'était pas disponible en dehors du Japon [PPK02]. Sa commercialisation est suspendue pour des raisons économiques. Cette neuroprothèse pouvait également être utilisée pour contrôler la marche chez les sujets paraplégiques.



FIGURE 2.19 – Extension du poignet ipsilateral permettant un contrôle bilatéral de la main chez un sujet tétraplégique C6, d'après [Han97]

2.2.4 Le STIMuGRIP

Cette neuroprothèse destinée à la restauration des fonctions de préhension chez le sujet hémiplégique ou tétraplégique a été développée par Finetech Medical, entreprise connue pour la conception et la commercialisation de l'implant Brindley permettant un contrôle vésical pour personne blessée médullaire. Cette neuroprothèse utilise un accéléromètre à 3 axes placé dans l'unité de contrôle externe positionnée sur l'avant-bras du membre à stimuler pour déclencher un programme de stimulation préprogrammé. Un contrôle temporel peut être ajouté. La partie implantée, inspirée du système Brindley comprend

un stimulateur, des câbles en cuivre et des électrodes épimysiales (stimulation bipolaire, surface de stimulation : 4mm). Le stimulateur est implanté sur la partie dorsale de l'avant-bras et possède 2 canaux de stimulation pouvant être contrôlés indépendamment. Le contrôleur est maintenu en place par une sangle élastique réglable. L'unité de contrôle transmet l'énergie et les données nécessaires au fonctionnement de l'implant à travers un lien inductif. À l'exception des électrodes suturées, le dispositif est entièrement encapsulé dans de l'élastomère de silicone. Le sujet peut sélectionner différents programmes de stimulation et peut utiliser son stimulateur pour des activités fonctionnelles ou des exercices. Ainsi, la stimulation du nerf interosseux postérieur à proximité du muscle supinateur induit une ouverture de la main. La stimulation du muscle ECRB permet une extension du poignet.

Cinq sujets ayant subi un AVC ont été inclus dans un essai clinique réalisé au Salisbury District Hospital, Salisbury, UK. Un conditionnement musculaire par FES de surface précède l'opération chirurgicale conduite sous anesthésie générale d'une durée approximative d'une heure. Il permet un renforcement musculaire et une réduction de la spasticité des muscles antagonistes. Les sujets ont montré une amélioration fonctionnelle lors de l'utilisation de ce dispositif. De plus, parmi les sujets implantés, deux sujets âgés de 58 et 37 ans (délai de 46 et 24 ans post AVC respectivement) atteints d'hémiplégie du côté gauche ont pu exécuter quelques semaines après l'implantation un contrôle indépendant de l'extension du poignet et une ouverture de la main. La stimulation bipolaire s'est avérée efficace. Cet implant a été utilisé seulement lors d'essais cliniques. Il n'a pas de marquage CE.

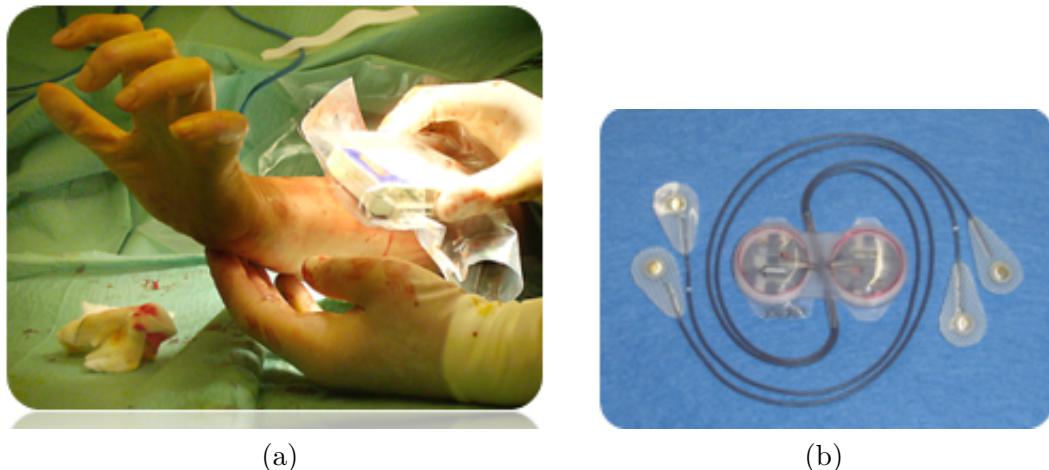


FIGURE 2.20 – (a) Contrôleur StimuGrip et (b) partie implantée

2.3 Conclusion

Bien que les systèmes utilisant des électrodes de surface éliminent les risques présents dans les systèmes implantables (risques inhérents à toute procédure chirurgicale, infections, mouvements des composants, cassure des électrodes) ils sont moins sélectifs, plus encombrants, demandent plus d'énergie pour stimuler un muscle et sont plus difficilement pilotables. De plus, les muscles de l'avant-bras sont souvent nombreux et de petite taille et donc difficilement accessibles par FES de surface. Idéal pour les sujets ayant subi un AVC ou pour des exercices de renforcement musculaire, ces systèmes le sont moins pour les sujets atteints d'une SCI complète. En effet, ces derniers sont moins autonomes pour le placement quotidien du dispositif et une stimulation sélective de leurs muscles est nécessaire pour provoquer des mouvements fins. Par ailleurs, ces dispositifs présentent des limites en termes d'acceptabilité, d'efficacité et de rapport bénéfices/coût. On remarque également que les modes de contrôle sont souvent peu liés à la pathologie du sujet. Les dispositifs utilisant la FES implantée pallient les principaux inconvénients de la stimulation externe pourtant ils sont également très peu utilisés. La pertinence d'un programme de stimulation électrique implantée du membre supérieur de la personne tétraplégique fait l'objet du chapitre 3.

Chapitre 3

Pertinence d'un programme de stimulation électrique implantée du membre supérieur de la personne tétraplégique

Le but de ce chapitre est de tenter de comprendre pourquoi l'utilisation de la stimulation électrique fonctionnelle (FES) du membre supérieur qui a connu un essor technologique important avant 2001, s'est retrouvée mise à l'écart et de s'interroger sur la pertinence à remettre au goût du jour cette technique. Pour répondre à cette question, notre analyse s'appuie sur une enquête réalisée auprès d'un échantillon de personnes tétraplégiques autour de l'approche restauratrice de la préhension par électrostimulation versus chirurgie fonctionnelle de transferts tendineux. Un article extrait de ce chapitre sera prochainement soumis aux *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*.

3.1 Matériel et méthodes

Afin de connaître les réels besoins et attentes des sujets tétraplégiques, j'ai élaboré ce questionnaire (cf. annexe A) dans le contexte général de la restauration de fonctions avec l'aide des équipes de rééducation et d'un sujet atteint d'une lésion de la moelle épinière depuis 1999 et ayant bénéficié d'une neuroprothèse de stimulation du membre supérieur. J'ai ensuite orienté mon questionnaire sur la restauration des fonctions de préhension. Enfin, j'ai soumis ce questionnaire à des personnes tétraplégiques répondant aux critères d'inclusion suivants : lésion médullaire traumatique, tétraplégie de niveau neurologique supérieur ou égal à C8, profil moteur complet (ASIA A ou B), sujets adultes, hospitalisés ou en cours de soins. Les critères d'exclusion étaient : une tétraplégie d'origine sus médullaire, un déficit neurologique des 4 membres d'origine périphérique, une étiologie

médicale (non traumatique), l'absence de maîtrise suffisante de la langue française, une pathologie psychiatrique instable ou une pathologie médicale aiguë. Une note d'information a été remise aux sujets et un consentement éclairé a été signé par chacune des personnes interrogées. L'étude a été réalisée conformément aux règles éthiques en vigueur dans l'établissement. Ce questionnaire (disponible à l'annexe A), dominé par des questions fermées, a été divisé en 3 grandes parties :

1. les caractéristiques démographiques et fonctionnelles des sujets,
2. les attentes et besoins de la population tétraplégique vis-à-vis d'un dispositif externe ou implanté ou d'une chirurgie fonctionnelle,
3. l'acceptabilité d'un dispositif d'électrostimulation implanté.

Pour permettre aux sujets de mieux appréhender le concept sous-tendu par les neuroprothèses implantées, des images du dispositif de neurostimulation Freehand (cf. chapitre 3) ont été montrées à chacun d'eux et le mode de fonctionnement de ce dispositif a été expliqué. A la fin de l'interview, des questions ouvertes ont complété les questions fermées sur les axes de recherche visant à améliorer le quotidien des personnes tétraplégiques, la contribution potentielle de la FES étant inconnue de la plupart d'entre eux. Un focus sur les sujets de niveau neurologique C6 a été réalisé en isolant ce groupe pour le traitement. Il s'agit des sujets susceptibles, par définition, de se voir proposer une neuroprothèse de stimulation des fonctions de préhension. En effet, les sujets de niveau neurologique C6 n'ont plus de muscles extenseurs et fléchisseurs du poignet sous contrôle volontaire mais gardent un certain nombre de muscles actifs au membre supérieur (biceps brachii, ...) pouvant servir de contrôle de la stimulation. L'interview a duré approximativement 30 minutes et a été conduite de façon orale en raison des difficultés des sujets à remplir le questionnaire par écrit.

3.2 Résultats

3.2.1 Données démographiques

Quarante sujets tétraplégiques ont été consultés au cours de la période de février 2013 à juin 2013. Trente et un d'entre eux dont les réponses ont été retenues répondaient aux critères d'inclusion. Leurs caractéristiques démographiques sont rapportées dans le tableau 3.1. La répartition des niveaux neurologiques est conforme aux standards de description de la lésion médullaire [KBBS⁺¹¹].

3.2.2 Données fonctionnelles

Dans la suite du chapitre, j'entends par aide technique toute aide matérielle utilisée couramment dans les centres de rééducation et/ou au domicile des sujets. Un fauteuil

Echantillon de sujets interrogés	N = 31
Sexe	Masculin : 81% / Féminin : 19%
Age moyen au moment de l'accident	27.3 ans ± 13.15 ans
Répartition par tranche d'âge au moment de l'accident	16-30 ans : 67.7% 31-45 ans : 12.9% 45-60 ans : 6.5 % > 60 ans : 6.5%
Répartition par niveau neurologique (ASIA A ou B)	Niveau C4 : 6.5% Niveau C5 : 6.5% Niveau C6 : 32.3% Niveau C7 : 35.5% Niveau C8 : 19.4%

TABLE 3.1 – Caractéristiques démographiques de la population de personnes tétraplégiques interrogée

roulant motorisé, déambulateur, ordinateur, élévateur, lit électrique médicalisé, planche de transfert, domotique (téléalarme, contacteur ...), tourne page électrique ... en sont des exemples. Les aides technologiques telles que la robotique d'assistance, les orthèses et prothèses éventuellement actives, neuroprothèses sont définies comme des aides peu utilisées dans les centres de rééducation et/ou au domicile des sujets et dont le niveau technologique est élevé. La totalité des sujets interrogés ont recours à des tiers aidants pour les assister dans les tâches de la vie quotidienne (cf. figure 3.1). En effet, plus de 90% des sujets interrogés tous niveaux confondus ont recours à des aidants professionnels. L'intervention d'aidants familiaux est rapportée chez 70% des personnes tétraplégiques. On retrouve ensuite les amis (50%), les voisins (26%) et enfin les bénévoles (13%). Un seul sujet utilise une aide animale. Ce même sujet utilise également une aide de haute technologie (neuroprothèse Freehand) pour l'assister dans les tâches de la vie quotidienne. Il n'y a pas de différence suggérée entre les sujets C6 (cf. figure 3.2) et les sujets tous niveaux neurologiques confondus, quant aux types d'aides auxquels ils ont recours. Tous les sujets ont besoin d'aides techniques pour le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales (sondage urinaire, évacuation des selles...) et les déplacements (fauteuil électrique et/ou manuel). Le recours aux aides humaines est également très important, notamment dans les domaines nécessitant une gestualité fiable, incluant le sondage. Plus de 80% d'entre eux les sollicitent pour le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales, 70% pour la conduite d'un véhicule, 84% pour la prise d'aliments, 80% pour les transferts et 80% pour la toilette. Le sujet C6 ayant recours à une neuroprothèse (Freehand) lui permettant de retrouver des mouvements de main, a déclaré limiter son recours aux aides humaines pour la prise d'aliments, l'écriture et les soins d'apparence. Il n'y a pas de différence suggérée entre les sujets C6 et les sujets tous niveaux neurologiques confondus, quant aux domaines pour lesquels ils ont besoin d'aide pour les assister.

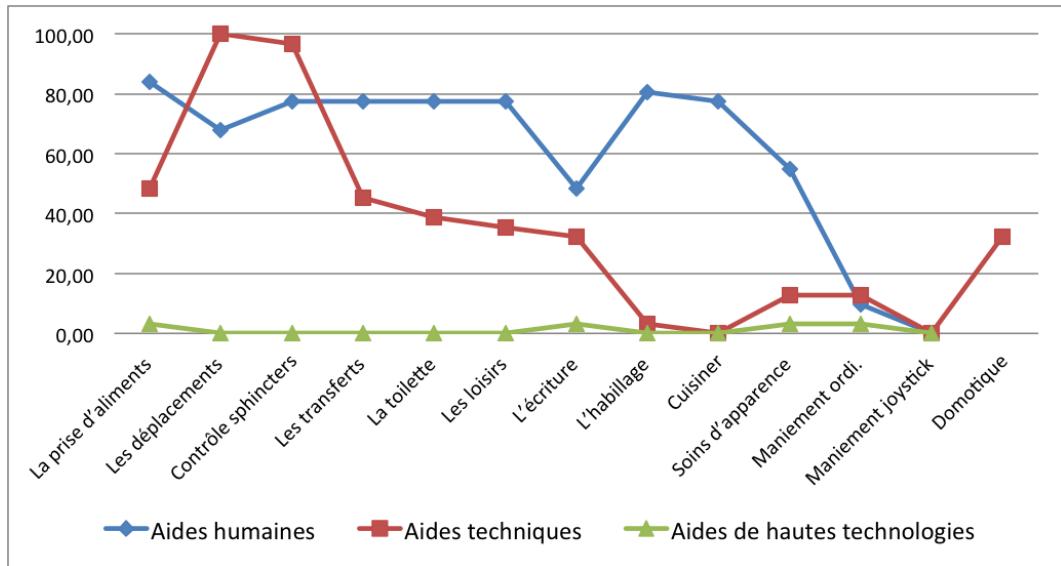


FIGURE 3.1 – Domaines pour lesquels les sujets tétraplégiques (tous niveaux confondus) ont besoin d'aide (n=31)

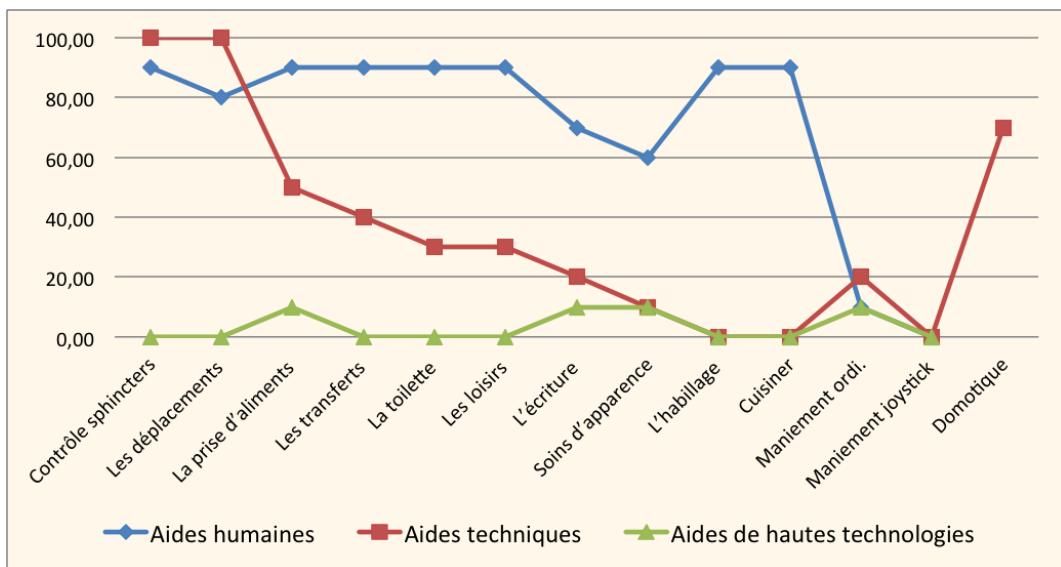


FIGURE 3.2 – Domaines pour lesquels les sujets tétraplégiques de niveau C6 ont besoin d'aide (n=10)

3.2.3 Attentes et besoins des personnes tétraplégiques

Parmi les différentes tâches proposées, les sujets ont chacun évoqué 3 tâches qu'ils plaçaient parmi leur priorités de récupération. Emergent de manière décroissante le fait de pouvoir faire seul la toilette (61% tous niveaux confondus, 80% pour le groupe C6) et de manger sans l'aide d'un tiers (58% tous niveaux confondus, 80% pour le groupe C6). Viennent ensuite, comme priorités de récupération, le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales, les déplacements, l'habillage, les transferts et les soins d'apparence (cf. figure 3.3 et cf. figure 3.4). De plus, si un dispositif externe, ou un

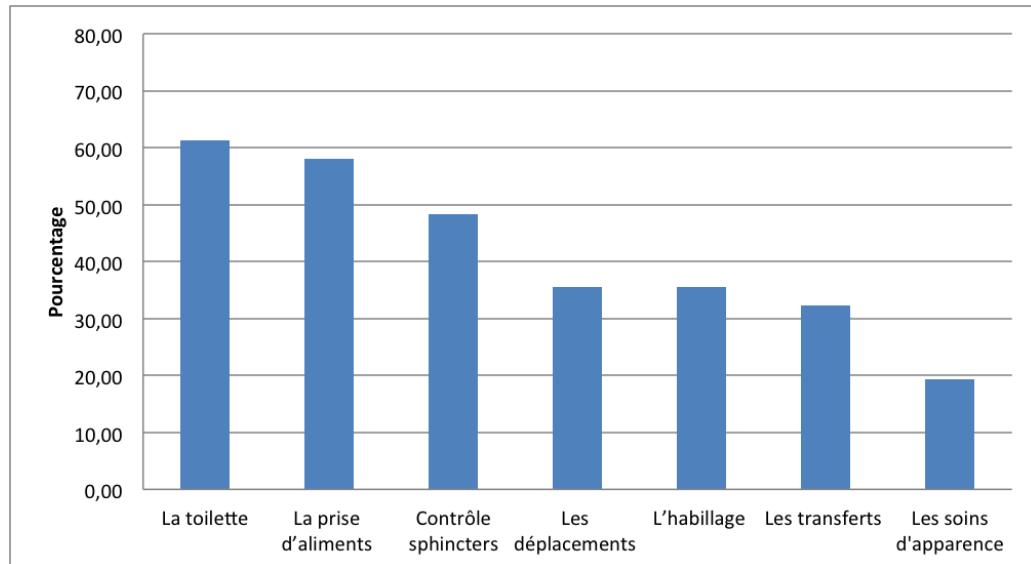


FIGURE 3.3 – Tâches jugées prioritaires en termes d'espoir de récupération fonctionnelle (n=31)

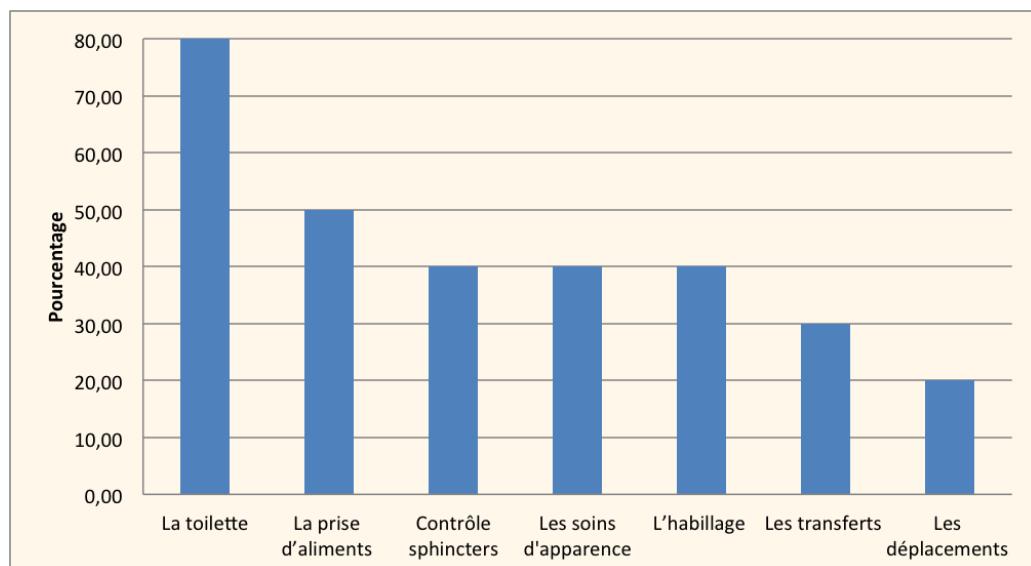


FIGURE 3.4 – Tâches jugées prioritaires par la population de sujets tétraplégiques de niveau C6 (n=10)

dispositif implanté ou une chirurgie fonctionnelle venaient à leur permettre d'effectuer une ou plusieurs tâches spécifiques, 74% des sujets l'accepteraient pour s'alimenter, se sonder, s'habiller ou se déplacer, 70% pour faire ses transferts et 64% pour faire leur toilette seuls (cf. figure 3.5). A noter qu'un faible nombre de sujets refuse catégoriquement le recours à ce type d'aides (12% des sujets tous niveaux utiles confondus), tandis qu'aucun sujet C6 ne les refuse (cf. figure 3.6).

Le recours à un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle est particulièrement motivé par le gain d'autonomie (74% tous niveaux lésionnels confondus et 60% des sujets C6) et le respect de leur intimité (i.e. pouvoir se laver seul, se sonder seul, ...).

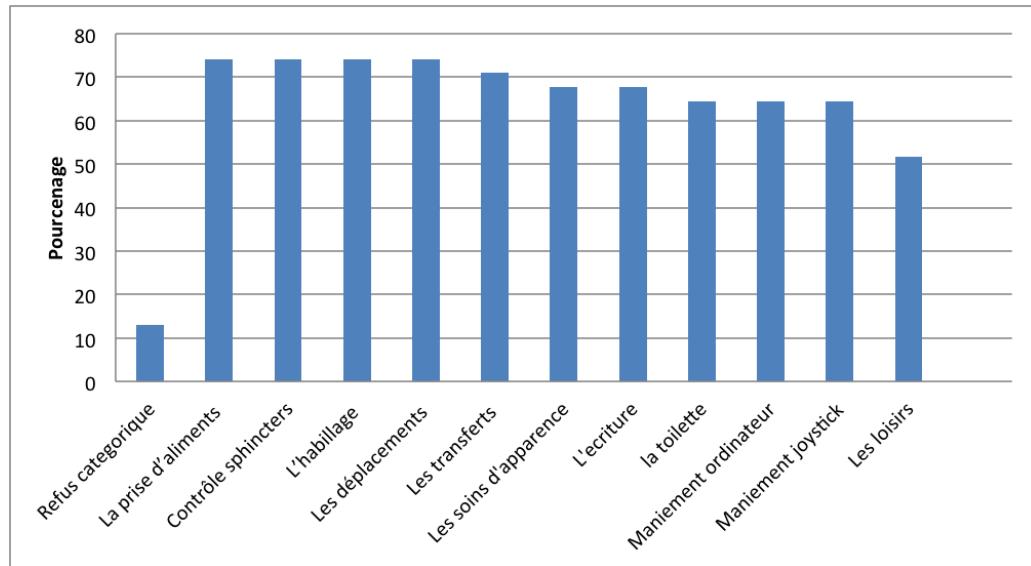


FIGURE 3.5 – Tâches de la vie quotidienne que les sujets interrogés souhaiteraient assumer en toute indépendance via un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle (n=31)

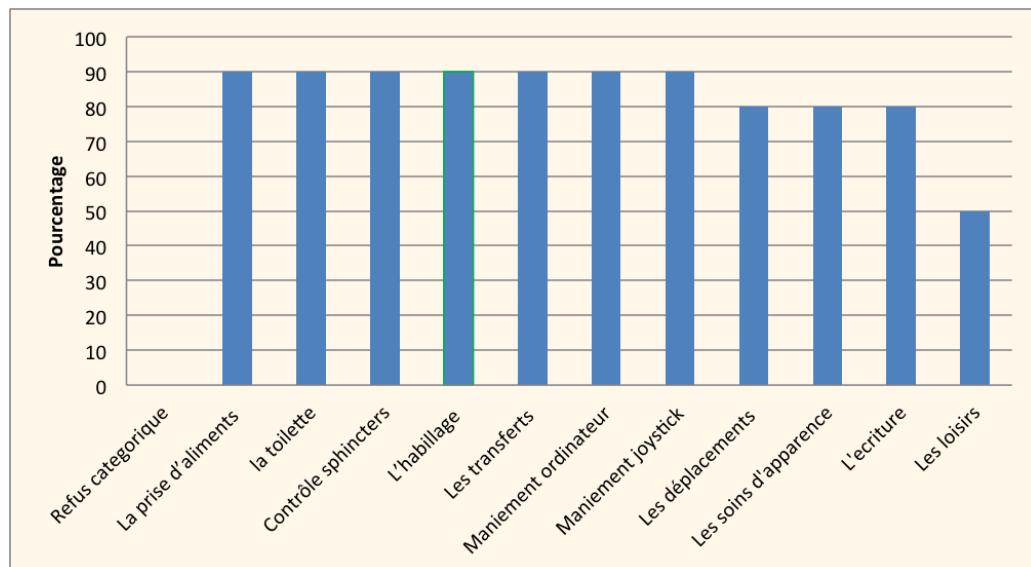


FIGURE 3.6 – Tâches de la vie quotidienne que les sujets tétraplégiques C6 souhaiteraient assumer en toute indépendance via un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle (n=10)

pour 45% tous niveaux lesionnes confondu) (cf. figure 3.7 et cf. figure 3.8). Pour la sous population C6 lésionnels, l'augmentation de l'étendue de leurs activités (40%), l'exécution des tâches à leur rythme (30%), le fait de pouvoir faire face à une urgence (30%) et le respect de leur intimité (30%) émergent aussi comme des motivations représentatives (cf. figure 3.8).

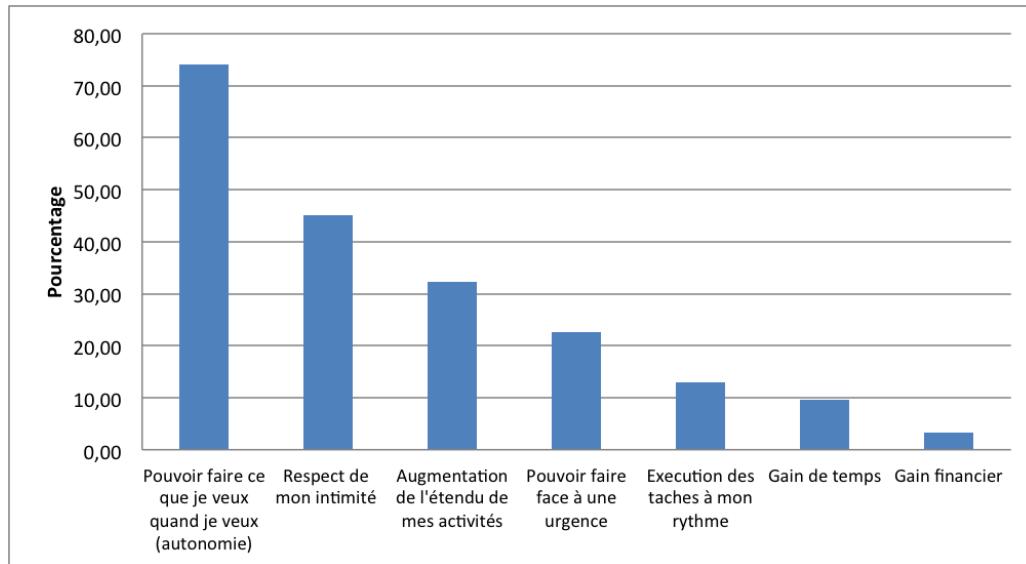


FIGURE 3.7 – Motivations de la population tétraplégique en termes d'attentes prioritaires vis-à-vis d'un dispositif de stimulation (n=31)

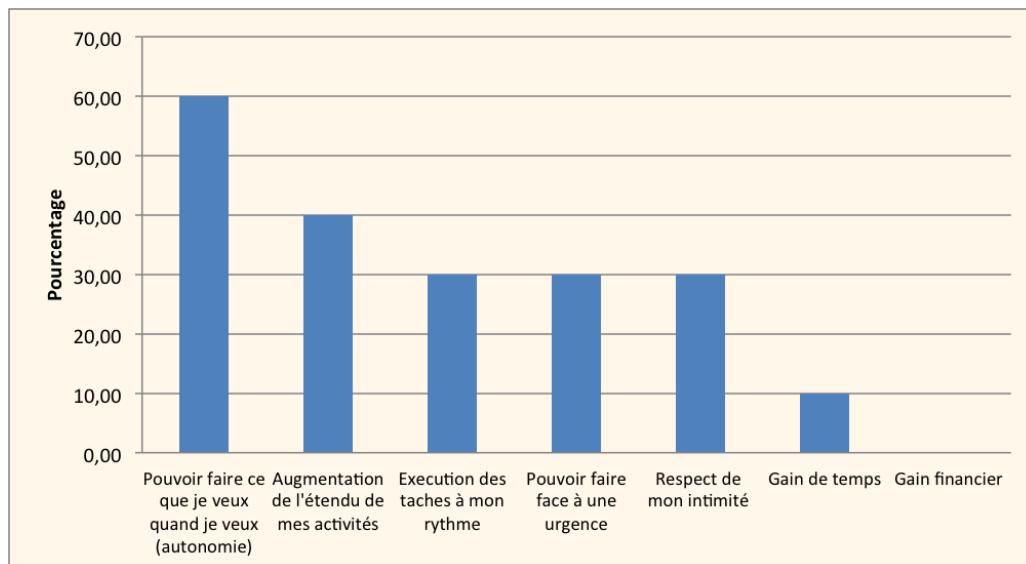


FIGURE 3.8 – Motivations de la population tétraplégique de niveau C6 en termes d'attentes prioritaires vis-à-vis d'un dispositif de stimulation (n=10)

3.2.4 Acceptabilité d'un dispositif d'électrostimulation implantée pour permettre des préhensions

On note que 61% des sujets tétraplégiques sont disposés à bénéficier d'une implantation d'une neuroprothèse de stimulation des muscles de la main pour permettre des préhensions. Un certain nombre de sujets (10%) ne se prononcent pas et souhaitent avoir le temps de la réflexion tandis que 29% d'entre eux émettent un refus catégorique (cf. figure 3.9). Toujours dans l'optique où la chirurgie fonctionnelle ne serait pas disponible (absence de muscles candidats pour effectuer un transfert musculo-tendineux),

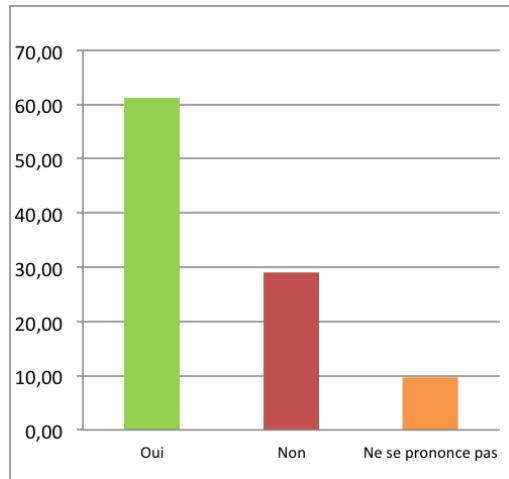


FIGURE 3.9 – Sujets tétraplégiques disposés à bénéficier d'une implantation d'une neuroprothèse de stimulation des muscles de la main pour permettre des préhensions (n=31)

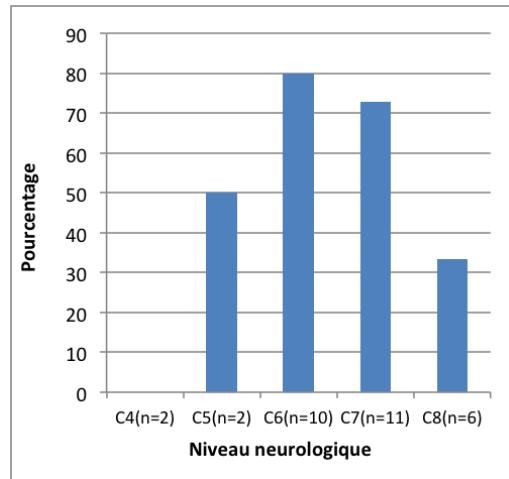


FIGURE 3.10 – Niveau d'acceptabilité de l'implantation d'une neuroprothèse permettant des préhensions en fonction du niveau neurologique des sujets (n=31)

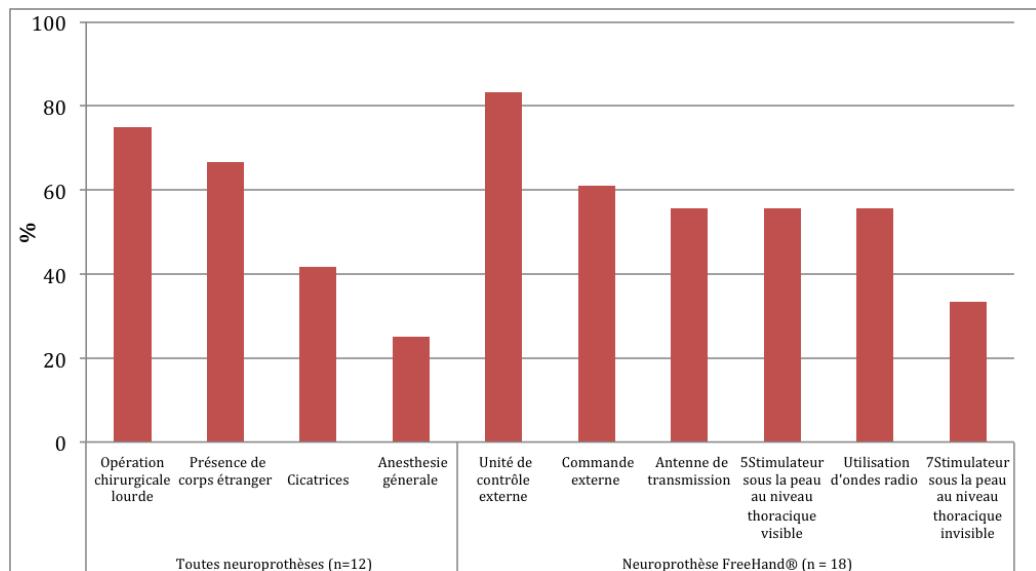


FIGURE 3.11 – Causes de refus (ou d'hésitation) d'une implantation d'une neuroprothèse chez les sujets tétraplégiques interrogés

on remarque que par rapport aux sujets tétraplégiques tous niveaux confondus, la très grande majorité des sujets de niveau neurologique C6 ou C7 (respectivement 80 et 73% d'entre eux) est ouverte à l'implantation d'une neuroprothèse de stimulation permettant des préhensions (cf. figure 3.10). Par ailleurs, on note également que les sujets C8 (6 sujets) sont les plus indécis quant au recours à l'implantation d'une neuroprothèse de stimulation des muscles de la main (1/3 pour, 1/3 contre et 1/3 ne se prononce pas).

Les causes de refus d'une implantation d'une neuroprothèse implantée permettant des

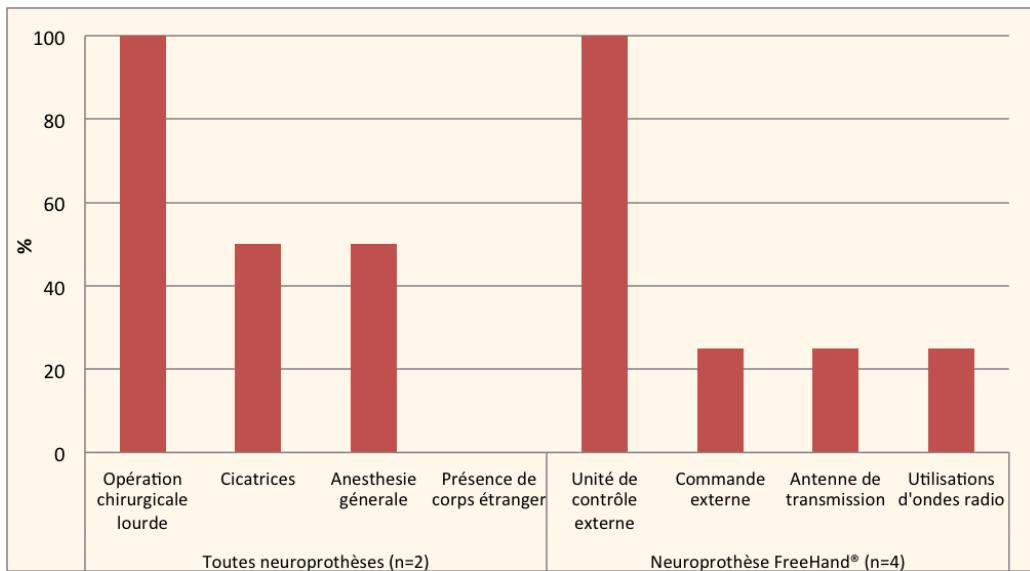


FIGURE 3.12 – Causes de refus (ou d'hésitation) d'une implantation d'une neuroprothèse chez les sujets tétraplégiques de niveau C6

préhensions sont les suivantes (cf. figure 3.11 et cf. figure 3.12) : 75% des sujets avancent la lourdeur qu'impliquerait une implantation chirurgicale, 66% des refus sont en partie attribuables à la présence de corps étrangers, 41% aux cicatrices que l'opération provoquerait et 25% à l'anesthésie générale.

Pour le cas plus particulier de la neuroprothèse Freehand, la majorité des refus d'implantation (85%) de ce dispositif est due à l'unité de contrôle externe que les sujets jugent trop imposante. Viennent ensuite, la commande externe (contacteur à l'épaule visible, 61%) et l'antenne de transmission (bobine de transmission à placer sur le thorax, 55%). Les sujets ayant entre 3 et 20 ans d'ancienneté depuis leur accident semblent les plus enclins (75% d'entre eux) à accepter l'implantation d'une neuroprothèse de stimulation des muscles de la main (cf. figure 3.13) et plus de 90% des cas de refus viennent de la part de sujets ayant eu leur accident depuis 2 ans ou moins ou plus de 22 ans (cf. figure 3.14).

3.3 Discussion

Il arrive que certains professionnels de santé aient des informations biaisées sur les attentes et besoins des sujets tétraplégiques. A titre d'exemple, Hanson et al. indiquent que, par rapport à la perception réelle des sujets, l'expression des besoins par le personnel soignant mettait en exergue l'importance de restaurer la gestualité du membre supérieur au profit de l'amélioration des troubles génito-sexuels [HF76]. Dans ce chapitre, nous avons pu mettre en évidence les besoins et attentes des sujets tétraplégiques en termes de priorités de récupération et le degré d'acceptabilité d'une chirurgie fonctionnelle, ou d'un dispositif externe ou implanté. On remarque que pour notre population, le

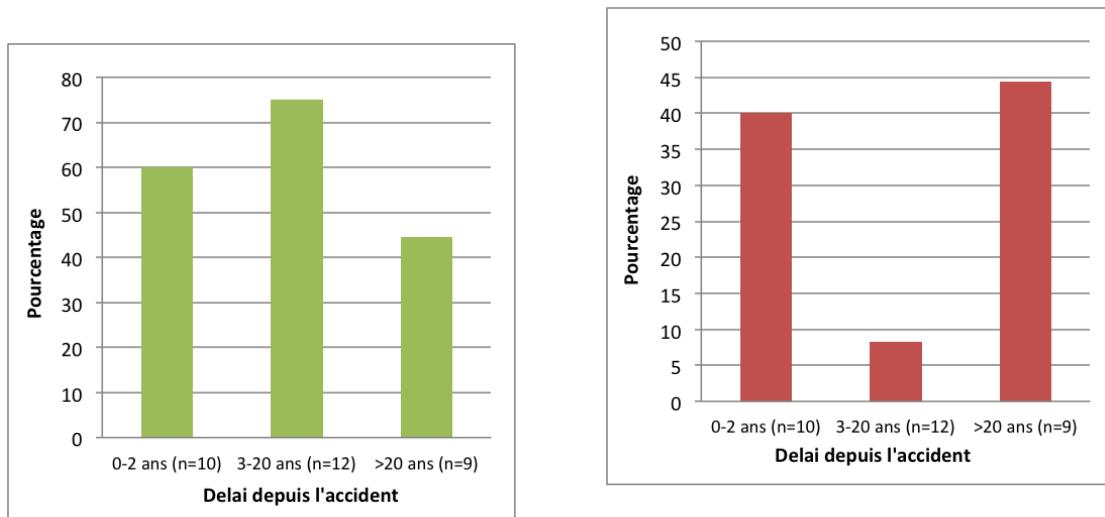


FIGURE 3.13 – Niveau d'acceptabilité de l'implantation d'une neuroprothèse en fonction du délai écoulé depuis la survenue de la lésion médullaire (n=31)

FIGURE 3.14 – Niveau de refus catégorique de l'implantation d'une neuroprothèse en fonction du délai écoulé depuis la survenue de la lésion médullaire (n=31)

recours aux aides humaines est systématique et la demande d'autonomie est très importante. De plus, parmi un ensemble de tâches de la vie quotidienne, celles que les sujets tétraplégiques interrogés souhaitent effectuer en priorité de façon autonome, se font exclusivement via des mouvements de mains. Dans la littérature, les sujets tétraplégiques interrogés ont classé parmi plusieurs fonctions (fonctions de préhension, intestinale, vésicale et sexuelle, gestion de la douleur, ...) celles qu'ils voudraient retrouver en priorité ou celles qui amélioreraient radicalement leur vie [And04, WCGC07]. Respectivement, 42% et 48,7% des sujets tétraplégiques interrogés ont choisi les fonctions de préhension. De façon similaire, Snoek montre que 77% des sujets tétraplégiques du Royaume Uni s'attendent à une amélioration importante ou très importante de leur qualité de vie si les mouvements de main venaient à être améliorés [SVTKI08]. Ainsi, dans notre étude, plus de 75% des sujets sont prêts à accepter une chirurgie à visée fonctionnelle quand elle est possible. Dans le cas où une chirurgie de transfert ne serait pas disponible, une majorité des sujets interrogés (61%) serait prête à accepter un dispositif externe ou un dispositif implanté pour gagner en autonomie dans les tâches de la vie quotidienne et notamment pour retrouver des mouvements de préhension. Bien que les attentes des sujets C6 ne diffèrent pas sensiblement de celles des sujets tétraplégiques tous niveaux neurologiques confondus, il semble que les sujets tétraplégiques de niveau C6 soient plus disposés et moins hésitants quant au recours à un dispositif implanté permettant des préhensions. On remarque qu'un certain nombre de personnes (20%) seraient prêtes à accepter cette implantation mais qu'à la vue des images du dispositif Freehand, la refuseraient. Ceci illustre le fait que le recours à une neuroprothèse n'est pas problématique pour ces sujets mais que certains aspects du système Freehand le sont. Les causes de refus du dispositif Freehand sont essentiellement liées à un manque d'ergonomie, les sujets souhaitant un

dispositif moins imposant et une commande plus naturelle. Nombreux sont ceux qui refusent catégoriquement d'être aidés par la chirurgie ou un dispositif lorsqu'ils ont de nombreuses années d'handicap derrière eux, ou quand leur lésion médullaire est très récente. A contrario, l'acceptabilité par des sujets ayant une ancienneté de lésion de 3 à 20 ans est très importante. Il est possible que ces personnes aient fait le deuil de certains aspects de leur vie d'avant l'accident tout en souhaitant tout de même augmenter leur autonomie. Moberg a estimé à 60% le taux de sujets tétraplégiques pouvant bénéficier d'une chirurgie de transfert musculo-tendineux du membre supérieur [Mob75] et Gorman [GWPH97] à près de 12%, le taux de sujets tétraplégiques pouvant bénéficier d'une FES pour le rétablissement de mouvements de la main. Pourtant, seul un petit nombre de candidats pouvant prétendre à une chirurgie fonctionnelle (environ 14% des sujets US) [CGC05] ou à un dispositif d'électrostimulation fonctionnelle (moins de 2% des sujets US) [GWPH97] bénéficient des solutions qui leur sont offertes. Wagner a montré que les *a priori* des personnels soignants et notamment des médecins en médecine physique et de réadaptation (MPR) et leur influence sur les sujets étaient la principale cause de refus de chirurgie fonctionnelle [WCGC07]. Ainsi, un sujet qui n'aurait pas entendu parler de chirurgie de transfert par un médecin MPR aurait 15 fois plus de chance de vouloir ce type de chirurgie qu'un sujet qui en aurait entendu parler. Dans notre enquête, le pourcentage d'acceptation à la fois de la chirurgie et des dispositifs d'électrostimulation est important. La clinique Propara (Montpellier) qui a hébergé cette enquête travaille de façon collaborative avec différentes équipes de recherche et de chirurgie. Ces rapports privilégiés qu'entretiennent médecins MPR, chirurgiens orthopédistes et notre centre de recherche en robotique pourraient motiver ces forts pourcentages d'acceptabilité. A notre connaissance, il n'existe pas, contrairement au membre inférieur [BTRNT02] d'étude qui évalue le degré d'acceptabilité multifactorielle (coût humain, ergonomie, ...) des sujets tétraplégiques vis à vis d'un dispositif d'électrostimulation implanté pour retrouver des mouvements de préhension. Lors des interviews, nous avons pu percevoir que l'acceptabilité était importante à condition que la neuroprothèse soit contrôlée le plus naturellement possible, ne soit pas imposante ni visible, pour selon certains sujets, éviter l'aspect « Robocop ».

3.4 Conclusion

Ce chapitre a cherché à évaluer la pertinence du recours à un programme de stimulation électrique implantée du membre supérieur de la personne tétraplégique du point de vue des sujets tétraplégiques. Il apparaît que les mouvements de préhension sont la priorité de récupération des sujets tétraplégiques et que l'acceptabilité d'une chirurgie fonctionnelle est très importante. Cependant, lorsqu'une chirurgie de transfert musculaire n'est pas possible, seuls les dispositifs utilisant la stimulation électrique peuvent permettre de rétablir ces fonctions. Or, bien que ce type de neuroprothèse se présente comme l'une des techniques les plus prometteuses pour le rétablissement de la fonction de préhension chez

des sujets atteints d'une lésion de la moelle épinière, leur utilisation reste plutôt limitée. Pourtant, il apparaît ici que l'acceptabilité est plutôt élevée puisqu'un grand nombre de sujets serait prêt à être implanté si aucune solution pharmacologique ne leur était proposée. Les entreprises trop peu nombreuses investissant dans ces marchés de niche, le manque d'ergonomie, l'esthétisme et les préjugés vis à vis de ce type de dispositifs, le plus souvent lourds et invasifs, sont souvent mis en cause pour expliquer le faible nombre de sujets bénéficiant de telles technologies. En particulier, l'aide humaine quotidienne que requiert le système Freehand pour sa mise en place, son manque d'ergonomie, l'absence de contrôle bimanuel, la difficulté à positionner les composants externes et, les complications liées notamment à la quantité de corps étrangers sont d'autant d'obstacles qui limitaient son utilisation à grande échelle. Afin de réduire ces complications et d'augmenter l'acceptabilité, il apparaît alors nécessaire de se diriger vers un système totalement implanté, de diminuer le nombre de composants implantés, de réduire la consommation en énergie et d'accroître l'ergonomie du dispositif. L'approche envisagée dans cette thèse fait l'objet du chapitre suivant ([4](#)).

Chapitre 4

Vers un nouveau système implantable

À l'exception de la dernière version du Freehand dont la stimulation par des électrodes placées autour d'un nerf (électrodes gouttières) près des branches musculaires, permettait d'activer le muscle entier situé immédiatement en distal [MPH⁺¹⁴], tous les systèmes présentés au chapitre précédent requièrent l'utilisation d'au moins une électrode pour l'activation de chaque muscle. Or, plus le niveau lésionnel du sujet est haut, plus le nombre de muscles à stimuler pour provoquer des mouvements de préhension fonctionnels est grand. Une méthode permettant d'activer plus d'un muscle par électrode devient pertinente. L'utilisation d'électrodes multipolaires placées au-dessus des bifurcations nerveuses pourrait rendre possible l'activation sélective de plusieurs fascicules issus d'un même nerf. Cette activation sélective présenterait plusieurs avantages puisqu'elle pourrait :

- activer différentes fonctions et/ou muscles indépendamment,
- réduire la fatigue musculaire par l'activation alternative de muscles agonistes,
- permettre de réduire le nombre d'électrodes implantées par la génération de multiples fonctions via une seule électrode de stimulation, cette diminution du nombre de corps étrangers réduirait les risques liés à leur présence (propagation d'infection, externalisation des composants...),
- raccourcir le temps nécessaire à la procédure chirurgicale et offrir la possibilité d'une chirurgie mini invasive.

Par ailleurs, l'acceptabilité de ces dispositifs de FES reste une problématique pour les sujets. Le manque d'ergonomie et l'acceptabilité sociale limitée liée à la taille imposante du dispositif sont souvent des limites évoquées. Les modes de contrôle de la stimulation, déterminants pour une bonne utilisation du dispositif, sont trop peu souvent liés au niveau lésionnel et aux capacités restantes du sujet ce qui réduit drastiquement l'utilisation par les sujets de ces dispositifs. Un transducteur implantable, une ergonomie et un confort du mode de contrôle augmentés pourraient accroître l'usage de ces neuroprothèses.

4.1 Electrodes neurales utilisées dans des projets de recherche clinique pour le membre supérieur

Une stimulation multipolaire consiste à sélectionner plusieurs contacts d'une électrode neurale de façon simultanée afin d'activer une zone particulière (sélectivité spatiale) du nerf. Dans l'idéal, les axones présents dans cette zone innervent un même muscle ou groupe musculaire agoniste. Ainsi, le but d'une stimulation multipolaire est de provoquer un recrutement musculaire sélectif i.e. recruter un muscle ou groupe musculaire particulier sans recruter les muscles adjacents ou antagonistes. Les moyens mis en oeuvre pour atteindre cette sélectivité sont exposés plus en détail à la section 4.4.1. Deux types d'électrodes neurales existent : les extra et intraneurales. Le choix de telle ou telle électrode est dépendant des applications visées. Pour certaines d'entre elles, la stimulation globale du nerf peut être suffisante, mais pour de nombreuses autres, la stimulation doit être plus localisée.

4.1.1 Electrodes extraneurales

Elles sont peu invasives pour le nerf mais permettent une sélectivité fasciculaire moindre que les électrodes intraneurales. Les électrodes gouttières (cf. figure 4.1) sont des électrodes extraneurales composées d'un tube isolant en silicium entourant le nerf. Elles peuvent être utilisées pour stimuler ou recueillir l'activité électrique d'un nerf. L'implantation de ce type d'électrode est relativement facile car non invasif pour le nerf [GPM⁺99]. La sélectivité de la stimulation est déterminée par la position et la surface du contact de l'électrode gouttière et peut être augmentée en multipliant le nombre de contacts sur l'électrode. On qualifie alors cette électrode de multipolaire. L'utilisation d'une électrode gouttière à 4 contacts transversaux sur le nerf fémoral a permis l'activation sélective d'un muscle [PSP⁺09]. Ce même type d'électrode a aussi été testé afin de favoriser la repousse nerveuse via la stimulation du nerf ulnaire [MBK⁺13].

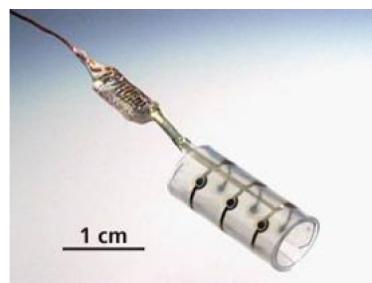


FIGURE 4.1 – Électrode gouttière [HBS11]

Les électrodes FINE (Flat Interface Nerve Electrode) sont des variantes des électrodes gouttières multipolaires. Leur particularité réside dans leur forme aplatie (cf. figure 4.2). Le fait d'aplatir le nerf permet de rapprocher les fascicules situés au centre de la surface du nerf. Cette configuration accroît la circonférence du nerf, la surface de l'électrode en

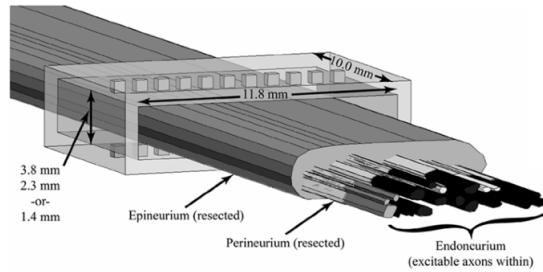


FIGURE 4.2 – Modélisation 3D d'un nerf entouré d'une électrode FINE [STT08]

contact avec le nerf étant augmentée, il est possible d'accroître le nombre de contacts et donc le pouvoir de sélectivité de cette dernière. Que ce soit pour la stimulation électrique ou pour le recueil de signaux provenant des nerfs (électroneurographie ou ENG), ce type d'électrode donne de meilleurs résultats en terme de sélectivité que les autres électrodes extraneurales [Ros12]. Ces électrodes sont utilisées pour la stimulation des nerfs fémoral [SPT⁺10], [STT08], [SPT⁺09], sciatique [STT11], [TD02], tibial et peronéal commun [SFP⁺13] afin d'activer sélectivement des muscles ainsi que pour la stimulation de nerfs de l'avant-bras [Tal15] chez des porteurs de mains artificielles afin de rétablir des sensations au toucher.

4.1.2 Electrodes intraneuronales

Ces dernières années, un nouveau type d'électrode intrafasciculaire insérée le long d'un nerf (tfLIFE : thin film Longitudinal Intra Fascicular Electrode) a été développé (cf. figure 4.3). Ces électrodes ont été insérées dans des tronçons de nerfs périphériques du membre supérieur chez des amputés qui souffrent de douleurs d'un membre fantôme. Bien que ces électrodes ont montré une certaine efficacité, l'orientation longitudinale de l'électrode limite le recrutement spatial à un fascicule, une approche transversale (TIME : Transverse Intrafascicular Multichannel Electrode) a donc été développée [BYB⁺12]. Celle-ci permet d'accroître la possibilité d'accéder à de plus larges sous populations de fascicules que les électrodes tfLIFE (cf. figure 4.3). Les électrodes TIME, sont des électrodes multipolaires insérées transversalement dans le nerf et donc capables de recruter plus de fibres avec une plus grande sélectivité que les électrodes tfLIFE lorsqu'une même quantité de charges est injectée [KHY⁺14]. Elles permettent la stimulation sélective ou la mesure de l'activité électrique de plusieurs fascicules nerveux. Ces électrodes ont été implantées dans certains nerfs du membre supérieur (median et ulnaire) d'un amputé de l'avant-bras afin de diminuer les douleurs fantômes liées à l'amputation de ce membre [ea12] ou pour permettre à un sujet amputé de l'avant-bras de retrouver des sensations au toucher [Ras14]. En effet, en stimulant, selon les informations fournies par des capteurs artificiels provenant d'une prothèse de main des fascicules des nerfs médian et ulnaire via une électrode TIME, des informations sensorielles peuvent être fournies à un amputé en temps réel lorsqu'il manipule différents objets. Ces informations sensorielles

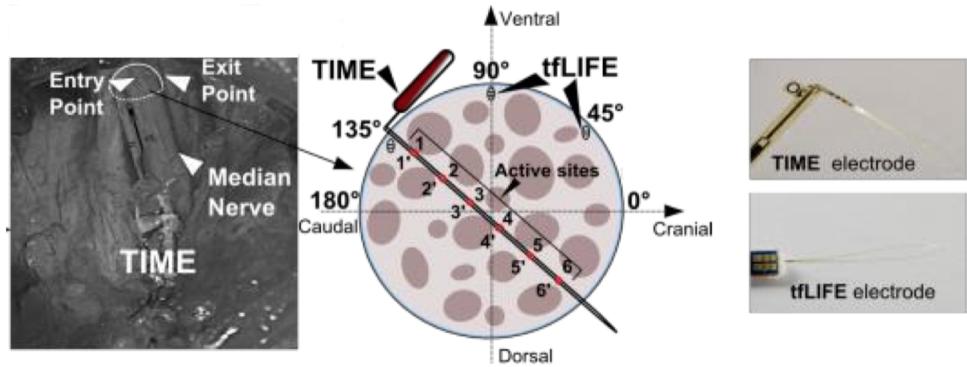


FIGURE 4.3 – (à gauche) Vue du site d'incision de l'électrode TIME implantée dans le nerf médian du cochon, (au milieu) Représentation schématique d'une coupe transversale du nerf médian et des électrodes TIME et tfLIFE insérées possédant respectivement 6 et 4 contacts équidistant sur chaque coté, (à droite) Electrodes TIME et tfLIFE utilisées pour la stimulation du nerf médian [KHY+14]

permettent au sujet de moduler de façon efficace la force de préhension appliquée sur l'objet sans retours visuels.

La stimulation sélective des nerfs radial et médian pourrait nous permettre d'induire les contractions musculaires nécessaires au rétablissement des deux types de préhension visés. En effet, la stimulation du nerf radial donnerait lieu à des mouvements d'extension tandis que la stimulation du nerf médian provoquerait des mouvements de flexion. Afin d'adapter au mieux le désign, la position de notre électrode gouttière et estimer les mouvements qui pourraient être induit, l'organisation fasciculaire détaillée des nerfs radial et médian chez l'Homme fait l'objet de la section suivante.

4.2 Histologie et organisation fasciculaire nerveuse

Un nerf est un rassemblement d'axones (sensitifs et/ou moteurs). Ceux ci peuvent être myélinisés ou non. Un tissu conjonctif lâche (endonèvre) entoure chacune des fibres nerveuses. Plusieurs axones s'associent en fascicule au moyen d'un tissu conjonctif dense (perinèvre). Enfin, l'ensemble des fascicules est maintenu par un autre tissu conjonctif dense appelé épинèvre (cf. figure 4.4). La protection des fibres nerveuses est assurée en grande partie par l'importance de ce tissu conjonctif intraneuronal. La taille et le nombre de fascicules varient d'un nerf à l'autre mais peut également varier le long du nerf. L'organisation fasciculaire des nerfs du membre supérieur diffère de celle du membre inférieur. Alors qu'il apparaît que les fascicules des nerfs du membre inférieur ont tendance à rester groupés et isolés sur toute la longueur du nerf, ceux du membre supérieur auraient tendance à s'anastomoser et se séparer sur une grande partie de leur longueur, de leur naissance des racines nerveuses spinales jusqu'à quelques centimètres à dizaine de centimètres avant leur bifurcation vers les branches musculaires qu'ils innervent. A ce

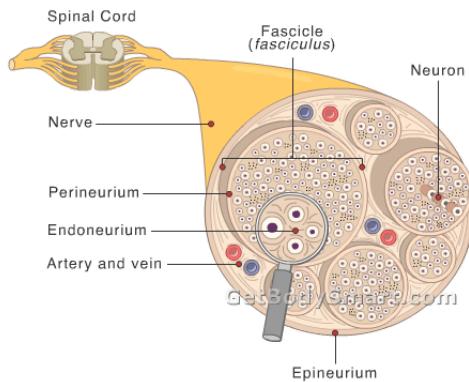


FIGURE 4.4 – Histologie d'un nerf

niveau, leur organisation tend vers celle des fascicules du membre inférieur et une réelle somatotopie est perceptible (cf. figure 4.5).

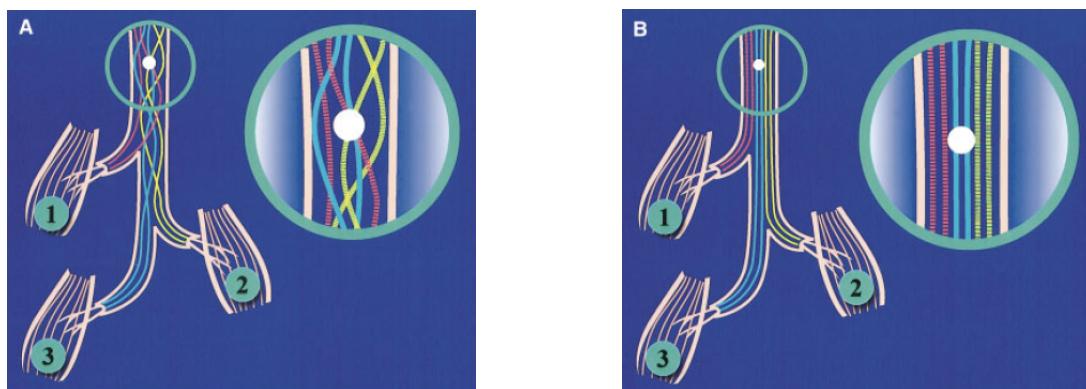


FIGURE 4.5 – Organisation fasciculaire qu'un nerf aurait tendance à prendre au membre supérieur (a) et au membre inférieur (b), d'après [Ste03]

4.3 Organisation fasciculaire des nerfs radial et médian chez l'Homme

4.3.1 Le plexus brachial

Les nerfs du membre supérieur naissent de la réunion des troncs secondaires du plexus brachial (cf. figure 4.6). Ce dernier étant formé à partir des racines rachidiennes C5 à T1.

Dans le cadre des fonctions à restaurer (flexion et extension du poignet et des doigts), nous ne nous intéressons ici qu'à l'étude des nerfs médian et radial. Les autres nerfs du membre supérieur (ulnaire, axillaire, musculo-cutanée) ne sont pas étudiés.

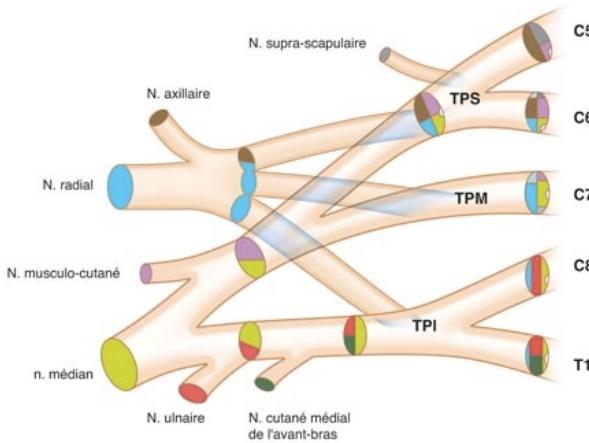


FIGURE 4.6 – Vue antérieure du plexus brachial droit, d'après J.-N. Goubier et F. Teboul

4.3.2 Le nerf médian

4.3.2.1 Origine

Ce nerf mixte naît, au niveau du creux axillaire, de la réunion des troncs secondaires antéro-médial et antéro-latéral du plexus brachial (cf. figure 4.7). Ce nerf permet d'effectuer une pronation de la main. Il est également le nerf de la flexion (coude, poignet, doigts).

4.3.2.2 Trajet

Accompagné de l'artère brachiale, il parcourt la partie antéro médiale du bras et descend dans le canal brachial de Cruveilhier. Il passe ensuite au niveau du coude, zone où il est très exposé aux plaies, puis plonge entre les 2 chefs du rond pronateur. Il glisse ensuite sous l'arcade fibreuses du fléchisseur superficiel des doigts et descend dans toute la loge ante-brachiale ventrale. Ses branches se distribuent essentiellement aux muscles de la loge antérieure de l'avant-bras et à la moitié latérale de la paume de la main [Ala96]. Superficiel au niveau du poignet, il s'engage alors dans le canal carpien et à sa sortie, se divise en un bouquet de plusieurs branches terminales (une branche motrice pour l'éminence thénar et les deux premiers lombricaux, et une branche sensitive qui donnera les nerfs digitaux palmaires 1, 2 et 3). La branche thénarienne peut sortir au dessus, en dessous ou à travers le ligament annulaire (cf. figure 4.7).

4.3.3 Innervation

Motrice :

Au niveau de l'avant-bras, il innerve les muscles pronator teres, flexor carpi radialis,

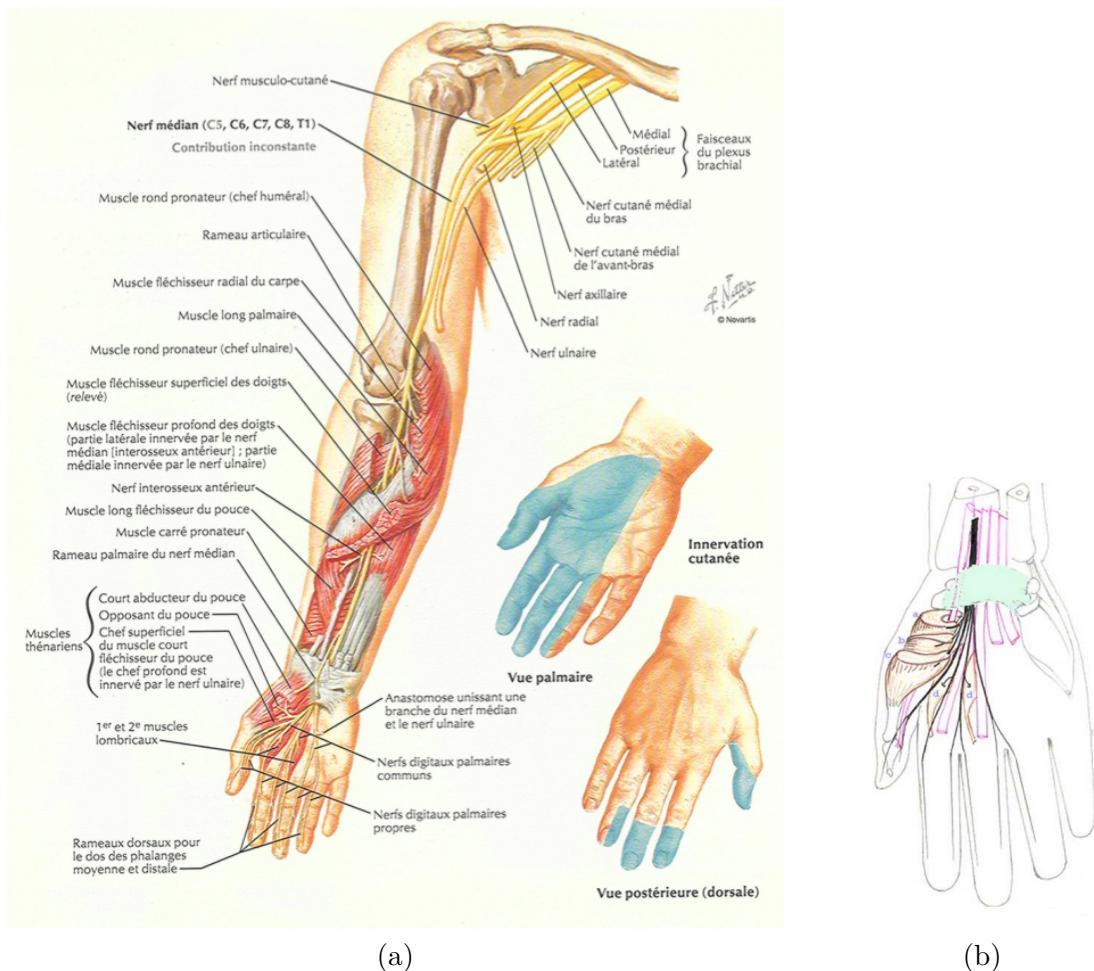


FIGURE 4.7 – Représentation (vue antérieure) du trajet du nerf médian et des muscles innervés au niveau de l'avant-bras (a) et de la main (b) d'après *Atlas d'Anatomie humaine, Netter et T. Alami*

palmaris longus (fléchisseur de la main sur l'avant-bras), flexor digitorum superficialis et flexor digitorum profundus, pronator quadratus (pronation et stabilisation de l'articulation radio-ulnaire distale). Il donne le nerf interosseux antérieur qui innervé le flexor pollicis longus et le le flexor digitorum profundis indicis.

Au niveau de la main, il innervé les muscles abductor pollicis brevis, opponens pollicis, flexor pollicis brevis (faisceau superficiel) ainsi que les 1er et 2nd lombricaux latéraux.

Sensitive :

Le nerf médian innervé la partie latérale de la paume de la main (sauf éminence thénar innervée par le nerf radial) et la face palmaire des doigts 1 à 3 ainsi que la moitié latérale du quatrième doigt.

A la face dorsale, il innervé les phalanges 2 et 3 des doigts 2 et 3 et la moitié latérale des phalanges 2 et 3 du quatrième doigt.

4.3.3.1 Organisation fasciculaire

A l'intérieur du nerf médian, les fascicules fusionnent et bifurquent tout au long de leur trajet. Le nombre de fascicules dans le nerf médian n'est pas fixe, il existe une variabilité interindividuelle. C'est au niveau du coude que le nombre de fascicules est le moins important [CMB98]. Au niveau du poignet, il apparaît que le nombre de fascicules histologiques du nerf médian est variable d'un sujet à l'autre et chez un même sujet d'un bras à l'autre [BMAR80].

Des variations anatomiques du médian existent au poignet et à la main avec notamment :

- une division haute du nerf médian,
- une branche accessoire distale,
- des branches accessoires proximales et
- des variations du rameau thénarien.

La disposition classique n'est retrouvée qu'un petit pourcentage ($\simeq 30\%$) de fois. Les groupes fasciculaires restent identifiables sur plusieurs centimètres autour du poignet. L'étude [CVBB⁺86] s'oppose à la répartition fascicule à fascicule mais encourage l'alignement groupe fasciculaire à groupe fasciculaire. Une autre étude [Szc⁺09] affirme qu'au niveau du nerf médian, il y a une variation dans le nombre et la taille des fascicules, la configuration fasciculaire change de façon rapide, les fascicules se regroupent et se redistribuent avant et après qu'une branche quitte le tronc nerveux. Les caractéristiques des fibres nerveuses situées à l'intérieur même d'un fascicule peuvent être différentes (cohabitation de fibres motrices et sensitives par exemple).

4.3.4 Le nerf radial

4.3.4.1 Origine

Ce nerf mixte né, au niveau du creux axillaire, de la réunion des trois troncs postérieur (branche principale) du plexus brachial (cf. figure 4.8). Ce nerf est celui de l'extension (coude, poignet, doigts) et de la supination.

4.3.4.2 Trajet

A sa naissance, ce nerf passe dans la loge postérieure du bras en s'enroulant autour de la diaphyse humérale pour se retrouver en antéro-latéral du pli du coude où il bifurque en deux branches terminales. Une branche motrice, postérieure et profonde, passe entre les deux faisceaux superficiel et profond du muscle supinateur (cf. figure 4.8) et se divise en un bouquet de branches destinées aux muscles supinateur, ECRB et à ceux de la loge postérieure de l'avant-bras. La seconde branche, sensitive, antérieure et superficielle, descend verticalement dans la gaine du muscle brachioradialis jusqu'au tiers distal de

l'avant-bras où elle perfore l'aponévrose et bifurque en 3 rameaux, le premier externe qui longe le bord externe de la main, le second moyen et le dernier interne qui s'anastomose à son homologue issu du nerf ulnaire.

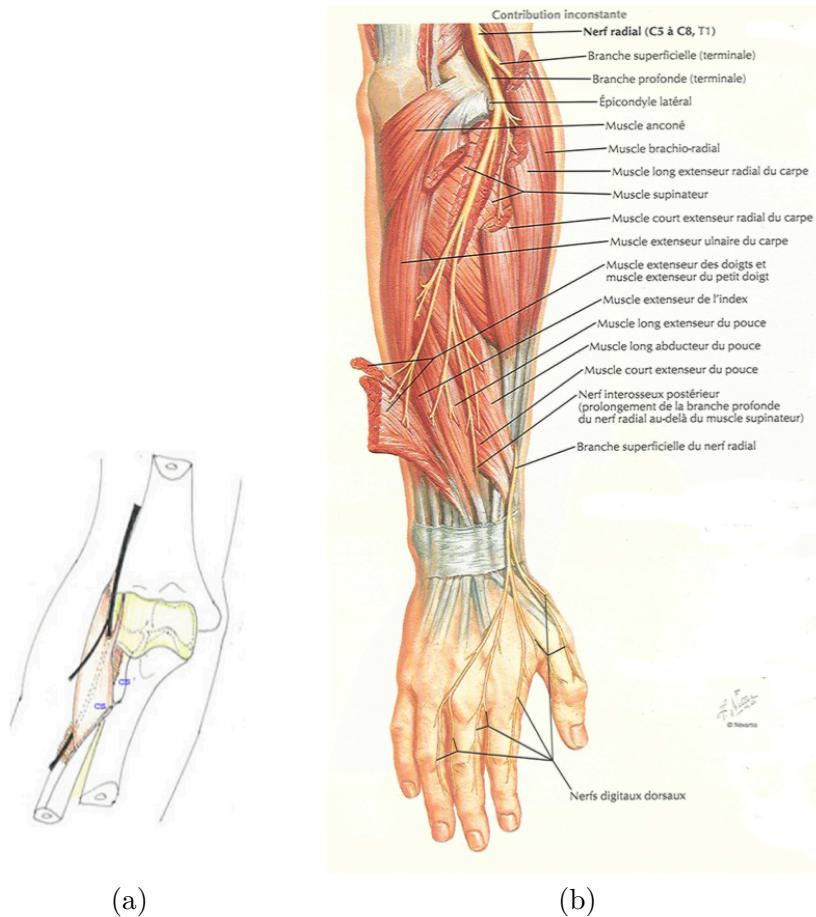


FIGURE 4.8 – Trajet (vue postérieure) du nerf radial au niveau du coude (a) et de l'avant-bras (b) d'après T. Alami et *Atlas d'Anatomie humaine*, F. Netter

4.3.4.3 Innervation

Au niveau du bras, le nerf radial innerve les muscles triceps et anconé.

Au niveau du coude, le tronc commun donne des branches pour les muscles brachioradialis, ECRL et ECRB.

Au dessus du coude, l'innervation sensitive du nerf radial concerne la région postérieure et externe du bras ainsi que la partie médiane de la face postérieure de l'avant-bras.

Au niveau de l'avant-bras, il innerva le muscle extenseur ulnaire du carpe. Enfin, au niveau terminal, la branche motrice donne deux rameaux :

- un rameau pour les muscles de la couche superficielle : extenseur du cinquième doigt et extenseur commun des doigts ;
- un rameau pour les muscles de la couche profonde : long abducteur du pouce, court et long extenseur du pouce, extenseur de l'index.

La branche sensitive donne trois rameaux, un rameau externe (filet thénarien) permettant l'innervation du pouce. Le second rameau, moyen, innervé le pouce et le côté externe de la face dorsale de la première phalange de l'index. Enfin, un rameau interne, innervé le côté interne de la face dorsale de la première phalange de l'index et le côté externe de la face dorsale de la première phalange du majeur.

4.3.5 Anastomoses

Une anastomose est une connexion entre deux structures, organes ou espaces. Le médian (ou ses branches) peut s'anastomoser avec :

- le nerf musculocutané, dans ce cas elles siègent généralement au tiers inférieur du bras,
- le nerf ulnaire à l'avant bras (communications de Martin-Gruber).

Le radial peut s'anastomoser avec :

- le rameau cutané palmaire du médian par le filet thénarien,
- le nerf ulnaire au niveau de la face dorsale de la main,
- le nerf musculo-cutané par le rameau cutané externe et par la branche terminale antérieure,
- la branche du brachial cutané interne (appartenant au nerf médian) par les rameaux cutanés internes et externes.

Ces anastomoses n'existent pas chez tous les sujets.

4.3.6 Conclusion

Les neuroprothèses actuelles sont limitées par la capacité des électrodes neurales périphériques à stimuler sélectivement certains fascicules nerveux, à enregistrer les intentions des utilisateurs ou fournir un retour sensoriel à travers la stimulation électrique fonctionnelle. A l'heure actuelle, seules les électrodes invasives permettent de répondre en partie à ces besoins. Cependant, le risque de traumatisme pour le nerf augmente avec le caractère invasif de l'électrode. Les électrodes TIME présentent l'inconvénient d'être plus invasives que les électrodes gouttières ou FLAT et n'ont pas démontré leur stabilité à long terme. Compte tenu de **l'organisation des axones le long du nerf et des objectifs de cette thèse**, l'utilisation **d'une électrode gouttière multipolaire** semble être le meilleur compromis entre haute sélectivité et faible invasivité. En effet, le fait d'augmenter le nombre de pôles de l'électrode extraneurale pourrait accroître la sélectivité de stimulation rendant possible le rétablissement, chez des sujets tétraplégiques complets, de certains mouvements (extension du poignet, flexion des doigts et du pouce ...).

4.4 Approche adoptée

4.4.1 Stimulation sélective nerveuse

Le nombre et la taille des fascicules ainsi que la proportion du tissu conjonctif épineurial est variable d'un nerf à l'autre et le long du nerf lui même. Les axones des nerfs médian et radial ne restent pas dans les mêmes fascicules sur toute la longueur du nerf. En plus de changer de direction, ces fascicules bifurquent et fusionnent le long du nerf. L'organisation plexiforme des fascicules proximaux peut aider à minimiser les déficits fonctionnels suite à une lésion partielle du nerf [TB06]. Parallèlement, au niveau proximal, les échanges intrafasciculaires et interfasciculaires limitent la possibilité d'avoir recours aux électrodes multipolaires extraneurales puisqu'au niveau terminal un même muscle sera innervé par des axones provenant de fascicules différents. Cependant, plus ou moins près des bifurcations nerveuses, les axones qui innervent un même muscle tendent à s'organiser en un ou plusieurs groupe fasciculaire. Existe-t-il une somatotopie nerveuse à proximité des bifurcations nerveuses ? Si oui, la fascicularisation est-elle liée à cette somatotopie ? En d'autres termes, les axones qui innervent un même muscle se retrouvent-ils dans le même fascicule ? Pour répondre à cette question un protocole de stimulation peropératoire des nerfs radial et median a été mis en place. Au regard du matériel nécessaire à l'exécution de nos expérimentations, nous avons développé un stimulateur possédant 12 sorties pouvant être activées indépendamment et/ou simultanément [AGS09]. Ce stimulateur est associé à des électrodes multipolaires possédant 12 contacts. Notre stimulateur et son logiciel associé nous permettent également de pré-programmer différents ratios de courant pouvant être répartis sur chacun des 12 contacts de l'électrode. Ainsi, s'il existe une somatotopie près des bifurcations nerveuses, celle-ci pourrait être utilisée pour provoquer via une électrode gouttière multipolaire une activation sélective des muscles responsables des fonctions de préhension. Il apparaît alors pertinent d'utiliser non seulement des contacts pouvant être activés indépendamment répartis autour de nerf (contacts transversaux) mais également des contacts répartis le long du nerf (contacts longitudinaux). Pour notre étude, dans le but de limiter les potentiels dommages que pourrait induire une électrode gouttière trop longue, trois contacts longitudinaux sont placés à 5 mm les uns des autres. Afin d'exploiter au mieux les caractéristiques de notre stimulateur, quatre contacts sont répartis à équidistance autour du nerf (cf. figure 5.1). Ces contacts transversaux peuvent s'apparenter à des "Anneaux". L'électrode gouttière que nous avons utilisée pour la stimulation des nerfs possède donc 12 pôles répartis sur 3 anneaux (A, B et C). Ces pôles sont numérotés de 1 à 12 à la figure 4.9 et au tableau 5.1. Pour mettre en évidence l'anneau utilisé et indiquer les contacts alignés entre eux, j'ai adopté dans la suite du manuscrit une numérotation différente. Ainsi, chaque contact est nommé en fonction de l'anneau sur lequel il se situe et des contacts qui sont alignés avec lui. On a ainsi les contacts A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 et C4.

Si les 12 contacts sont utilisés soit comme une anode soit comme une cathode, 2^{12} configurations (combinaisons) de stimulation différentes peuvent être exploitées. Si on prend en compte la possibilité d'activer deux ou plusieurs contacts simultanément 8191 combinaisons de stimulation sont disponibles au total. Ce nombre augmente exponentiellement lorsqu'on joue sur les ratios c'est à dire lorsqu'on applique moins de 100% du courant entrant sur un des contacts, plusieurs cathodes sont alors présentes dans la configuration. Afin d'étudier l'effet fonctionnel de celle-ci, chaque configuration de stimulation doit être exécutée pendant au moins 1 seconde. Au regard du temps nécessaire au balayage de toutes les configurations possibles et du temps disponible pour nos expérimentations lors de l'intervention chirurgicale (une quinzaine de minutes), il est apparu nécessaire de modéliser l'effet de ces différentes configurations et de comparer leur efficacité. Ainsi seules les configurations qui se révèlent les plus pertinentes en terme de recrutement sont exécutées au bloc opératoire. Ce travail de modélisation a été réalisé par des membres de notre équipe de recherche [RDL⁺16](article en cours de publication), [DRG16]. Il en ressort qu'en fonction de l'application visée, 5 types de profils (ou configurations) de stimulation émergent : "**1 Cathode 2 Anodes**", "**Anneau Tripolaire**", "**Tripolaire Longitudinale**", "**Steering**" ou Orientation de champ et "**Tripolaire Transverse**". A l'exception du profil "Anneau Tripolaire" qui consiste à activer simultanément 4 contacts transversaux (formant alors un anneau) en cathode et les deux anneaux adjacents en anode, les profils de stimulation utilisent un seul contact comme cathode. Les 5 types de profils de stimulation sont schématisés à la figure 4.9a. Une variante (non schématisée à la figure 4.9) de la configuration "**Anneau Tripolaire**" existe, elle est dite "**Anneau Bipolaire**" et correspond à l'activation simultanée de deux des 3 anneaux, un des deux anneaux est alors utilisé comme anode et le second comme cathode. Certaines des configurations présentées ci dessus peuvent être reproduites sur différents contacts de l'électrode gouttière. Ainsi, une quarantaine de variantes émergent (cf. tableau 5.1) Pour chacune de ces configurations, 3 paramètres peuvent être définis : la sélectivité, la robustesse et l'efficacité. La sélectivité est définie comme la capacité de la configuration à activer un muscle sans activer ceux adjacents. Une configuration est dite robuste si une faible variation de courant n'a pas d'impact sur la sélectivité. Enfin, l'efficacité est liée à l'intensité nécessaire à l'activation d'une fibre nerveuse.

La figure 4.9b illustre les effets de la stimulation sur les axones en fonction du type du profil de stimulation pour un courant total injecté de $I_{stim} = 1 \text{ mA}$ et une largeur d'impulsion de $100 \mu\text{s}$. Pour une fibre nerveuse et une largeur d'impulsion données, l'intensité seuil (ou seuil d'activation) correspond à l'intensité minimale nécessaire à l'activation d'une fibre nerveuse. Ainsi, on peut observer qu'en fonction du profil de stimulation, l'intensité seuil nécessaire est différente selon la position de l'axone dans le nerf. Les axones, dont le diamètre est fixé à $10 \mu\text{m}$ possèdent les mêmes propriétés. Ainsi, ce travail de modélisation a permis de mettre en évidence que le profil "Anneau Tripolaire" est non sélectif, il peut être utilisé pour stimuler la totalité du nerf à des intensités faibles. Plus précisément, la configuration "Anneau Tripolaire" permet de mieux focaliser le courant

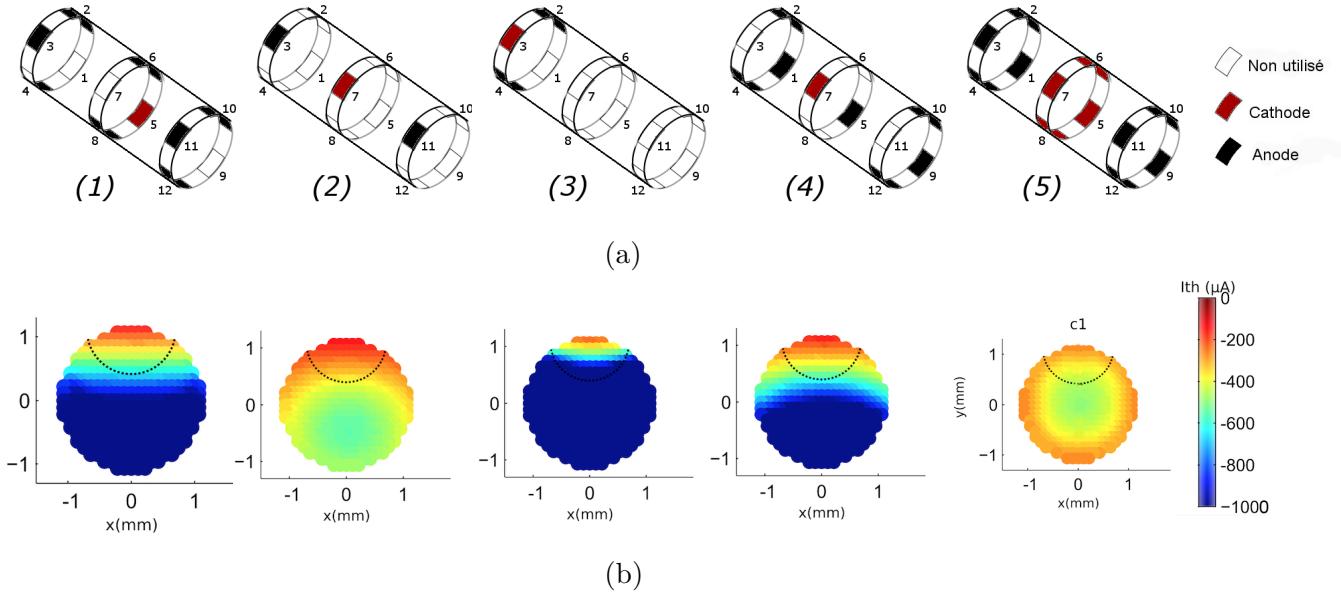


FIGURE 4.9 – (a) Représentation schématique des configurations de stimulation dites : "1 Cathode, 2 Anodes" cathode sur le contact B1 (1), "Tripolaire Longitudinale" cathode sur le contact B3 (2), "Tripolaire Transverse" cathode sur le contact A3 (3), "Steering" cathode sur le contact B3 (4) et "Anneau Tripolaire" cathode sur l'anneau B (5) et (b) cartographie transversale d'un nerf illustrant le courant seuil (I_{th} en μA) nécessaire à l'activation des axones cibles en fonction du type de configuration de stimulation. Les lignes en pointillé représentent la zone d'activation cible utilisée dans le processus d'optimisation, d'après [RDL⁺16]. Pour chaque profil de stimulation, l'anneau A est située à gauche sur la figure, l'anneau B au milieu et l'anneau C à droite

par rapport à celle "Anneau Bipolaire". La configuration "Tripolaire Longitudinale" est moyennement sélective mais son efficacité est similaire à celle de la configuration "Anneau Tripolaire". La configuration "Tripolaire Transverse" est la plus sélective et la plus robuste. Cependant, elle est 4 fois moins efficace que la configuration "Anneau Tripolaire" et ne stimule pas en profondeur le nerf. Les configurations "Steering" et "1 Cathode, 2 Anodes" sont un compromis entre bonne sélectivité et efficacité.

4.4.2 Mode de contrôle

Concernant le contrôle de cette stimulation, les signaux EMG pourraient être un mode de contrôle particulièrement pertinent pour notre étude. En effet, contrairement aux autres modes de contrôle, chaque sujet peut contracter un certain nombre de muscles, et ceux sous contrôle volontaire sont étroitement liés à la pathologie et au niveau lésionnel du sujet. De plus, les électrodes d'enregistrement peuvent être facilement implantées. Néanmoins, peu de sujets tétraplégiques ont expérimenté le contrôle d'une FES responsable de mouvements de préhension via des signaux EMG. Ces sujets avaient pour la plupart d'entre eux, une lésion de la moelle épinière haute ou basse. Or, les sujets ayant

une extension volontaire du coude (ceux qui bénéficiaient à terme du dispositif d'électrostimulation) ont une tétraplégie moyenne, typiquement en C5-C6 et donc un nombre de muscles sous contrôle volontaire (cou et épaule) supérieur à ceux dont l'activité EMG est étudiée chez les sujets tétraplégiques hauts. Les sujets avec une tétraplégie basse ont un nombre de muscles à l'avant-bras généralement suffisant pour pouvoir subir des transferts musculo-tendineux qui permettent de rétablir partiellement des mouvements de préhension.

La suite de la thèse s'attachera à étudier la stimulation sélective nerveuse comme moyen de rétablissement d'une préhension latérale et palmaire et les signaux EMG sus lésionnels comme mode de pilotage par le sujet tétraplégique de cette stimulation. Les méthodologies de ces deux parties distinctes sont décrites respectivement aux sections 5.1 et 6.1 des chapitres 5 et 6.

Chapitre 5

Utilisation de la stimulation électrique fonctionnelle neurale pour le rétablissement de mouvements de préhension chez le sujet tétraplégique

On souhaite rétablir deux types de préhension par FES.

5.1 Méthodologie

Ce protocole a reçu l'autorisation du Comité de Protection des Personnes (CPP) Sud méditerranée IV le 10 février 2015, et de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM) le 13 juillet 2015. On se place dans le cadre d'une chirurgie de transfert musculaire au niveau du coude chez un sujet tétraplégique. On procède à une étude de faisabilité qui consiste à placer deux électrodes gouttières (cf. figure 5.1) autour des nerfs radial et médian en peropératoire et à observer les mouvements provoqués par la stimulation électrique de ces nerfs. Nous souhaitons activer sélectivement les muscles ECRL ou ECRB, EDC, EDL, FPL, FDS, FDP. Ces muscles sont sélectionnés pour leur singularité à provoquer des mouvements fonctionnels (flexion des doigts, flexion du poignet, extension des doigts, extension du poignet).

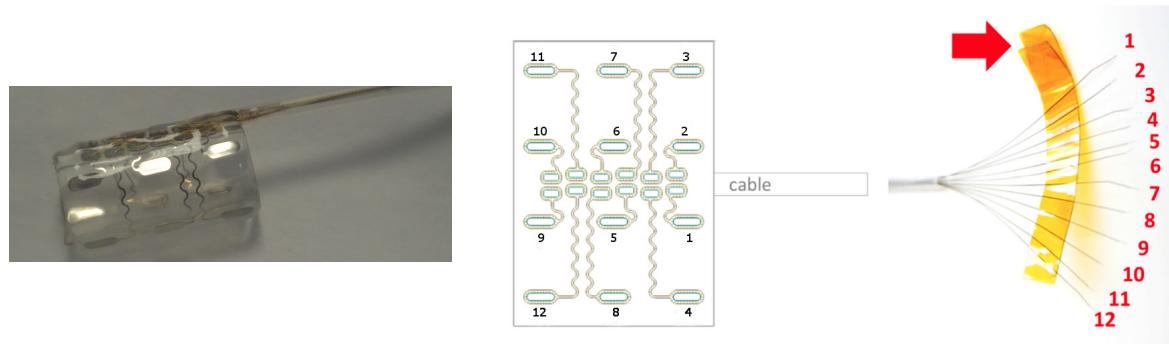


FIGURE 5.1 – Electrode gouttière utilisée et sa numérotation

5.1.1 Population

5.1.1.1 Modalité d'inclusion

Tous les sujets blessés médullaires sont recrutés au sein des cliniques Propara, Beau-soleil et/ou du CHU Lapeyronie (Montpellier). Ils subissent une chirurgie de transfert musculo-tendineuse à la clinique Beausoleil ou au CHU Lapeyronie visant à restaurer une extension active du coude. C'est par conséquent, à l'occasion de ces interventions chirurgicales, que l'expérimentation relatée ci dessous est réalisée.

5.1.1.2 Critères d'inclusion

Chaque sujet répond à tous les critères suivants :

Critères d'inclusion non spécifiques à l'étude :

1. recueil du consentement écrit éclairé signé,
2. sujet bénéficiant d'un système de sécurité sociale ou équivalent,
3. sujet n'étant pas en période d'exclusion par rapport à un autre protocole,
4. sujet non privé de liberté (par décision judiciaire ou administrative),
5. sujet majeur n'étant pas protégé par la loi.

Critères d'inclusion spécifiques à l'étude :

1. Niveau neurologique \geq C7,
2. 18 ans \leq âge \leq 65 ans,
3. lésion traumatique complète : définie par un score A ou B sur l'échelle ASIA (déficit moteur complet sous lésionnel),
4. stabilité neurologique (absence de modification du testing musculaire) $>$ 6 mois,
5. durée post-lésionnelle $>$ 6 mois,
6. sujet bénéficiant d'une chirurgie de restauration de l'extension du coude,
7. seuil de stimulation et de diffusion des muscles étudiés inférieur à 50 mA pour une largeur d'impulsion de 300 μ s et une fréquence de 25 Hz,

8. cartographie (mapping) électrique positive des muscles avec une cotation minimum de 4/5 MRC pour au minimum un des extenseurs (ECRL/B, EDC, EPL) ou un des fléchisseurs (FPL, FDS, FDP).

5.1.1.3 Critères de non-inclusion

Critères de non inclusion non spécifiques à l'étude :

1. participation à une étude thérapeutique dans le mois précédent l'inclusion,
2. refus de participer à l'étude,
3. inaptitude à donner un consentement,
4. femme enceinte.

Critères de non-inclusion spécifiques à l'étude :

1. spasticité et contractures en flexion ou extension des membres supérieurs à caractère déstabilisant,
2. epilepsie instable,
3. pathologie cardio-vasculaire instable (coronaropathies, HTA majeure, insuffisance cardiaque, etc),
4. port d'un stimulateur cardiaque,
5. utilisation de curare pour l'anesthésie,
6. problèmes dermatologiques contre-indiquant l'application d'électrodes de surface,
7. poids corporel >100kg.

5.1.1.4 Critères de sortie d'étude

1. sujet perdu de vue,
2. sujet décédé,
3. retrait du consentement éclairé et refus d'utilisation des données,
4. diagnostic en cours d'étude,
5. problème cutané ou infectieux.

5.1.2 Critère d'évaluation et facteurs de confusion potentiels

5.1.2.1 Critère d'évaluation

Le critère d'évaluation est basé sur la quantification du taux (valeur normalisée à la contraction maximale) et de la sélectivité de recrutement des muscles FPL, FDS et FDP, ECRL ou ECRB, EDC et EPL, provoqué par la stimulation électrique des nerfs médian et radial via nos électrodes gouttières multipolaires. La sélectivité de recrutement musculaire est évaluée en calculant un indice de sélectivité noté SI_m , défini comme le

rapport entre le recrutement du muscle m et la somme de recrutement de tous les muscles dont l'activité EMG est enregistrée. Pour une configuration j et une intensité i données, un signal EMG_{ji} rendant compte de l'activation musculaire est obtenu pour chaque muscle. Les amplitudes des potentiels d'actions musculaires composés PAMC- EMG_{ji} sont mesurées de la référence au pic négatif maximum de l'onde M et normalisées, aux amplitudes des potentiels d'actions musculaires composés maximales PAMC- EMG_{max} correspondant aux signaux recueillis lorsque les muscles sont activés de façon maximale. Un indice de sélectivité $SI_{m,ji}$ correspondant est déterminé. $SI_{m,ji}$ est calculé comme le ratio entre le PAMC- EMG_i normalisé du muscle pour i et j (noté k) et la somme des PAMC normalisés pour les 6 muscles [VGM93] :

$$SI_{m,ji} = \frac{k}{\sum_{m=1}^6 EMG_{m,ji}} \quad (5.1)$$

Ainsi, $SI_{m,ji}$ correspond à l'indice de sélectivité pour le muscle m dont le nerf a été stimulé à une intensité i . Sa valeur est comprise entre 0 et 1, où 0 indique une absence de sélectivité et 1 indique que seul le muscle m a été activé. On additionne ensuite les $SI_{m,ji}$ des 3 muscles extenseurs (ECRL ou ECRB, EDP et EPL), on nomme ce nouvel indice de sélectivité $SI_{extenseurs(i)}$ (il témoigne de la capacité de notre électrode à activer sélectivement nos extenseurs). On additionne ensuite les $SI_{m,ji}$ des 2 muscles fléchisseurs des doigts (FDS et FDP), on nomme ce nouvel indice de sélectivité $SI_{fléchisseursdesdoigts(I)}\%$ (il témoigne de la capacité de notre électrode à activer sélectivement nos 2 fléchisseurs des doigts). Enfin, l'indice de sélectivité du fléchisseur de pouce : $SI_{fléchisseurdupouce(i)}$ est égal à l'indice de sélectivité du muscle FPL : $SI_{FPL(i)}$. On estime qu'une stimulation est sélective lorsque l'indice de sélectivité est $\geq 0,7$ pour un recrutement musculaire $\geq 20\%$. La quantification du taux de recrutement musculaire et de l'indice de sélectivité (SI) sont déterminés pour les muscles ECRL ou ECRB, EDC et EPL innervés par le nerf radial et FPL, FDS et FDP innervés par le nerf médian. Le signal induit sur ces mêmes nerfs par la compression des doigts est également observé. On estime que la compression a induit un signal sur le nerf lorsque le signal observé est $\geq 130\%$ à la valeur absolue du bruit.

Deux indices supplémentaires sont déterminés pour chaque configuration de stimulation : un indice d'efficacité (***Eff***) et un indice de robustesse (***Rob***). ***Eff*** est compris entre 0 et 1, il quantifie la quantité de charge nécessaire à la configuration étudiée pour atteindre un effet donné comparé à la quantité de charge nécessaire pour le même effet lorsque le nerf est stimulé à travers la configuration standard "Anneau Tripolaire" [RDL⁺16].

$$Eff = \frac{I_{stim_Anneau}}{I_{stim_Anneau} + I_{stim}} \quad (5.2)$$

Rob quantifie la variation de l'indice de sélectivité lorsque le courant de stimulation augmente de 50% noté $SI_{(1.5)}$. Une valeur qui tend vers 1 signifie que la configuration n'est que peu sensible à la variation de l'intensité de stimulation I_{stim} . Une valeur qui

tend vers 0 signifie qu' I_{stim} doit être finement fixée pour la configuration étudiée.

$$Rob = 1 - |SI - SI_{(1.5)}| \quad (5.3)$$

Les configurations jugées optimales seront celles dont les indices $SI_{m,ji}$ et Rob tendent vers 1 et Eff vers 0.

5.1.2.2 Facteurs de confusion potentiels

Les sujets ayant eu des substances bloquant les neurotransmetteurs des synapses motrices pendant l'anesthésie seront écartés. Les substances utilisées lors de l'anesthésie susceptibles de bloquer les neurotransmetteurs sont :

- les morphinomimétiques (analgésiques),
- les substances hypnotiques telles que les benzodiazépines ou le propofol et
- les curares (utilisés comme myorelaxant)

Seuls les curares s'opposent à la conduction de l'influx nerveux entre le nerf et le muscle, ils ne seront donc pas utilisés dans notre étude.

5.1.3 Système de stimulation peropératoire

Le stimulateur utilisé lors de nos expérimentations en peropératoire possède 12 canaux de stimulation pouvant être pilotés indépendamment. Dans le but de former des profils de stimulation complexes, ces canaux peuvent être finement contrôlés temporellement. Chaque pôle peut être défini en cathode ou anode. La largeur et l'intensité de l'impulsion de stimulation sont contrôlées par notre stimulateur. La stimulation est biphasique asymétrique et un délai entre la phase cathodique et anodique permettant de réduire la quantité de charge requise sans affecter considérablement la sélectivité de stimulation [MBB⁺15] est inséré. Enfin le profil complet de stimulation inclut une décharge passive dans le but d'assurer l'équilibre des charges injectées (cf. figure 5.2). Nos électrodes gouttières, dont les matériaux sont exclusivement biocompatibles, servent d'interface entre le neurostimulateur et le nerf. Positionnées autour de celui-ci, elles comprennent 12 contacts indépendants afin d'exploiter au mieux les caractéristiques des réarrangements fasciculaires de nos deux nerfs et les capacités de notre stimulateur. Ces électrodes permettent également l'enregistrement de signaux électroneurophysiologiques.

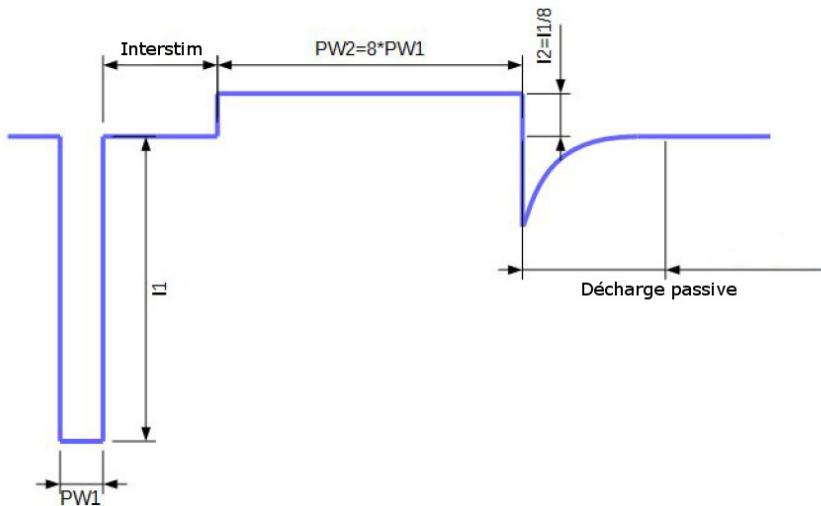


FIGURE 5.2 – Profil de notre impulsion de stimulation

5.1.4 Déroulement de l'étude

5.1.4.1 Modalités de recueil du consentement

Les sujets sont informés des objectifs ainsi que des risques et des bénéfices liés à l'étude. Une notice d'information reprenant les grands axes de l'étude (objectifs, personnes responsables, examens pratiqués, événements indésirables attendus...) est également présentée au sujet. Une fois que le médecin a répondu aux différentes questions, et qu'il s'est assuré de la bonne compréhension de l'étude par le sujet, un formulaire de consentement éclairé lui est remis. Le sujet a la possibilité de se faire assister par une personne de confiance, et de se réserver un délai de réflexion suffisant.

5.1.4.2 Session d'inclusion

Après recueil du consentement, un examen clinique est pratiqué. Celui ci comprend une cartographie musculaire par FES de surface visant à évaluer les facteurs d'inclusion. Cette technique consiste à déterminer les points moteurs et ajuster les niveaux de stimulation des muscles ECRL ou ECRB, EDC, EPL et FPL, FDS et FDP. Cette session d'inclusion permet de confirmer que les muscles ne sont pas dénervés et sont stimulables. A la fin de cette étape, les électrodes de stimulation sont retirées et leurs positions marquées par une croix. Ceci permet au chirurgien de repérer la position des muscles très rapidement lors des expérimentations peropératoires.

5.1.4.3 Description de la procédure de chirurgie de restauration d'une extension active du coude

Elle consiste au transfert d'un muscle sous contrôle volontaire (actif), le deltoïde postérieur ou le biceps brachii sur l'insertion inférieure du triceps brachii. Le transfert tendineux d'un muscle donneur actif sur un muscle receveur inactif domine les principes de cette chirurgie du membre supérieur tétraplégique qui vise à dériver un muscle encore actif de sa fonction initiale pour l'orienter vers une nouvelle fonction. Pour ne pas nuire à la fonction initiale, il convient que le muscle donneur conserve sa fonction originelle tout en assurant sa nouvelle fonction ou qu'il soit suppléé par un muscle agoniste encore actif. L'interposition d'un tendon prothétique en polyester, de par sa conformation proximale et distale, facilite les amarrages au deltoïde ou au biceps et au tendon du triceps brachii avec l'avantage d'un montage extrêmement solide. Lorsque le deltoïde postérieur est jugé trop faible, un contingent du deltoïde moyen est parfois associé. Le transfert du biceps brachii sur l'insertion du triceps brachii, est préféré pour les cas où il n'existe pas de deltoïde postérieur transférable pour animer un neotriceps. La procédure est la suivante : l'insertion distale du biceps brachii est sectionnée et le muscle libéré très haut avant d'être dérouté pour être suturé au tendon du triceps brachii après un passage sous-cutané à la face médiale du bras. Dans tous les cas, il importe de s'assurer au préalable du maintien d'une fonction supinatrice de l'avant-bras par le supinateur et d'une flexion du coude par le brachialis et le brachioradialis [FCV^{+08b}].

5.1.4.4 Placement des électrodes gouttières

Deux électrodes gouttières multipolaires (12 pôles, cf. figure 5.1) sont placées sur les nerfs radial et médian. La première électrode est placée sur le nerf médian à 5 cm au dessus du pli de flexion du coude pour stimuler les muscles FPL, FDS et FDP. La seconde électrode est placée sur le nerf radial à 5 cm au dessus du pli de flexion du coude, zone de bifurcation du nerf radial en 2 branches ; une antérieure, sensitive et la seconde postérieure, motrice afin de stimuler les muscles ECRL ou ECRB, EDC et EPL.

5.1.4.5 Placement des électrodes EMG et mesures standardisées EMG

Un test de fonctionnalité permet de vérifier le potentiel de stimulation des nerfs médian et radial à travers l'observation des mouvements de la main. Une électrode bouton permet de stimuler certaines parties des nerfs radial et médian. Si aucun mouvement n'est observé, l'étude est interrompue pour ce participant. Des électrodes EMG stériles sont placées au niveau des muscles ECRL ou ECRB, EDC, EPL, FPL, FDS et FDP afin d'enregistrer leurs signaux EMG et évaluer les paramètres et les configurations de stimulations de nos électrodes gouttières.

5.1.4.6 Placement des doigtiers et enregistrements vidéo

L'activité EMG de tous les muscles innervés par les nerfs radial et médian ne pouvant être enregistrés via nos électrodes de surface, des doigtiers stériles colorés sont placés aux bouts des doigts de la main stimulée, et un enregistrement vidéo à distance du champ opératoire de l'avant bras et de la main du sujet est effectué. Ces doigtiers permettent de mieux individualiser les doigts lors de l'enregistrement vidéo. Ceci permet d'évaluer le mouvement fonctionnel induit par la stimulation électrique.

5.1.4.7 Protocole de stimulation

Le nerf est stimulé à intensité croissante dans le but d'obtenir les mouvements attendus. Le protocole consiste en l'activation d'un ou plusieurs canaux de l'électrode, la stimulation en entrée est biphasique asymétrique (cf. figure 5.2) et l'impulsion de stimulation est modulable en intensité (jusqu'à 2.4 mA) et fixe en durée (600 μ s maximum). Une stimulation tétanique (50 Hz maximum) est utilisée pour se rapprocher des conditions physiologiques. Le tableau 5.1 (où le signe négatif indique la ou les cathodes, contact sous lequel a lieu la dépolarisation) témoigne des configurations de stimulations utilisées, le courant est alors reparti selon les ratios indiqués.

5.1.4.8 Mesures ENG

Cette étape consiste au recueil de l'activité électrique des nerfs radial et médian après compression mécanique des doigts. Une compression des doigts et du pouce est effectuée par le médecin pendant que les électrodes gouttières enregistrent le signal. A la fin de nos expérimentations, les électrodes sont retirées.

5.1.5 Validation de notre protocole sur le nerf sciatic du lapin

La totalité du dispositif expérimental n'ayant encore jamais été utilisée en début de thèse chez l'Homme, nous souhaitions le valider chez l'animal. En raison de sa taille et pour se rapprocher au mieux des conditions per opératoires nous avons choisi de stimuler le nerf sciatic du lapin. Son organisation fasciculaire est différente de celle du membre supérieur mais son diamètre se rapproche de celui des nerfs du membre supérieur chez le sujet tétraplégique. 5 animaux de 3.4, 3.7, 3.4, 3.7 et 4.3 kg sont utilisés lors de ces expérimentations.

Pôle Configuration \ Pôle	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Ring Longitudinale	2	1	2	1	-3	-3	-3	-3	2	1	2	1
1 Cathode _{A1} , 2 Anodes, Ring	-12	3	0	3	0	1	1	1	0	1	1	1
1 Cathode _{A2} , 2 Anodes, Ring	3	-12	3	0	1	0	1	1	1	0	1	1
1 Cathode _{A3} , 2 Anodes, Ring	0	3	-12	3	1	1	0	1	1	1	0	1
1 Cathode _{A4} , 2 Anodes, Ring	3	0	3	-12	1	1	1	0	1	1	1	0
1 Cathode _{B1} , 2 Anodes, Ring	0	1	1	1	-12	3	0	3	0	1	1	1
1 Cathode _{B2} , 2 Anodes, Ring	1	0	1	1	3	-12	3	0	1	0	1	1
1 Cathode _{B3} , 2 Anodes, Ring	1	1	0	1	0	3	-12	3	1	1	0	1
1 Cathode _{B4} , 2 Anodes, Ring	1	1	1	0	3	0	3	-12	1	1	1	0
1 Cathode _{C1} , 2 Anodes, Ring	0	1	1	1	0	1	1	1	-12	3	0	3
1 Cathode _{C2} , 2 Anodes, Ring	1	0	1	1	1	1	1	0	3	-12	3	0
1 Cathode _{C3} , 2 Anodes, Ring	1	1	1	0	1	1	1	0	0	3	-12	3
1 Cathode _{C4} , 2 Anodes, Ring	1	1	1	0	1	1	1	0	3	0	3	-12
1 Cathode Ring Anode 1	1	2	1	2	-12	0	0	0	1	2	1	2
1 Cathode Ring Anode 2	2	1	2	1	0	-12	0	0	2	1	2	1
1 Cathode Ring Anode 3	1	2	1	2	0	0	-12	0	1	2	1	2
1 Cathode Ring Anode 4	2	1	2	1	0	0	0	-12	2	1	2	1
Tripolaire Longitudinale _{B1}	6	0	0	0	-12	0	0	0	6	0	0	0
Tripolaire Longitudinale _{B2}	0	6	0	0	0	-12	0	0	0	6	0	0
Tripolaire Longitudinale _{B3}	0	0	6	0	0	0	-12	0	0	0	6	0
Tripolaire Longitudinale _{B4}	0	0	0	6	0	0	0	-12	0	0	0	6
Bipolaire AC	-3	-3	-3	-3	0	0	0	0	3	3	3	3
Bipolaire CA	3	3	3	3	0	0	0	0	-3	-3	-3	-3
Bipolaire BA	3	3	3	3	-3	-3	-3	-3	0	0	0	0
Bipolaire AB	-3	-3	-3	-3	3	3	3	3	0	0	0	0
Bipolaire BC	0	0	0	0	-3	-3	-3	-3	3	3	3	3
Bipolaire CB	0	0	0	0	3	3	3	3	-3	-3	-3	-3

TABLE 5.1 – Différentes configurations de stimulation (1/2)

Pôle Configuration \ Pôle	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Steering ₁	0	1	1	1	-12	0	6	0	0	1	1	1
Steering ₂	1	0	1	1	0	-12	0	6	1	0	1	1
Steering ₃	1	1	0	1	6	0	-12	0	1	1	0	1
Steering ₄	1	1	1	0	0	6	0	-12	1	1	1	0
Tripolaire Transverse _{A1}	-12	6	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{A2}	6	-12	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{A3}	0	6	-12	6	0	0	0	0	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{A4}	0	0	0	-12	6	0	6	0	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{B1}	0	0	0	0	-12	6	0	6	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{B2}	0	0	0	0	6	-12	6	0	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{B3}	0	0	0	0	0	6	-12	6	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{B4}	0	0	0	0	6	0	6	-12	0	0	0	0
Tripolaire Transverse _{C1}	0	0	0	0	0	0	0	0	-12	6	0	6
Tripolaire Transverse _{C2}	0	0	0	0	0	0	0	0	6	-12	6	0
Tripolaire Transverse _{C3}	0	0	0	0	0	0	0	0	0	6	-12	6
Tripolaire Transverse _{C4}	0	0	0	0	0	0	0	0	6	0	6	-12

TABLE 5.2 – Différentes configurations de stimulation (2/2)

5.1.5.1 Description de la procédure de chirurgie

L’animal (lapin New Zealand white) est anesthésié (Ketamine 500 mg/mL, Xylazine 20 mg/mL, Acepromazine 10 mg/mL). La partie haute de la cuisse est incisée. Le nerf sciatique est séparé des tissus adjacents. La patte dont le nerf est stimulé est fixée.

5.1.5.2 Placement des électrodes EMG et mesures standardisées EMG

Un test de fonctionnalité permet de vérifier le potentiel de stimulation du nerf sciatique à travers l’observation des mouvements de la patte. Le stimulateur est câblé à notre électrode de stimulation. Les branches et fascicules du nerf sont stimulés et les mouvements observés. Des électrodes EMG hameçons sont insérées au niveau des muscles gastrocnémien latéral, médial, soléaire ou biceps fémoral, extensor longus digitorium pedis ou fibulaire, et tibialis antérieur afin d’enregistrer leurs signaux EMG et évaluer les paramètres et les configurations de stimulations de notre électrode gouttière. Ces muscles sont choisis en fonction du mouvement qu’ils induisent (flexion ou extension de la patte sur la jambe), de leur localisation et de leur taille.

5.1.5.3 Placement des électrodes gouttières

L'électrode gouttière multipolaire (12 pôles) est placée autour du nerf sciatique du lapin 3 cm au dessus de la bifurcation nerveuse tibio-fibulaire afin de stimuler les muscles qu'il innervé. L'électrode est suturée après avoir vérifié son bon positionnement. La cuisse est grossièrement suturée. La partie câblée est placée en proximal.

5.1.5.4 Protocole de stimulation

Il est quasi identique au protocole de stimulation humain à la différence de la fréquence de stimulation. En effet, le nombre de configurations testées étant significativement plus grand, une stimulation non tétanique (4 Hz) est utilisée afin de limiter la fatigue musculaire. La valeur de la stimulation minimale nécessaire à l'induction d'un mouvement est recueillie et le nerf stimulé en fonction. Pour chaque configuration de stimulation le nerf est stimulé pendant 2 secondes. Chaque configuration de stimulation est séparée d'une seconde.

5.1.5.5 Mesure ENG

Cette étape consiste au recueil de l'activité électrique du nerf sciatique après compression mécanique de la patte pendant que l'électrode gouttière enregistre le signal. Au préalable, la connectique de notre électrode gouttière est déplacée du stimulateur au système d'enregistrement. A la fin de nos expérimentations, les électrodes sont retirées. Les contacts 1 et 9, 2 et 10, 3 et 11, 4 et 12 sont court circuité. Après cette étape, l'animal est sacrifié.

5.2 Résultats

5.2.1 Stimulations neurales chez l'animal

Dans la section qui suit, on estime qu'un muscle n'est pas recruté lorsque, stimulé à une intensité maximale, son activité électrique enregistrée est inférieure à 170% de celle enregistrée pour ce même muscle au repos. Tous les muscles dont l'activité EMG a été enregistrée ont répondu aux différentes configurations de stimulation à l'exception d'un animal (N4). Chez cet animal, aucune activité électrique significative n'a été enregistrée lors de la stimulation du nerf sciatique sur les muscles gastrocnémien médial et solaire. A la dissection, 3 fascicules anatomiques ont été observés chez les 5 animaux. Deux moteurs, futures branches tibial et fibulaire du nerf sciatique, et un sensitif (branche surale). **Une sélectivité intra et inter-fasciculaire est montrée chez 3 animaux (N1, N2 et N3)**, notamment lorsque le nerf est stimulé à travers les configurations "Tripolaire Transverse". **Une sélectivité inter-fasciculaire est montrée chez deux animaux (N4 et N5)**. PS : Pour chaque animal, les courbes de recrutement sont présentées à l'annexe C. Parmi toutes les configurations de stimulation évaluées, une permet d'activer un muscle de façon maximale à une intensité donnée. Le recrutement est normalisé à cette contraction maximale.

Numéro d'identification	Poids (kg)
1	4.3
2	3.7
3	3.7
4	3.4
5	3.4

TABLE 5.3 – Identifications des lapins

5.2.1.1 Comparaison des configurations "Anneau (Ring) Bipolaire" et "Anneau (Ring) Tripolaire"

La configuration "Anneau Tripolaire" (cf. figure 4.9) tout comme sa variante "Anneau Bipolaire" (cf. tableau 5.1) n'est pas sélective, elle peut être utilisée pour activer le nerf dans sa globalité. Dans ce paragraphe, nous comparons l'effet de ces deux configurations. Reproduites sur les différents anneaux, six configurations différentes "Anneau Bipolaire" émergent et sont testées chez chaque animal. En effet, 8 contacts sur 12 sont activés simultanément dans ces configurations. Ainsi, l'activation des quatre contacts transversaux s'apparente à un anneau. Deux anneaux sont utilisés dans les configurations "Anneau Bipolaire". Un de ces anneaux est alors considéré comme une cathode (i.e la dépolarisation se fait sous cet anneau) tandis que le second anneau (situé en proximal ou en distal) est utilisé comme une anode (i.e sous cet anneau se produit

une hyperpolarisation). L'anneau A correspond à l'anneau distal (placé le plus près des bifurcations nerveuses), tandis que l'anneau C est l'anneau le plus proximal. La comparaison des configurations AB par rapport à AC et CA par rapport à CB nous permet d'évaluer le paramètre "distance entre les anneaux". La comparaison des configurations BC par rapport à BA nous permet d'évaluer le paramètre "sens de dépolarisation et d'hyperpolarisation". Physiologiquement la dépolarisation se fait de B vers A tandis que l'hyperpolarisation a lieu de B vers C. La comparaison des configurations "Anneau Bipolaire" BC et BA par rapport à "Anneau Tripolaire" nous permet d'évaluer le paramètre "focalisation du champ électrique". En effet, les charges électriques injectées au niveau de la cathode sont confinées entre les deux anodes de la configuration "Anneau Tripolaire". En raison de la présence d'une seule anode, les charges sont moins confinées dans la configuration "Anneau Bipolaire". En effet, celles-ci peuvent passer par "l'extérieur" de l'électrode pour rejoindre l'unique anode. A l'exception des deux muscles jamais activés chez N4, les configurations "Anneau Bipolaire" ont permis de recruter tous les muscles à 50% de leur contraction maximale de leur contraction maximale avant 600 μ A. Ces configurations de stimulation ne sont généralement pas sélectives. Si recrutement sélectif il y a (muscle gastrocnémien latéral pour les configurations "Anneau Bipolaire" AB et AC chez N4 et gastrocnémien médial pour les configurations "Anneau Bipolaire" AB, AC, BA et BC chez N1), la fenêtre de sélectivité (définie comme la différence entre l'intensité nécessaire à l'activation du muscle 2 et l'intensité nécessaire à l'activation du muscle 1) est généralement courte.

ID animal Configuration	1	2	3	4	5
Bipolaire BA	291.25±22.67	350.00±40.02	373.75±33.66	613.13 ±180.89	341.25±18.17
Bipolaire BC	280.00±29.27	315±18	334.37±12.89	501.56±116.63	277.5±16.77
Bipolaire AB	359.38±53.49	447.50±41.29	473.13±105.33	505.31±108.28	300±37.81
Bipolaire AC	302.50±36,66	448.75±33.10	440.63±105.08	440.63±103.16	262.5±9.68
Bipolaire CA	290.63±50.48	418.75±95.60	511.25±111.78	324.38±9.74	177.50±17.24
Bipolaire CB	331.88±75.27	501.25±143.60	558.43±145.82	345.00±17.59	191.79±12.54
Tripolaire	296.87±35.21	452.5±35.36	445.00±100.28	618.75±182.69	269.38±33.22

TABLE 5.4 – Intensités (en μ A) moyennes nécessaires au recrutement des muscles à 50% de leur recrutement maximal en fonction de la configuration de stimulation

Les profils de recrutement sont globalement identiques quelle que soit la configuration de stimulation. Cependant, l'intensité nécessaire au même profil de recrutement est différente en fonction de la configuration de stimulation. En effet, les trois paramètres définis précédemment semblent avoir une incidence sur le recrutement musculaire pour une intensité donnée. Pour une même configuration de stimulation "Anneau Bipolaire" (dépolarisation sous l'anneau A et repolarisation sous l'anneau B ou C par exemple)

celle où les contacts sont séparés de 10 mm (anneau C) demande moins d'énergie pour un même effet que celle où les contacts sont séparés de 5 mm (anneau B). Par ailleurs, si la dépolarisation se fait dans le sens physiologique (ou orthodromique), moins d'énergie est nécessaire pour un même effet que si la dépolarisation s'était faite dans le sens antidromique. Enfin, la configuration "Anneau Tripolaire" permet de mieux focaliser le courant électrique que la configuration "Anneau Bipolaire" mais requiert plus d'énergie sans améliorer le profil de recrutement (cf. tableau 5.4 et figure 5.3). **Dans les figures de ce chapitre, les activations sont normalisées aux activations maximales de chaque muscle.**

5.2.1.2 Configurations "Tripolaires Transverses" ou "TT"

Pour ces configurations (cf. figure 4.9), seuls les contacts situés sur le même anneau sont activés simultanément. A l'exception du muscle soléaire (activé à 67%) chez N2 et des deux muscles qui n'ont pas répondu à la stimulation chez N4 (gastrocnémien médial et soléaire), tous les muscles ont pu être activés à plus de 95% avant 1500 μ A. Plus précisément, ces configurations ont permis un recrutement maximal des 6 muscles chez N1 (cf. figure 5.6). A 1500 μ A la configuration "TT A2" a permis d'activer sélectivement chez cet animal le muscle gastrocnémien médial à 95% de sa valeur maximale tandis que les 5 autres muscles ont été activés entre 0 et 20% de leur valeur maximale. Pour cette même intensité de stimulation, la configuration "TT A1" a permis d'activer le muscle soléaire et le muscle gastrocnémien latéral à au moins 95% de leur contraction maximale alors que le muscle agoniste gastrocnémien médial est activé à 25% de sa valeur maximale et les deux muscles antagonistes n'ont pas été activés. Enfin, la configuration "TT A4" a permis d'activer le dernier groupe musculaire (tibialis anterior et extensor digitorium) à respectivement 75 et 95 % de leurs valeurs maximales dès 750 μ A alors que les 4 autres muscles antagonistes ont été activés à moins de 10% de leurs valeurs maximales. Une même configuration reproduite sur l'anneau A, B ou C peut ne pas induire le même profil de recrutement. Dans ce cas, un recrutement moins sélectif et/ou un taux de recrutement plus faible est retrouvé sur les anneaux les plus proximaux (B et C). En effet, pour une même configuration et paramètres de stimulation, la configuration "TT" reproduite sur l'anneau le plus distal (anneau A ou B) permet un recrutement sélectif généralement plus important et/ ou demandant moins d'énergie que celui reproduit sur l'anneau situé plus en amont (anneau B ou C). A titre d'exemple, les activations relatives et indice de sélectivité en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation sont présentées à la figure 5.6 pour chacun des 6 muscles de N1.

Chez N2, ces configurations ont permis un recrutement des muscles TA, LG, MG, Extensor digitorium et BF à au moins 95% de leurs valeurs maximales. Le muscle soléaire a quant à lui été activé à 67% de sa valeur maximale dès 750 μ A. La configuration "TT A4" a permis d'activer sélectivement le muscle gastrocnémien latéral à 95 % de sa valeur

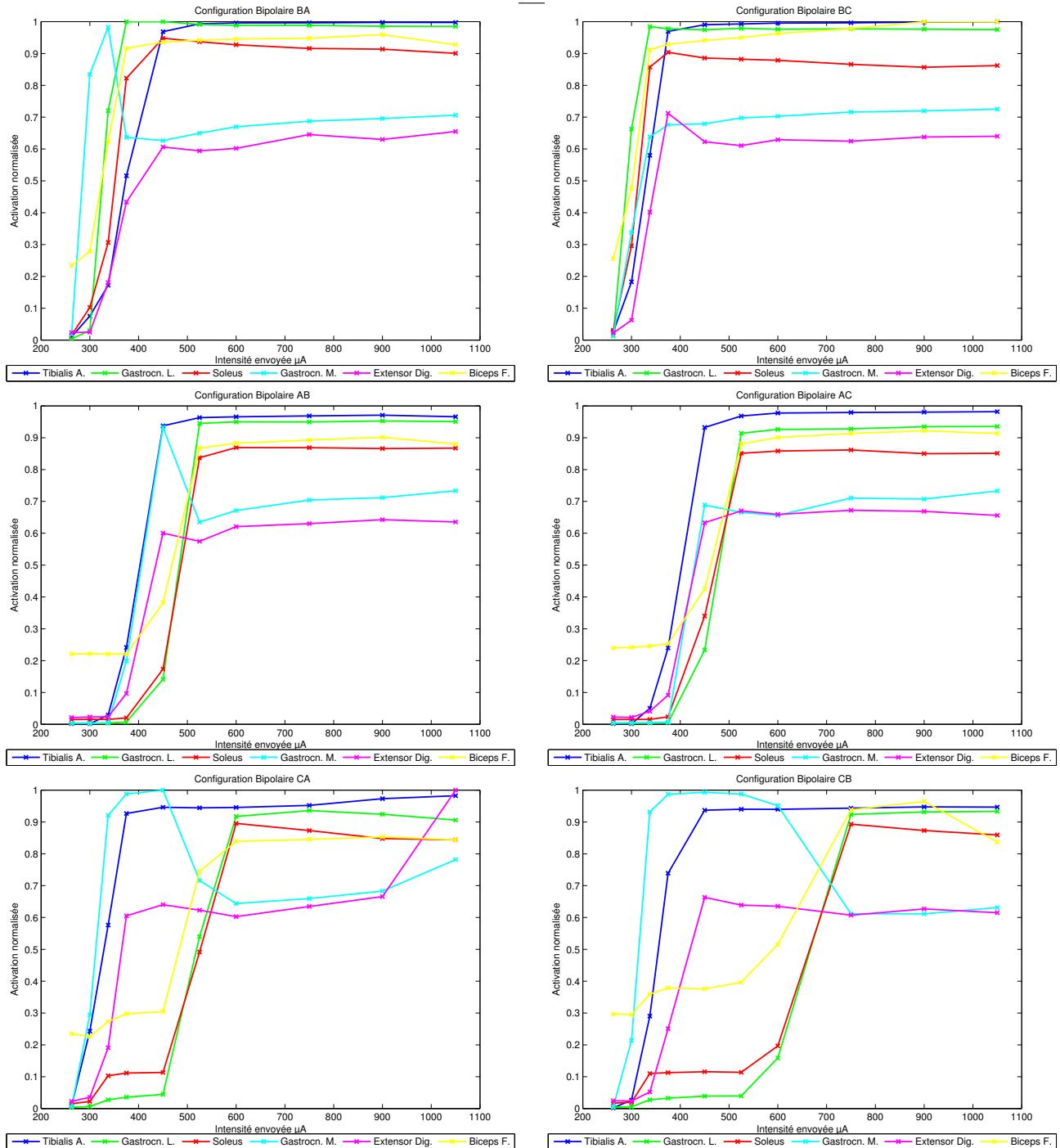


FIGURE 5.3 – Recrutement relatif des muscles en fonction du type de configuration bipolaire et de l'intensité de stimulation chez N2

maximale dès 1350 μ A tandis que les 5 autres muscles ont été activés entre 0 et 20% de leur valeur maximale. La configuration "TT A2" a permis d'activer le groupe de muscle : soléaire, gastrocnémiens latéral et médial et biceps fémoral à respectivement 67%, 96%, 78% et 96% de leur contraction maximale dès 900 μ A alors que les deux muscles antagonistes ont été activés à moins de 20%. Enfin, la configuration "TT C1" a permis d'activer le dernier groupe musculaire, TA et Extensor digitorium à plus de 80 % dès 300 μ A alors que les 4 autres muscles antagonistes ont été activés à 20% pour le biceps

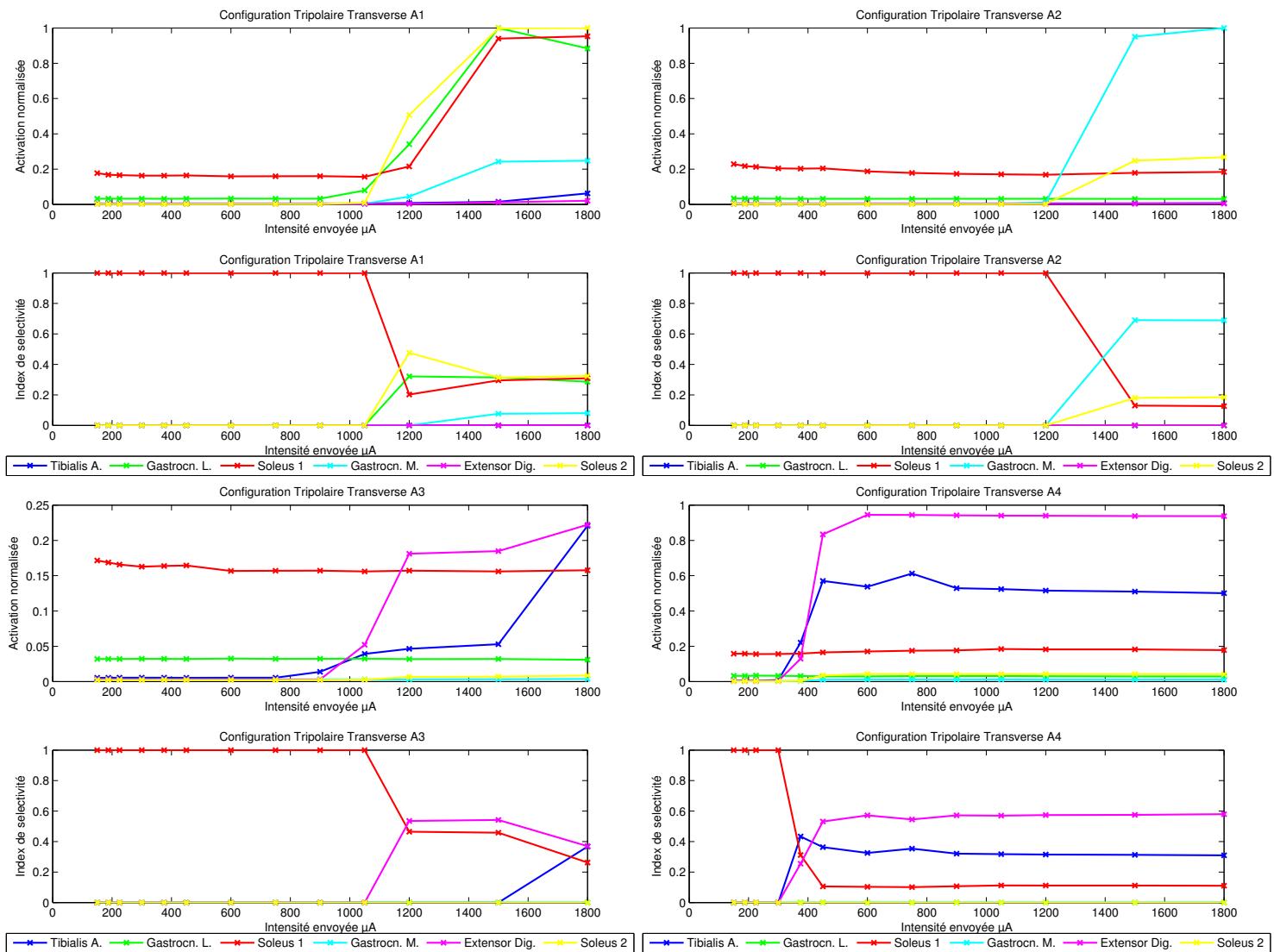


FIGURE 5.4 – Recrutement relatif des muscles et indices de sélectivité pour les configurations "Tripolaire Transverse" reproduites sur les différents contacts de l'anneau A chez N1

fémoral et à moins de 5% pour les autres muscles antagonistes. Une même configuration de stimulation reproduite sur l'anneau A, B ou C n'induit généralement pas le même profil de recrutement (cf. figure 5.7).

Pour N3, ces configurations ont permis un recrutement des 6 muscles à au moins 95% pour une intensité de 1800 μ A. La configuration "TT A1" a permis d'activer simultanément à 1050 μ A les muscles TA et Extensor digitorium à respectivement 98% et 85% de leur activation maximale tandis que les 4 muscles antagonistes ont été recrutés à moins de 10% de leur contraction maximale. Les configurations "TT A4" et "TT C1" ont induit le même profil de recrutement mais pour une intensité respectivement plus élevée (1800 μ A) ou plus faible (400 μ A). La configuration "TT B4" a permis de recruter simultanément à 400 μ A les muscles soléaire et gastrocnémien médial à 74% et 72% de leur activation maximale tandis que les 4 autres muscles ont été recrutés à 40% pour

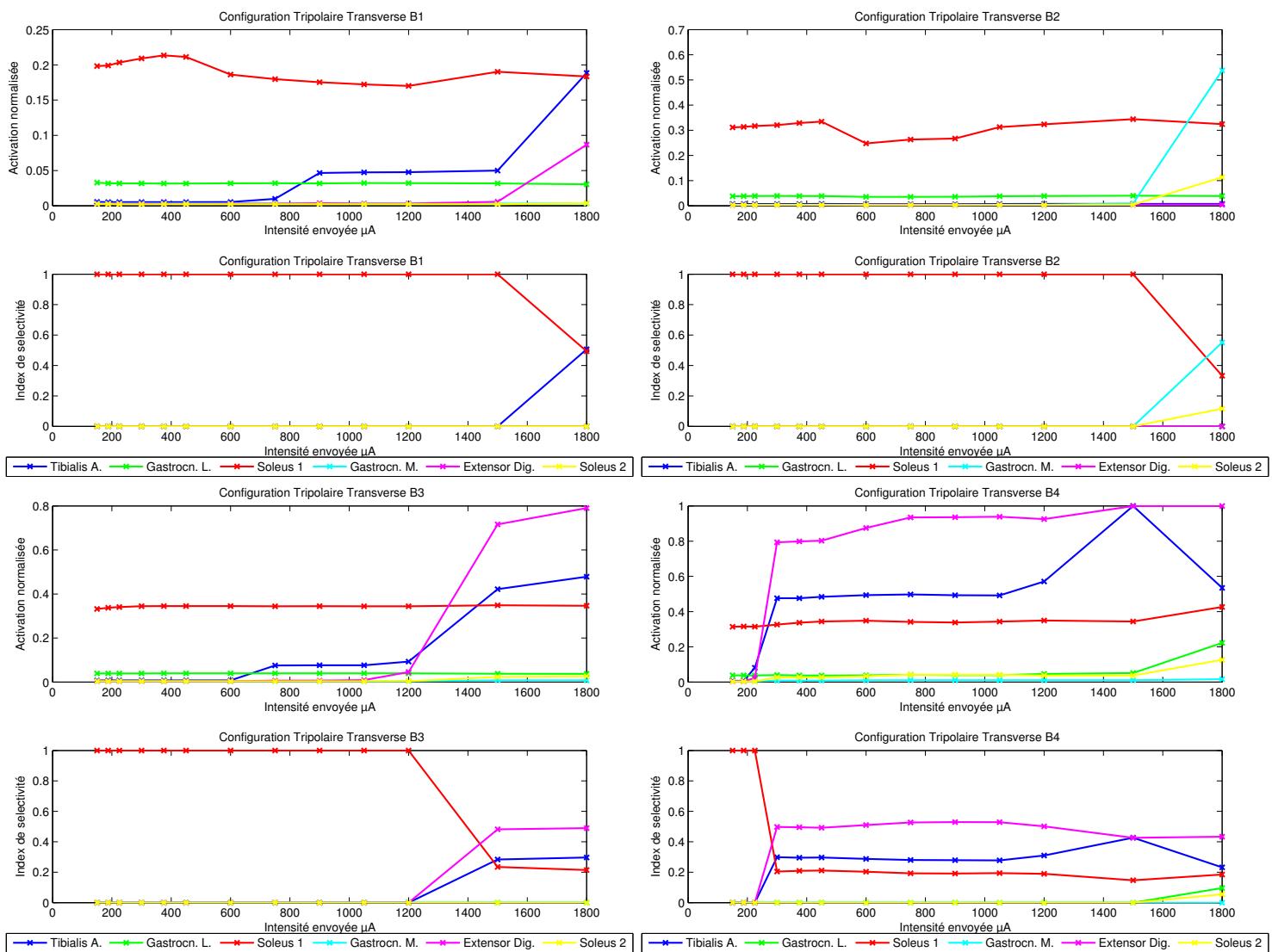


FIGURE 5.5 – Recrutement relatif des muscles et indices de sélectivité pour les configurations "Tripolaire Transverse" reproduites sur les différents contacts de l'anneau B chez N1

le Extensor digitorium et moins de 10% de leur contraction maximale pour les muscles TA et LG. Les autres configurations de stimulation n'ont pas permis de recrutement sélectif ou le taux de recrutement était trop faible. Pour N4, selon la configuration de stimulation, trois (gastrocnémien latéral, tibialis et fibulaire) des cinq muscles ont pu être activés à 1050 μ A. Les deux autres muscles (gastrocnémien médial et soléaire) n'ont pas été activés quelque soit la configuration de stimulation ("Anneau Bipolaire" incluse). La configuration "TT A3" a permis d'activer sélectivement à 1800 μ A le muscle gastrocnémien latéral à 90% de son activation maximale tandis que les 2 autres muscles ont été recrutés à moins de 10%. La configuration "TT C2" a permis d'activer sélectivement à 1050 μ A les muscles GL et fibulaire à plus de 90% de leur activation maximale sans activer le muscle gastrocnémien médial. Enfin pour N5, seul le muscle TA a pu être activé à sa valeur maximale pour une intensité de 1050 μ A à travers la configuration "TT B4".

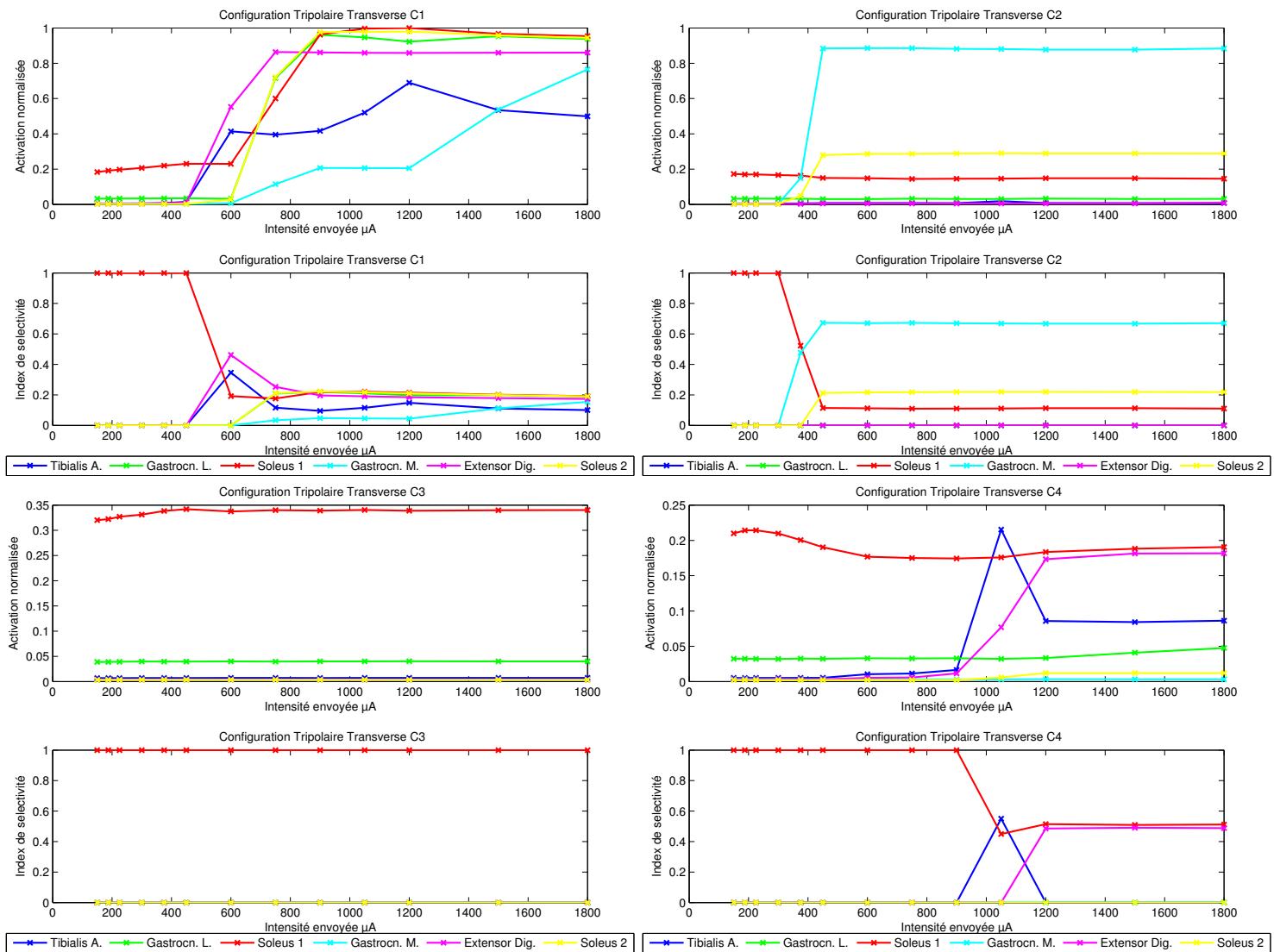


FIGURE 5.6 – Recrutement relatif des muscles et indices de sélectivité pour les configurations "Tripolaire Transverse" reproduites sur les différents contacts de l'anneau C chez N1

Les autres muscles ont été activés de façon simultanée quelque soit la configuration de stimulation.

5.2.1.3 Configurations "1 Cathode, 2 Anodes, Ring" - "1 Cathode, Ring Anode" - "Tripolaire Longitudinale" et "Steering"

Quatre profils de stimulation sont étudiés dans cette section (cf. figures 5.8, 5.9, 5.10 et 5.11). Les indices de sélectivité, de robustesse et d'efficacité des différentes configurations de stimulation chez N1 et N2 sont indiqués dans les tableaux 5.5 et 5.6. Ces indices, définis à la sous-section 5.1.2.1 du chapitre 4 sont calculés pour le premier muscle activé à 60%. Deux groupes musculaires sont définis : le groupe des fléchisseurs (gastrocnémiens médial et latéral, soléaire et/ou biceps fémoral, en violet dans les tableaux 5.5 et 5.6)

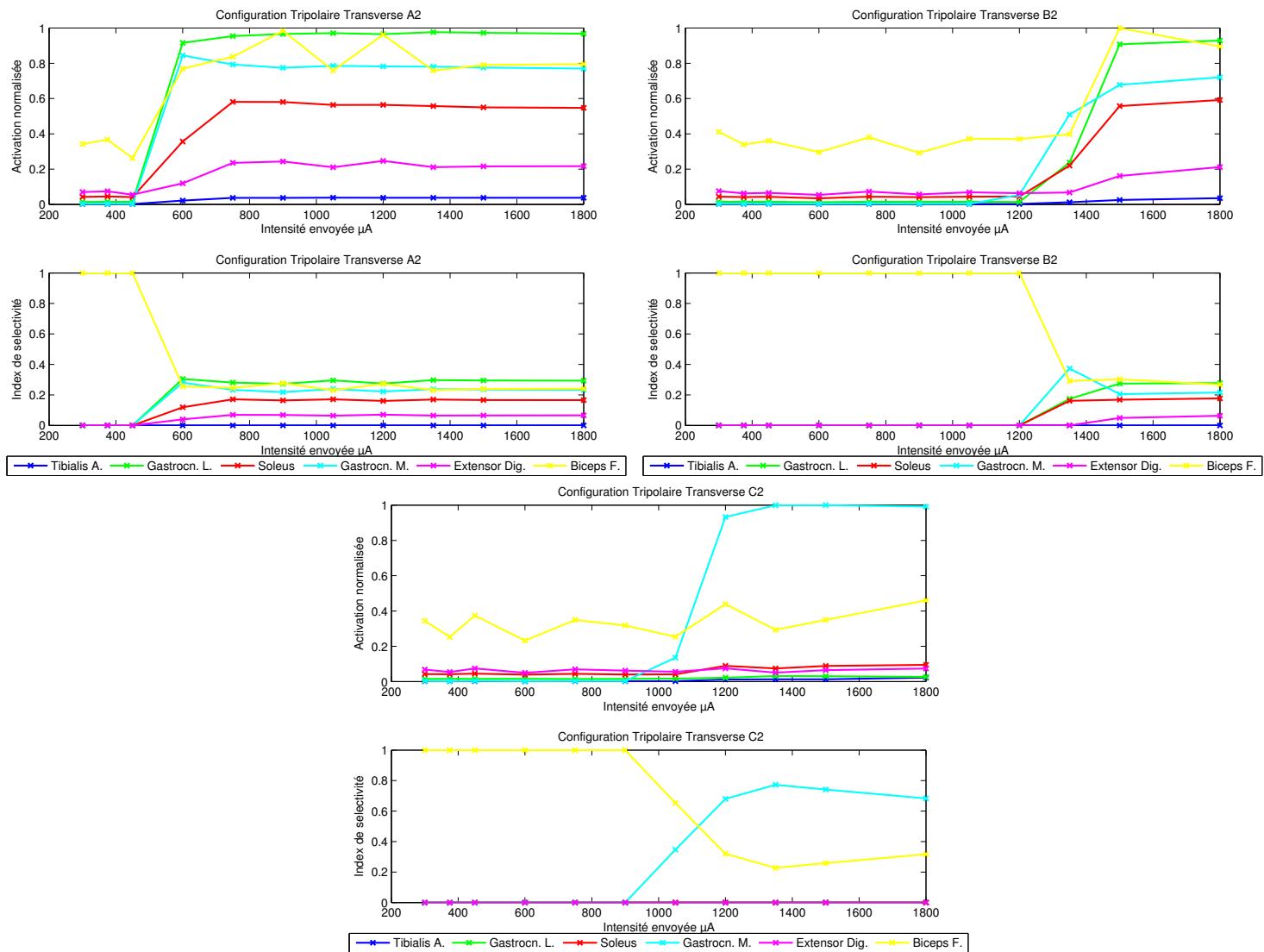


FIGURE 5.7 – Profil de recrutement induit par les configurations de stimulation "Tripolaire Transverse" reproduites sur le contact A2, B2 et C2 chez N2

et le groupe des extenseurs (extensor digitorum ou fibulaire et tibialis antérieur, en bleu dans les tableaux 5.5 et 5.6). Le profil "1 Cathode, 2 Anodes, Ring" reproduit sur chaque contact de notre électrode consiste à activer un contact en cathode et considérer deux des contacts transversaux adjacents et les contacts longitudinaux en anodes. Reproduite sur l'anneau A, cette configuration est généralement plus efficace (i.e. plus sélective, requérant moins d'énergie pour le recrutement et/ou plus robuste) que lorsqu'elle est reproduite sur les anneaux B et C. En effet, chez N2 elle a permis d'activer (cathode au contact 1) avec une sélectivité maximale (égale à 1) le groupe des fléchisseurs à 60%. Cette configuration se révèle robuste (=0.98) et requiert peu d'énergie (efficacité = 0.45) pour activer le groupe musculaire. Les extenseurs ont pu être activés à 60 % de leur activation maximale via cette configuration (cathode au contact 4), avec un indice de sélectivité de 0.82, une robustesse à 0.91 et une efficacité à 0.51. La configuration "Steering" induit un profil de recrutement quasi similaire à son équivalent "1

Cathode, 2 Anodes, Ring". Cependant, elle est un peu moins robuste. Les configurations de stimulation "1 Cathode-Ring Anode" et "Tripolaire Longitudinale" sont les moins sélectives et les moins robustes. Ces configurations ont la particularité de n'activer qu'un contact (considéré comme une cathode) sur l'anneau B, les anodes étant alors placées exclusivement sur les anneaux adjacents. Le profil de recrutement de ces deux dernières configurations se rapproche de celui induit par une stimulation "Anneau Bipolaire".

5.2.1.4 Conclusion

Bien que la configuration de stimulation la plus efficace (cf. tableaux 5.5 et 5.6 soit différente d'un animal à l'autre, nous avons pu activer de façon sélective chacun des deux fascicules moteurs du nerf sciatique chez tous les animaux de l'étude. Une stimulation "Anneau Bipolaire" (dont la distance anode-cathode est suffisante) et orthodromique semble être la meilleure combinaison pour stimuler un nerf de façon non sélective à une intensité minimale. Parmi les différentes configurations étudiées, celles nommées "Tripolaire Transverse" sont les plus sélectives. Reproduites sur l'anneau le plus distal, elles permettent une sélectivité maximale mais à une intensité élevée. La fenêtre de sélectivité des configurations "1 Cathode, 2 Anodes, Ring", "1 Cathode, Ring Anode", "Tripolaire Longitudinale" et "Steering" est souvent plus courte que celle retrouvée pour les configurations "Tripolaire Transverse". De plus, le taux de recrutement des muscles est généralement plus faible. L'indice de sélectivité pour un muscle donné est alors réduit. Cependant, l'énergie requise pour activer sélectivement un muscle (ou groupe musculaire agoniste) est généralement plus faible.

Configuration	Sélectivité	Robustesse	Efficacité
Steering _{B1}	0.95	0.77	0.40
Steering _{B2}	1	0.94	0.44
Steering _{B3}	0.79	0.99	0.33
Steering _{B4}	0.63*	0.76	0.62
Tripolaire Transverse _{A1}	1	1	0.19
Tripolaire Transverse _{A2}	1	1	0.17
Tripolaire Transverse _{A3}	0	0	0
Tripolaire Transverse_{A4}	0.83*	0.94	0.41
Tripolaire Transverse _{B1}	0	0	0
Tripolaire Transverse _{B2}	0	0	0
Tripolaire Transverse _{B3}	0.63*	0.84	0.17
Tripolaire Transverse _{B4}	0.59*	0.8	0.51
Tripolaire Transverse _{C1}	0.75	0.55	0.32
Tripolaire Transverse _{C2}	1	1	0.41
Tripolaire Transverse _{C3}	0	0	0
Tripolaire Transverse _{C4}	0	0	0
1 Cathode_{A1}, 2 Anodes Ring	1	0.98	0.45
1 Cathode _{A2} , 2 Anodes, Ring	1	0.94	0.41
1 Cathode _{A3} , 2 Anodes, Ring	1	0.89	0.34
1 Cathode _{A4} , 2 Anodes, Ring	0.82*	0.91	0.51
1 Cathode _{B1} , 2 Anodes, Ring	0.97	0.94	0.35
1 Cathode _{B2} , 2 Anodes, Ring	1	0.88	0.41
1 Cathode _{B3} , 2 Anodes, Ring	0.94	0.83	0.34
1 Cathode _{B4} , 2 Anodes, Ring	0.73*	0.91	0.61
1 Cathode _{C1} , 2 Anodes, Ring	0.79	0.48	0.49
1 Cathode _{C2} , 2 Anodes, Ring	1	1	0.57
1 Cathode _{C3} , 2 Anodes, Ring	0.66	0.84	0.29
1 Cathode _{C4} , 2 Anodes, Ring	0.79	0.72	0.29
1 Cathode Ring Anode 1	0.85	0.85	0.5
1 Cathode Ring Anode 2	1	0.81	0.57
1 Cathode Ring Anode 3	0.85	0.76	0.51
1 Cathode Ring Anode 4	0.83*	0.93	0.66
Tripolaire Longitudinale _{B1}	0.92	0.81	0.51
Tripolaire Longitudinale _{B2}	0.93	0.97	0.57
Tripolaire Longitudinale _{B3}	0.85	0.81	0.5
Tripolaire Longitudinale _{B4}	0.77*	0.9	0.66
Bipolaire AC	1	0.72	0.57
Bipolaire CA	0.93	0.63	0.58
Bipolaire BA	0.62	0.95	0.51
Bipolaire AB	0.85	0.75	0.51
Bipolaire BC	0.64	0.95	0.53
Bipolaire CB	1	0.61	0.57

TABLE 5.5 – Indices de sélectivité, de robustesse et d'efficacité de chaque configuration de stimulation testée chez l'animal 1, recrutement à 60% du muscle, * une augmentation d'intensité améliore l'indice de sélectivité

Configuration	Sélectivité	Robustesse	Efficacité
Steering _{B1}	0.72	0.66	0.51
Steering _{B2}	1	1	0.49
Steering _{B3}	1	1	0.35
Steering _{B4}	0.78	0.6	0.31
Tripolaire Transverse _{A1}	0.76*	0.92	0.41
Tripolaire Transverse _{A2}	0.97	0.96	0.42
Tripolaire Transverse _{A3}	0.59	0.81	.21
Tripolaire Transverse _{A4}	1	1	0.19
Tripolaire Transverse _{B1}	0.74	0.86	0.35
Tripolaire Transverse _{B2}	0.98	0.94	0.22
Tripolaire Transverse _{B3}	0	0	0
Tripolaire Transverse _{B4}	0	0	0
Tripolaire Transverse_{C1}	0.85	0.99	0.58
Tripolaire Transverse _{C2}	1	1	0.26
Tripolaire Transverse _{C3}	0	0	0
Tripolaire Transverse _{C4}	0	0	0
1 Cathode _{A1} , 2 Anodes Ring	0.75	0.67	0.60
1 Cathode _{A2} , 2 Anodes, Ring	1	0.84	0.55
1 Cathode _{A3} , 2 Anodes, Ring	1	1	0.45
1 Cathode _{A4} , 2 Anodes, Ring	0.74*	0.90	0.30
1 Cathode _{B1} , 2 Anodes, Ring	0.73	0.65	0.47
1 Cathode _{B2} , 2 Anodes, Ring	1	0.99	0.45
1 Cathode _{B3} , 2 Anodes, Ring	1	1	0.35
1 Cathode _{B4} , 2 Anodes, Ring	0	0	0
1 Cathode _{C1} , 2 Anodes, Ring	0.80	1	0.61
1 Cathode_{C2}, 2 Anodes Ring	1	1	0.5
1 Cathode _{C3} , 2 Anodes, Ring	1	1	0.45
1 Cathode _{C4} , 2 Anodes, Ring	1	1	0.30
1 Cathode Ring Anode 1	0.79	0.58	0.56
1 Cathode Ring Anode 2	1	0.70	0.58
1 Cathode Ring Anode 3	1	0.83	0.50
1 Cathode Ring Anode 4	0.76	0.76	0.48
Tripolaire Longitudinale _{B1}	0.75	0.61	0.60
Tripolaire Longitudinale _{B2}	1	0.81	0.58
Tripolaire Longitudinale _{B3}	1	0.84	0.50
Tripolaire Longitudinale _{B4}	0.74	0.81	0.45
Bipolaire AC	0.48	0.85	0.50
Bipolaire CA	0.65	0.86	0.56
Bipolaire BA	1	0.72	0.58
Bipolaire AB	0.43	0.89	0.50
Bipolaire BC	0.91	0.4	0.57
Bipolaire CB	0.9	0.60	0.55

TABLE 5.6 – Indices de sélectivité, robustesse et efficacité de chaque configuration de stimulation testée chez l'animal 2, recrutement à 60% du muscle, * une augmentation d'intensité améliore l'indice de sélectivité

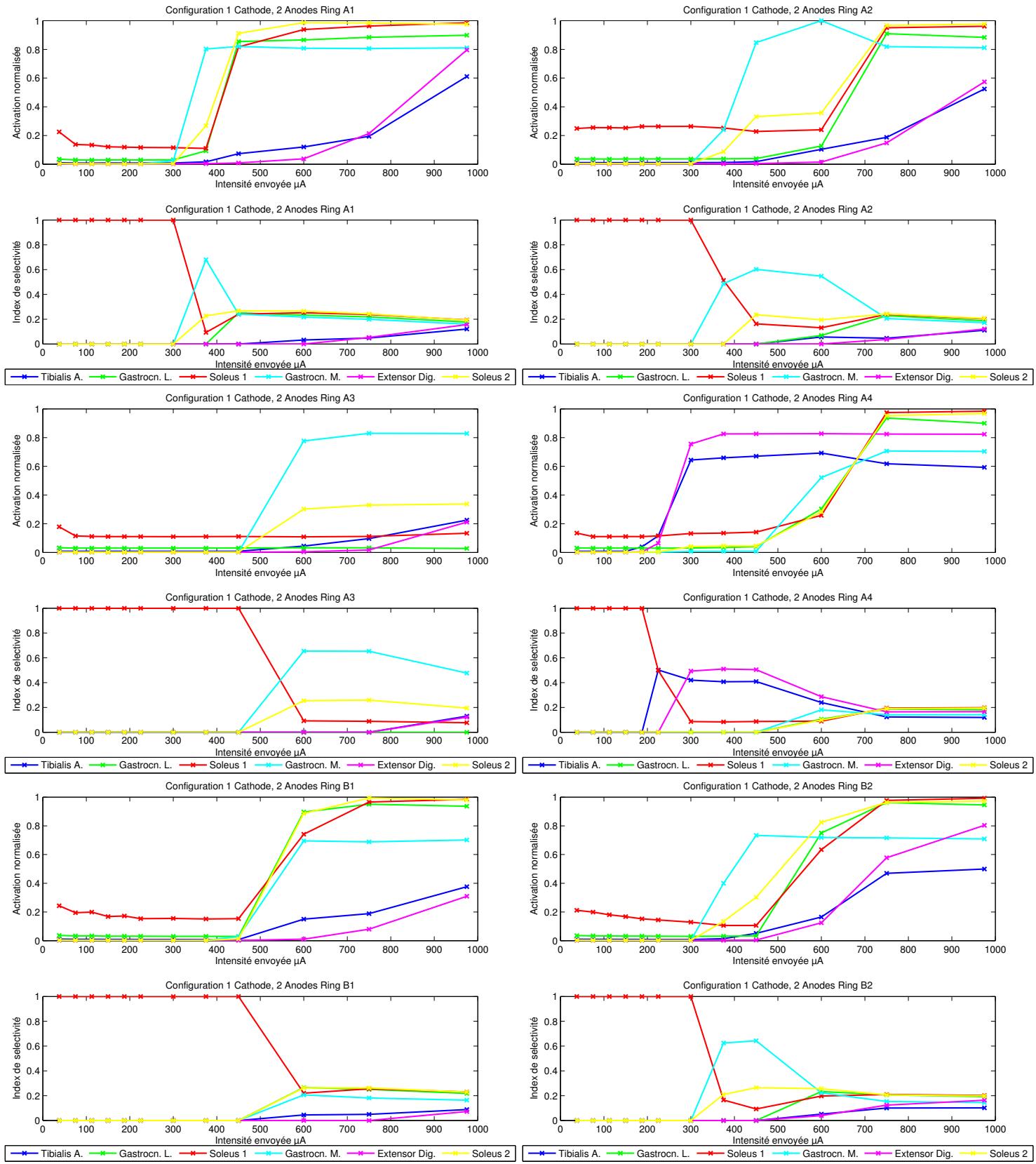


FIGURE 5.8 – Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (1/4)

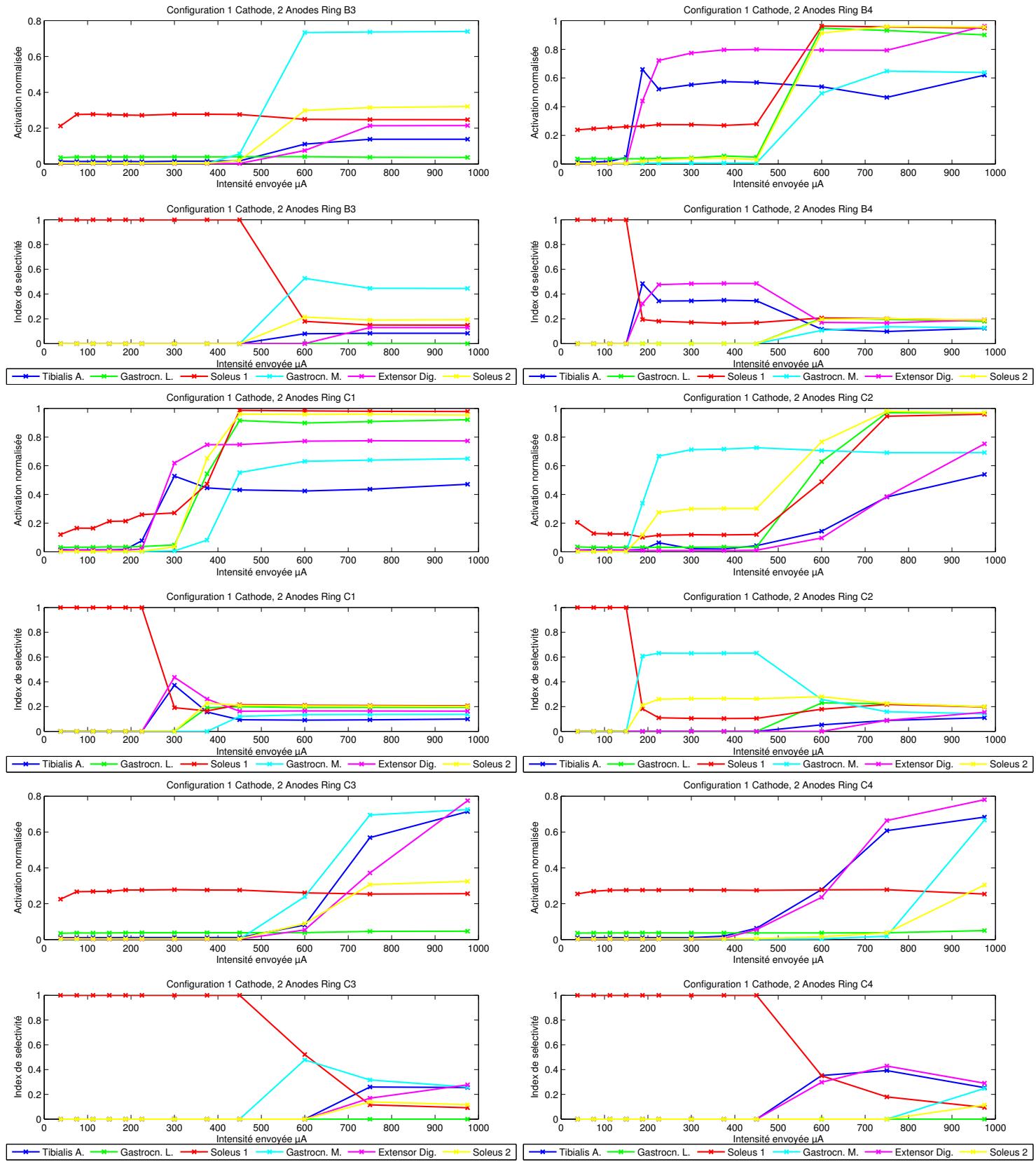


FIGURE 5.9 – Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (2/4)

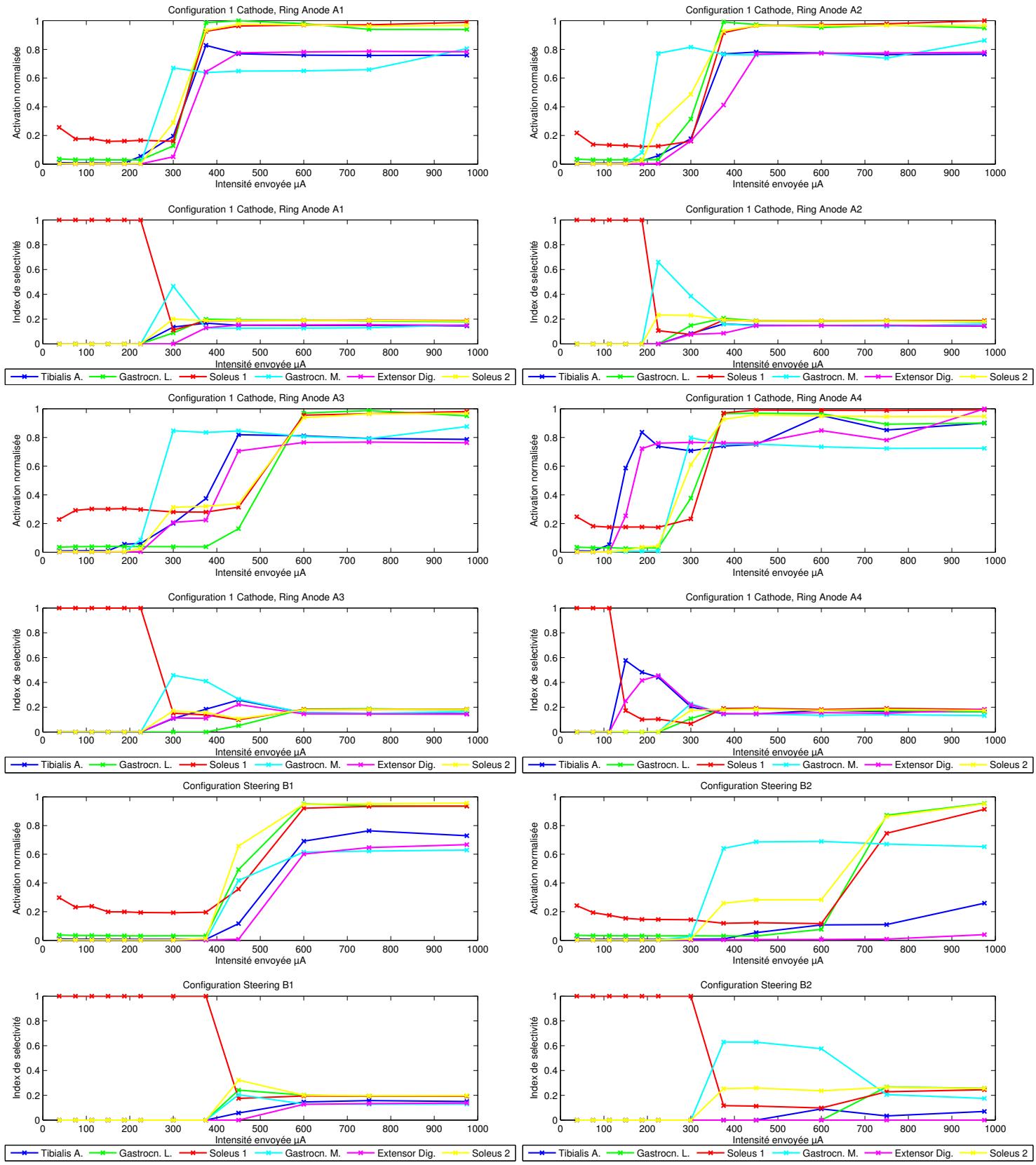


FIGURE 5.10 – Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (3/4)

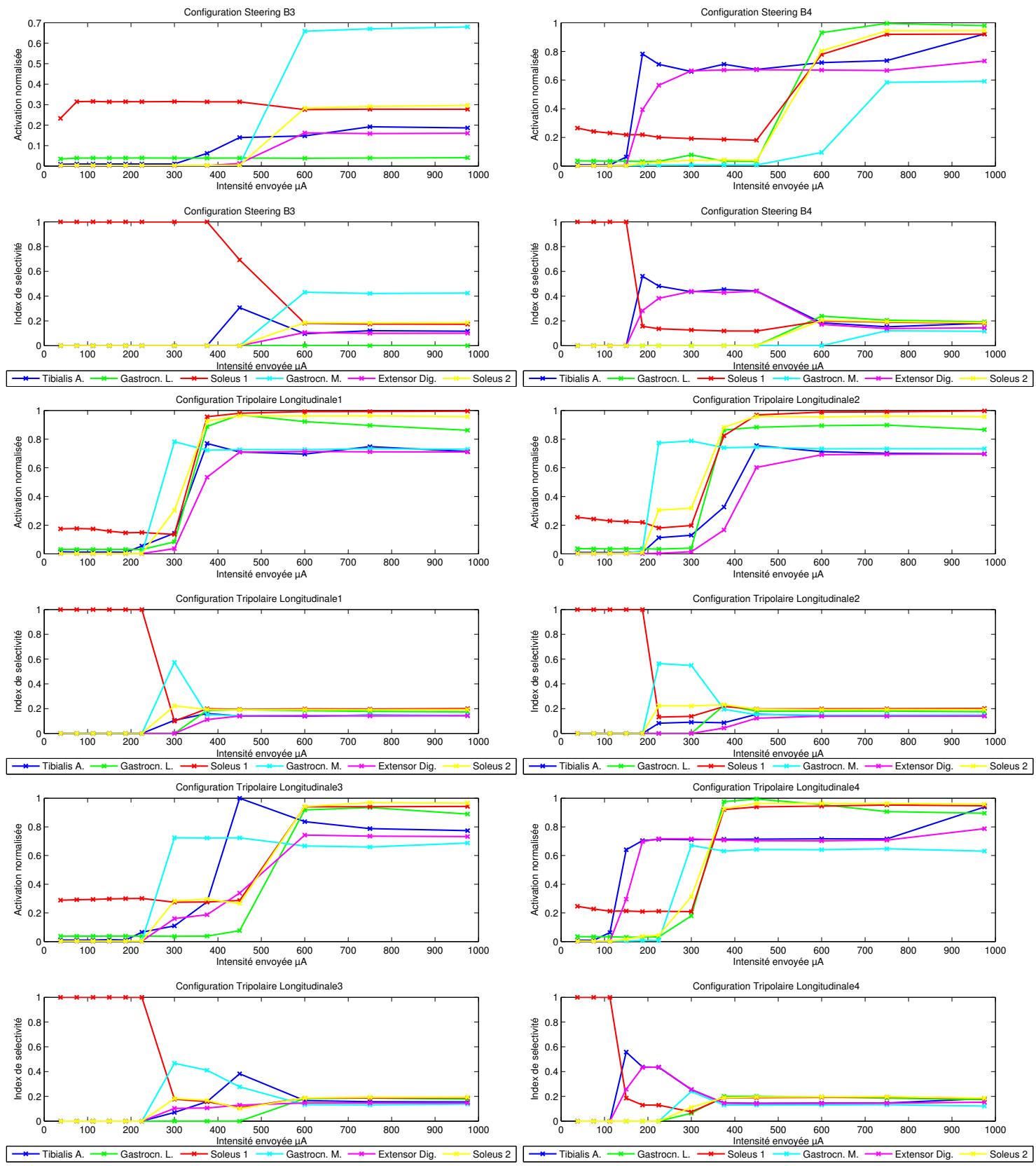


FIGURE 5.11 – Recrutement relatif des muscles en fonction de la configuration et de l'intensité de stimulation chez N1 (4/4)

5.2.2 Stimulations humaines peropératoires

Le recrutement des sujets correspondant aux critères d'inclusion est particulièrement difficile. À ce jour, un sujet a été inclus. Seul son nerf médian a été stimulé via notre électrode gouttière. Le nerf radial ne l'a pas été en raison de l'absence de réponse à la stimulation électrique de surface des muscles extenseurs lors de la cartographie musculaire préopératoire. Lors de l'acquisition des données EMG, deux problèmes se sont présentés. Le premier correspond à une saturation de la carte graphique qui est résolu par une réduction de la fréquence d'acquisition. Le second correspond à l'absence de signal EMG sur les enregistrements acquis. Cette absence peut être liée aux mouvements trop faibles et/ou au positionnement des électrodes à la surface de l'avant bras dont les muscles étaient particulièrement atrophiés. Des électrodes aiguilles pourraient palier ce problème. Les enregistrements EMG ne sont pas donc pas exploitables. Cependant, les observations au bloc opératoire et l'enregistrement vidéo synchronisé avec le stimulateur nous permet d'affirmer que les configurations E1 à E5 du tableau 5.7 ont permis une activation sélective (responsable d'une contraction de grade 3 sur l'échelle MRC) des muscles flexor carpi radialis et palmaris longus dès $600 \mu\text{A}$. Pour rappel, une configuration de stimulation est dite sélective si elle active un muscle (ou plusieurs dont la fonction est agoniste) sans activer de muscles antagonistes (ou ayant une autre fonction que celle initialement activée). Les configurations E2 et E3 ont activé dès $600 \mu\text{A}$ les 2 muscles tandis que la configuration E1 a déclenché ces contractions musculaires à une intensité beaucoup plus élevée. Les configurations E4 et E5 ont induit des mouvements décroît de E4 à E5. Les configurations de stimulation qui ont suivi n'ont pas induit de mouvement. Un lien a été fait *a posteriori* entre le garrot (qui limite l'oxygénation des tissus nerveux et musculaires) mis en place en début de chirurgie au tiers supérieur du bras et la fatigue musculaire rapide. La largeur d'impulsion a été fixée à $500 \mu\text{s}$ et la fréquence de stimulation à 25 Hz. Le diamètre de notre électrode gouttière et le diamètre du nerf médian ne correspondait pas parfaitement (cf. figure 5.12), des impulsions de stimulation de largeurs plus courtes n'ont produit aucun mouvement.

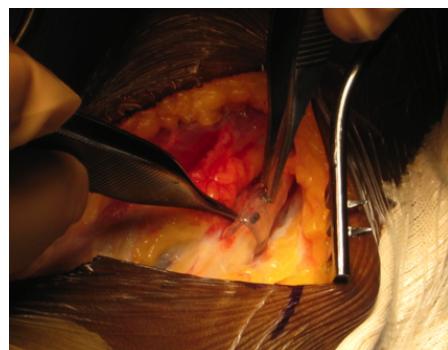


FIGURE 5.12 – Electrode gouttière autour du nerf médian du sujet 1

Pôle Configuration	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
E1	2	-3	2	1	-3	1	2	-3	2	1	-3	1
E2	-12	0	0	3	1	1	0	1	1	3	1	1
E3	3	1	1	-12	0	0	3	1	1	0	1	1
E4	0	1	1	3	1	1	3	1	1	-12	0	0
E5	3	1	1	0	1	1	3	1	1	-12	0	0

TABLE 5.7 – Configurations de stimulation ayant provoqué une contraction musculaire chez le sujet 1

Chapitre 6

Vers un contrôle ergonomique d'une neuroprothèse dédiée à la préhension chez le sujet tétraplégique

La stimulation électrique fonctionnelle (FES) permet de restaurer des mouvements de main en déclenchant une contraction musculaire. Cependant, l'interaction du sujet tétraplégique avec son dispositif d'électrostimulation dans le but de piloter les contractions artificielles de manière fonctionnelle demeure une problématique car les mouvements volontaires lui permettant de piloter le dispositif restent réduits. Le mode de pilotage étant trop peu souvent lié au niveau neurologique du sujet, l'usage des dispositifs basés sur la FES se retrouve limité. Une interface étroitement liée aux capacités restantes des sujets permettrait un usage plus étendu de ces systèmes. Dans cette partie, nous souhaitons étudier la capacité et le confort de la réalisation de la contraction volontaire de muscles innervés par des nerfs qui émergent au dessus de la lésion [TCFG15] afin d'évaluer la faisabilité de l'utilisation de la mesure de ces mouvements/contractions en tant que mode intuitif de contrôle d'une main robotique. L'objectif est de déterminer si des muscles immédiatement supra-lésionnels peuvent être utilisés par des sujets tétraplégiques pour notamment piloter une main robotique. Nous nous sommes appuyés sur des signaux myoélectriques, ces signaux pouvant être très faibles puisque certain d'entre eux sont incapables de générer une force suffisante pour un mouvement contre gravité. Dans un second temps, les modalités préférentielles de commande d'une neuroprothèse du membre supérieur sont définies.

6.1 Méthodologie

6.1.1 Population

6.1.1.1 Modalité d'inclusion

L'étude est menée au cours d'évaluations cliniques (sujets en cours d'hospitalisation ou en hospitalisation de jour) au Centre Mutualiste Neurologique Propara à Montpellier, France. Les sujets sont informés verbalement et par écrit de la procédure. Ils ont donné leur consentement éclairé signé conformément aux règles internes de la commission médicale du Centre Mutualiste Neurologique Propara.

6.1.1.2 Modalités de recueil du consentement

Elles sont identiques à celles du protocole précédent.

6.1.1.2.a Critères d'inclusion

Chaque sujet doit répondre à tous les critères suivants :

Critères d'inclusion non spécifiques à l'étude : Ils sont identiques à ceux du protocole précédent.

Critères d'inclusion spécifiques à l'étude :

1. Niveau neurologique C7 (selon la classification internationale standardisée [KBBS⁺11]), un niveau médullaire utile correspond au niveau le plus caudal pour lequel la motricité et la sensibilité sont jugées normales. Le muscle clé du niveau C7 correspond au triceps brachii, et le dermatome C7 correspond à la face dorsale de la première phalange du médius).
2. 18 ans ≤ âge ≤ 65 ans
3. état médical stable au moment de l'étude (absence de modification du testing musculaire),
4. capacité à tenir assis dans un fauteuil roulant plus de 2h.

6.1.1.2.b Critères de non-inclusion

Critères de non inclusion non spécifiques à l'étude : Ils sont identiques à ceux du protocole précédent.

Critères de non-inclusion spécifiques à l'étude :

1. épilepsie instable.

2. pathologie cardio-vasculaire instable (coronaropathies, HTA majeure, insuffisance cardiaque etc).
3. port d'un stimulateur cardiaque.
4. problèmes dermatologiques contre-indiquant l'application d'électrodes de surface.

6.1.1.2.c Critères de sortie d'étude

Ils sont identiques à ceux du protocole précédent.

6.1.2 Sujets et muscles sélectionnés

Cinq sujets masculins, tétraplégiques de niveau lésionnel C5 à C7 (voir tableau 6.1) ont participé à l'étude. Les sujets ne reçoivent aucun entraînement préalable avant ces expériences. Ils ne font que suivre les instructions concernant les mouvements nécessaires à la contraction des différents muscles.

Numéro d'identification des sujets	Age	Niveau lésionnel	Score ASIA	Temps écoulé depuis la lésion (ans)
1	33	C6	A	4
2	35	C7	A	13
3	21	C7	A	0.5
4	48	C5	A	32
5	45	C6	C	4

TABLE 6.1 – Caractéristiques sujets

Le choix des muscles qui pilotent la main robotique est fonction de leur capacité à être utilisés dans un contexte quotidien par des sujets tétraplégiques. Ces muscles doivent être sous contrôle volontaire. Les sujets tétraplégiques cibles n'ont pas de muscles sous contrôle volontaire sous le coude. L'utilisation des muscles du visage pour piloter un dispositif permettant de rétablir des mouvements de préhension n'a pas été retenue en raison de l'acceptabilité sociale probablement problématique qu'engendrerait la contraction de ces muscles. En outre, des synergies musculaires ont été recherchées (à titre d'exemple, la fermeture de la main pourrait être liée à la flexion du coude, provoquée par les muscles biceps ou deltoïde). Pour ces raisons, nous avons choisi d'étudier l'activité EMG de quatre muscles des deux membres supérieurs : le deltoïde moyen, le trapèze supérieur, le biceps et le peaucier du cou. Néanmoins, de légères différences dans ces huit muscles sur la base des capacités restantes de chaque sujet sont à noter. Les signaux EMG sont initialement enregistrés en ipsi et controlatéral du membre supérieur dominant. Cependant, les sujets 1 et 3 ont montré des signes de fatigue et l'activité EMG des

muscles du membre contralatéral (membre gauche) n'a pas été étudiée. Ainsi, l'activité électrique des muscles trapèze supérieur, deltoïde moyen, biceps et peaucier du cou en ipsilatéral du membre supérieur dominant (membre droit) a été étudiée pour ces sujets. Pour les sujets 2 et 4, les trapèzes supérieur, deltoïdes moyen, biceps, et peaucier du cou en ipsi et contralatéral du membre supérieur dominant ont été considérés. Pour le sujet 5, de forts signaux électrocardiogrammes perturbant le signal EMG du deltoïde nous ont amenés à utiliser le trapèze moyen en lieu et place du deltoïde, ces deux muscles ayant des schémas moteurs similaires. Afin de garantir que le muscle dont l'EMG est enregistrée n'entrave pas les fonctionnalités disponibles, les avant-bras des sujets ont été placés sur une attelle de bras et les signaux EMG enregistrés en contraction **isométrique**.

6.1.3 Traitement des signaux EMG

Lors d'une contraction musculaire un signal électrique est produit. Ce signal enregistré par des électrodes de surface est redressé, normalisé, filtré puis traité de telle sorte que des commandes transmises à la main robotique en temps réel puissent en être extraites. Les signaux EMG de surface sont enregistrés, en bipolaire, via des électrodes distantes d'un centimètre l'une de l'autre et branchées à la carte d'acquisition isolée National Instrument NI USB 6218, 32 entrées, 16-bit (National Instruments Corp., Austin, TX, USA). Des amplificateurs EMG BIOVISION (Wherheim, Germany) ou BIOPAC (Biopac Systems Inc, Goleta, CA, USA) sont utilisés, le gain est fixé à 1000. La carte d'acquisition est connectée à un ordinateur portable qui fonctionne sur batterie. L'acquisition est faite à 2.5 kHz. Pour les trois premiers sujets, le traitement des données est fait hors ligne : les données EMG sont filtrées via un filtre passe-haut (20 Hz, filtre Butterworth d'ordre 4, phase nulle). Ensuite, un filtre passe-bas est appliqué à la valeur absolue du signal EMG pour obtenir son enveloppe (2 Hz, filtre de Butterworth d'ordre 4). Pour les deux derniers sujets, le traitement des données est fait en ligne afin de contrôler simultanément le mouvement de la main robotique. Le même filtrage est appliqué à l'exception de la phase non nulle du filtre passe haut. Dans tous les cas, le signal EMG filtré est noté $s(t)$. Une phase d'étalonnage est réalisée pour chaque muscle dont l'activité EMG est enregistrée. Une relaxation musculaire suivie d'une très forte contraction est demandée aux sujets. Les signaux EMG correspondants sont stockés et post-traités afin d'obtenir l'enveloppe maximale. Les seuils sont ensuite définis comme une proportion de la valeur normalisée du signal EMG (valeur pour une contraction maximale = 1). Des seuils hauts ($s_H = 0.44 \pm 0.14$) et bas ($s_L = 0.3 \pm 0.1$) ($s_H > s_L > 0$) sont déterminés expérimentalement au cours du processus d'étalonnage et permettent la transition d'un état à l'autre de la main robotique. Ils doivent être assez hauts pour éviter une fausse détection liée au bruit électronique, mais assez bas pour requérir un minimum effort de la part du sujet. Le faible nombre d'états à piloter (3) et de signaux EMG disponibles nous ont amené à utiliser une machine à états finis (FSM pour finite state machine). Bien que les FSM ont été utilisés dans de nombreuses études impliquant un contrôle

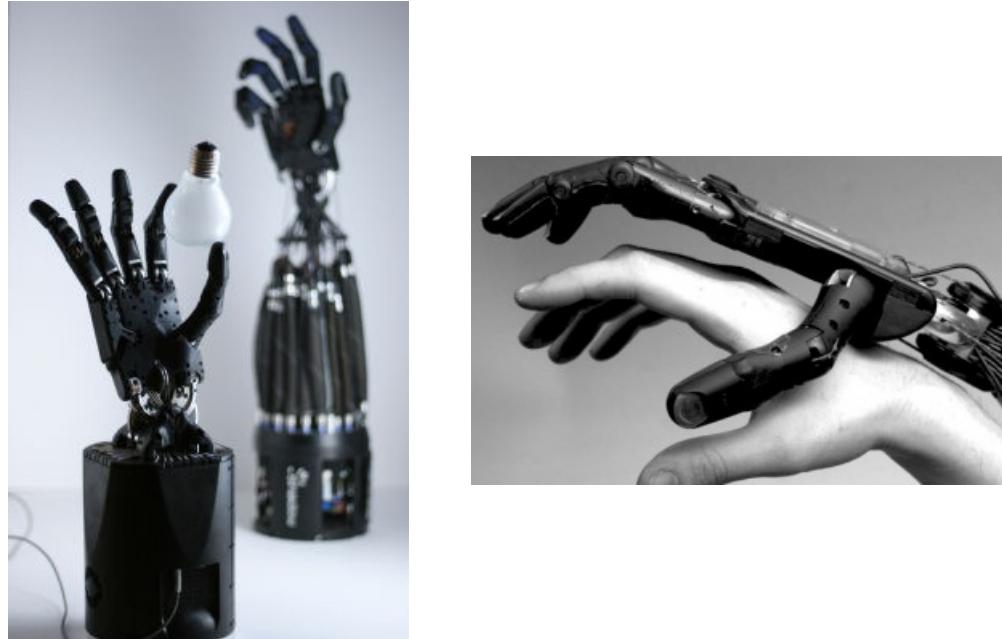


FIGURE 6.1 – Main Shadow

myoélectrique, aucune étude portant sur des sujets tétraplégiques n'est connue. Dans ces études, les sujets impliqués étaient valides ou amputés [DVG12] et la qualité du signal recueilli était généralement bonne.

6.1.4 Description de la main robotique

L'utilisation d'une main robotique permet au sujet d'obtenir un retour visuel réaliste (via la saisie d'objet réel) concernant la réalisation des tâches qu'il pourrait à terme effectuer avec sa propre main sous FES. La main robotique utilisée (Shadow Robot Company, London, UK, cf. figure 6.1) reproduit étroitement la cinématique et la dextérité de la main humaine. Le modèle utilisé ici est une main droite à 19 articulations (chacune d'entre elles est représentée par un angle q_i pour chaque doigt $i = 1, \dots, 5$) : deux dans le poignet, quatre dans le pouce et l'auriculaire, et trois dans l'index, le majeur et l'annulaire. Chaque phalange distale est équipée d'un capteur tactile BioTac (SynTouch, Los Angeles, CA, USA). Ces capteurs "imitent" les phalanges distales humaines en mesurant la pression, les vibrations et la température. La main est contrôlée sous ROS¹, la boucle d'asservissement fonctionne à 200 Hz.

6.1.4.1 Critère d'évaluation principal

Il y aura succès si pour le sujet considéré, nous obtenons les bons mouvements (fermeture de la main selon deux pinces et ouverture de la main).

1. <http://www.ros.org>

Mode n°	Description
1	Une contraction musculaire continue provoque une fermeture de la main. L'arrêt de la contraction induit une ouverture.
2	Une première contraction de 2 secondes déclenche une préhension palmaire. La main reste fermée même si le muscle n'est plus contracté. Une seconde contraction de 2 secondes déclenche une ouverture de la main.
3	La fermeture est liée à l'amplitude relative du signal EMG (un fort signal EMG induit une fermeture plus importante). Lorsque le muscle est relâché, la main s'ouvre.
4	Une contraction (pendant 2 secondes) du muscle 1 induit une préhension palmaire, puis, la main s'ouvre si le muscle 2 est contracté pendant 2 secondes. Contracter en premier (pendant 2 secondes) le muscle 2 provoque une préhension latérale, suivie par une ouverture de la main si le muscle 1 est contracté (pendant 2 secondes).
5	La contraction du muscle 1 est responsable d'un préhension palmaire, tandis qu'une contraction du muscle 2 provoque une fermeture par préhension latérale. Dans les deux cas, l'ouverture est provoquée par une relaxation du muscle qui a déclenché la fermeture.

TABLE 6.2 – Description des 5 modes de contrôle de la main robotique

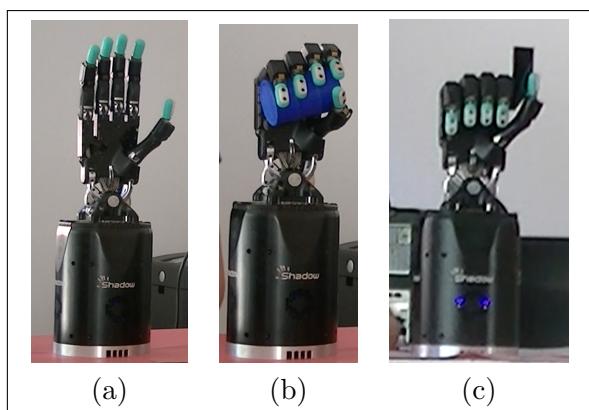


FIGURE 6.2 – Différents états de la main robotique : (a) main ouverte, (b) main en préhension palmaire, (c) main en préhension latérale (key-grip)

6.1.4.2 Critère d'évaluation secondaire

L'objectif secondaire consiste à évaluer et comparer le confort et l'utilisabilité de différentes modalités de commande (cf. tableau 6.2) à travers un ensemble de tâches à effectuer et un questionnaire rendant compte du niveau de satisfaction ressenti par le sujet. Ce questionnaire (cf. annexe B) est basé sur la norme ISO 9241-9 (exigences ergonomiques pour travail de bureau avec terminaux à écrans de visualisation (TEV)-Partie 9 : dispositifs d'entrée autres que les claviers).

Au cours de nos expérimentations, cinq modes alternatifs (cf. tableau 6.2) peuvent être utilisés pour piloter la main robotique. Chaque mode correspond à une FSM différente, les transitions entre états sont déclenchées par les contractions et relaxations musculaires.

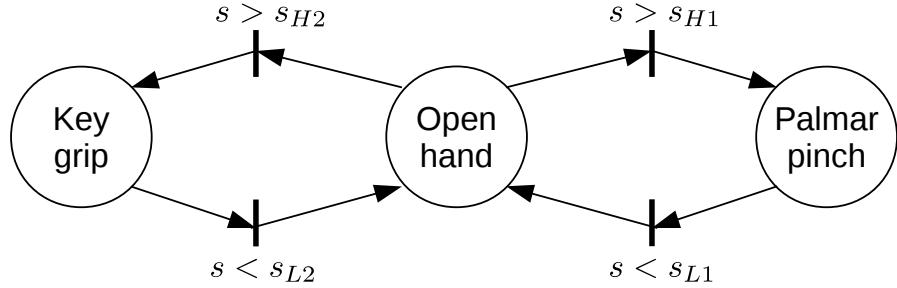


FIGURE 6.3 – Machine à états finis utilisée pour piloter la main dans le mode 5

Conformément à l'objectif final, trois états sont programmés : main ouverte, main en préhension palmaire et main en préhension latérale (cf. figure 6.9). A titre d'exemple, la FSM pour le mode 5 est illustrée à la figure 6.3. L'hystérésis est prise en compte : un muscle est considéré comme contracté si $s(t) > s_H$ et relâché si $s(t) < s_L$. Pour $s(t) \in [s_L, s_H]$, l'état de la main robotique n'est pas modifié. Un muscle est nécessaire pour les modes 1 à 3, tandis que deux le sont dans les modes 4 et 5. Ainsi, un type de préhension prédéterminé (palmaire) est utilisé pour les modes 1 à 3, tandis que pour les modes 4 et 5, l'utilisateur déclenche le type de fermeture (palmaire ou latéral) en fonction du premier muscle contracté. À la différence des autres modes, le mode 3 ne correspond pas à une fermeture en "tout ou rien" de la main, la fermeture est progressive, fonction de l'amplitude du signal EMG. Pour initier la saisie, l'amplitude de la contraction doit être au dessus du seuil bas, la position des doigts est alors proportionnelle à l'amplitude de l'enveloppe du signal EMG.

Chaque état est caractérisé par une position particulière des 5 doigts représentée par \mathbf{q}_i^* . Dans tous les modes, à l'exception du mode 3, ces positions sont pré-réglées hors ligne à des valeurs constantes (correspondant aux configurations ouvertes et fermées). Une interpolation entre les positions ouverte et fermée (\mathbf{q}_i^o et \mathbf{q}_i^c) permet d'obtenir la position désirée \mathbf{q}_i^* pour le mode 3 :

$$\mathbf{q}_i^* = \mathbf{q}_i^o \left(1 + \frac{e(\mathbf{q}_i^c - \mathbf{q}_i^o)}{\mathbf{q}_i^o} \right), \quad (6.1)$$

avec e le niveau de contraction, normalisé entre 0 (pas de contraction) et 1 (contraction maximale) :

$$e = \begin{cases} 1 & \text{si } s(t) > s_H, \\ 0 & \text{si } s(t) < s_L, \\ \frac{s(t)-s_L}{s_H-s_L} & \text{sinon.} \end{cases} \quad (6.2)$$

Pour les deux types de préhension, le mouvement des doigts est arrêté dès lors que les doigts entrent en contact avec l'objet saisi. Cette interaction est détectée sur chaque doigt i par la mesure de la pression P_i via le capteur BioTac correspondant. Au moment t , l'état du contact (défini par la valeur binaire $C_i(t)$) est détectée par un comparateur

à hystérésis sur P_i :

$$C_i(t) = \begin{cases} 1 & \text{si } P_i > P_H, \\ 0 & \text{si } P_i < P_L \text{ ou } t = 0, \\ C_i(t - T) & \text{sinon.} \end{cases} \quad (6.3)$$

P_H et P_L ($P_H > P_L > 0$) correspondent aux seuils haut et bas pré-reglés auxquels C_i change, et T à la période d'échantillonnage. Le capteur n'est pas pris en compte pour l'état "main ouverte".

Pour les trois états, un générateur de trajectoire en ligne (OTG pour Online Trajectory Generator) est utilisé pour générer les commandes articulaires \mathbf{q}_i , assurant un mouvement fluide de chaque doigt vers sa valeur cible \mathbf{q}_i^* . Les commandes dépendent de l'état du contact $C_i(t)$: Chaque doigt est piloté par un OTG individuel, dans le but de stopper seulement ceux qui entrent en contact. Les OTG sont issus de la librairie Reflexxes Motion².

6.1.5 Protocoles expérimentaux

Afin de limiter la durée des sessions dans leur évaluation clinique (les sujets étant en cours de soins ou en hospitalisation de jour), les expérimentations sont effectuées à travers deux protocoles expérimentaux successifs, à deux temps différents et donc avec deux groupes différents de sujets. Le premier protocole (protocole A, sujets 1, 2 et 3, figure 6.4), consiste à vérifier la contraction individuelle de chaque muscle (supposé être supra-lésionnel mais non loin de la lésion) et les capacités proprioceptives lors de la contraction de ces muscles. La mesure de l'activité EMG de muscles sous lésionnels est également effectuée. Le second protocole (protocole B, sujets 4 et 5, figure 6.4) consiste à évaluer leur habileté à contrôler une main robotique sans entraînement préalable, de ce fait les sujets ont pu bénéficier en plus du retour proprioceptif de leur contraction musculaire, un retour visuel (via l'observation de la main robotique). Les deux protocoles sont décrits ci-dessous. Un troisième protocole (protocole C) permettant d'inclure un plus grand nombre de sujets et de stimuler électriquement des muscles en sous lésionnels va débuter sous peu.

6.1.5.1 Protocole A - mesures EMG

Ce protocole permet d'évaluer la capacité des sujets à contrôler de façon volontaire différents muscles. Le confort et la facilité d'utilisation de ces contractions sont également quantifiés. Chaque tâche est réalisée une seule fois puisque l'objectif a été atteint lors de la première tentative, confirmant ainsi la facilité de commande. Pour chaque muscle, les sujets exécutent trois tâches :

2. <http://www.reflexxes.ws>

1. maintien d'une contraction maximale pendant 15 secondes,
2. maintien successif de trois niveaux de contraction (faible, moyen et fort), chacun pendant 5 secondes et
3. répétition de ces 2 étapes les yeux fermés (évaluation de la proprioception).

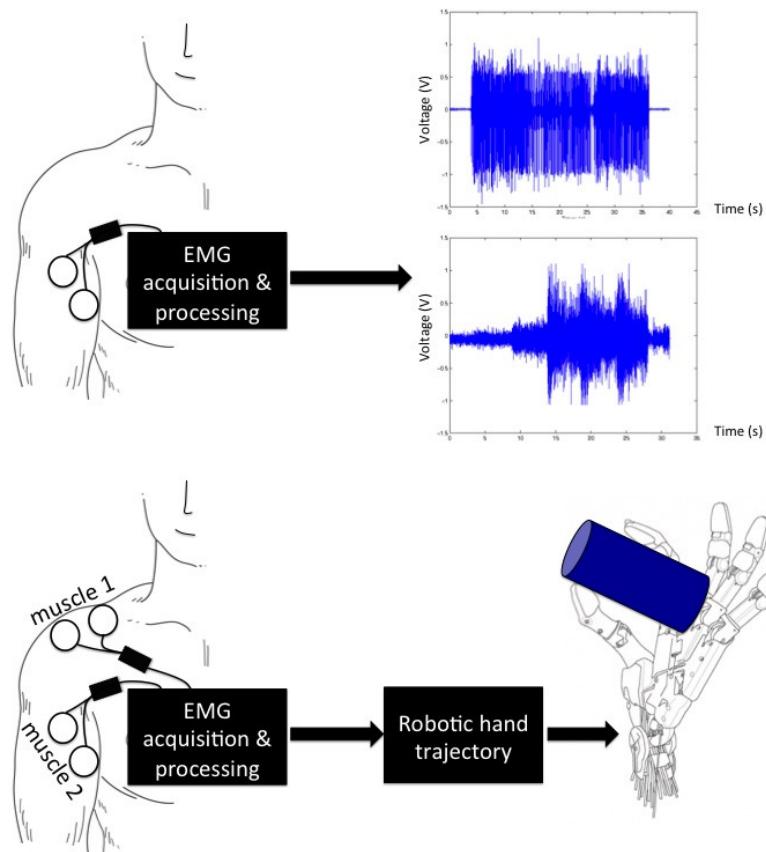


FIGURE 6.4 – Haut : Principe de l'enregistrement EMG et de son analyse (protocole A). Bas : Principe du contrôle de la main robotique via les signaux EMG (protocole B)

6.1.5.2 Protocole B - Contrôle de la main robotique par les signaux EMG

Pour ce second protocole, les contractions musculaires pilotent les mouvements de la main robotique. Ce protocole est composé de deux étapes consécutives, la première permet d'évaluer individuellement le confort et la capacité d'utilisation de chaque muscle dont l'activité EMG est enregistrée pour piloter la main robotique selon un mode, la seconde permet d'évaluer différents modes de contrôle via les deux muscles préférentiels.

Evaluation musculaire individuelle

Dans la première partie du protocole B, trois étapes permettent d'évaluer les contractions musculaires individuelles.

Etape 1) calibration : les s_L et s_H sont fixés (la contraction musculaire est normalisée à la contraction maximale),

Etape 2) maintien d'une contraction maximale pendant 5 secondes,

Etape 3) maintien d'une contraction aussi longtemps que possible (avec un minimum de 15 secondes).

Pour les étapes 2 et 3, le niveau de contraction doit être maintenu au dessus du seuil défini empiriquement s_H (s_L). A la fin de chaque évaluation musculaire, le sujet doit quantifier le confort, la fatigue et la facilité des contractions au travers du questionnaire présenté précédemment. Une fois les huit contractions musculaires évaluées, les sujets doivent sélectionner deux muscles préférentiels. Ces deux muscles sont pris en compte pour l'évaluation des différents modes de contrôle de la main robotique présentés à la partie 2 du protocole.



FIGURE 6.5 – Protocole B : Représentation du dispositif et de la position du membre supérieur pendant les enregistrements EMG. La main robotique est placée en face du sujet

Evaluation des différents modes de pilotage de la main robotique.

Deux muscles sont sélectionnés parmi les huit. Cette sélection est basée sur des évaluations subjectives des sujets. Ainsi, le choix de ces muscles résulte du choix des sujets, avec la contrainte que ces deux muscles soient du même côté. Les cinq modes de pilotage de la main robotique (cf. tableau 6.2) sont testés et évalués. Enfin, concernant le mode 5, le sujet doit contracter son muscle 1 ou 2 (provoquant une préhension palmaire ou latérale) en fonction de l'objet présenté de façon aléatoire par l'expérimentateur. Deux objets sont présentés au sujet, le premier de forme cylindrique ou sphérique requiert une préhension palmaire pour sa saisie, le second de forme triangulaire requiert une préhension latérale pour sa saisie. Le sujet doit déclencher une fermeture correcte de la main robotique à travers la contraction du muscle approprié pour saisir l'objet présenté. Chaque type de préhension est testé au moins cinq fois au cours des 11 essais aléatoires.

6.1.6 Protocole C en cours - Evaluation de la capacité à utiliser l'enregistrement de l'activité des muscles sus lésionnels et/ou des mouvements d'épaule chez des sujets tétraplégiques en vue de piloter une neuroprothèse de préhension : étude de faisabilité.

Ce protocole à reçu l'autorisation du CPP Sud Med 4 le 5 juillet 2016.

6.1.6.1 Contenu des visites

La mesure des signaux EMG se fait à l'identique des précédents protocoles : 2 électrodes sont utilisées pour chaque muscle dont l'activité électrique est enregistrée et une électrode est placée sur l'oléocrâne. Pour la stimulation : 2 électrodes de surface par muscle stimulé sont utilisées. Deux visites (V0 et V1) sont prévues. Il n'y a pas de phase d'apprentissage pour l'étape 3 de V1.

V0 :

-Première étape : préparation de l'expérimentation : Après recueil du consentement un examen clinique sera pratiqué par un médecin MPR de la clinique Propara. Celui-ci vise à évaluer les facteurs d'inclusion et d'exclusion. Une cartographie musculaire permettra de savoir si des muscles de l'avant bras sont stimulables ou non. Cette technique consiste à déterminer les points moteurs et ajuster les niveaux de stimulation de muscles de l'avant bras responsables de mouvements de préhension. Des électrodes de stimulation sont placées en surface, en regard des points moteurs de chacun de ces muscles qui sont ensuite stimulés en bipolaire via ces électrodes. Un stimulateur électrique est utilisé pour cette cartographie musculaire. Cette étape permet d'affirmer ou d'affirmer que les muscles ne sont pas dénervés et sont stimulables. Dans ce cas, ceux à stimuler lors de V1 pour provoquer une ouverture et fermeture de la main sont choisis. Après cette étape, les électrodes de stimulation sont retirées et leurs positions marquées. Si les muscles ne sont pas stimulables, seule la main robotique ou son équivalent virtuel est utilisée lors de V1.

-Deuxième étape : Choix des muscles les plus pertinents pour le contrôle : Des électrodes d'enregistrement sont positionnées en surface au niveau de muscles sous contrôle volontaire. Suite à la pose des électrodes, l'avant-bras est soutenu par une orthèse de suspension. La main robotique est placée face au sujet qui contracte ses muscles pour provoquer une ouverture et une fermeture de la main. Enfin, parmi les muscles testés pour le contrôle le sujet choisit les 4 plus confortables notés m1 et m2 (en ipsilateral du membre supérieur dominant) et m3 et m4 (en contralatéral du membre supérieur dominant). Des mesures issues de centrales inertielles positionnées sur les épaules seront enregistrées pour être analysées en prévision de la visite V1. La durée de la visite V0 est estimée à 1h30. Lors de V0, le médecin ou l'ergothérapeute montre les gestes à effectuer pour provoquer la contraction des muscles à évaluer, cette étape correspond à la phase d'apprentissage. Elle précède 3 mesures pour chaque muscle testé.

V1 :

Première étape : préparation de l'expérimentation : Quatre paires d'électrodes de recueil sont positionnées sur les 4 muscles les plus confortables choisis lors de la V0 (noté m1, m2, m3 et m4), en ipsi et controlatéral du membre supérieur dominant. Une centrale inertielle est positionnée au niveau de chaque articulation acromio-claviculaire. Pour les sujets stimulables, des électrodes de stimulation sont positionnées sur des muscles de l'avant bras et/ou de la main, sélectionnés lors de V0 pour induire des mouvements de préhension. L'avant-bras est soutenu par une orthèse de suspension. La main robotique est positionnée en face du sujet.

Deuxième étape : entraînement du sujet

-Commande de la main robotisée

-première modalité de commande : le sujet s'exerce à provoquer une fermeture de la main robotique via la contraction volontaire du muscle m1. La contraction volontaire de m2 provoque une extension des doigts. La même étape est reproduite en controlatéral du membre supérieur dominant (muscles m3 et m4).

-deuxième modalité de commande : le sujet réitère l'exercice en utilisant les centrales inertielles positionnées au niveau des épaules. 4 essais sont effectués pour la commande de la main robotique. Chaque essai se déroule comme suit : saisie active de l'objet cylindrique pendant 5 secondes puis relâchement actif de l'objet. Il y aura succès si le sujet arrive à effectuer au moins 3 saisies actives sur 4 et 3 relâchements actifs sur 4. Il y aura échec sinon.

-Commande de sa propre main par électrostimulation

Pour les sujets dont les muscles sous lésionnels sont stimulables, la fréquence de stimulation sera supérieure à la fréquence de fusion (entre 20 Hz et 30 Hz) et l'intensité de stimulation sera constante (dépendante du muscle, établie lors de la cartographie musculaire pour une contraction maximale avec une largeur d'impulsion de <500 µs) :

-Première modalité de commande : le sujet s'exerce à provoquer une fermeture de sa propre main via la contraction volontaire d'un de ses muscles. La contraction volontaire du second muscle provoque une extension des doigts. La même étape est reproduite en controlatéral du membre supérieur dominant (muscles m3 et m4).

-Deuxième modalité de commande : le sujet réitère l'exercice en utilisant les centrales inertielles positionnées au niveau des épaules. Ainsi un mouvement d'épaule vers l'avant provoquera une fermeture de la main, tandis qu'un mouvement d'épaule vers l'arrière provoquera une extension des doigts. 4 essais sont effectués pour la commande de la stimulation s'il y a lieu. Ces essais se déroulent comme décrit précédemment.

L'ordre de passage des modes de contrôle est aléatoire afin de limiter l'effet fatigue potentiellement induite par la longueur de la manipulation.

Troisième étape : Evaluation du mode de contrôle : Test de saisie : avec la main robotique si le sujet n'a pas de muscles sous lésionnels stimulables et via la main robotique puis le stimulateur si le sujet a des muscles sous lésionnels stimulables. Une fois qu'il a bien assimilé ces modalités de contrôle, le sujet doit effectuer un ensemble de tâches afin d'évaluer les 2 modalités de contrôle. Ces tâches consistent à saisir un objet

de la main droite, le transmettre à la main gauche qui le déposera dans un récipient positionné à proximité. Cet exercice sera répété 5 fois pour chaque modalité. Pour chaque modalité de contrôle, un questionnaire est posé au sujet. Il permet d'évaluer la qualité et le confort des différentes contractions musculaire et des mouvements d'épaule sur une échelle de 1 à 10. La durée totale du test en lui-même est de l'ordre de 1h30 auquel il faut ajouter 30 min de mise en place. L'expérimentation peut être suspendue en cas de problème médical ou de demande du sujet. A la fin de nos expérimentations, les centrales inertielles, les électrodes d'enregistrement et de stimulation sont retirées.

6.2 Résultats

6.2.1 Activité EMG

L'activité EMG provenant des contractions musculaires continues et gradées est analysée. La capacité des sujets à contracter de façon maximale les muscles dont l'activité EMG est enregistrée et présentée au tableau 6.3.

Sujet ID	trapèze supérieur		deltoidé/trapèze moyen		biceps brachial		peaucier du cou	
	Droit (I)	Gauche (C)	Droit (I)	Gauche (C)	Droit (I)	Gauche (C)	Droit (I)	Gauche (C)
1	10s**	NA	>15s	NA	0	NA	>15s	NA
2	>15s**	>15s	>15s	>15s	>15s	>15s	>15s	>15s
3	>15s	NA	>15s	NA	>15s	NA	>15s	NA
4	>15s*	>15s*	>15s	>15s*	7s	>15s**	>15s	>15s
5	>15s	15s	>15s	>15s**	>15s	>15s**	14s	>15s

TABLE 6.3 – Habilité à contracter les muscles. La durée maximale de contraction est spécifiée. ** muscle favoris, *avec l'aide d'une orthèse de bras

Ainsi, les sujets ont été capables de contracter sur demande les muscles évalués pendant au moins 7 secondes à l'exception du biceps pour le sujet 1 (aucune contraction volontaire n'est visible sur le signal EMG). L'activité électrique du peaucier du cou chez ce sujet a été enregistrée avec difficulté en raison du manque de maintien des électrodes de surface sur sa peau non glabre. Concernant le protocole A (sujets 1 à 3), tous les sujets ont été capables de contracter leurs muscles trapèze, deltoïde et peaucier du cou. Pour rappel, les sujets ont eu pour consigne de maintenir chaque contraction gradée pendant 5 secondes et chaque contraction continue pendant 15 secondes. Le sujet 1 n'a pas été capable de contracter son muscle biceps brachii contrairement aux sujets 2 et 3. Chaque sujet a été capable de contracter ses muscles trapèze, deltoïde et peaucier du cou de façon continue pendant au moins une seconde. Les sujets 2 et 3 ont pu maintenir une contraction maximale et gradée des 4 muscles. Ils ont été capables d'atteindre trois niveaux de contraction (faible, moyen et fort) de ces mêmes muscles, même sans retours visuels. Aucune activité EMG sous lésionnelle n'a pu être enregistrée. Les résultats numériques de ces contractions gradées sont présentés dans le tableau 6.4 (I : ipsilatéral, C : contralatéral). Chez les sujets 2 et 3, les 3 niveaux de contraction sont clairement visibles pour les quatre muscles. En effet, pour chaque niveau de contraction le signal EMG augmente d'au moins 20%. La distinction entre les niveaux 1 et 2 pour le sujet 1 est quasi impossible, à titre d'exemple, la valeur EMG moyenne pour le deltoïde moyen augmente de 15% (de 72.93 ± 9.51 mV pour le niveau 1 de contraction à 84.53 ± 10.53 mV pour le niveau 2 de contraction). De plus, il n'a pas été en mesure de contracter son biceps.

Les figures 6.6, 6.7, 6.8, 6.9 et 6.10 illustrent quelques activités EMG enregistrées lors de nos expérimentations. La figure 6.6 correspond à une contraction gradée du muscle trapèze supérieur droit du sujet 1. Cette contraction gradée est possible mais le sujet a eu des difficultés à la maintenir plus d'une seconde.

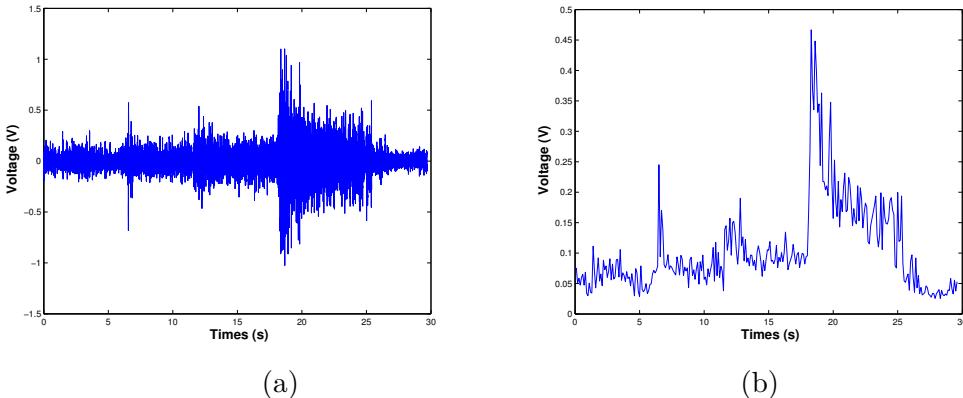


FIGURE 6.6 – Contraction gradée du muscle trapèze supérieur, membre dominant, sujet 1. (a) Signal brut (b) Signal RMS

La figure 6.7 illustre la contraction maximale isométrique du muscle deltoïde moyen droit du sujet 1. Le sujet a été capable de maintenir cette contraction pendant 15 secondes. La contraction est nette (l'amplitude du signal triple).

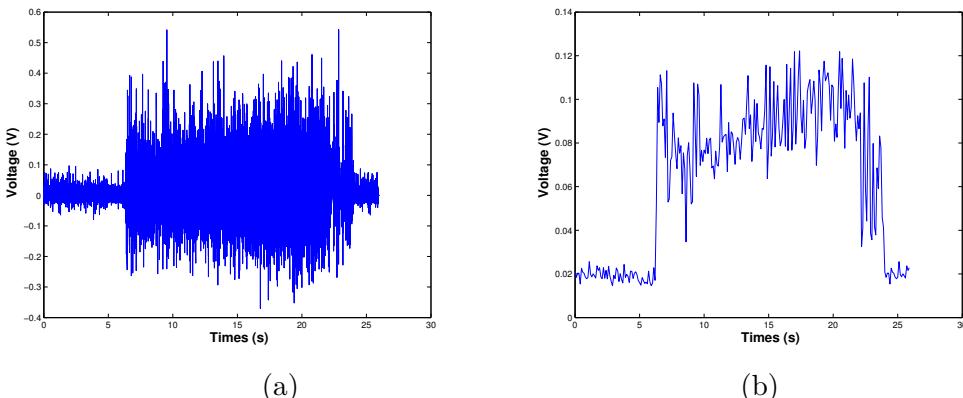


FIGURE 6.7 – Activation maximale du muscle deltoïde moyen, membre dominant, sujet 1. (a) Signal brut (b) Signal RMS

La figure 6.8 témoigne de la contraction isométrique et gradée du muscle peaucier du cou droit du sujet 1. Le sujet est capable de grader sa contraction. La puissance du signal, représentée par la valeur RMS triple (53.7 ± 16.88 mV pour la première contraction, 59.83 ± 14.3 mV pour la seconde contraction, 135.83 ± 19.4 mV pour la troisième contraction) pendant la contraction. Cependant, le sujet a du mal à maintenir chaque contraction pendant 5 secondes.

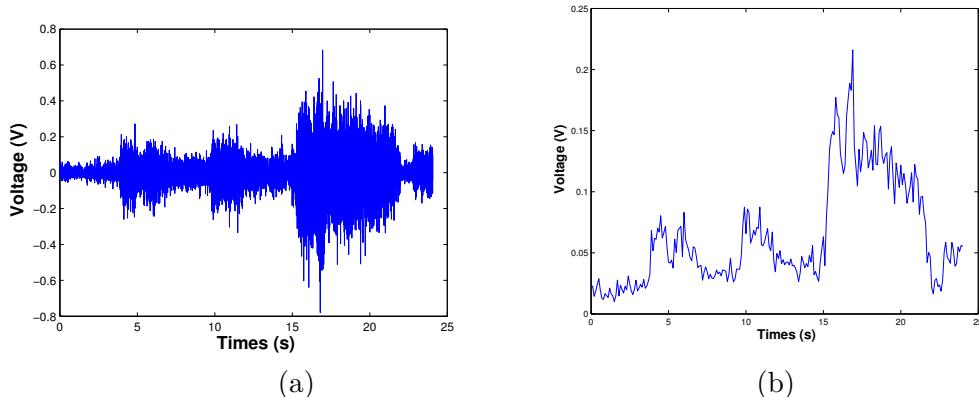


FIGURE 6.8 – Contraction gradée du muscle peaucier du cou, membre dominant, sujet 1. (a) Signal brut (b) Signal RMS

La figure 6.9 représente une contraction gradée du muscle trapèze droit du sujet 2. Le sujet est capable de grader sa contraction. Le sujet a pu effectuer une contraction gradée mais a du mal à maintenir la troisième contraction pendant 5 secondes.

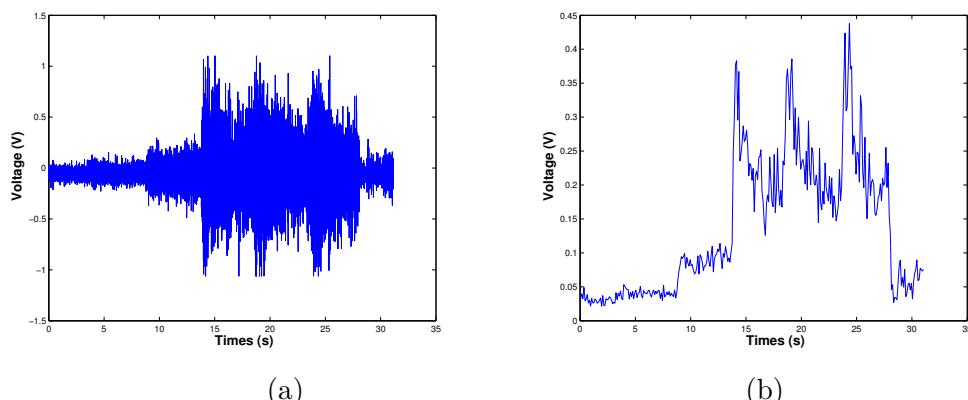


FIGURE 6.9 – Contraction gradée du muscle trapèze supérieur, membre dominant, sujet 2. (a) Signal brut, (b) Signal RMS

De façon intéressante, une contraction peut être extraite des signaux EMG même pour les muscles très faibles. Ceci est illustré à la figure 6.10 (a) et figure 6.10 (b), où une contraction (score 1 sur l'échelle MRC) soutenue et volontaire du biceps gauche du sujet 4 peut être distinguée. Ce sujet a été capable de maintenir sa contraction pendant plus de 30 secondes. Bien qu'il présente une lésion C5 sans activité fonctionnelle du biceps (absence de flexion du coude), cette très faible activité EMG du biceps pourrait encore être utilisée comme commande fonctionnelle afin de piloter un appareil ou une stimulation.

Niveau de contraction	Trapèze supérieur (I)			Deltoid moyen (I)			Biceps (I)			Peaucier du cou (I)			
	Moyenne (mV)	STD (mV)	Normalisé valeur (%)	Moyenne (mV)	STD (mV)	Normalisé valeur (%)	Moyenne (mV)	STD (mV)	Normalisé valeur (%)	Moyenne (mV)	STD (mV)	Normalisé valeur (%)	
Sujet 1	1	75.33	18.87	0.32	72.93	9.51	0.6	NA	NA	NA	53.7	16.88	0.39
	2	104	12.9	0.44	84.53	10.53	0.69	NA	NA	NA	59.83	14.3	0.44
	3	237	59.9	1	122.13	12.87	1	NA	NA	NA	135.83	19.4	1
Sujet 2	1	50.94	7.81	0.22	273.3	59.9	0.52	110.9	8.07	0.39	73.7	2	0.35
	2	96.36	3.87	0.42	370	73.2	0.71	164.8	30.8	0.58	157.5	14.5	0.74
	3	226.97	211.51	1	522	61.1	1	285.8	50.5	1	213	51.6	1
Sujet 3	1	53.93	19.32	0.29	85.42	5	0.25	21.38	6.39	0.37	42.5	11.19	0.30
	2	116.32	38.11	0.63	185	33.75	0.54	41.5	8.74	0.72	100	15.11	0.70
	3	185	56.05	1	345	72.25	1	57.38	10.21	1	143.61	32.58	1

TABLE 6.4 – Valeurs RMS provenant de l'activité EMG de muscles des sujets 1, 2 et 3, chaque contraction est maintenue 5 secondes

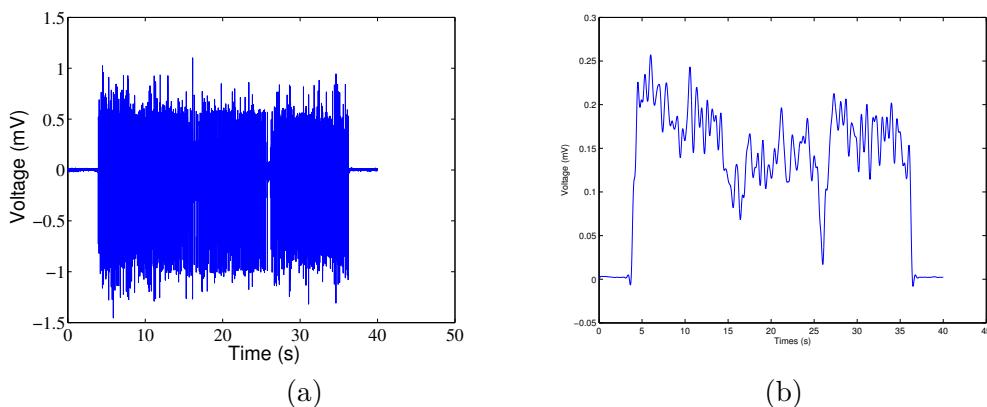


FIGURE 6.10 – Contraction continue du muscle biceps non fonctionnel, membre dominant, sujet 4. (a) Signal brut, (b) Signal RMS

6.2.2 Tests de saisie

Les tâches (e.g. provoquer une fermeture de la main robotique pendant 5 secondes) sont réalisées avec succès pour chacun des muscles testés. Parmi les modes testés, le mode 2 fut le mode privilégié par le sujet 4. Le mode 1 a été le favori du sujet 5. Concernant les muscles préférentiels : le sujet 4 a choisi le biceps gauche comme muscle 1 et le trapèze supérieur gauche comme muscle 2, tandis que le sujet 5 a choisi les trapèzes supérieur et moyen gauche, respectivement, comme muscles 1 et 2. La contraction du muscle 1 est programmée pour provoquer une préhension palmaire de la main robotique, tandis que la contraction du muscle 2 entraîne une préhension latérale (mode 5). De plus, deux objets distincts ont été présentés au hasard aux sujets 4 et 5. Ces derniers ont effectué 11 essais de préhension avec la main robotique (cf. figure 6.11). Pour saisir les objets, les sujets devaient soit provoquer une préhension palmaire via la contraction du muscle 1

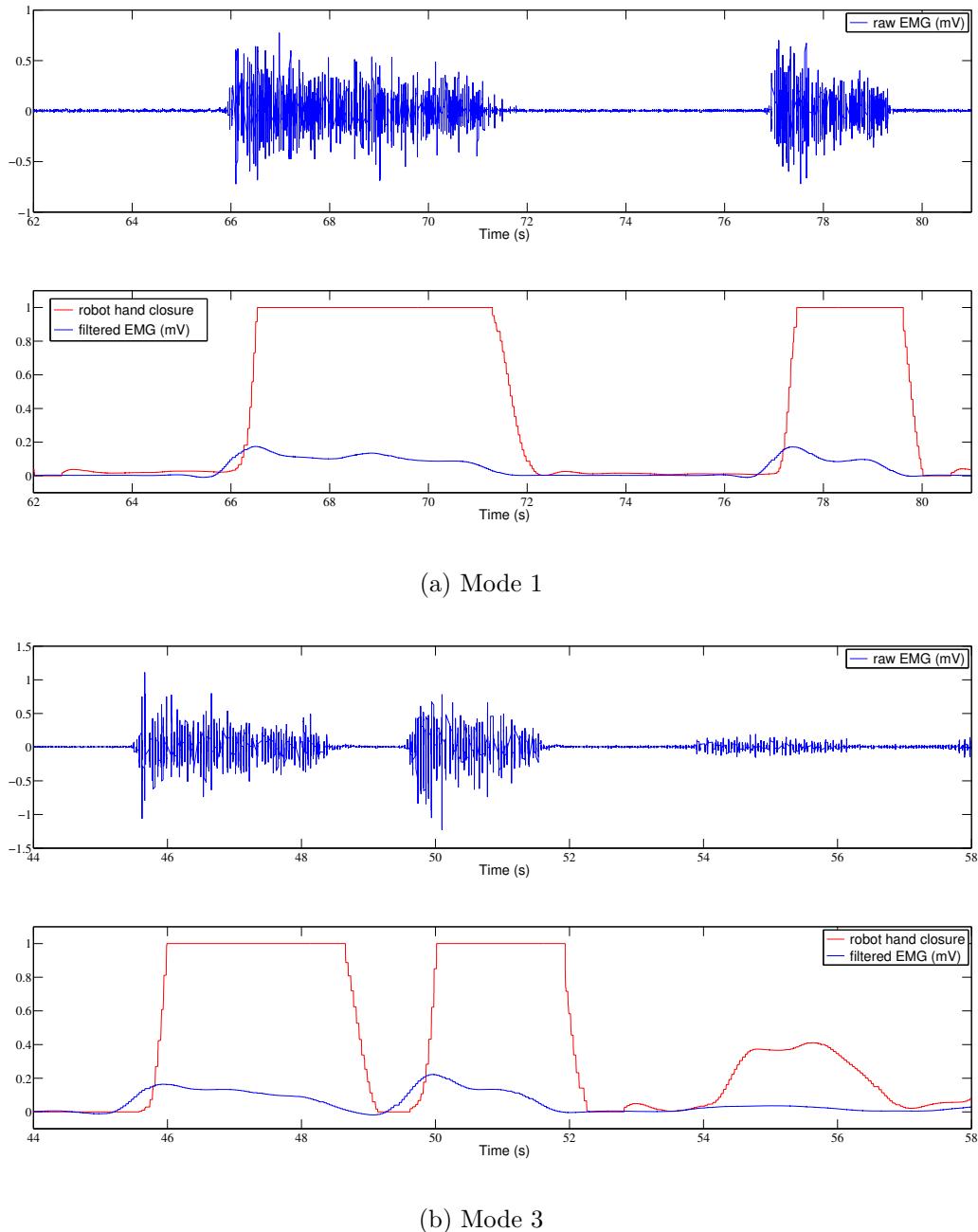


FIGURE 6.11 – Exemple de commande de la main robotique générée à partir des enregistrements EMG chez le sujet 5 pour les modes 1 (a) et 3 (b). En haut : Signal EMG brut, en bas : signal EMG filtré (bleu) et trajectoire de la main (rouge). 0 : la main est ouverte, 1 : la main est fermée

soit provoquer une préhension latérale via la contraction du muscle 2. Parmi les 11 essais, le sujet 4 a obtenu 100 % de réussite, alors que le sujet 5 a réussi à saisir huit objets sur 11. Les trois échecs ont eu lieu en raison d'une co-contraction des muscles 1 et 2 lors de la tentative de prise palmaire. Bien qu'une co-contraction soit toujours présente dans une certaine mesure, c'est le premier muscle qui atteint le seuil pré programmé qui déclenche le mouvement de la main robotique. Le sujet 5 a eu tendance à pousser l'épaule en arrière (contraction du trapèze moyen) juste avant de la soulever (contraction du trapèze supérieur).

6.2.3 Evaluation du confort des contractions

Les sujets 1 et 2 ont jugé la contraction du muscle trapèze comme étant la plus confortable. Cette contraction pouvant être utilisée comme mode de contrôle. Le sujet 3, ayant un nombre de muscles actifs à l'avant bras supérieur à 2 n'a pas de préférence. Pour le protocole B (sujets 4 et 5), nous présentons au tableau 6.5 les réponses des sujets au questionnaire rendant compte du confort et de la fatigue, liés à la contraction des différents muscles. Chaque sujet a déclaré que certains muscles sont plus faciles et plus confortables à contracter (en terme d'effort requis, de fatigue et de concentration) que d'autres.

	Trapèze supérieur				Deltoïde moyen / Trapèze moyen				Biceps				Peaucier du cou			
	Droit		Gauche		Droit		Gauche		Droit		Gauche		Droit		Gauche	
	Confort	Fatigue	Confort	Fatigue	Confort	Fatigue	Confort	Fatigue	Confort	Fatigue	Confort	Fatigue	Confort	Fatigue	Confort	Fatigue
Sujet 4	3.8	2	3	2	4.5	2.5	3.3	5.3	4.3	3.7	5	5.7	2.25	2.5	3	2
Sujet 5	7	4.3	2.5	1	6.8	6.3	4	3	2.5	5	3.5	6.3	2	1	3.5	3

TABLE 6.5 – Evaluation des contractions individuelles chez les sujets 4 et 5 (protocole B), * 1=Efforts requis et fatigue très élevés, 7=Efforts requis et fatigue très faibles

Chapitre 7

Discussion

Actuellement, il n'existe plus de neuroprothèse de stimulation implantée commercialisée permettant de restaurer des mouvements de main chez des sujets tétraplégiques. L'amélioration fonctionnelle fournie par la neuroprothèse Freehand qui n'est plus commercialisée depuis 2001 est considérable et impossible à atteindre par d'autres moyens disponibles pour ces sujets. Cependant, en plus de la stimulation en boucle ouverte et de l'absence de retours sensoriels provenant de la main, ce système a montré plusieurs inconvénients. On peut notamment citer l'importance du matériel implanté allongeant la durée de la chirurgie et limitant drastiquement la possibilité de bi-latéralisation indispensable à certaines activités de la vie quotidienne. Le risque d'externalisation au cours du temps des électrodes implantées, l'aide humaine quotidienne nécessaire au placement des composants externes et le mode de contrôle peu ergonomique sont autant de limites supplémentaires.

Les cellules nerveuses et musculaires ont la particularité de posséder sur leur membrane des canaux voltage dépendants. L'état (ouvert ou fermé) de ces canaux est donc fonction de la tension transmembranaire. Toute stimulation électrique dépassant le seuil de dépolarisation de l'axone active ce dernier et conduit à la contraction des fibres musculaires qu'il innervé. Différentes méthodes tentent d'activer sélectivement certaines cellules excitables sans exciter celles adjacentes. En effet, tant qu'un courant électrique n'atteint pas la valeur seuil d'ouverture de ces canaux, la cellule ne sera pas activée. Ainsi, une sélectivité spatiale consiste à orienter spatialement un courant électrique de façon à ce qu'il atteigne certains axones jugés d'intérêt (i.e. qui innervent les muscles cibles) sans atteindre ceux adjacents. D'autres méthodes, plus ou moins efficaces, permettent d'obtenir une sélectivité par type de fibres (afférentes, efférentes) ou par taille de fibres. Ces méthodes consistent à agir sur le seuil d'activation ou à stopper la propagation du potentiel d'action par une hyperpolarisation de la membrane adjacente. D'autres méthodes d'activation sélective non électrique sont à l'étude [FSS10, KRB⁺16].

Dans notre travail, l'orientation du courant provoquée par les nombreux pôles de notre électrode gouttière a permis l'activation sélective de muscles antagonistes. Dans une

première étude sur l'animal, des mouvements provoqués de flexion et d'extension de la cheville est rendu possible pour tous les animaux inclus dans l'étude. Nous avons également mis en évidence une activation sélective de muscles agonistes chez 3 des 5 animaux. L'activation alternative de ces muscles permettrait de limiter la fatigue physiologique. Les configurations "Tripolaire Transverse" sont les plus sélectives et les plus robustes lorsqu'on souhaite activer le muscle dans sa totalité. Cependant, elles ne sont actives qu'à de fortes intensités. Bien que les configurations "Steering" et "1 Cathode, 2 Anodes" apparaissaient comme le meilleur compromis entre bonne sélectivité et faible intensité, il est apparu lors de nos expérimentations animales qu'elles étaient certes plus sélectives que les configurations "Anneau Bipolaire" mais très peu robustes puisqu'une faible variation d'intensité a eu tendance à recruter les muscles antagonistes. De plus, une même configuration de stimulation reproduite sur des anneaux distants de 0.5 et 1 cm a conduit à des profils de recrutement musculaire distincts. Ceci nous permet d'affirmer que les axones se réorganisent au sein du même fascicule et que certains fascicules changent d'orientation alors même que le paradigme actuel tend vers une quasi absence de réorganisation des axones au membre inférieur. Les réorganisations des axones aux membres supérieurs sont beaucoup plus importantes qu'aux membres inférieurs, on peut donc s'attendre à ce que les anneaux de notre électrode gouttière conduisent à une sélectivité intra et inter-fasciculaire plus élevée. Enfin, nous avons tenté d'enregistrer des signaux nerveux via notre électrode gouttière après compression manuelle de la patte des animaux. En effet, les signaux provenant des capteurs naturels tels que la décharge des récepteurs cutanés peuvent être intégrés à la neuroprothèse pour fournir un retour sensoriel au sujet et un contrôle en boucle fermée des objets saisis. Aucun potentiel évoqué n'a pu en être extrait. L'espace, certes faible mais tout de même présent entre l'électrode et le nerf pourrait en être la cause.

L'expérimentation menée en peropératoire sur le membre supérieur d'un sujet tétraplégique a montré qu'une stimulation électrique via notre électrode gouttière placée autour du nerf médian a induit des mouvements cotés 3/5 sur l'échelle MRC. Bien que cette cotation ne permette pas de maintenir un objet lourd dans la main, on peut s'attendre à une amélioration fonctionnelle au cours du temps. Un renforcement musculaire par stimulation électrique avant l'opération chirurgicale pourrait également limiter l'atrophie musculaire et optimiser l'effet de la stimulation électrique peropératoire. En effet, une stimulation monopolaire appliquée sur le nerf médian de sujets non blessés médullaires a montré qu'une activation sélective permettant de recruter différents muscles à une valeur minimale de 4/5 sur l'échelle MRC est possible. Par ailleurs, l'espace important présent entre notre électrode gouttière et le nerf médian du sujet stimulé en peropératoire n'a pas permis aux 12 pôles d'être en contact avec le nerf. Afin de réduire cet écart et permettre à l'électrode de mieux adhérer au nerf médian, nous avons positionné une gaze stérile autour de celui ci. Cette tentative n'a pas permis au courant d'atteindre le nerf puisque qu'aucun mouvement n'a été induit. Il est donc nécessaire à l'avenir d'avoir un jeu d'électrodes de différents diamètres ou une électrode qui s'adapte à différentes tailles de nerfs. Dans [PHKT07b, PKKT09, PKKT06], des électrodes gouttières à 4 contacts ont permis

d'activer sélectivement des muscles innervés par des nerfs du membre supérieur chez des sujets tétraplégiques. Un ou plusieurs contacts étaient activés simultanément. Dans notre étude, nos configurations ont permis d'activer sélectivement un plus grand nombre de muscles et à des niveaux de contraction plus importants.

Ces résultats ont été obtenus dans le cadre d'expérimentations aiguës. Bien que ces résultats ne nous permettent pas de conclure sur la façon dont notre électrode gouttière fonctionnerait dans des conditions chroniques pour activer sélectivement un nombre important de muscles, nous pensons que le nombre de contacts et la modification des paramètres de stimulation permettra d'atteindre au minimum les résultats observés en aigu.

Le contrôle d'une neuroprothèse par un utilisateur *a fortiori* lorsqu'il s'agit d'un sujet dont les capacités fonctionnelles sont restreintes et dont le but est de piloter un mouvement fonctionnel est une question clef. Dans la littérature, divers modes de contrôle ont été expérimentés sur un faible nombre de sujets en fonction de leur pathologie. Concernant le dispositif Freehand, qui ne permettait que le pilotage d'un seul membre, les mouvements de l'épaule controlatérale permettaient de déclencher la stimulation électrique responsable des mouvements de main. Pour le membre inférieur, la détection de mouvement du tronc pour l'aide au transfert [JACF⁺15], des boutons poussoir sur les déambulateurs [GSK⁺06], l'électromyographie (EMG) [MKP11], et récemment une interface cerveau-machine (BCI) [KWM⁺15] ont été proposés pour la marche assistée par FES. Concernant le membre supérieur, l'extension volontaire du poignet mesurée via un transducteur d'angle articulaire [BPK⁺02] a été utilisée comme mode de contrôle pour rétablir des mouvements de préhension à travers une FES. Un contrôle via des mouvements respiratoires, un joystick, des signaux EMG [KHKP04, HKP98] ont également été utilisés pour rétablir des mouvements de main. Keller et al. ont utilisé les signaux EMG provenant du muscle deltoïde du bras controlatéral et recueillis en surface chez des sujets tétraplégiques hauts pour piloter un dispositif qui stimule les muscles de la main [KCP⁺98]. Les signaux EMG des muscles extenseurs du poignet ipsilatéral sont également utilisés pour piloter une neuroprothèse permettant des mouvements de préhension [TDCC⁺13]. Un dispositif implanté [MPH⁺14] utilise les muscles de l'épaule et du cou, pour contrôler la FES appliquée aux muscles du bras et de la main. Les signaux EMG sont également utilisés pour contrôler un exosquelette destiné au membre supérieur dans [DLM04]. Une interface cerveau-machine [BSA⁺16] a permis de piloter une stimulation de surface. Récemment, des mains robotisées conçues pour sujets amputés ont été contrôlées par des interfaces Homme-machine [WEA13]. Pour une meilleure observance, le mode de pilotage doit être aussi intuitif que possible et donc lié aux capacités restantes du sujet et si possible à la tâche à restaurer. Les signaux EMG ont largement été utilisés pour atteindre ce but chez des amputés [FWB96, ZRG⁺07, CZMC08, KKE14], mais pour les sujets tétraplégiques, les muscles supra-lésionnels n'ont que très peu été utilisés pour piloter la stimulation de muscles sous lésionnels. La seconde génération du

système Freehand a été, à ce jour, la seule neuroprothèse pilotée par des signaux EMG enregistrés par des électrodes implantées. A notre connaissance, aucune main robotique utilisée par des sujets tétraplégiques n'a encore été contrôlée via des signaux EMG. Or ces signaux présentent plusieurs avantages comparativement aux autres modes de contrôle. Ils peuvent être utilisés par tous les sujets puisque chacun d'entre eux peut contracter volontairement un certain nombre de muscles, ce nombre étant lié au niveau lésionnel du sujet. Les signaux EMG peuvent être utilisés même si leur amplitude est faible, et les synergies musculaires peuvent être exploitées, rendant le contrôle plus intuitif. Enfin, les électrodes permettant l'enregistrement de ces signaux peuvent facilement être implantables, l'ergonomie du dispositif est alors augmentée. Cependant, les muscles disponibles sont peu nombreux. La plupart d'entre eux sont souvent atrophiés suite à leur sous-utilisation et dans certains cas, profondément altérés (i.e. qui ne produisent plus de mouvements fonctionnels). Les muscles des sujets tétraplégiques sous contrôle volontaire sont donc la plupart du temps faibles et hautement fatigables. Le but de notre étude a été de comprendre si les muscles immédiatement supra-lésionnels de sujets tétraplégiques pouvaient être utilisés pour piloter un dispositif d'aide à la préhension.

Il ne nous a pas semblé nécessaire de faire appel à la classification des signaux EMG supra-lésionnels pour le contrôle puisque la pathologie de nos sujets a peu de chance de s'y prêter et le nombre de fonctions à piloter est relativement faible. En effet, la classification a surtout été utilisée lors d'études incluant des sujets sains ou amputés dont les muscles sont pleinement fonctionnels (signal EMG propre et fort) afin de piloter progressivement différents mouvements de main à partir de plusieurs muscles. Or, les muscles des sujets tétraplégiques étudiés sont des muscles innervés par des nerfs situés immédiatement au dessus de la lésion spinale, ils sont donc potentiellement faible et certain d'entre eux sont incapables de générer un mouvement. L'interface relativement simple que nous avons développée permet de : (i) limiter la fatigue physiologique par la production de contractions courtes et (ii) limiter la fatigue cognitive par les schémas de contraction simple tout en permettant le pilote d'un nombre faible de tâches (une ouverture de la main et sa fermeture selon deux pinces). C'est pourquoi il nous a semblé plus approprié d'utiliser une machine avec un nombre fini d'états pour la commande de la main.

Ainsi, à l'exception du mode 3, la main robotique se ferme en tout ou rien afin de limiter la fatigue cognitive et physiologique. Lorsque la contraction musculaire, normalisée à la contraction maximale, atteint une valeur seuil, la main robotique se ferme complètement. Le mode 3 (fermeture de la main robotique proportionnelle au signal EMG) a permis aux sujets d'avoir un retour visuel de leur contraction gradée (qui à terme pourrait induire une fermeture plus ou moins forte de la main). Nous avons pu calibrer d'assez faibles seuils, de sorte que les sujets n'ont pas eu à contracter leur muscle de façon importante et éprouver une fatigue musculaire. Cette procédure de calibrage est uniquement liée à la mise à l'échelle du signal EMG, ce système peut donc très facilement être utilisé dans un contexte clinique, comparé aux approches telles que les BCI [BSA⁺16], qui plus est dont

l'acceptabilité sociale est discutée et la reproductibilité plus aléatoire. Dans notre étude, nous avons trouvé chez les 5 sujets une combinaison de muscles pouvant être utilisée pour piloter facilement un dispositif. Des contractions continues ou gradées de ces muscles peuvent être maintenues et ce, sans aucun apprentissage ou entraînement préalable. Les sujets sont également capables de contracter et grader leur contraction lorsqu'ils ferment leurs yeux. Cette observation prouve qu'ils sont capables de positionner leurs membres supérieurs les uns par rapport aux autres et dans l'espace (proprioception). De plus, une propriété intéressante de l'interface proposée est que même un muscle faible peut produire un signal EMG exploitable. A titre d'exemple, le sujet 4 a été en mesure de contrôler la main robotique et donc de produire un mouvement fonctionnel à travers la contraction d'un muscle coté 1/5 sur l'échelle MRC. En d'autres termes, un muscle non fonctionnel dans le contexte des mouvements produits peut être transformé en un muscle fonctionnel dans le contexte de la technologie d'assistance. De façon intéressante, le temps écoulé depuis la lésion ne semble pas avoir d'influence sur la performance. On peut également noter que les muscles utilisés, et la façon dont la contraction contrôle la main (mode de commande) ont un effet drastique sur la performance. En effet, les deux sujets qui ont expérimenté le contrôle de la main robotique n'ont pas le même mode de contrôle préférentiel. Le mode 1 (une contraction continue maintient la main robotique fermée) semble être plus intuitif, puisque la contraction est directement liée à l'état de la main, mais le mode 2 (une brève contraction provoque la fermeture/ouverture de la main robotique) induit moins de fatigue car il ne requiert que de courtes contractions musculaires pour basculer d'une ouverture à une fermeture de la main. Selon leurs fonctions motrices restantes, les sujets se sentent plus ou moins à l'aise avec un mode donné. En outre, le choix du mode de commande préférentiel serait probablement différent après une période d'entraînement. Il semble essentiel que les sujets puissent choisir leur mode préféré eux-mêmes. Pour des raisons pratiques, nous avons demandé aux sujets de choisir les deux muscles préférentiels du même côté. Une limite majeure à ce choix est la **co-contraction** possible des deux muscles choisis. Cette co-contraction peut avoir pour conséquence une fermeture de la main robotique non conforme à celle souhaitée par l'utilisateur.

Certains auteurs [MKP11, DSM⁺16] ont mis en évidence la présence de signaux EMG (cf. figure 7.1) provenant de muscles sous lésionnels chez certains sujets tétraplégiques. Dans l'idéal, ces signaux peuvent être amplifiés et utilisés comme contrôle de la stimulation. L'ergonomie du dispositif serait alors maximale puisque les propres muscles seraient utilisés comme contrôle. Nous avons tenté de recueillir les signaux EMG des muscles sous lésionnels mais aucun signal significatif émanant de ces muscles n'a été enregistré.

De plus, nous avons parfois observé un phénomène de **cross-talk** ou diaphonie (phénomène apparaissant lors de l'interférence d'un premier signal avec un second à proximité) lors de nos mesures EMG. Ainsi, le signal d'un muscle à proximité se superpose au signal enregistré sur le muscle d'intérêt. Le signal observé sur l'électrode d'enregistrement est donc bruité et ne rend pas compte de la réelle activité du muscle sur lequel elle est placée.

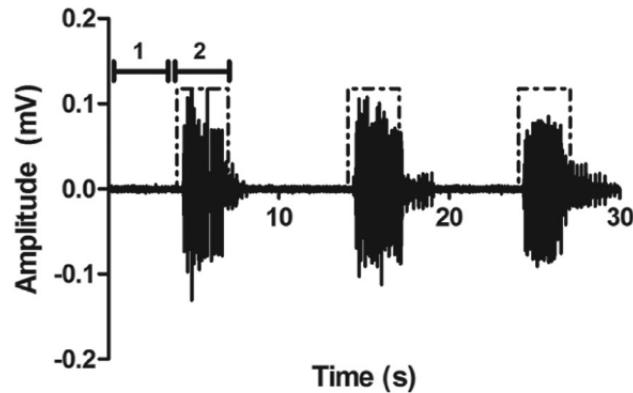


FIGURE 7.1 – Signal EMG provenant de la contraction volontive du muscle flexor digitorum brevis chez un sujet tétraplégique C3 ASIA A tentant de pointer des orteils. Le carré témoigne des tentatives de mouvements volontaires, d'après [MKP11]

Ceci est d'autant plus vrai lorsque le muscle sur lequel est placée l'électrode d'intérêt n'est pas activé alors que le muscle adjacent (dont l'activité est enregistrée par l'électrode 2) l'est. Dans ce cas, les signaux mesurés par les électrodes 1 et 2 suivront les mêmes variations, seule l'amplitude étant modifiée. Ce cross-talk disparaît lorsqu'on éloigne au maximum les électrodes entre elles. Or, cette solution n'est pas toujours envisageable car le nombre de muscles sous contrôle volontaire par les sujets tétraplégiques est souvent limité. En effet, afin de maximiser les possibilités de contrôle des mouvements de préhension rétablis par FES, deux muscles adjacents doivent pouvoir être utilisés comme mode de contrôle de la stimulation. Dans cet objectif, des méthodes de quantification et de réduction de signaux cross-talk sont actuellement à l'étude [FMIGN04]. L'utilisation d'électrodes intramusculaires implantées atténuerait probablement ce phénomène.

Enfin, le questionnaire soumis à la fin de chaque test nous a permis d'évaluer la facilité d'utilisation des signaux EMG comme méthode de contrôle. Les muscles préférentiels ont été choisis de manière à minimiser les effets de la position des bras et avant-bras sur la contrôlabilité de la neuroprothèse et à ne pas perturber les fonctionnalités restantes des sujets. Pourtant, on peut aussi imaginer un système qui désactive l'électrostimulation lorsque le sujet souhaite utiliser sa fonctionnalité restante à d'autres fins. Dans ce cas, le sujet serait en mesure de contracter son ou ses muscles sans provoquer de mouvements de la main. En outre, on peut imaginer utiliser les synergies musculaires de l'avant-bras / bras ou des schémas moteurs pertinents pour faciliter l'apprentissage (par exemple, la fermeture de la main lors de la flexion du coude, l'ouverture de la main lors de l'extension du coude...). À l'avenir, les sujets contrôleront leur propre main au moyen d'une stimulation électrique et la main robotique pourrait être un moyen utile pour évaluer les capacités de contrôle du sujet avant l'implantation du système de neurostimulation et le cas échéant, servir pour la rééducation ou l'entraînement.

Conclusion

Par le passé, l'utilisation d'électrode gouttière multipolaire a permis d'activer sélectivement un seul muscle, généralement le muscle situé immédiatement en distal. Nous avons montré qu'une activation sélective de muscles antagonistes chez le lapin est possible via différentes configurations de stimulation produites par une électrode gouttière multipolaire neurale. Jouer sur le contact (et l'anneau) qui porte la cathode augmente la possibilité d'activer sélectivement différents muscles au membre supérieur. Le rétablissement des deux types de préhension visés par FES nerveuse est donc tout à fait plausible. Deux muscles ont été activés sélectivement lors de nos expérimentations humaines. Cependant, le diamètre de l'électrode, trop grand pour le nerf stimulé n'a pas permis à tous les pôles d'être en contact avec le nerf. Ceci a limité la capacité de notre électrode à activer un grand nombre de muscles. Le diamètre des électrodes neurales doit pouvoir s'adapter au diamètre exact du nerf sans le comprimer, ou à défaut un jeu d'électrodes doit être fourni pour chaque diamètre. Ceci permettra de stimuler de façon optimale le nerf et pourrait permettre d'enregistrer des signaux provenant des capteurs naturels tels que la décharge des récepteurs cutanés, musculaires ou tendineux. Ces signaux pourraient être utilisés pour fournir un contrôle en boucle fermée et/ou un retour sensoriel de l'état de la main indispensables selon moi à l'utilisation sur le long terme de la neuroprothèse. De plus, les informations extraites des enregistrements EMG de surface provenant de muscles supra-lésionnels chez des sujets ayant une tétraplégie sont suffisamment riches en informations pour piloter une main robotique. Ce mode de contrôle pourrait être utilisé pour piloter une FES appliquée sur le propre bras du sujet, ou pour contrôler un dispositif externe tel qu'un fauteuil roulant électrique. La main robotique pourrait aider à sélectionner (via leur capacité de contrôle résiduel), et éventuellement entraîner, les candidats potentiels à une neuroprothèse implantée. Le choix des muscles et des modes de pilotage sont "sujet-dépendant". Tout muscle contractile disponible et non uniquement les muscles fonctionnels peut être un candidat et doit être évalué. **La prochaine étape consistera à étendre les études (protocoles de pilotage et de stimulation peropératoire) à un groupe plus large de sujets, afin de fournir une meilleure image de reproductibilité de nos résultats.** Concernant le protocole de stimulation nerveuse, le recrutement des sujets est particulièrement difficile. Il peut alors être envisagé d'étendre le protocole expérimental à un plus grand nombre d'établissements de santé et de pathologies (sujets cérébrolésés par exemple). En effet,

un accident vasculaire cérébral peut mener à un déficit d'un membre supérieur (e.g. main spastique qui entraîne des déformations différentes de la main selon les muscles atteints et limite les mouvements articulaires, notamment l'extension du poignet). Cette spasticité peut être **partiellement** corrigée par une chirurgie fonctionnelle (allongement du tendon, section partielle des branches destinées aux muscles intrinsèques spastiques, pour en diminuer la spasticité sans les paralyser, ...). Une extension sélective du poignet provoquée par FES du nerf radial permettrait de palier ce déficit de façon plus optimale et moins invasive. Concernant le protocole de contrôle de la stimulation, une stimulation de surface viendrait en complément de la main robotique afin d'évaluer l'impact du mouvement produit sur le contrôle.

Sur la base de ces résultats nous pourrons être amenés à concevoir une nouvelle neuroprothèse pilotée par des signaux EMG sus lésionnels et basée sur la stimulation nerveuse pour restaurer des mouvements de main chez des sujets tétraplégiques. La simplicité technique de notre approche permettrait une bi-latéralisation du système indispensable pour certaines activités de la vie quotidienne (le sondage nécessite l'utilisation des deux mains, par exemple). Ainsi, un dispositif utilisant une telle technologie pourrait, en combinaison avec une chirurgie de transfert, être matériellement moins lourd que ceux ayant existés précédemment. Il réduirait le temps nécessaire à l'intervention chirurgicale, les risques liés à l'opération et aux matériels implantés et l'énergie nécessaire à son fonctionnement tout en augmentant l'ergonomie du dispositif. Un équilibre entre complexité technique et facilité d'utilisation serait trouvé.

Cette thèse a donné lieu à deux publications en conférences et une publication journal [[TCFG15](#), [TNC⁺16](#), [TGA⁺16](#)]. Deux protocoles de recherche clinique ont également été rédigés et approuvés par un comité de protection des personnes.

Annexe A

Questionnaire attente et besoin de la population tétraplégique

Questionnaire attentes et besoins de la population tétraplégique

Caractéristiques cliniques

Date de passation du questionnaire

Age du patient lors de l'accident

Age du patient lors de la passation

Sexe

Niveau lésionnel (1^{er} niveau atteint)

Niveau utile (dernier niveau épargné)

AIS A, B, C, D, E (caractère complet ou incomplet)

Caractéristiques fonctionnelles

1) A quels types d'aides avez-vous recours pour vous assister dans les tâches de la vie quotidienne ?

Aides humaines

- Aucune
- Aidants professionnels
- Aidants familiaux
- Amis
- Voisins
- Bénévoles
- Autre(s) :

Dans les cas où vous avez besoin d'une aide, quels sont les domaines concernés :

- La prise d'aliments (couper de la viande, tenir un verre, porter des aliments à la bouche...)
- Les soins d'apparence (main et visage, rasage, maquillage, coiffure...)
- La toilette (douche, bain, se brosser les dents...)
- Le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales (se sonder, évacuation des selles...)
- L'écriture
- Le maniement d'un ordinateur
- Le maniement d'un joystick
- L'habillage
- Les transferts
- Les déplacements
- Les loisirs
- Autre(s) :

Quelle est la durée d'intervention journalière de ces aides humaines ?

h min ou min

Aides animales

- Non
 Oui Si oui : quel(s) type(s) d'aide(s) animale(s) et dans quel(s) domaine(s)

Aides techniques (ex d'aides techniques : domotique (téléalarmes, contacteurs,...), tourne page électrique, fauteuil roulant motorisé, déambulateur, ordinateurs, élévateurs, lit électrique médicalisé, planche de transfert...)

- Non
 Oui Si oui : quel type d'aide et dans quel(s) domaine(s)
 La prise d'aliments (couper de la viande, tenir un verre, porter des aliments à la bouche...) :
 Les soins d'apparence (main et visage, rasage, maquillage, coiffure...) :
 La toilette (douche, bain, se brosser les dents...) :
 Le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales (se sonder, évacuation des selles...) :
 L'écriture :
 Le maniement d'un ordinateur :
 Le maniement d'un joystick :
 L'habillage :
 Les transferts :
 Les déplacements :
 Les loisirs :
 Autre(s) :

Aides de haute technologie (robotique d'assistance, orthèses et prothèses éventuellement actives, neuromprothèses)

- Non
 Oui Si oui : quel type d'aide et dans quel(s) domaine(s)
 La prise d'aliments (couper de la viande, tenir un verre, porter des aliments à la bouche...) :
 Les soins d'apparence (main et visage, rasage, maquillage, coiffure...) :
 La toilette (douche, bain, se brosser les dents...) :
 Le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales (se sonder, évacuation des selles...) :
 L'écriture :
 Le maniement d'un ordinateur :
 Le maniement d'un joystick :
 L'habillage :
 Les transferts :
 Les déplacements :
 Les loisirs :
 Autre(s) :

**EVALUATION DES ATTENTES ET BESOINS VIS A VIS D'UN DISPOSITIF EXTERNE,
IMPLANTE OU UNE CHIRURGIE FONCTIONNELLE**

2) Si un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle vous permettaient d'améliorer votre indépendance dans les tâches de la vie quotidienne, quelles seraient pour vous les tâches prioritaires ? (classez les de 1 à 12 par ordre de priorité décroissante)

La prise d'aliments (couper de la viande, tenir un verre, porter des aliments à la bouche...)

Les soins d'apparence (main et visage, rasage, maquillage, coiffure...)

La toilette (douche, bain, se brosser les dents...)

Le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales (se sonder, évacuer...)

L'écriture

Le maniement d'un ordinateur

Le maniement d'un joystick

L'habillage

Les transferts

Les déplacements

Les loisirs

Autre(s) :

3) Si un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle vous permettaient d'améliorer votre indépendance dans les tâches de la vie quotidienne, quelles seraient pour vous les motivations prioritaires ? (classez les de 1 à 8 par ordre de priorité décroissante)

Gain de temps

Respect de mon intimité

Augmentation de l'étendue de mes activités

Exécution des tâches à mon rythme

Pouvoir faire ce que je veux quand je veux (autonomie)

Pouvoir faire face à une urgence

Gain financier (ex : ne plus payer les aides humaines)

Autre(s) :

4) Si un dispositif externe, implanté ou une chirurgie fonctionnelle vous permettaient d'améliorer votre indépendance dans les tâches de la vie quotidienne, est ce que vous privilégieriez le dispositif ou la chirurgie fonctionnelle au détriment de l'aide humaine ?

Ne se prononce pas

Non

Oui Si oui : dans quel(s) domaine(s)

La prise d'aliments (couper de la viande, tenir un verre, porter des aliments à la bouche...)

Les soins d'apparence (main et visage, rasage, maquillage, coiffure...)

La toilette (douche, bain, se brosser les dents...)

Le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales (se sonder,...)

L'écriture

Le maniement d'un ordinateur

Le maniement d'un joystick

- L'habillage
- Les transferts
- Les déplacements
- Les loisirs
- Autre(s) :

ETUDE DE L'ACCEPTABILITE D'UN DISPOSITIF IMPLANTE

5) Si aucune réponse technologique ou chirurgicale (de type chirurgie fonctionnelle) ne s'avérait être à la hauteur de vos attentes, seriez-vous disposé à bénéficier d'une implantation d'une neuroprothèse de stimulation des muscles de la main pour permettre des préhensions (ou augmentation de l'amplitude de vos mouvements, de la force lors de vos préhensions...)

- Ne se prononce pas
- Non
- Oui Si oui : dans quel ordre prioritaire (classez les de 1 à 12 par ordre de priorité décroissante)

La prise d'aliments (couper de la viande, tenir un verre, porter des aliments à la bouche...)

Les soins d'apparence (main et visage, rasage, maquillage, coiffure...)

La toilette (douche, bain, se brosser les dents...)

Le contrôle des fonctions vésico-sphinctériennes et intestinales (se sonder, évacuation des selles...)

L'écriture

Le maniement d'un ordinateur

Le maniement d'un joystick

L'habillage

Les transferts

Les déplacements

Les loisirs

Autre(s) :

6) Si une implantation d'un stimulateur musculaire destiné à restaurer des fonctions de préhensions (ou augmentation de l'amplitude de vos mouvements, de la force lors de vos préhensions...) vous était proposée faute de mieux, seriez-vous prêt à accepter :

- Une opération chirurgicale lourde (durée>4h, risques d'arrêt cardio-circulatoire, risques liés à l'anesthésie générale...)
- La présence de corps étrangers (stimulateur, câbles, électrodes)
- Une anesthésie générale
- Des cicatrices
- Autre(s) :

7) Observez les images se rapportant à une neuroprothèse déjà proposée à plus de 300 personnes tétraplégiques dans le monde, pourriez-vous nous dire quels sont les aspects que vous estimeriez **gênants pour accepter une éventuelle implantation d'une neuroprothèse ?**

- Commande externe
- Unité de contrôle externe
- Antenne de transmission

Stimulateur sous la peau au niveau thoracique

- Visible
- Invisible

Stimulateur sous la peau au niveau du bras

- Visible
- Invisible

Utilisation d'ondes radio

Autre(s) :

8) Observez les images se rapportant à une neuroprothèse déjà proposée à plus de 300 personnes tétraplégiques dans le monde. Dans l'optique où vous accepteriez l'éventuelle implantation d'une neuroprothèse, parmi les aspects suivants quels sont ceux que vous estimez **inacceptables** ?

Commande externe

Unité de contrôle externe

Antenne de transmission

Stimulateur sous la peau au niveau thoracique

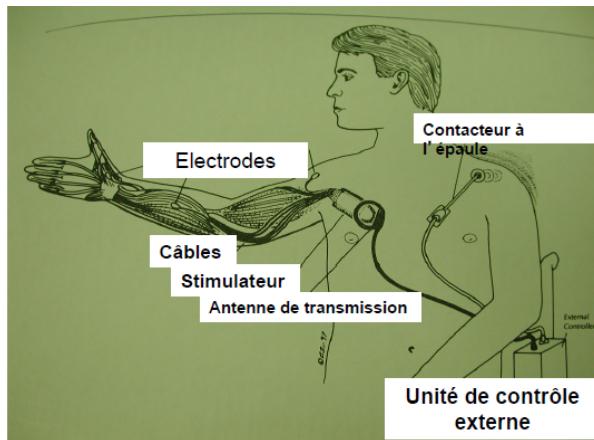
- Visible
- Invisible

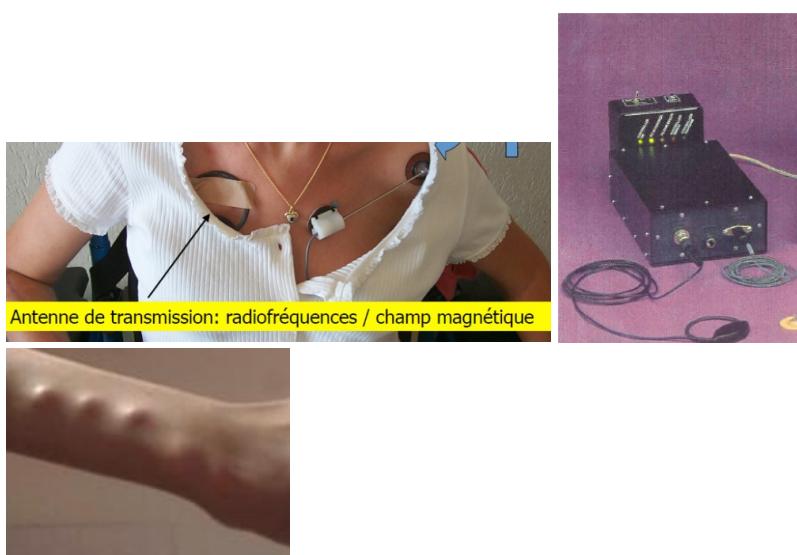
Stimulateur sous la peau au niveau du bras

- Visible
- Invisible

Utilisation d'ondes radio

Autre(s) :





9) Commentaires, questions et remarques des patients :

Annexe B

Questionnaire "Evaluation du mode de contrôle"

QUESTIONNAIRE

Ce questionnaire inspiré de la norme ISO 9241-9 (Exigences ergonomiques pour travail de bureau avec terminaux à écrans de visualisation (TEV)-Partie 9: dispositifs d'entrée autres que les claviers) vise à évaluer le confort et l'utilisabilité du dispositif d'entrée. Ce questionnaire sera à remplir à la fin de chaque test (série de 5 tests correspondant à 5 modes de commandes différents).

1. Efforts physiques requis par l'utilisation du dispositif

(1 = Très importants, 7 = Très faibles)

1.....2.....3.....4.....5.....6.....7

2. Efforts attentionnels requis par l'utilisation du dispositif

(1 = Très importants, 7 = Très faibles)

1.....2.....3.....4.....5.....6.....7

3. Confort global (1 = Très inconfortable, 7 = Très confortable)

1.....2.....3.....4.....5.....6.....7

4. Fonctionnement global du dispositif

(1 = Utilisation très laborieuse, 7 = Utilisation très facile)

1.....2.....3.....4.....5.....6.....7

5. Fatigue du cou (1 = Très importante, 7 = Aucune)

1.....2.....3.....4.....5.....6.....7

6. Fatigue de l'épaule (1 = Très importante, 7 = Aucune)

1.....2.....3.....4.....5.....6.....7

7. Fatigue du bras (1 = Très importante, 7 = Aucune)

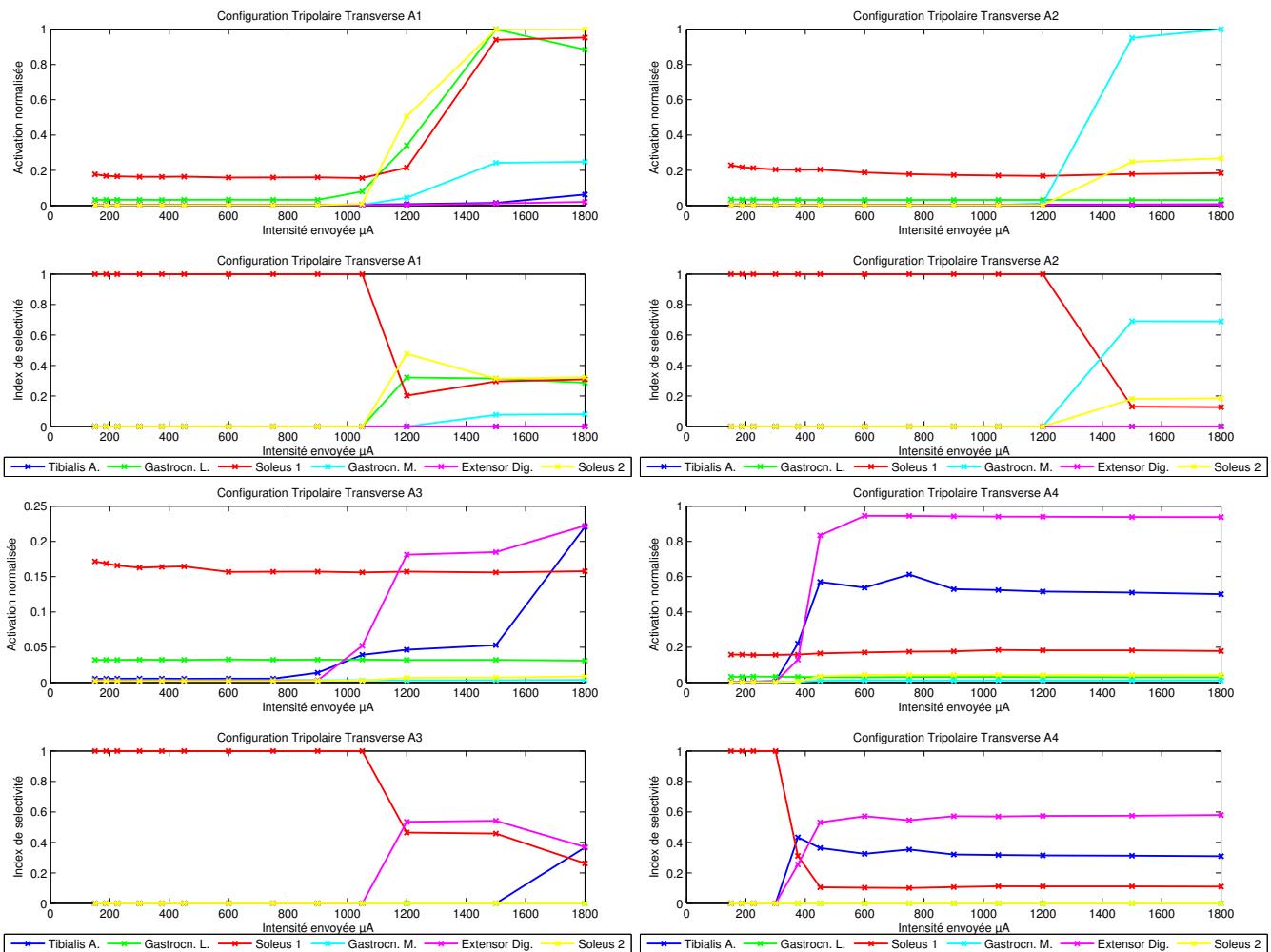
1.....2.....3.....4.....5.....6.....7

Annexe C

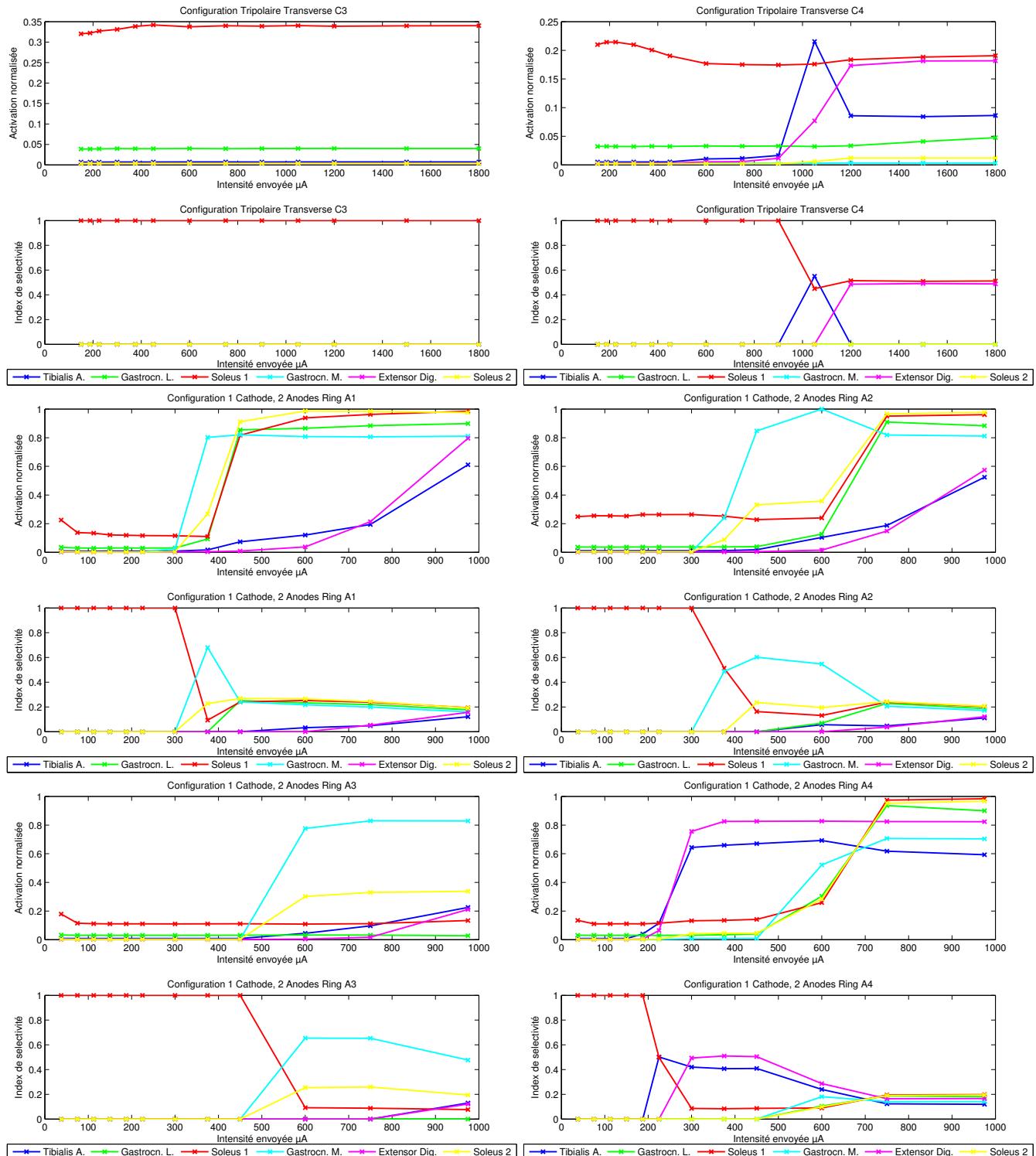
Courbes de recrutement et indices de sélectivité obtenus chez les animaux

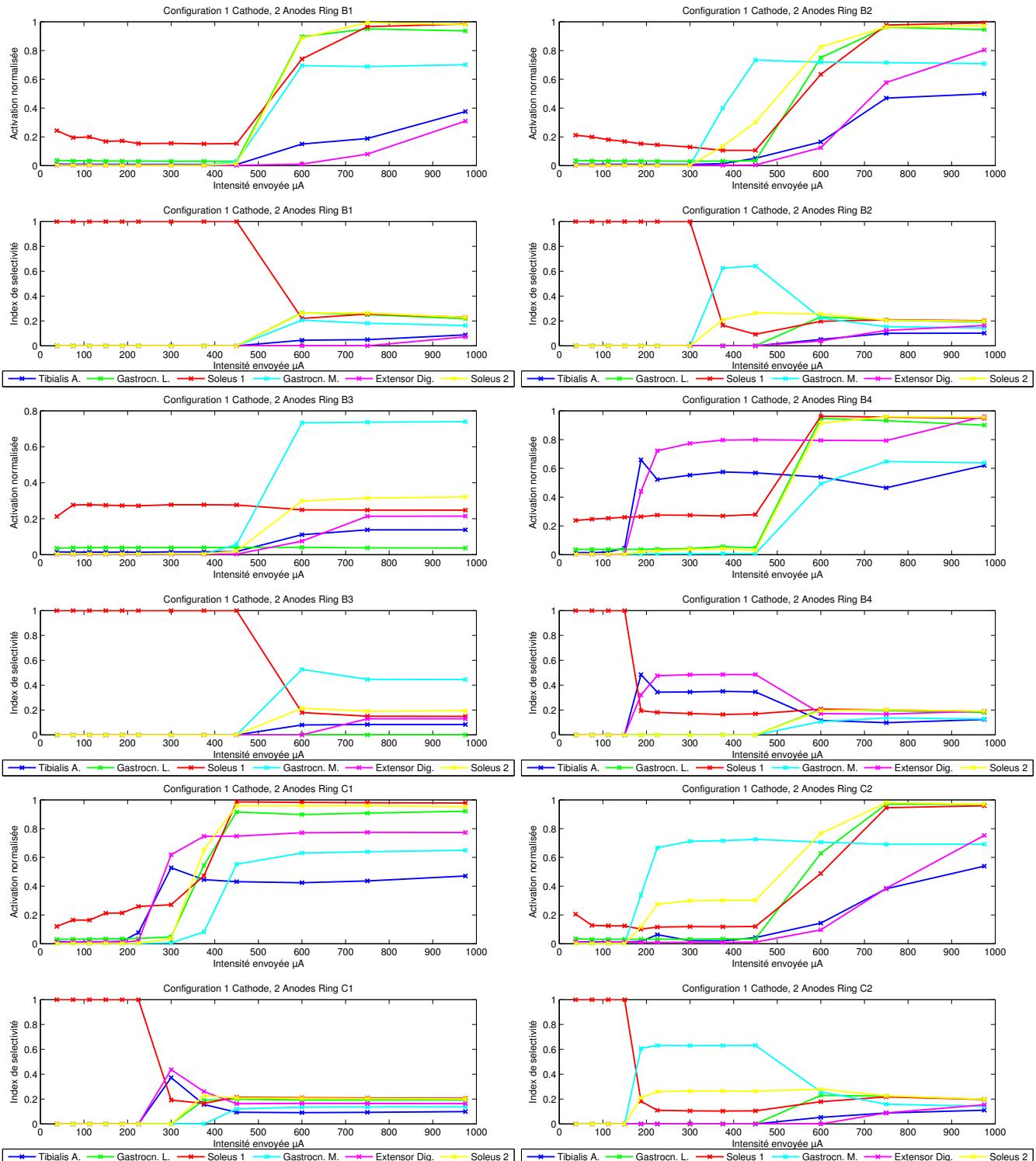
Courbes de recrutement et indices de sélectivité chez N1.

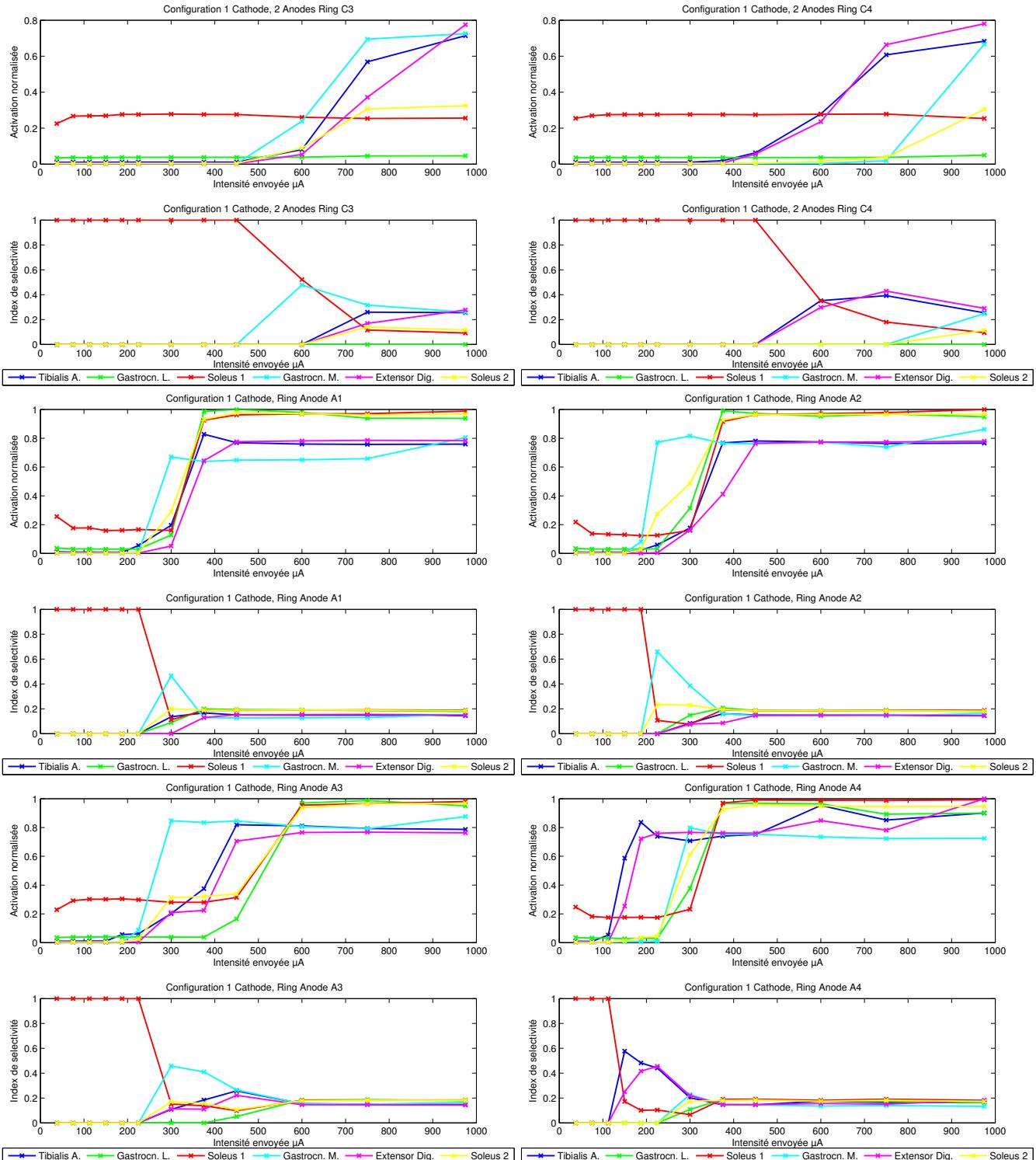
Les courbes qui suivent représentent l'activation normalisée à l'activation maximale et l'indice de sélectivité pour chaque muscle de N1 en fonction de l'intensité de stimulation (en μ A) et de la configuration de stimulation. Ainsi, la configuration "Tripolaire Transverse" reproduite sur l'anneau A se révèle particulière sélective et robuste puisque qu'elle permet d'activer sélectivement le gastrocnémien médial ("Tripolaire Transverse A2"), le soléaire et le gastrocnémien latéral de façon simultanée ("Tripolaire Transverse A1") et l'extenseur des doigts ("Tripolaire Transverse A4"). Elle provoque une contraction forte mais à des intensités relativement élevées. Les configurations "Bipolaire", "Tripolaire Longitudinale" et "1 Cathode, Ring Anode" ne sont pas sélectives mais peuvent être utilisées pour stimuler globalement le nerf à de faibles intensités.

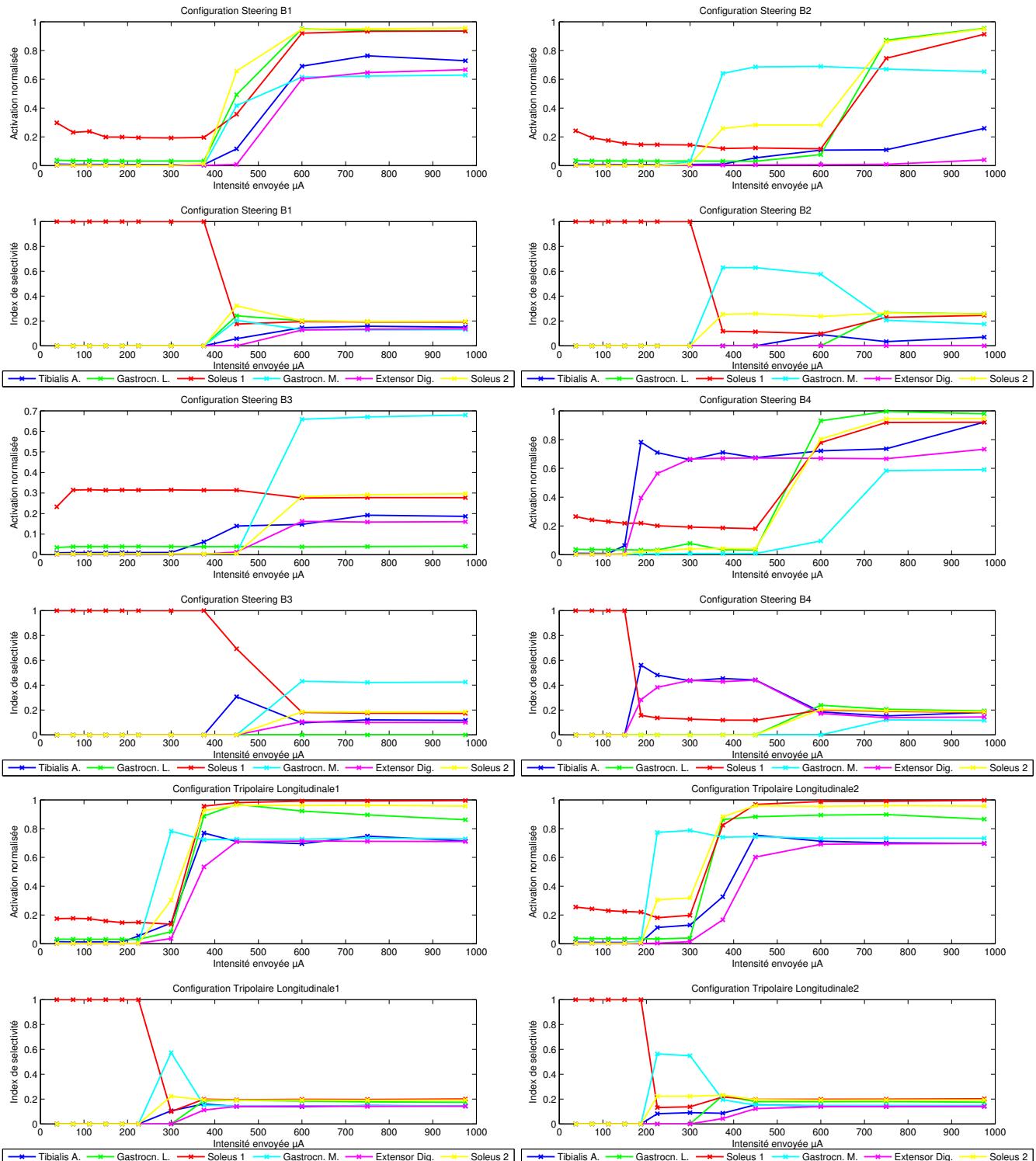


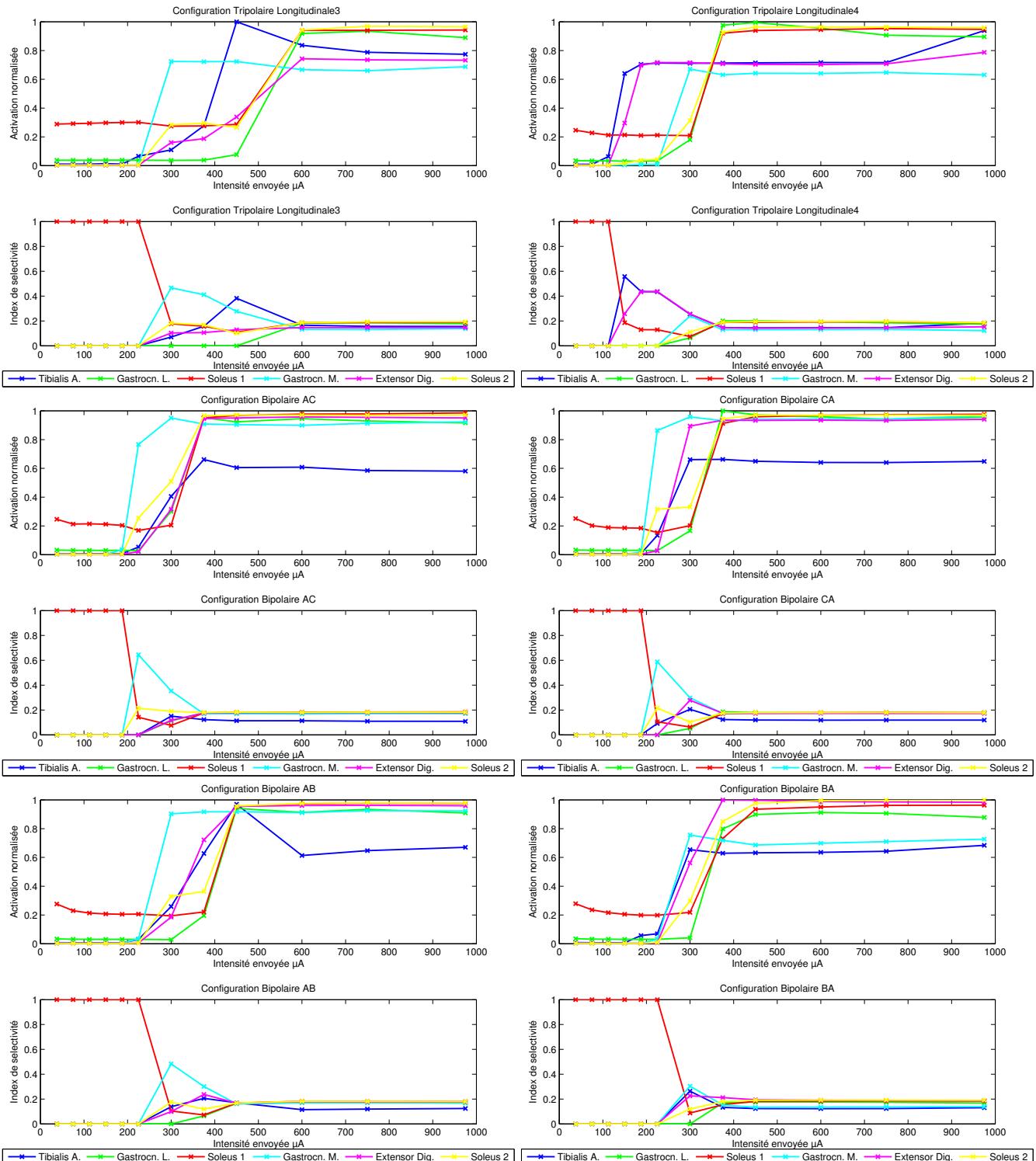












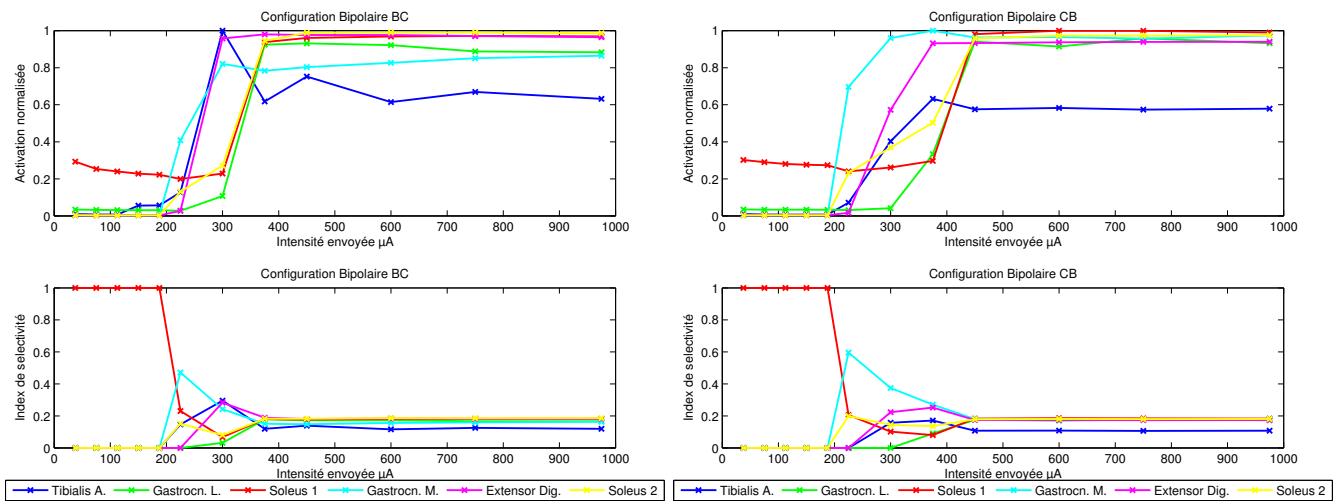
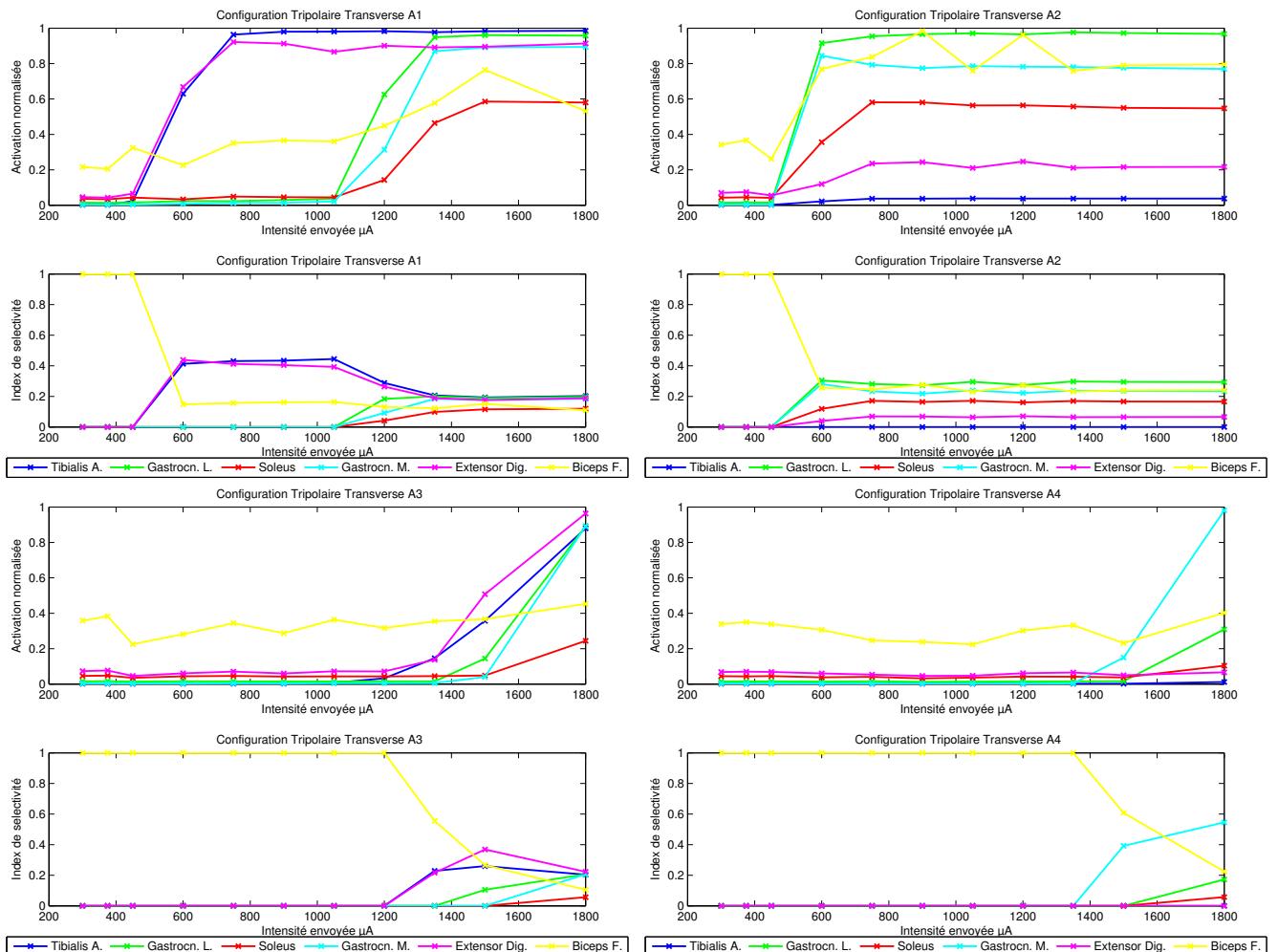
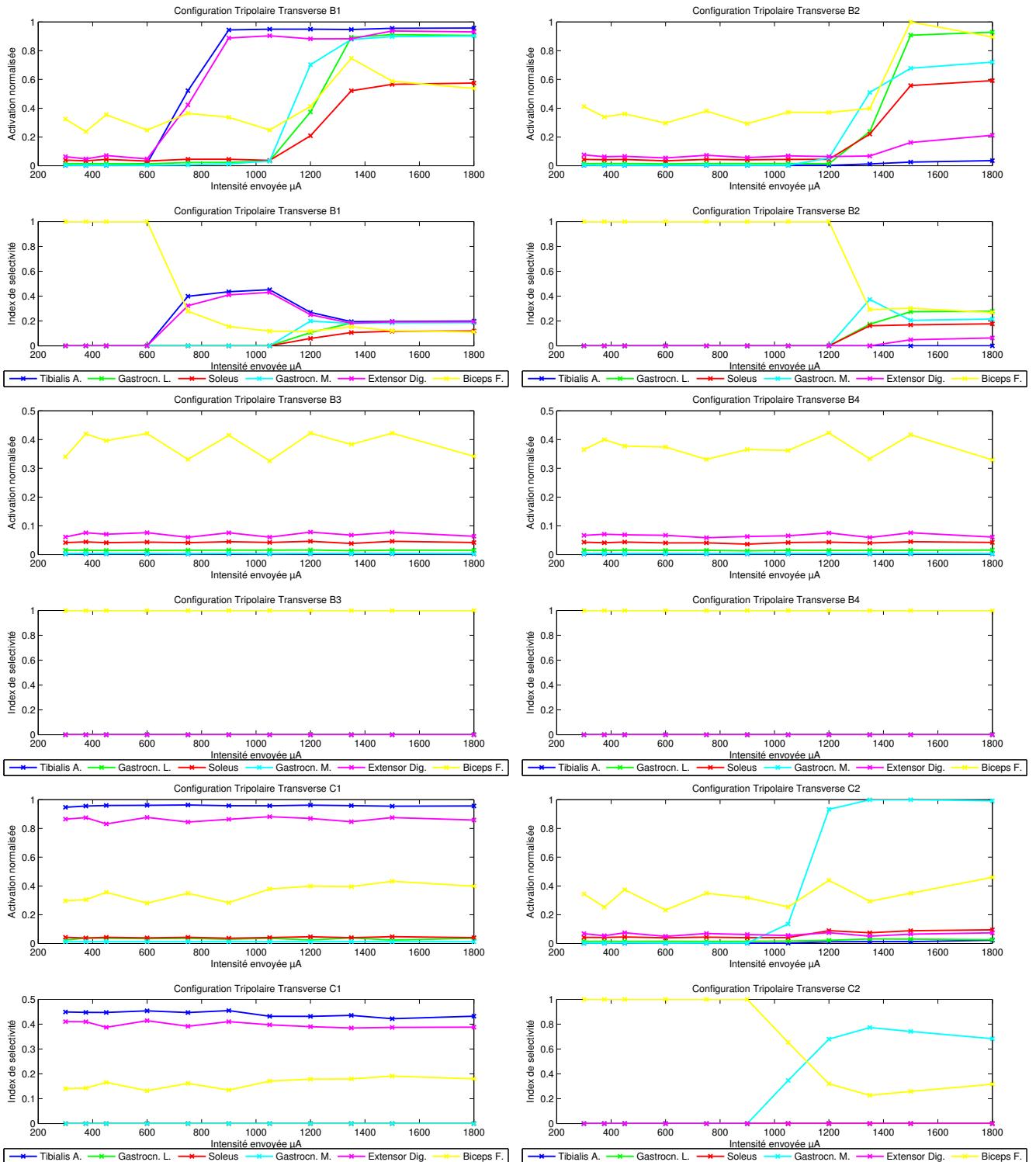


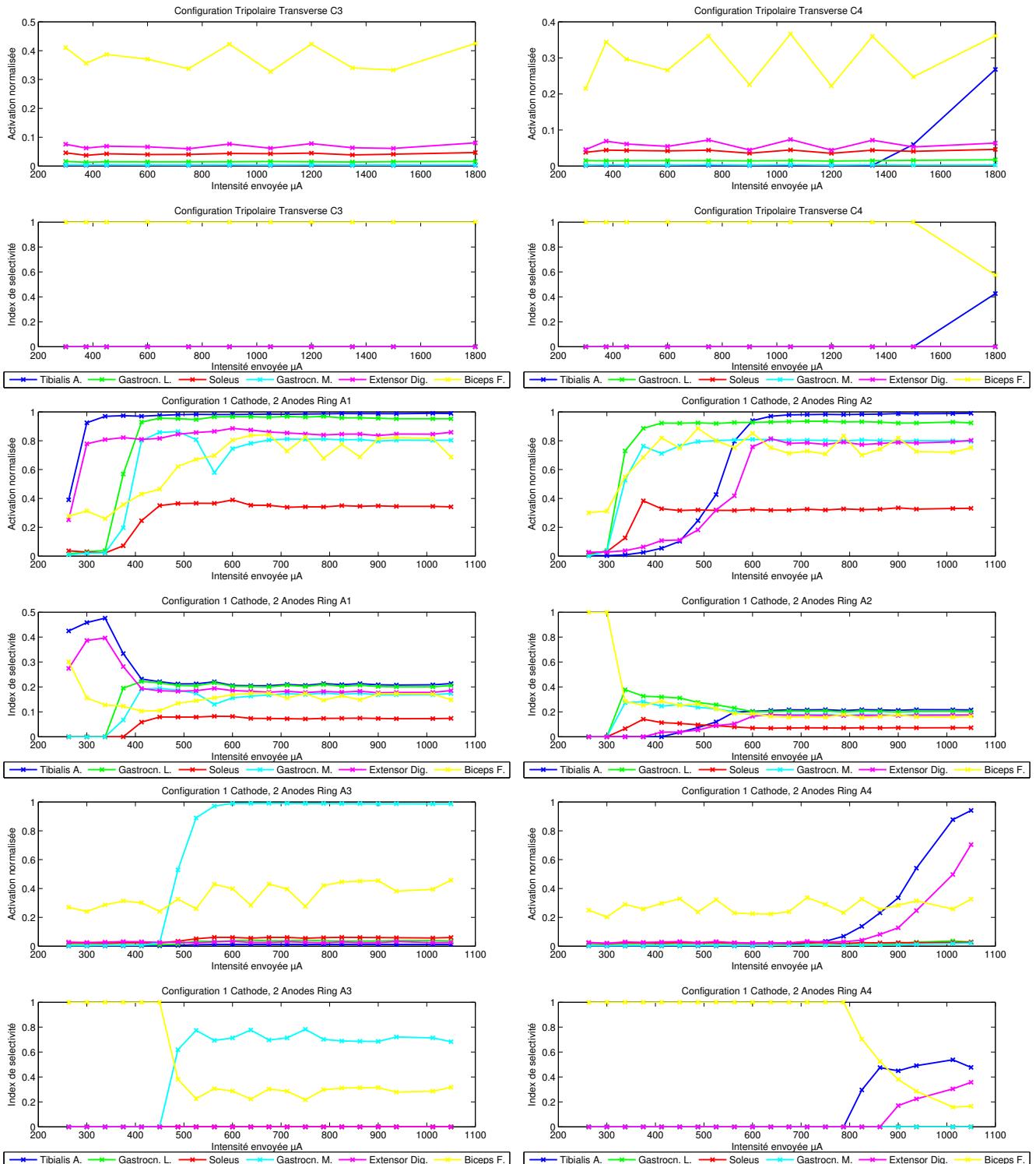
FIGURE 1 – Activation normalisée à l'activation maximale et indice de sélectivité pour chaque muscle de N1 en fonction de l'intensité de stimulation (en μ A) et de la configuration de stimulation.

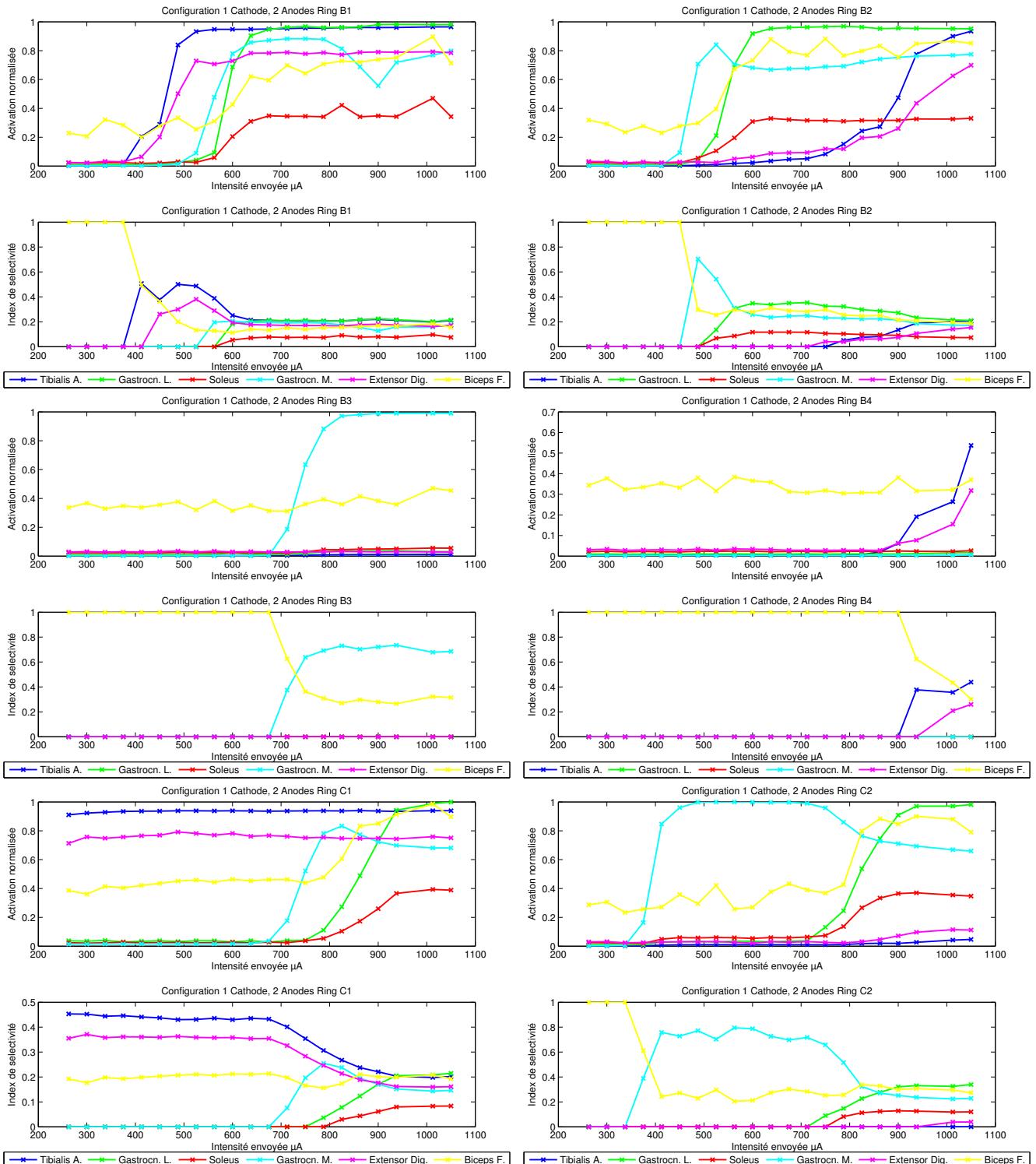
Courbes de recrutement et indices de sélectivité chez N2.

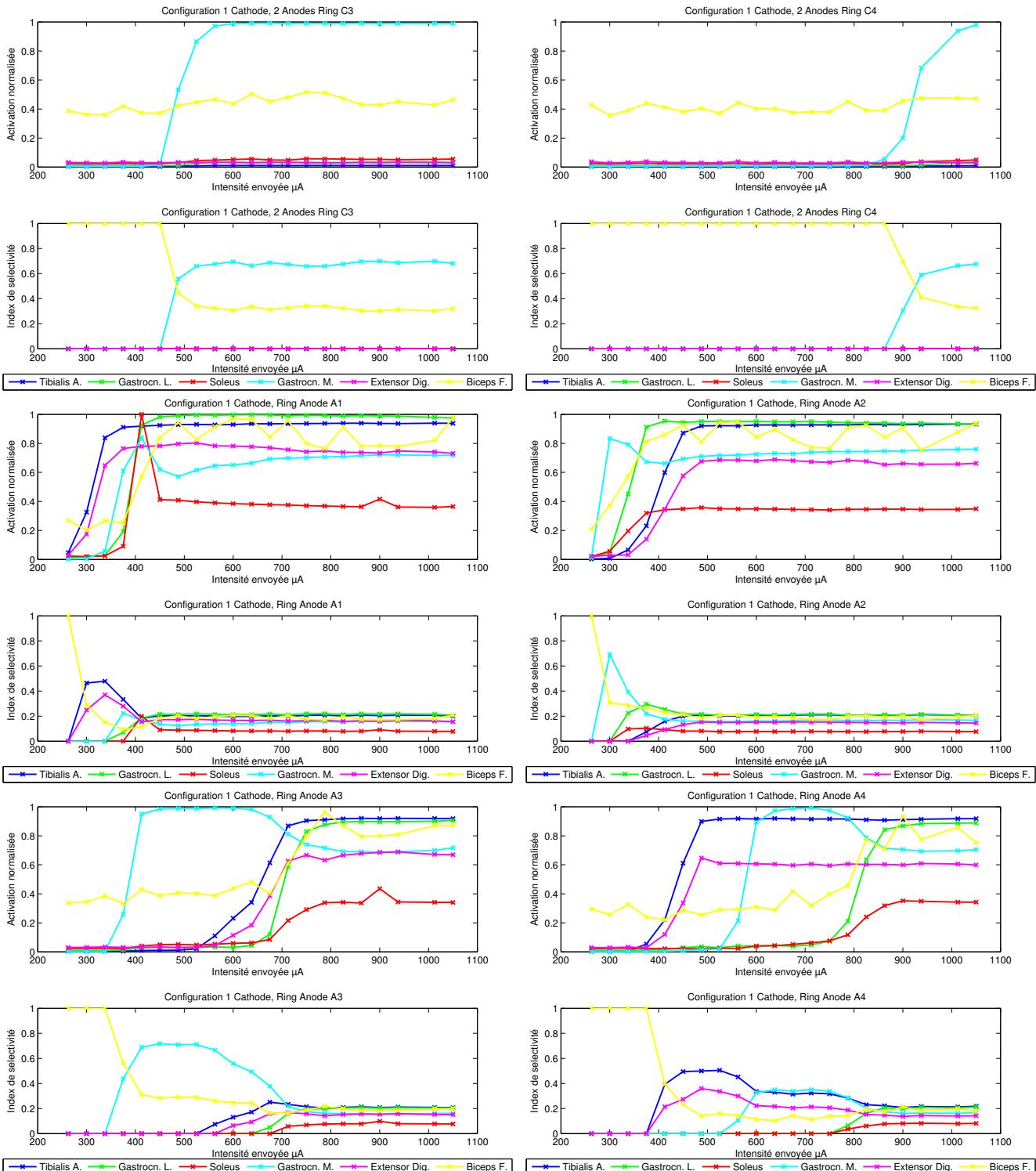
Les courbes qui suivent représentent l'activation normalisée à l'activation maximale et l'indice de sélectivité pour chaque muscle de N2 en fonction de l'intensité de stimulation (en μA) et de la configuration de stimulation. Ainsi, la configuration "Tripolaire Transverse" reproduite sur l'anneau A se révèle particulière sélective et robuste puisque qu'elle permet d'activer sélectivement le gastrocnémien médial ("Tripolaire Transverse A4"), le soléaire, les gastrocnémiens latéral et médial et le biceps femoral de façon simultanée ("Tripolaire Transverse A2") et les extenseurs de la patte ("Tripolaire Transverse A1"). Elle provoque une contraction forte à des intensités relativement faibles. Les configurations "Bipolaire" et "Tripolaire Transverse" ne sont pas sélectives mais peuvent être utilisées pour stimuler globalement le nerf à de faibles intensités. Les configurations "Tripolaire Longitudinale", "Steering", "1 Cathode, Ring Anode" et "1 Cathode, 2 Anodes Ring" sont relativement sélectives, efficaces et robustes lorsqu'elles sont reproduites sur les contacts 3 et 4.

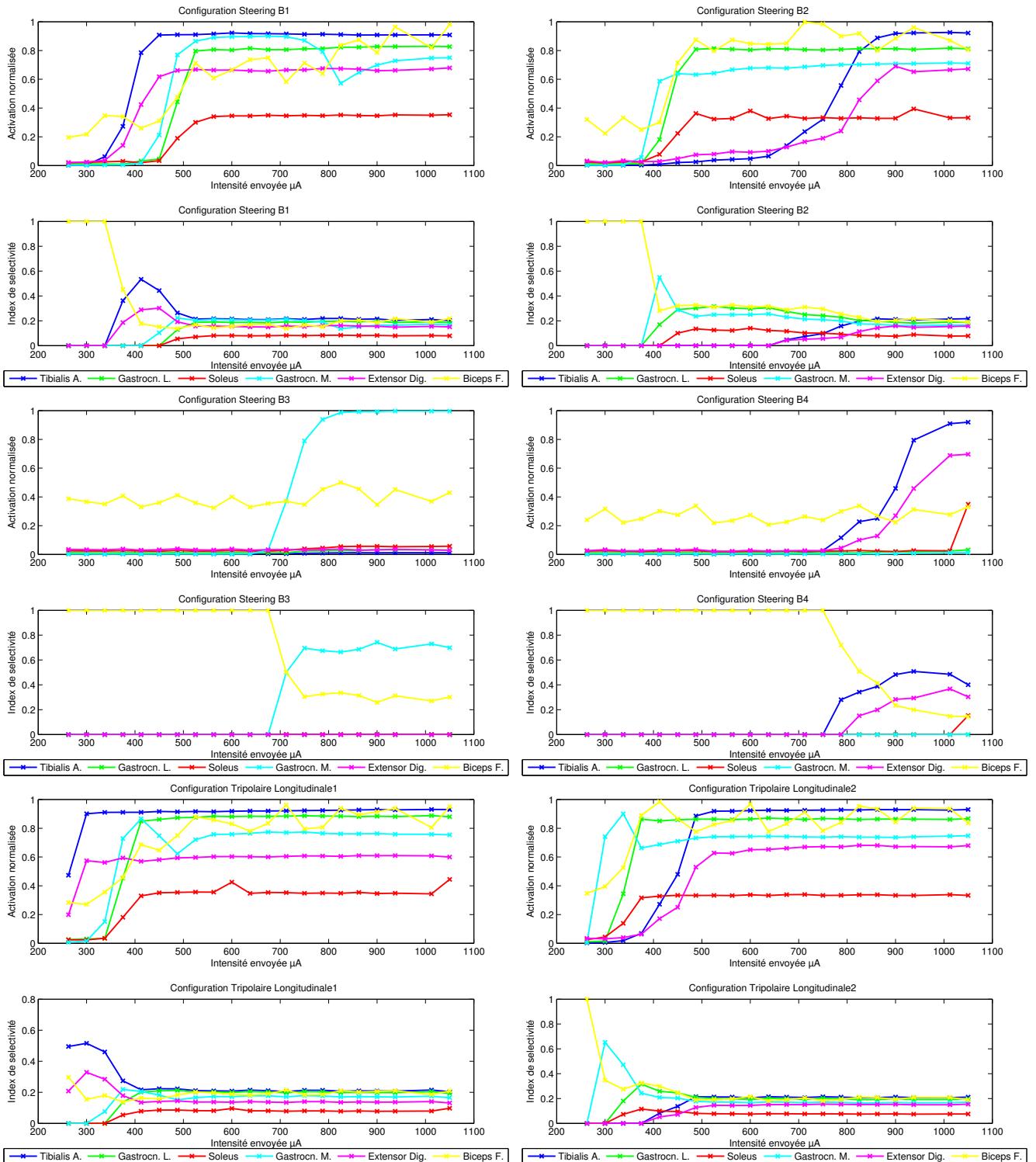












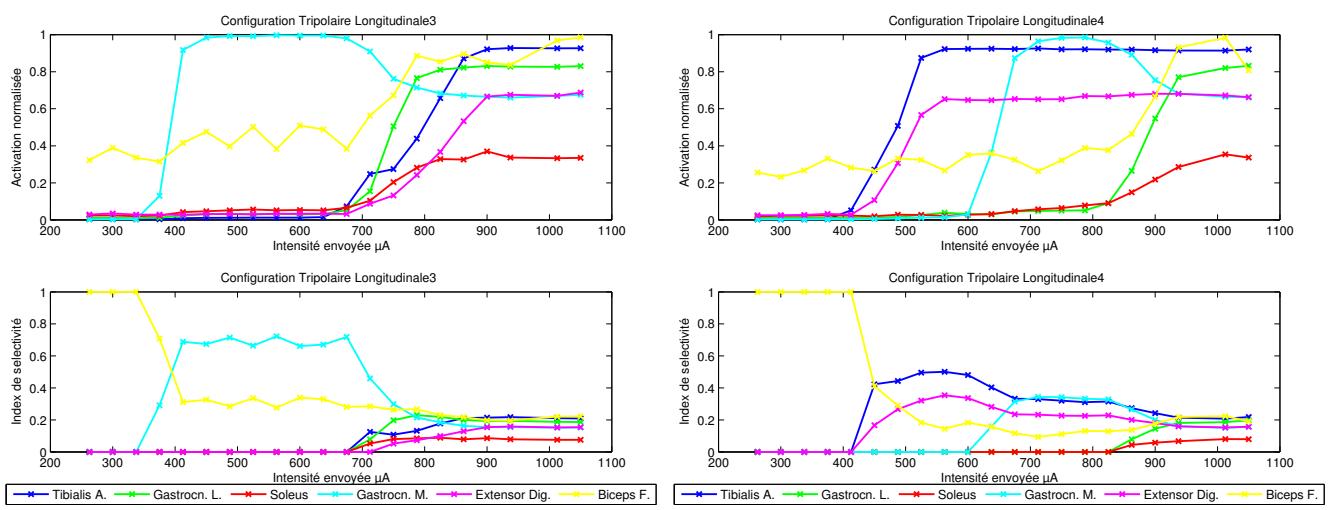
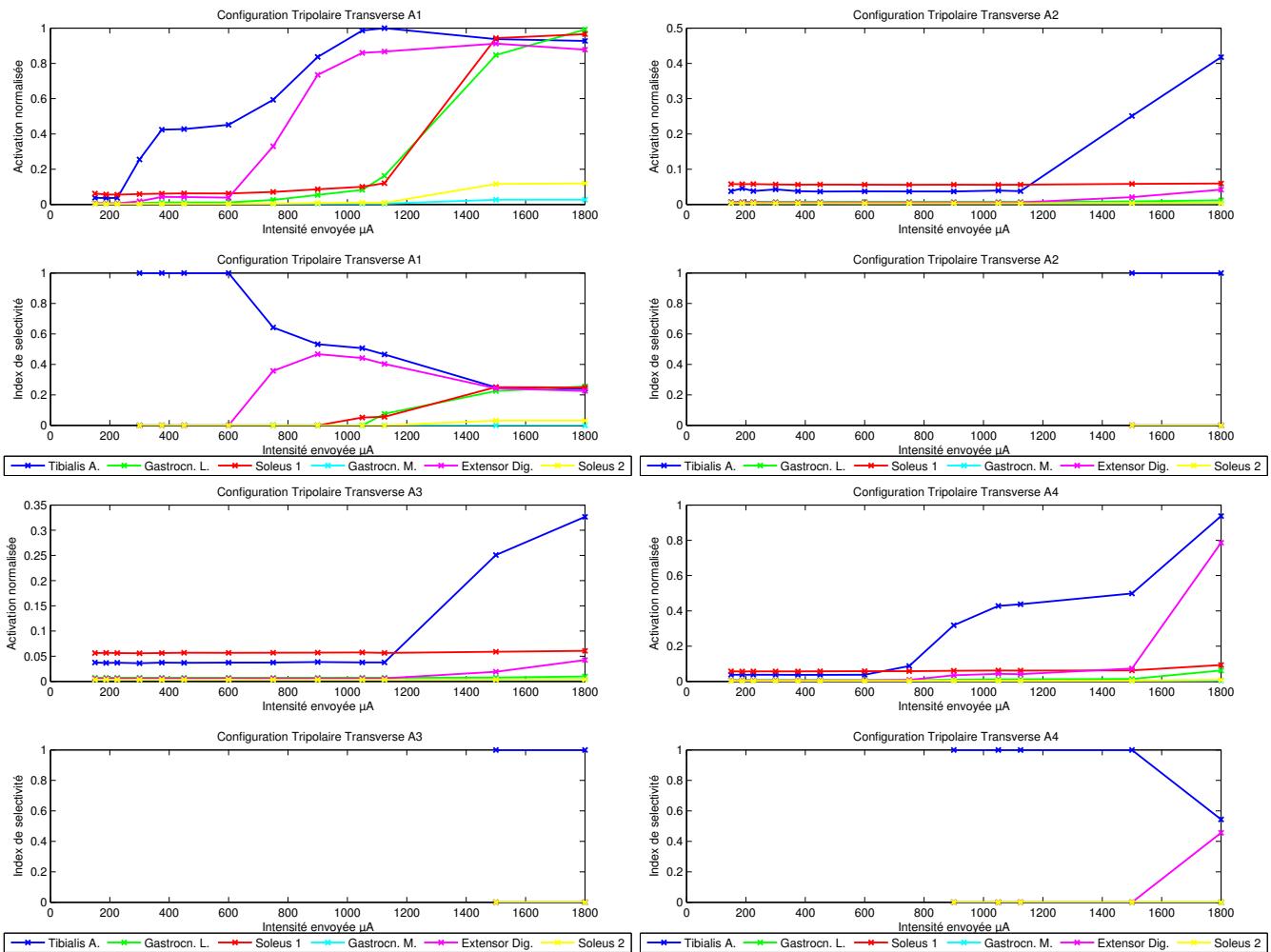
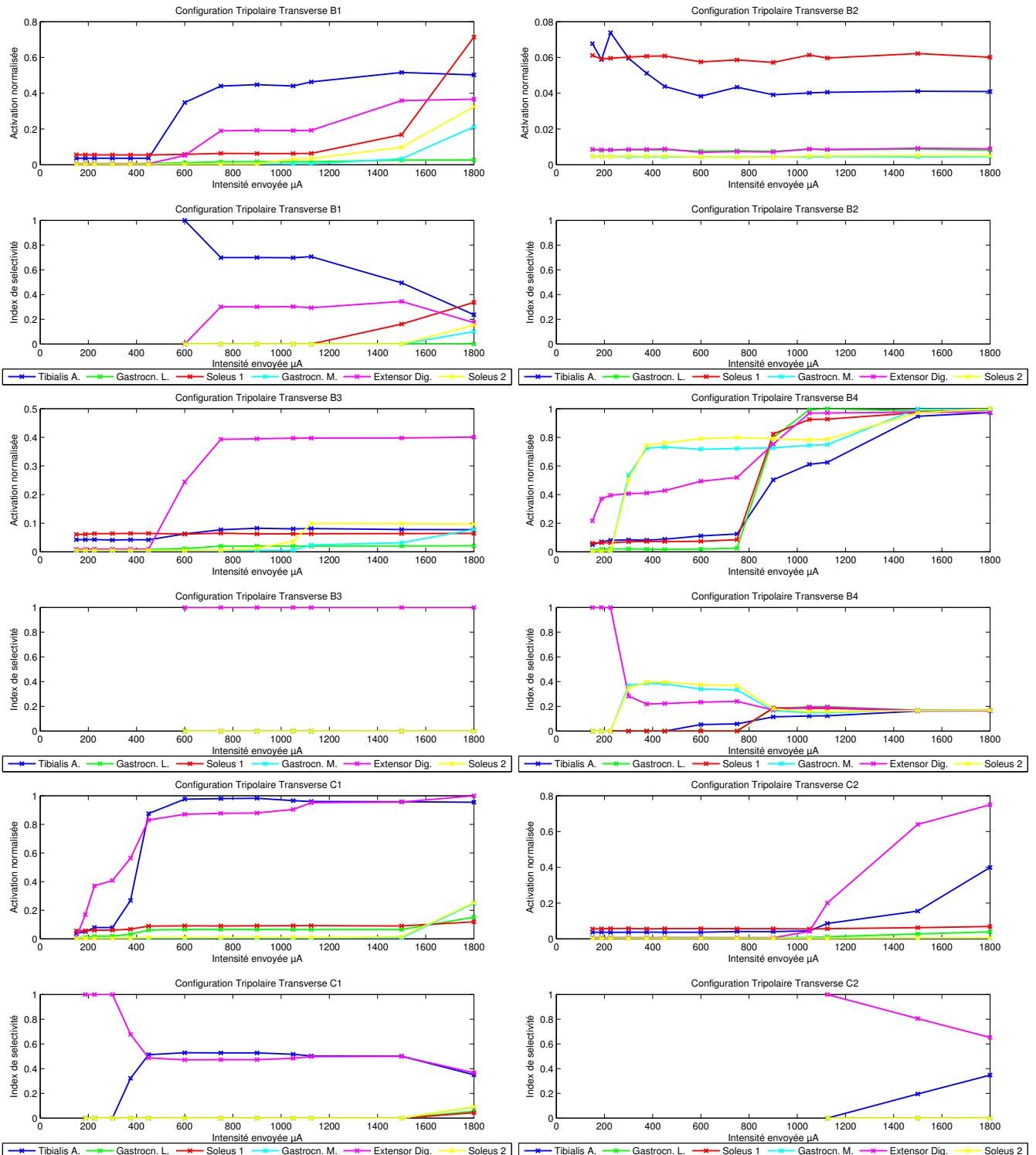


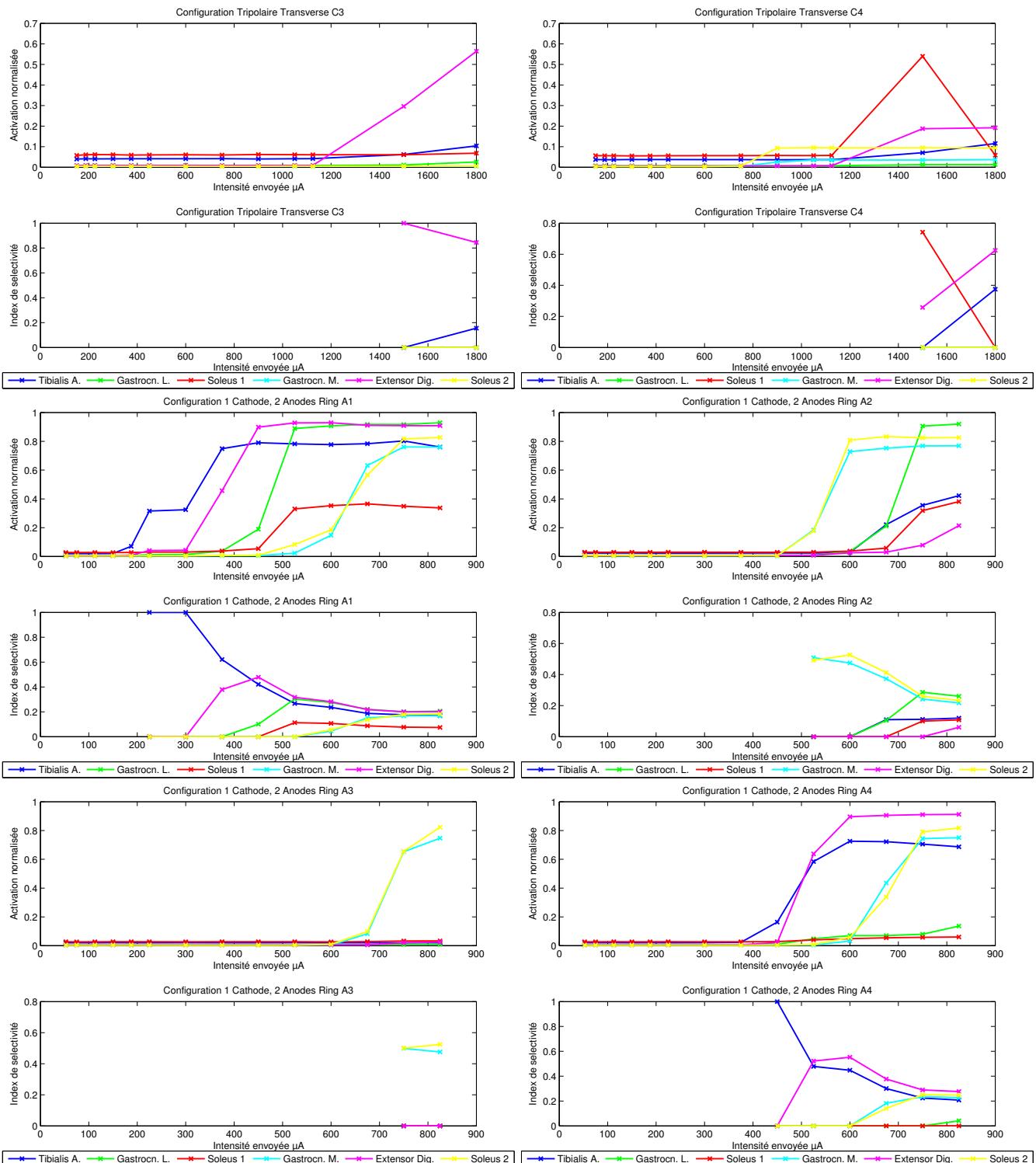
FIGURE 1 – Activation normalisée à l’activation maximale et indice de sélectivité pour chaque muscle de N2 en fonction de l’intensité de stimulation (en μA) et de la configuration de stimulation.

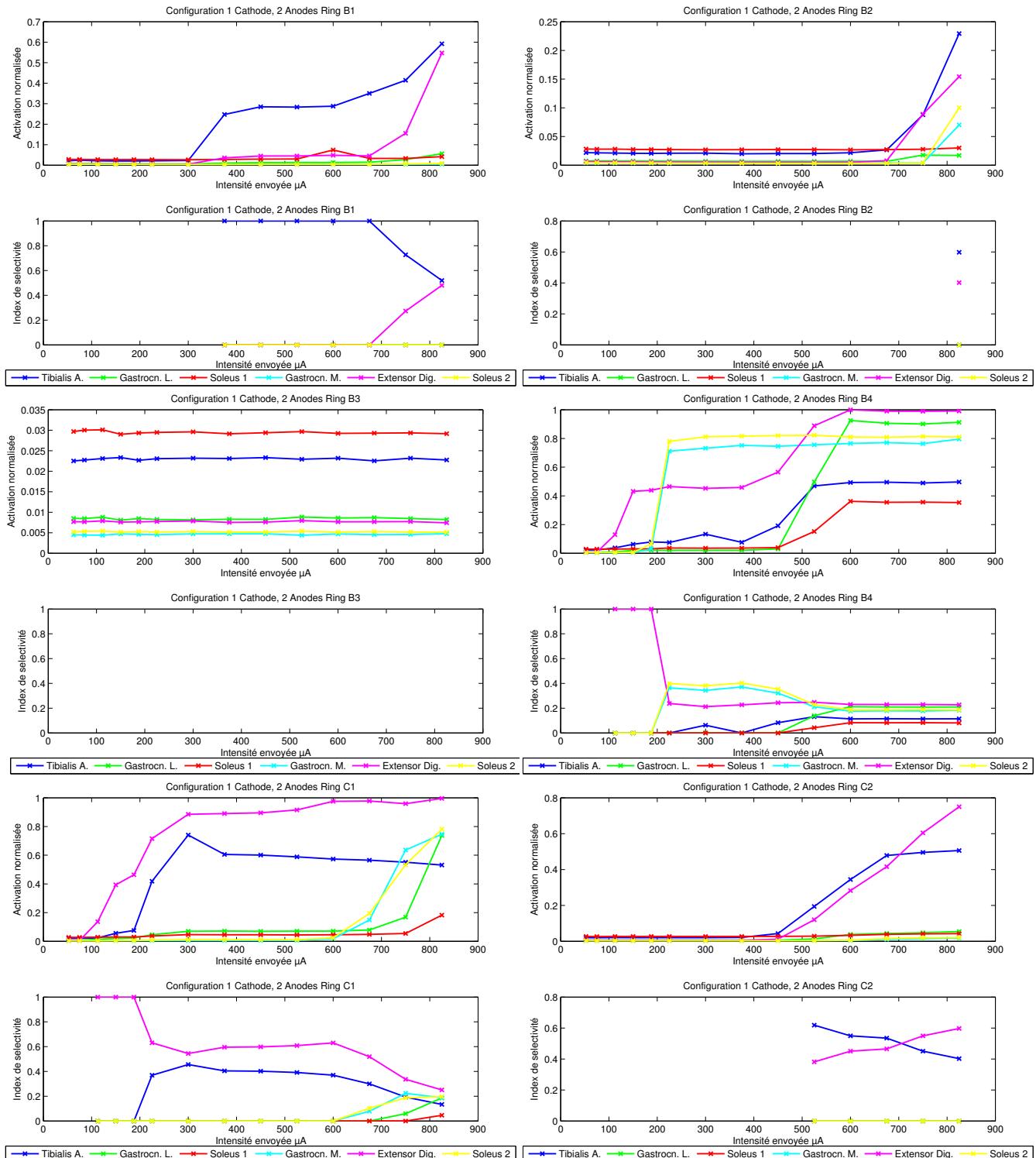
Courbes de recrutement et indices de sélectivité chez N3.

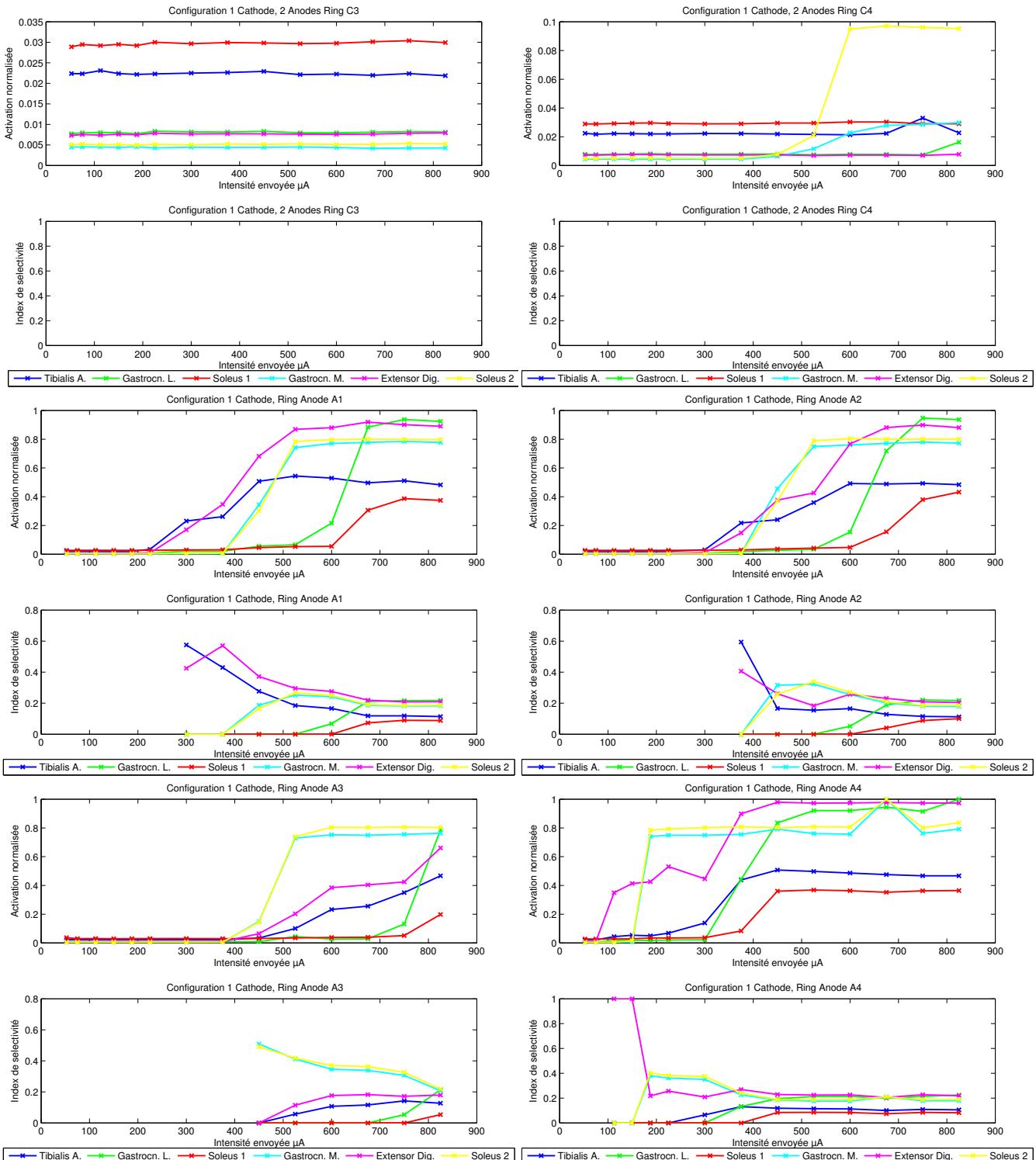
Les courbes qui suivent représentent l'activation normalisée à l'activation maximale et l'indice de sélectivité pour chaque muscle de N3 en fonction de l'intensité de stimulation (en μ A) et de la configuration de stimulation. Une sélectivité interfasciculaire est retrouvée notamment à travers l'utilisation de la configuration "1 Cathodes, 2 Anodes Ring". En effet, reproduite sur le contact A2, elle permet d'activer sélectivement à plus de 80% les muscles fléchisseurs de la patte, tandis que reproduite sur l'anneau A4, elle permet d'activer sélectivement à plus de 80% les muscles extenseurs de la patte. Les configurations "Anneau Bipolaire", "Tripolaire Longitudinale", "1 Cathode, Ring Anode" et "Steering" ne sont pas sélectives mais peuvent être utilisées pour stimuler globalement le nerf à de faibles intensités.

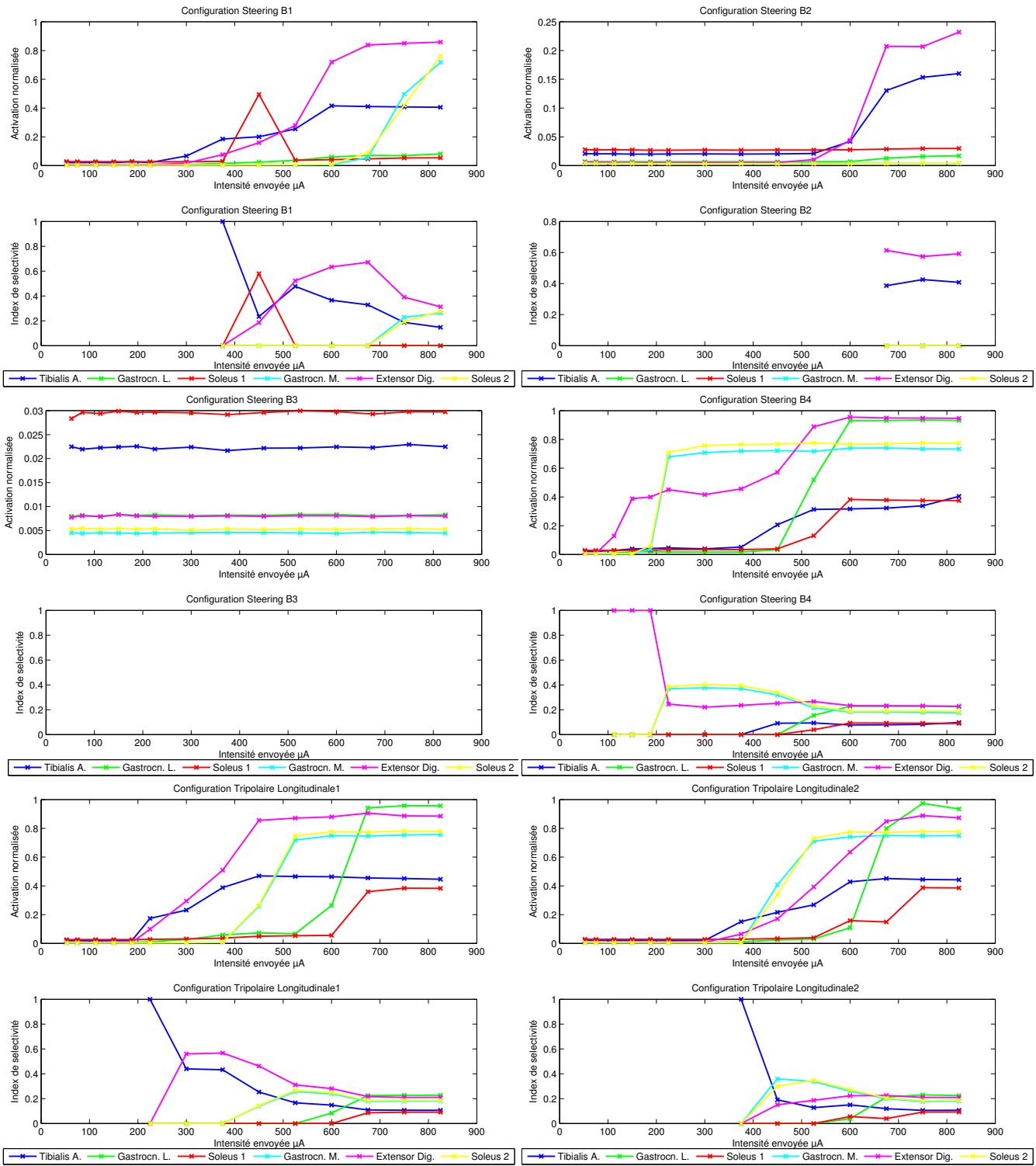


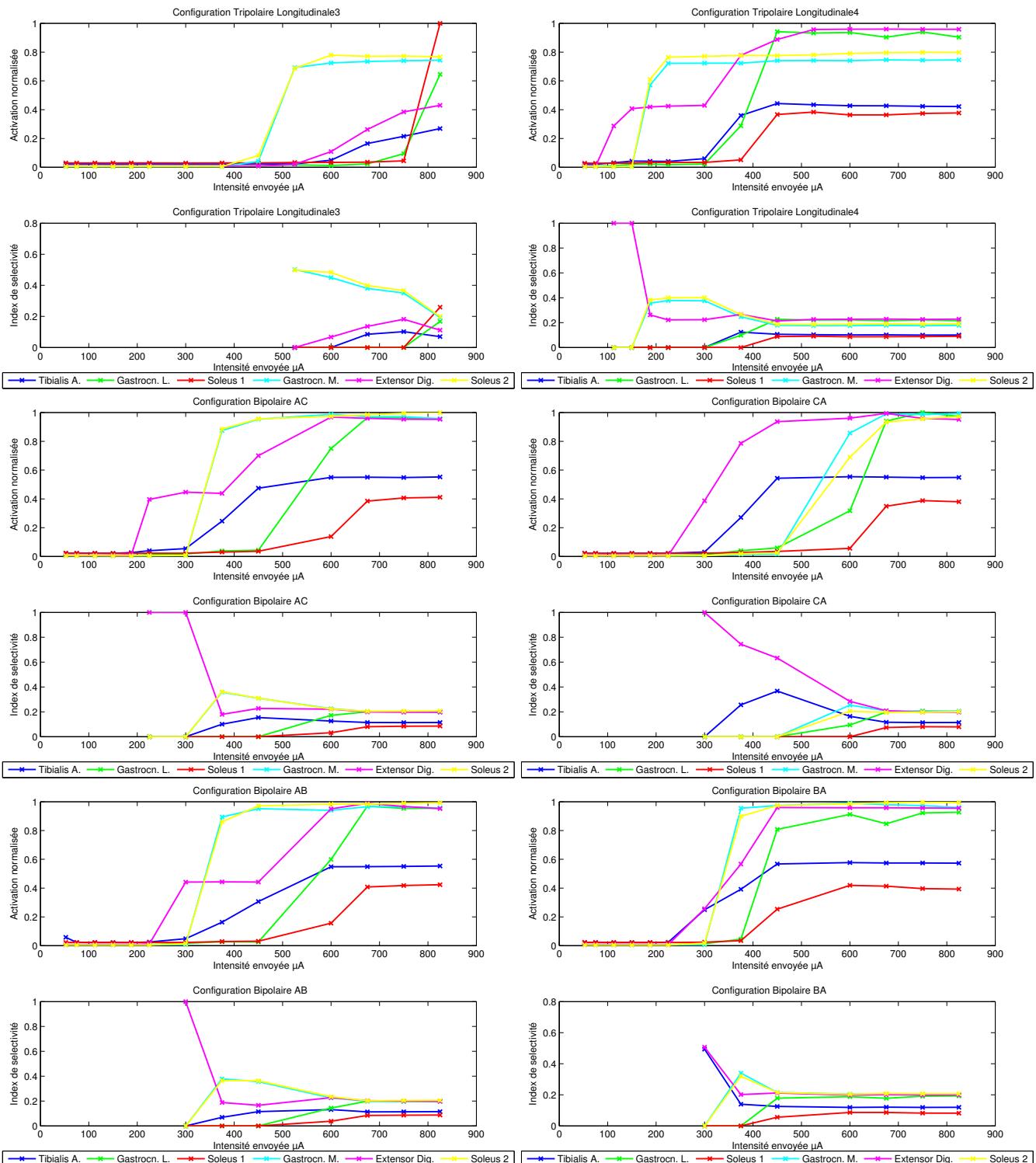












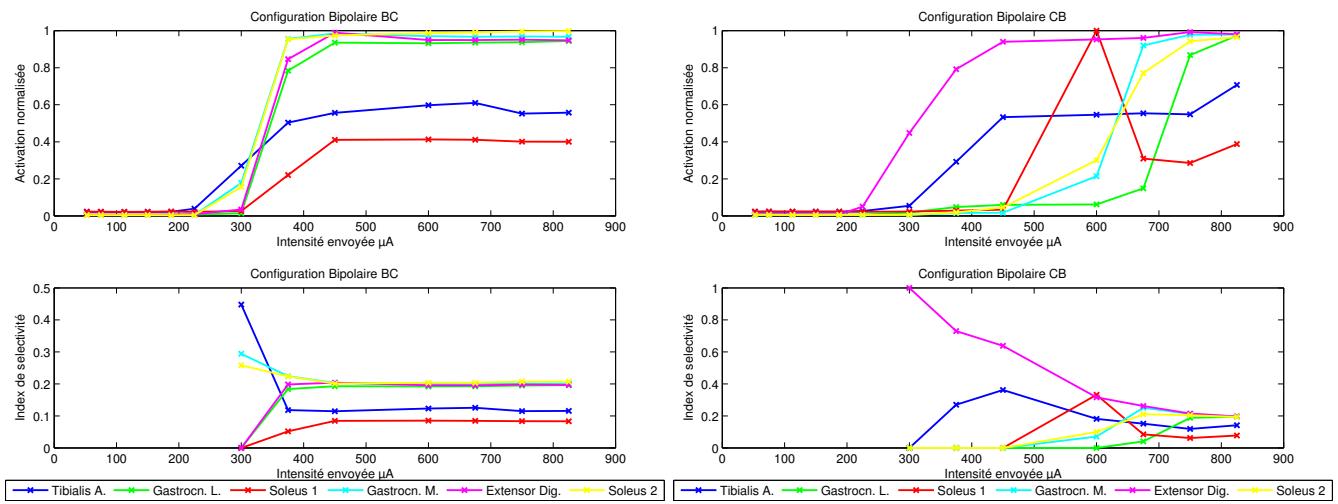
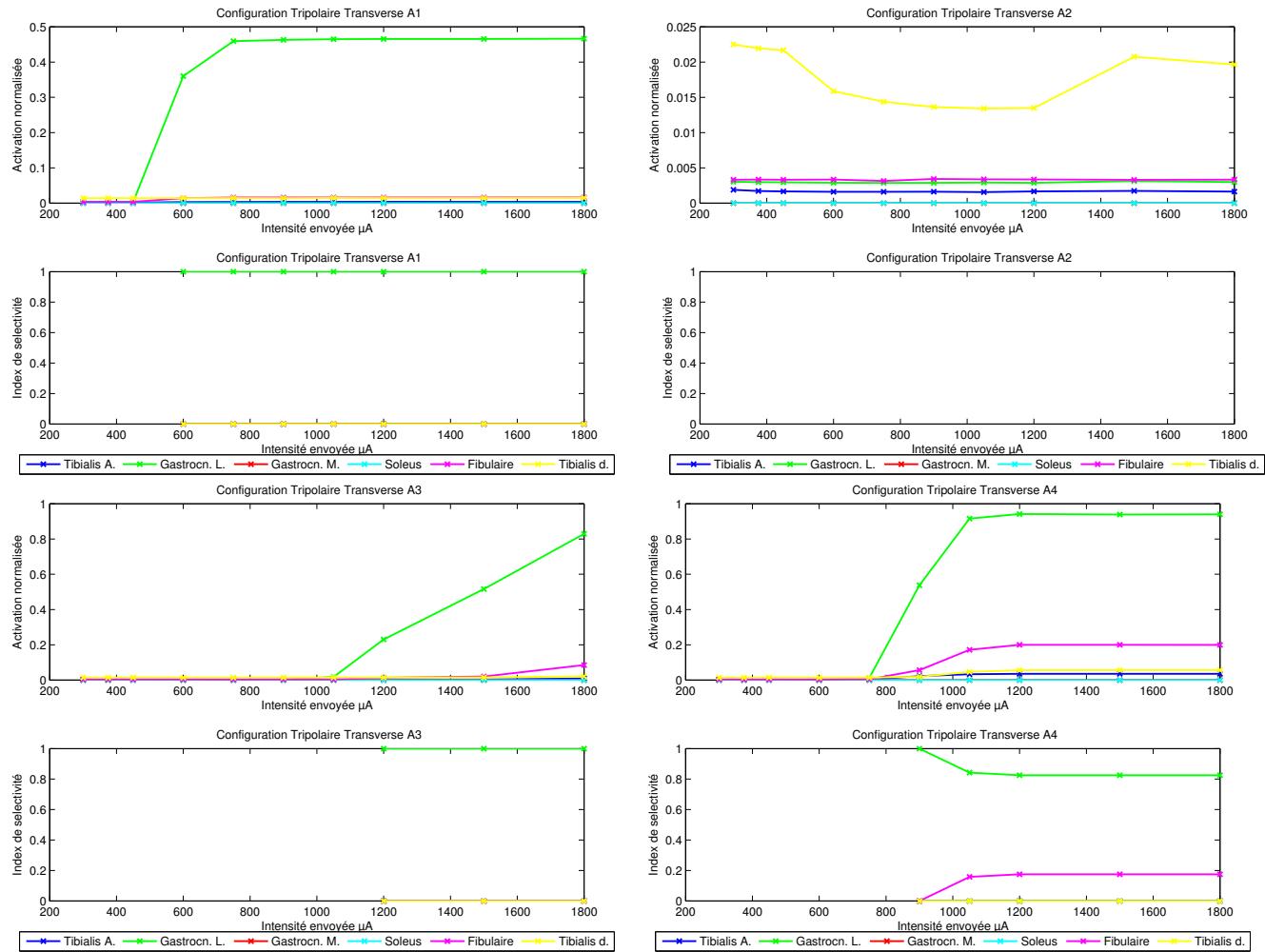
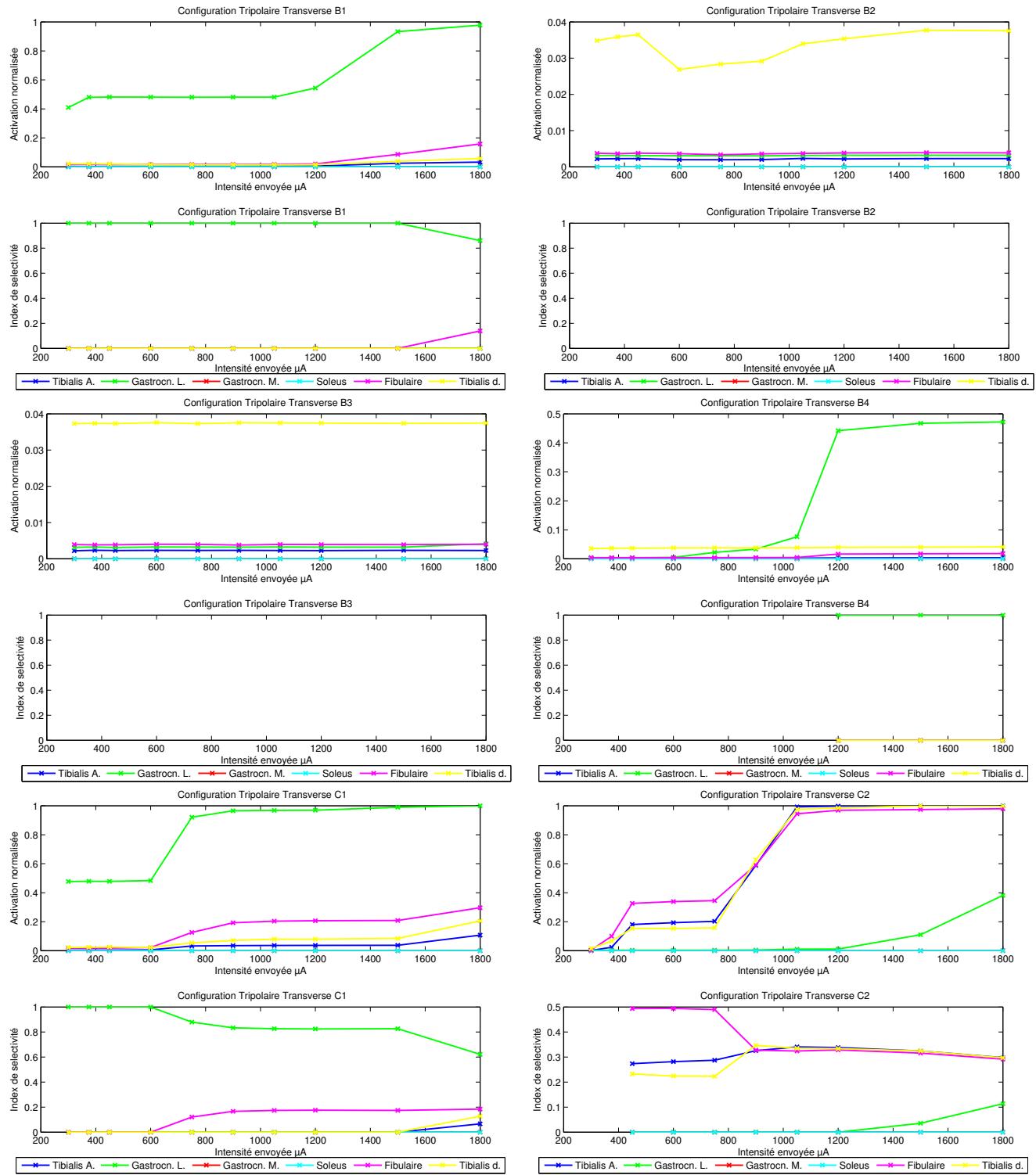


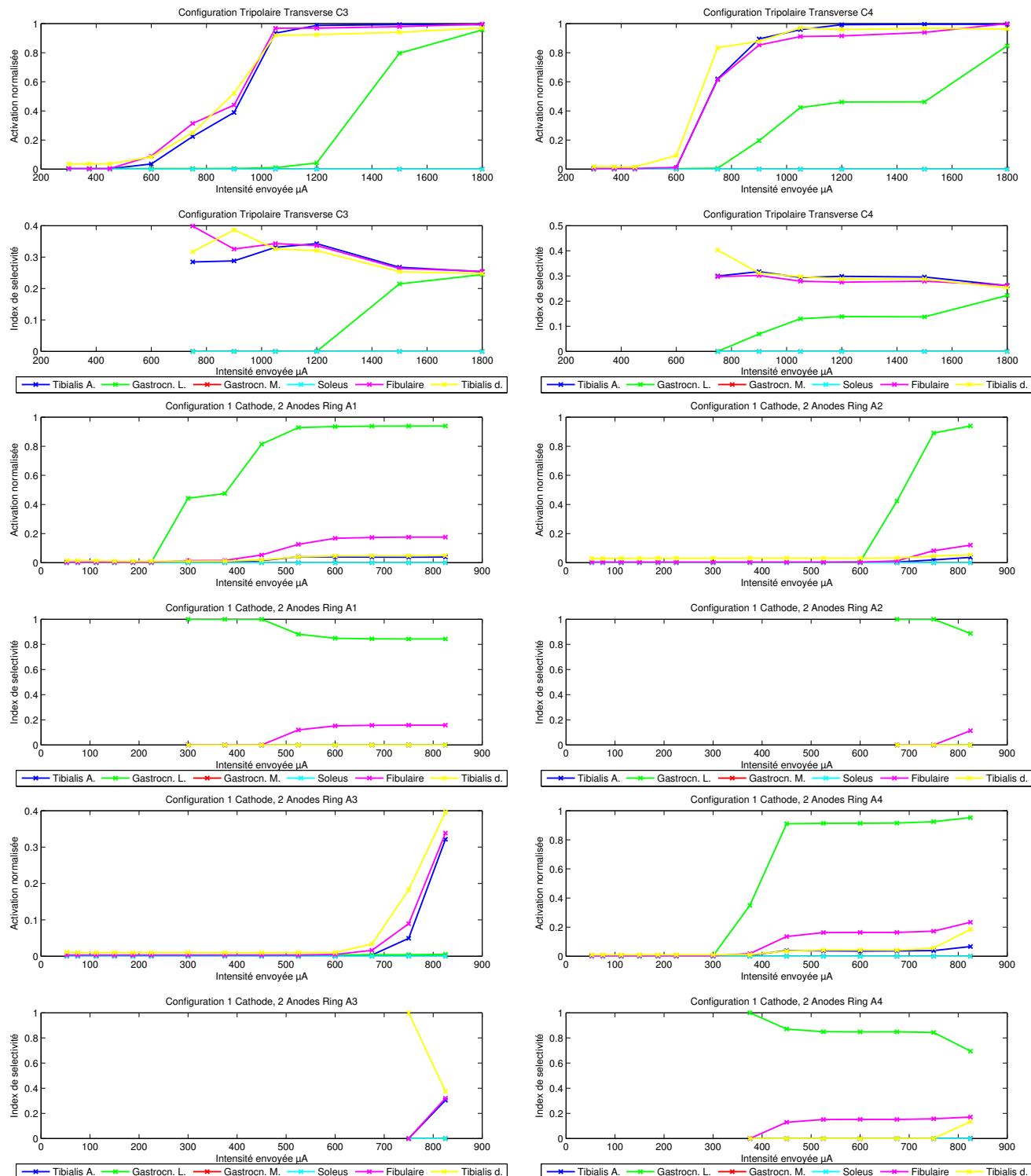
FIGURE 1 – Activation normalisée à l’activation maximale et indice de sélectivité pour chaque muscle de N3 en fonction de l’intensité de stimulation (en μA) et de la configuration de stimulation.

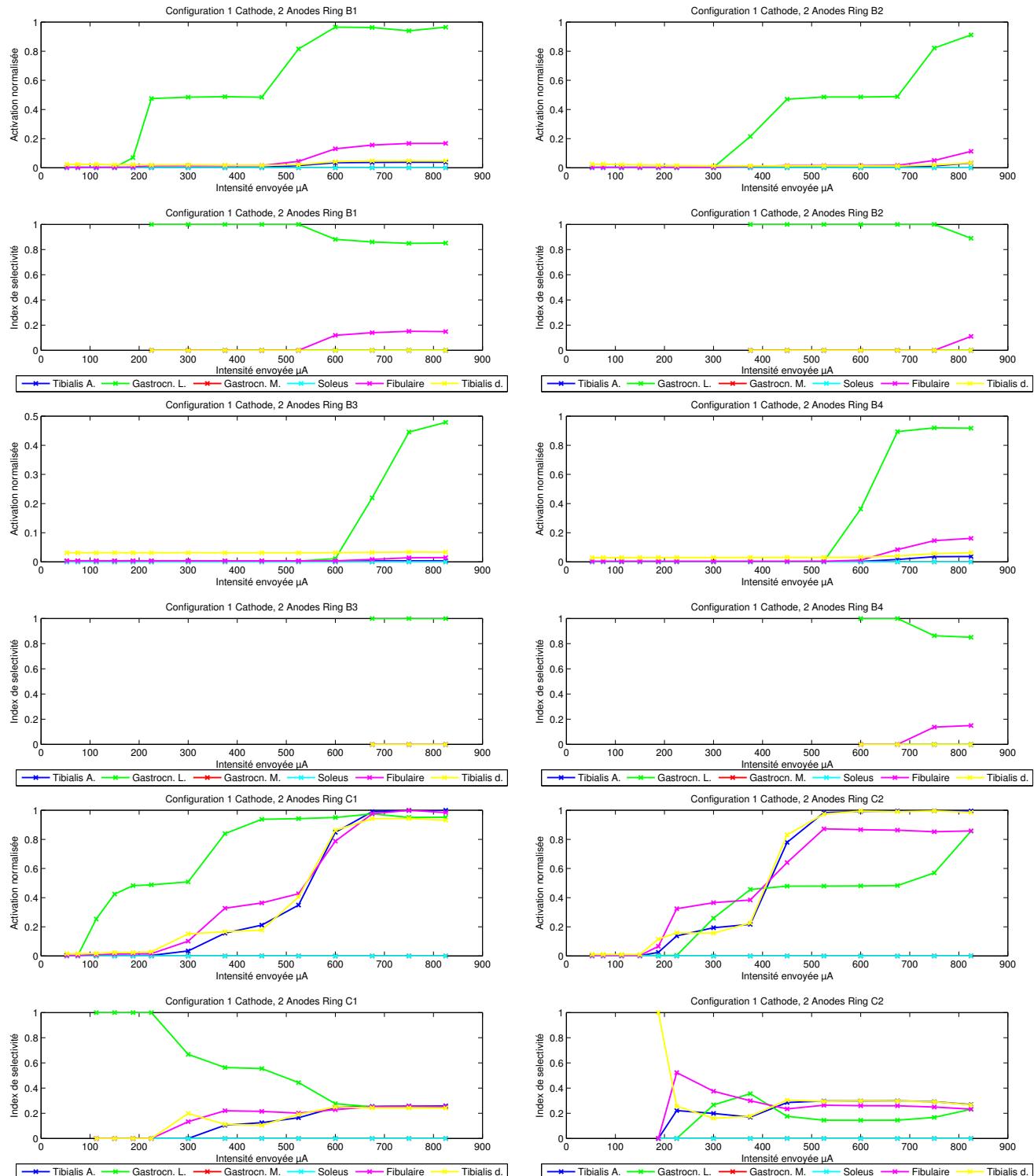
Courbes de recrutement et indices de sélectivité chez N4.

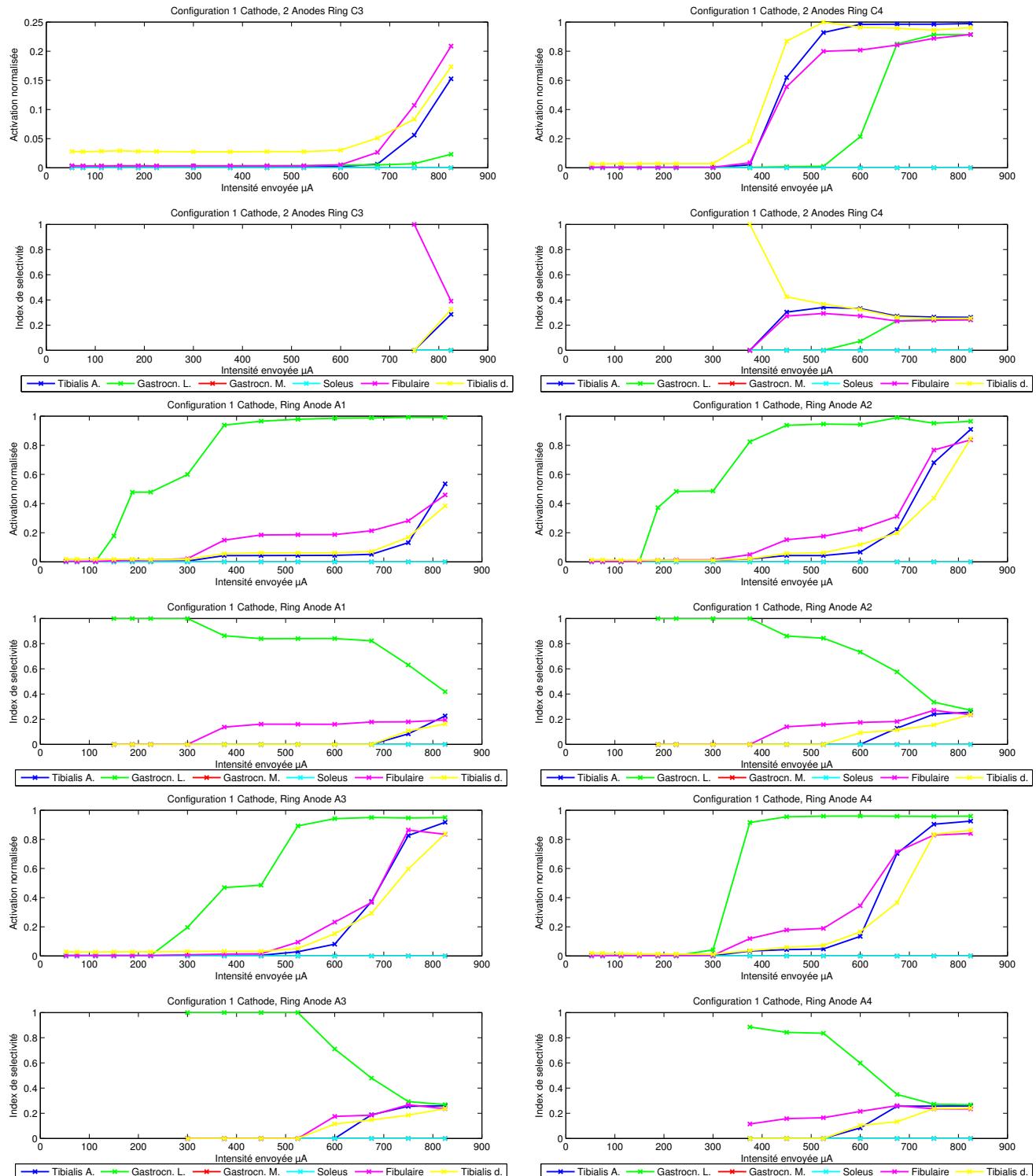
Les courbes qui suivent représentent l'activation normalisée à l'activation maximale et l'indice de sélectivité pour chaque muscle de N3 en fonction de l'intensité de stimulation (en μ A) et de la configuration de stimulation. Deux muscles n'ont pas été activés, et ce quelque soit la configuration de stimulation utilisée. La majorité des configurations activent en premier lieu le muscle fléchisseur de la patte (gastrocnémien latéral). Cependant, une sélectivité interfasciculaire est retrouvée notamment à travers l'utilisation de la configuration "1 Cathode, 2 Anodes Ring" et "Tripolaire Transverse". En effet, reproduites sur le contact C4, elles permettent d'activer sélectivement les muscles extenseurs de la patte.

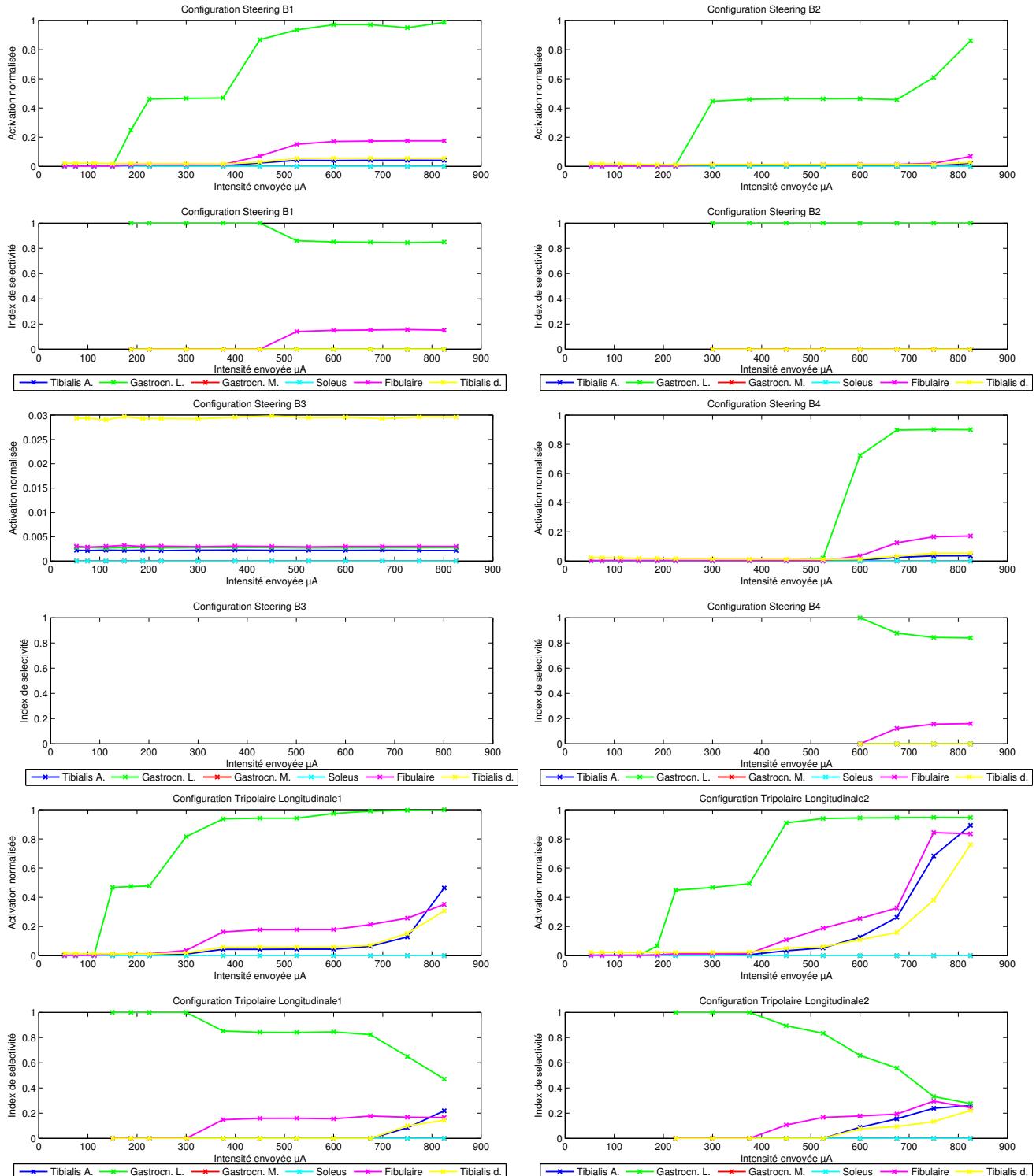


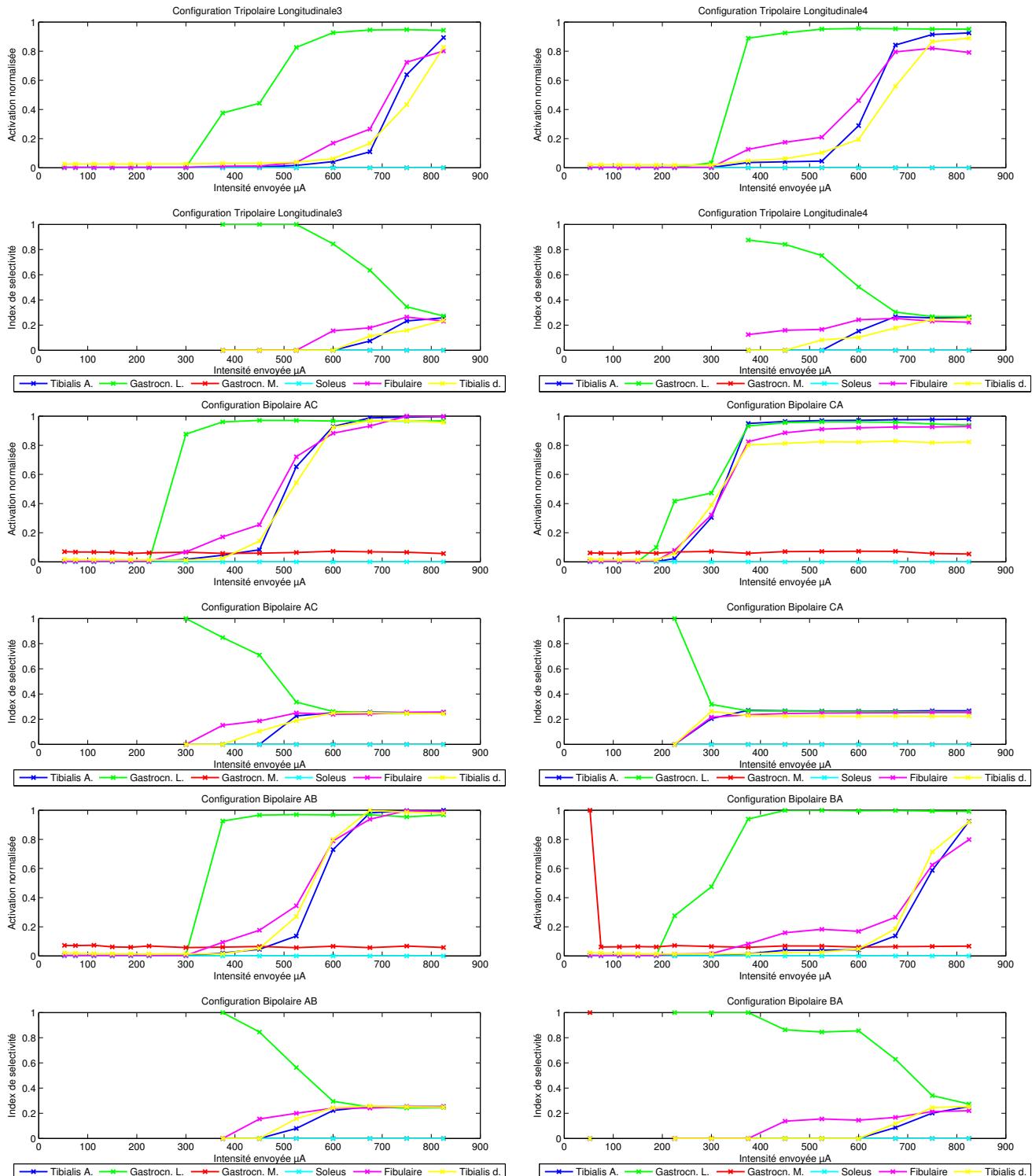












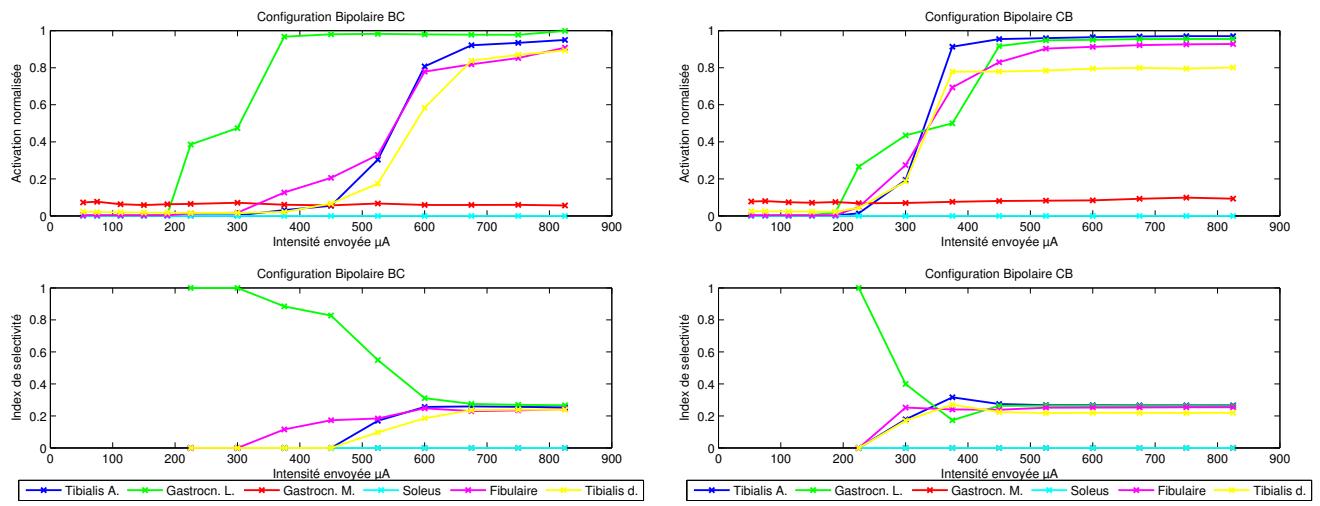


FIGURE 1 – Activation normalisée à l’activation maximale et indice de sélectivité pour chaque muscle de N4 en fonction de l’intensité de stimulation (en μA) et de la configuration de stimulation.

Bibliographie

- [AGS09] David Andreu, David Guiraud, and Guillaume Souquet. A distributed architecture for activating the peripheral nervous system. *Journal of neural engineering*, 6(2) :026001, 2009.
- [Ala96] Taya Alami. Nerf médian, 1996.
- [And04] Kim D Anderson. Targeting recovery : priorities of the spinal cord-injured population. *Journal of neurotrauma*, 21(10) :1371–83, October 2004.
- [B⁺11] Justin M Brown et al. Nerve transfers in tetraplegia i : background and technique. *Surg Neurol Int*, 2(121.10) :4103, 2011.
- [BA92] Bryan Buchholz and Thomas J Armstrong. A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities. *Journal of biomechanics*, 25(2) :149–162, 1992.
- [BC54] KM Backhouse and WT Catton. An experimental study of the functions of the lumbrical muscles in the human hand. *Journal of anatomy*, 88(Pt 2) :133, 1954.
- [BG92] Carl Billian and Peter H Gorman. Upper extremity applications of functional neuromuscular stimulation. *Assistive Technology*, 4(1) :31–39, 1992.
- [BKCP16] Alison R Buick, Jan Kowalczewski, Richard G Carson, and Arthur Prochazka. Tele-supervised fes-assisted exercise for hemiplegic upper limb. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(1) :79–87, 2016.
- [BMAR80] F. Bonnel, P. Mailhe, Y. Allieu, and P. Rabischong. Anatomie générale et systématisation fasciculaire endoneurale du nerf médian au poignet. *Anatomica Clinica*, 2 :201–207, 1980.
- [BPK⁺02] Niloy Bhadra, P Hunter Peckham, Michael W Keith, Kevin L Kilgore, Fred Montague, Martie Gazdik, and Tom Stage. Implementation of an implantable joint-angle transducer. *Journal of rehabilitation research and development*, 39(3) :411–422, 2002.

- [BSA⁺16] Chad E Bouton, Ammar Shaikhouni, Nicholas V Annetta, Marcia A Bockbrader, David A Friedenberg, Dylan M Nielson, Gaurav Sharma, Per B Sederberg, Bradley C Glenn, W Jerry Mysiw, et al. Restoring cortical control of functional movement in a human with quadriplegia. *Nature*, 533(7602) :247–250, 2016.
- [BTRNT02] Denise L Brown-Triolo, Mary Joan Roach, Kristine Nelson, and Ronald J Triolo. Consumer perspectives on mobility : implications for neuroprostheses design. *Journal of rehabilitation research and development*, 39(6) :659, 2002.
- [BYB⁺12] T. Boretius, K. Yoshida, J. Badia, K. Harreby, a. Kundu, X. Navarro, W. Jensen, and T. Stieglitz. A transverse intrafascicular multichannel electrode (time) to treat phantom limb pain. *2012 4th IEEE Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 282–287, June 2012.
- [CCB⁺00] Sara Carroll, C Cooper, D Brown, G Sormann, S Flood, and M Denison. Australian experience with the freehand system for restoring grasp in quadriplegia. *The Australian and New Zealand journal of surgery*, 70(8) :563–568, 2000.
- [CGC05] Catherine M Curtin, David R Gater, and Kevin C Chung. Upper extremity reconstruction in the tetraplegic population, a national epidemiologic study. *The Journal of hand surgery*, 30(1) :94–99, 2005.
- [CMB98] F. Canovas, PH. Mouilleron, and F. Bonnel. Biometry of the muscular branches of the median nerve to the forearm. *Clinical Anatomy*, 11(4) :239–45, 1998.
- [CMU⁺98] PE Crago, WD Memberg, MK Usey, MW Keith, RF Kirsch, GJ Chapman, MA Katorgi, and EJ Perreault. An elbow extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 6(1) :1–6, 1998.
- [CRD⁺13] Stefano Ciciliot, Alberto C Rossi, Kenneth A Dyar, Bert Blaauw, and Stefano Schiaffino. Muscle type and fiber type specificity in muscle wasting. *The international journal of biochemistry & cell biology*, 45(10) :2191–2199, 2013.
- [CVBB⁺86] J.A. Chow, A.L. Van Beek, Z.J. Bilos, D.L. Meyer, and M.C. Johnson. Anatomical basis for repair of ulnar and median nerves in the distal part of the forearm by group fascicular suture and nerve-grafting. *Journal Bone Joint Surg Am*, 68(2) :273–280, February 1986.

- [CZMC08] Christian Cipriani, Franco Zaccone, Silvestro Micera, and M Chiara Carrozza. On the shared control of an emg-controlled prosthetic hand : analysis of user–prosthesis interaction. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1) :170–184, 2008.
- [DLM04] Matthew DiCicco, Lenny Lucas, and Yoky Matsuoka. Comparison of control strategies for an emg controlled orthotic exoskeleton for the hand. In *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA ’04. 2004 IEEE International Conference on*, volume 2, pages 1622–1627. IEEE, 2004.
- [DRG16] Mélissa Dali, Olivier Rossel, and David Guiraud. Fast simulation and optimization tool to explore selective neural stimulation. *European Journal of Translational Myology*, 26(3), 2016.
- [DSM⁺16] Ana RC Donati, Solaiman Shokur, Edgard Morya, Debora SF Campos, Renan C Moioli, Claudia M Gitti, Patricia B Augusto, Sandra Tripodi, Cristhiane G Pires, Gislaine A Pereira, et al. Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. *Scientific Reports*, 6, 2016.
- [DVG12] Skyler Ashton Dalley, Huseyin Atakan Varol, and Michael Goldfarb. A method for the control of multigrasp myoelectric prosthetic hands. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 20(1) :58–67, 2012.
- [ea12] Stieglitz T et al. Development of a neurotechnological system for relieving phantom limb pain using transverse intrafascicular electrodes (time). *Biomed Tech*, 57(6) :457–65, 2012.
- [EDWJ02] Richard Edlich, Gregory G Degnan, Tyler C Wind, and Elizabeth V Jones. Functional electrical stimulation in tetraplegic patients to restore hand function. *Journal of Long-term effects of Medical Implants*, 12(3) :175–188, 2002.
- [Est03] Irene M Estores. The consumer’s perspective and the professional literature : what do persons with spinal cord injury want ? *Journal of rehabilitation research and development*, 40(4; SUPP/1) :93–98, 2003.
- [FCV⁺08a] C Fattal, B Coulet, C Verollet, H Rouays-Mabit, F Schindler, and J Teissier. La chirurgie fonctionnelle du ou des membres supérieurs chez la personne tétraplégique. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, 24(2) :67–72, 2008.
- [FCV⁺08b] C Fattal, B Coulet, C Verollet, H Rouays-Mabit, F Schindler, and J Teissier. La chirurgie fonctionnelle du ou des membres supérieurs chez la personne tétraplégique. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, 24(2) :67–72, 2008.

- [FdCC00] Maria Claudia Ferrari de Castro and Alberto Cliquet. Artificial grasping system for the paralyzed hand. *Artificial organs*, 24(3) :185–188, 2000.
- [FMIGN04] D Farina, Roberto Merletti, B Indino, and Thomas Graven-Nielsen. Surface emg crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. *Methods Inf Med*, 43 :30–5, 2004.
- [FRG01] B Fromm, R Rupp, and HJ Gerner. The freehand system : an implantable neuroprosthesis for functional electrostimulation of the upper extremity. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft fur Handchirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft fur Mikrochirurgie der Peripheren Nerven und Gefasse : Organ der V..*, 33(3) :149–152, 2001.
- [FSS10] André Fiala, Anna Suska, and Oliver M Schlüter. Optogenetic approaches in neuroscience. *Current Biology*, 20(20) :R897–R903, 2010.
- [FWB96] Kristin A Farry, Ian D Walker, and Richard G Baraniuk. Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 12(5) :775–788, 1996.
- [GP98] JH Grill and PH Peckham. Functional neuromuscular stimulation for combined control of elbow extension and hand grasp in c5 and c6 quadriplegics. *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6(2) :190—199, June 1998.
- [GPM⁺99] David Guiraud, Andrea Pacetti, Elena Meola, Jean Louis Divoux, and Pierre Rabischong. One year implanted patients follow up : Suaw project first results. *Surgery*, 26(2000) :2000, 1999.
- [GSK⁺06] David Guiraud, Thomas Stieglitz, Klaus Peter Koch, Jean-Louis Divoux, and Pierre Rabischong. An implantable neuroprosthesis for standing and walking in paraplegia : 5-year patient follow-up. *Journal of neural engineering*, 3(4) :268, 2006.
- [GWPH97] Peter H Gorman, Kathy Stroh Wuolle, P Hunter Peckham, and David Heydrick. Patient selection for an upper extremity neuroprosthesis in tetraplegic individuals. *Spinal Cord*, 35(9), 1997.
- [Han97] Y. Handa. Current topics in clinical fes in japan. *J Electromyogr Kinesiol*, 7(4) :269–274, Dec 1997.
- [HBS11] C. Hassler, T. Boretius, and T. Stieglitz. Polymers for neural implants. *Journal of Polymer Science Part B : Polymer Physics*, 49(1) :18–33, January 2011.

- [HF76] RW Hanson and MR Franklin. Sexual loss in relation to other functional losses for spinal cord injured males. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 57(6) :291, 1976.
- [HHIO89] Y Handa, N Hoshimiya, Y Iguchi, and T Oda. Development of percutaneous intramuscular electrode for multichannel FES system. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 36(7) :705–10, July 1989.
- [HKP98] Ronald L Hart, Kevin L Kilgore, and P Hunter Peckham. A comparison between control methods for implanted fes hand-grasp systems. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 6(2) :208–218, 1998.
- [HLB⁺04] Morten Haugland, B Larsen, JH Burridge, N Svaneborg, H Iversen, PB Christensen, and Thomas Sinkjaer. A preliminary non-randomised study to evaluate the safety and performance of the acti-gait implanted drop-foot stimulator in established hemiplegia. In *Proceedings of 9th Annual Conf Int FES Soc : 6–9 September 2004 ; Bournemouth UK*, pages 153–55, 2004.
- [HNYH89] N Hoshimiya, a Naito, M Yajima, and Y Handa. A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients : a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 36(7) :754–60, July 1989.
- [HTE01] J Hobby, PN Taylor, and J Esnouf. Restoration of tetraplegic hand function by use of the neurocontrol freehand system. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*, 26(5) :459–464, 2001.
- [HTS⁺90] T Handa, H Takahashi, C Saito, M Ichie, Y Handa, J Kameyama, and N Hoshimiya. Development of an fes system controlled by emg signals. In IEEE, editor, *Engineering in Medicine and Biology Society, 1990., Proceedings of the Twelfth Annual International Conference of the IEEE*, volume 12, pages 2273–2274, 1990.
- [HYH98] Y. Handa, R. Yagi, and N. Hoshimiya. Application of functional electrical stimulation to the paralyzed extremities. *Neurol Med Chir (Tokyo)*, 38 :784–88, November 1998.
- [IFE98] IFESS, editor. *Evaluation Of Grasping Power By Means Of Functional Electrical Stimulation In A Patient With Complete C6 Tetraplegia*, Luzern, Switzerland, 08/1998 1998.
- [JACF⁺15] Jovana Jovic, Christine Azevedo Coste, Philippe Fraisse, Sonia Henkous, and Charles Fattal. Coordinating upper and lower body during fes-assisted transfers in persons with spinal cord injury in order to reduce arm support. *Neuromodulation : Technology at the Neural Interface*, 18(8) :736–743, 2015.

- [KBBS⁺11] Steven C Kirshblum, Stephen P Burns, Fin Biering-Sorensen, William Donovan, Daniel E Graves, Amitabh Jha, Mark Johansen, Linda Jones, Andrei Krassioukov, MJ Mulcahey, et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *The journal of spinal cord medicine*, 34(6) :535–546, 2011.
- [KCP⁺98] Thierry Keller, Armin Curt, Milos R Popovic, Annelies Signer, and Volker Dietz. Grasping in high lesioned tetraplegic subjects using the emg controlled neuroprosthesis. *NeuroRehabilitation-An Interdisciplinary Journal*, 10(3) :251–256, 1998.
- [Kei01] Michael W Keith. Neuroprostheses for the upper extremity. *Microsurgery*, 21(6) :256–263, 2001.
- [KHB⁺08] Kevin L Kilgore, Harry A Hoyen, Anne M Bryden, Ronald L Hart, Michael W Keith, and P Hunter Peckham. An implanted upper-extremity neuroprosthesis using myoelectric control. *The Journal of hand surgery*, 33(4) :539–550, 2008.
- [KHHS99] J Kameyama, Y Handa, N Hoshimiya, and M Sakurai. Restoration of shoulder movement in quadriplegic and hemiplegic patients by functional electrical stimulation using percutaneous multiple electrodes. *Tohoku J Exp Med*, 187(4) :329–37, March 1999.
- [HKP04] Jayme S Knutson, Harry A Hoyen, Kevin L Kilgore, and P Hunter Peckham. Simulated neuroprosthesis state activation and hand-position control using myoelectric signals from wrist muscles. *J Rehabil Res Dev*, 41(3B) :461–72, 2004.
- [HY⁺14] Aritra Kundu, Kristian Harreby, Ken Yoshida, Tim Boretius, Thomas Stieglitz, and Winnie Jensen. Stimulation selectivity of the ‘thin-film longitudinal intrafascicular electrode’ (tfife) and the ‘transverse intrafascicular multi- channel electrode’ (time) in the large nerve animal model. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, Mars 2014.
- [KKE14] Benjamin A Kent, Nareen Karnati, and Erik D Engeberg. Electromyogram synergy control of a dexterous artificial hand to unscrew and screw objects. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1) :1, 2014.
- [KPK⁺97] Kevin L Kilgore, P Hunter Peckham, Michael W Keith, Geoffrey B Thrope, Kathryn Stroh Wuolle, Anne M Bryden, and Ronald L Hart. An implanted upper-extremity neuroprosthesis. follow-up of five patients*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 79(4) :533–41, 1997.
- [KPK⁺03] Kevin L Kilgore, P Hunter Peckham, Michael W Keith, Fred W Montague, Ronald L Hart, Martha M Gazdik, Anne M Bryden, Scott A Snyder, and

- Thomas G Stage. Durability of implanted electrodes and leads in an upper-limb neuroprosthesis. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 40(6) :457–468, 2003 2003.
- [KPT⁺89] Michael W Keith, P Hunter Peckham, Geoffrey B Thrope, Kathy C Stroh, Brian Smith, James R Buckett, Kevin L Kilgore, and James W Jatich. Implantable functional neuromuscular stimulation in the tetraplegic hand. *The Journal of hand surgery*, 14(3) :524–530, 1989.
- [KRB⁺16] Sahil K Kapur, Thomas J Richner, Sarah K Brodnick, Justin C Williams, and Samuel O Poore. Optical feedback control and electrical-optical costimulation of peripheral nerves. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 138(3) :451e–460e, 2016.
- [KWM⁺15] Christine E King, Po T Wang, Colin M McCrimmon, Cathy CY Chou, An H Do, and Zoran Nenadic. The feasibility of a brain-computer interface functional electrical stimulation system for the restoration of overground walking after paraplegia. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12(1) :1, 2015.
- [Ln63] C Long 2nd. An electrphysiologic splint for the hand. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 44(499–503), 1963.
- [LTDD10] Michael E Llewellyn, Kimberly R Thompson, Karl Deisseroth, and Scott L Delp. Orderly recruitment of motor units under optical control in vivo. *Nature medicine*, 16(10) :1161–1165, 2010.
- [MBB⁺15] Paweł Maciejasz, Jordi Badia, Tim Boretius, David Andreu, Thomas Stieglitz, Winnie Jensen, Xavier Navarro, and David Guiraud. Delaying discharge after the stimulus significantly decreases muscle activation thresholds with small impact on the selectivity : an in vivo study using time. *Medical & biological engineering & computing*, 53(4) :371–379, 2015.
- [MBK⁺04] MJ Mulcahey, RR Betz, SH Kozin, BT Smith, D Hutchinson, and C Lutz. Implantation of the freehand system® during initial rehabilitation using minimally invasive techniques. *Spinal Cord*, 42(3) :146–155, 2004.
- [MBK⁺13] Michael Millrose, Rolf-Dieter Battmer, Thilo Krüger, Jean Louis Divoux, and Andreas Eisenschenk. Neue methode zur optimierung der stammnervenrekonstruktion am unterarm mittels funktioneller elektrostimulation. *Kongress der deutschen Gesellschaft für Handchirurgie*, pages 2013–2014, 2013.
- [MCK03] William D Memberg, Patrick E Crago, and Michael W Keith. Restoration of elbow extension via functional electrical stimulation in individuals with tetraplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 40(6) :477 — 486, 2003.

- [MHIH95] N Matsushita, Y Handa, M Ichie, and N Hoshimiya. Electromyogram analysis and electrical stimulation control of paralysed wrist and hand. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 5(2) :117–28, June 1995.
- [MHK07] MJ Mulcahey, Dave Hutchinson, and Scott Kozin. Assessment of upper limb in tetraplegia : considerations in evaluation and outcomes research. *Journal of rehabilitation research and development*, 44(1) :91, 2007.
- [MJD⁺07] Laurent Malisoux, Cécile Jamart, Krystel Delplace, Henri Nielens, Marc Francaux, and Daniel Theisen. Effect of long-term muscle paralysis on human single fiber mechanics. *Journal of Applied Physiology*, 102(1) :340–349, 2007.
- [MKCD05] S Mangold, T Keller, A Curt, and V Dietz. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43(1) :1–13, 2005.
- [MKP11] Christa W Moss, Kevin L Kilgore, and P Hunter Peckham. A novel command signal for motor neuroprosthetic control. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(9) :847–854, 2011.
- [Mob75] ERIK Moberg. Surgical treatment for absent single-hand grip and elbow extension in quadriplegia. principles and preliminary experience. *J Bone Joint Surg Am*, 57(2) :196–206, 1975.
- [MPH⁺14] William D Memberg, Katharine H Polasek, Ronald L Hart, Anne M Bryden, Kevin L Kilgore, Gregory A Nemunaitis, Harry A Hoyen, Michael W Keith, and Robert F Kirsch. Implanted neuroprosthesis for restoring arm and hand function in people with high level tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 95(6) :1201–1211.e1, June 2014.
- [MPK89] L J Miller, P H Peckham, and M W Keith. Elbow extension in the c5 quadriplegic using functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng*, 36(7) :771–80, 1989.
- [MPK94] William D Memberg, P Hunter Peckham, and MW Keith. A surgically-implanted intramuscular electrode for an implantable neuromuscular stimulation system. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 2(2) :80–91, 1994.
- [MSS⁺03] Toshiki Matsunaga, Yoichi Shimada, Mineyoshi Sato, Kazutoshi Hatakeyama, Satoaki Chida, Eiji Itoi, Akiko Misawa, Hiroki Ito, Tsutomu Sakuraba, and Kiyomi Iizuka. Clinical experience of functional electrical stimulation for restoration of tetraplegic hand function. *Proc 8th IFESS*, 2(3) :84–85, 2003.

- [NRS89] A Nardone, C Romano, and M Schieppati. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *The Journal of physiology*, 409 :451, 1989.
- [OHH89] K. Okubo, N. Hoshimiya, and Y. Handa. Development of second generation fes system for practical use. In *IEEE engineering in medicine and biology society 11th annual international conference*, pages 1005–1006, 1989.
- [PGWK97] Arthur Prochazka, Michel Gauthier, Marguerite Wieler, and Zoltan Kenwell. The bionic glove : an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(6) :608–614, 1997.
- [PHK⁺06] Katharine H Polasek, Harry A Hoyen, Michael W Keith, Robert F Kirsch, and Dustin J Tyler. Spiral nerve cuff electrodes for an upper extremity neuroprosthesis. In IEEE Eng Med Biol Soc., editor, *Proceedings of the 28th IEEE Proceedings of the 28th IEEE, EMBS Annual International Conference*, pages 3584–7, August 2006.
- [PHK⁺09] Katharine H Polasek, Harry A Hoyen, Michael W Keith, Robert F Kirsch, and Dustin J Tyler. Stimulation stability and selectivity of chronically implanted multicontact nerve cuff electrodes in the human upper extremity. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 17(5) :428–37, October 2009.
- [PHKT04] Katharine H Polasek, Harry A Hoyen, Robert F Kirsch, and Dustin J Tyler. Intraoperative testing of selectivity of spiral nerve cuff electrodes. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 6 :4137–40, September 2004.
- [PHKT07a] Katharine H Polasek, Harry A Hoyen, Michael W Keith, and Dustin J Tyler. Human nerve stimulation thresholds and selectivity using a multi-contact nerve cuff electrode. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 15(1) :76–82, March 2007.
- [PHKT07b] K.H. Polasek, H. Hoyen, M.W. Keith, and D.J. Tyler. Human nerve stimulation thresholds and selectivity using a multi-contact nerve cuff electrode. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 15(1) :76–82, 2007.
- [PK15] Arthur Prochazka and Jan Kowalczewski. A fully automated, quantitative test of upper limb function. *Journal of motor behavior*, 47(1) :19–28, 2015.
- [PKK⁺01] P Hunter Peckham, Michael W Keith, Kevin L Kilgore, Julie H Grill, Kathy S Wuolle, Geoffrey B Thrope, Peter Gorman, John Hobby, MJ Mulcahey, Sara Carroll, et al. Efficacy of an implanted neuroprosthesis for restoring hand grasp in tetraplegia : a multicenter study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(10) :1380–1388, 2001.

- [PKK⁺02] P Hunter Peckham, Kevin L Kilgore, Michael W Keith, Anne M Bryden, Niloy Bhadra, and Fred W Montague. An advanced neuroprosthesis for restoration of hand and upper arm control using an implantable controller. *The Journal of hand surgery*, 27(2) :265–276, 2002.
- [PKKT06] H. Polasek, K.H.and Hoyen, M.W. Keith, R.F. Kirsch, and D.J. Tyler. Spiral nerve cuff electrodes for an upper extremity neuroprosthesis. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, volume 1, pages 3584–3587, 2006.
- [PKKT09] H. Polasek, K.H.and Hoyen, M.W. Keith, R.F. Kirsch, and D.J. Tyler. Stimulation stability and selectivity of chronically implanted multicontact nerve cuff electrodes in the human upper extremity. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 17(5) :428–37, October 2009.
- [PMM76] PH Peckham, JT Mortimer, and EB Marsolais. Upper and lower motor neuron lesions in the upper extremity muscles of tetraplegics. *Spinal Cord*, 14(2) :115–121, 1976.
- [PPK02] Milos R Popovic, Dejan B Popovic, and Thierry Keller. Neuroprostheses for grasping. *Neurological research*, 24(5) :443–452, 2002.
- [PPS⁺03] Mirjana B Popovic, Dejan B Popovic, Thomas Sinkjaer, Aleksandra Stefanovic, and Laszlo Schwirtlich. Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects. *Journal of rehabilitation research and development*, 40(5) :443, 2003.
- [PSP⁺99] Dejan Popović, Aleksandar Stojanović, Andjelka Pjanović, Slobodanka Radosavljević, Mirjana Popović, Stevan Jović, and Dragan Vulović. Clinical evaluation of the bionic glove. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(3) :299–304, 1999.
- [PSP⁺09] K.H. Polasek, M.A. Schiefer, G.C.J. Pinault, R.J. Triolo, and D.J. Tyler. Intraoperative evaluation of the spiral nerve cuff electrode on the femoral nerve trunk. *J Neural Eng.*, 6(6) :1–12, Decembre 2009.
- [PTZ⁺05] Milos R Popovic, T Adam Thrasher, Vera Zivanovic, Jennifer Takaki, and Vlasta Hajek. Neuroprosthesis for retraining reaching and grasping functions in severe hemiplegic patients. *Neuromodulation : Technology at the Neural Interface*, 8(1) :58–72, 2005.
- [Ras14] S. et al. Raspovic. Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses. *Science translational medicine*, 6(222) :222ra19, February 2014.

- [RDL⁺16] O. Rossel, M. Dali, J. Laforet, M. Clerc, and D. Guiraud. Model based optimal multipolar stimulation without a priori knowledge on nerve structure : Part1. *Journal of Neural Engineering*, 2016.
- [Ros12] O Rossel. *Dispositifs de mesure et d'intreprélation de l'activité d'un nerf*. PhD thesis, Université Montpellier 2, Octobre 2012.
- [SFP⁺13] M.A.A Schiefer, M. Freeberg, G.C.J. Pinault, J. Anderson, H. Hoyen, D.J. Tyler, and R.J. Triolo. Selective activation of the human tibial and common peroneal nerves with a flat interface nerve electrode. *Journal of Neural Engineering*, 10(5) :56006, Octobre 2013.
- [SIG⁺00] GJ Snoek, MJ IJzerman, FACG Groen, TS Stoffers, and G Zilvold. Use of the ness handmaster to restore handfunction in tetraplegia : clinical experiences in ten patients. *Spinal cord*, 38(4) :244–249, 2000.
- [SP00] Primoz Strojnik and Hunter P. Peckham. Implantable Stimulators for Neuromuscular Control. In Joseph D. Bronzino, editor, *The Biomedical Engineering HandBook*. CRC Press LLC, second edition edition, 2000.
- [SPK96] Timothy R D Scott, PH Peckham, and KL Kilgore. Tri-state myoelectric control of bilateral upper extremity neuroprostheses for tetraplegic individuals. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 4(4) :251–263, 1996.
- [SPKR87] Brian Smith, P Hunter Peckham, Michael W Keith, and Dennis D Roscoe. An externally powered, multichannel, implantable stimulator for versatile control of paralyzed muscle. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 7 :499–508, 1987.
- [SPT⁺09] Matthew A Schiefer, Katharine H Polasek, Ronald J Triolo, Gilles C Pinault, and Dustin J Tyler. Intraoperative demonstration of selective stimulation of the common human femoral nerve with a fine. In *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 610–613. IEEE, 2009.
- [SPT⁺10] M.A. Schiefer, K.H. Polasek, R.J. Triolo, C.C.J. Pinault, and D.J. Tyler. Selective stimulation of the human femoral nerve with a flat interface nerve electrode. *J Neural Eng.*, 7(2), April 2010.
- [Ste03] J.D. Stewart. Peripheral nerve fascicles : Anatomy and clinical relevance. *Muscle Nerve*, 28 :525–541, November 2003.
- [STJ⁺98] Brian Smith, Zhengnian Tang, Mark W Johnson, Soheyl Pourmehdi, Martha M Gazdik, James R Buckett, and P Hunter Peckham. An externally

- powered, multichannel, implantable stimulator-telemeter for control of paralyzed muscle. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 4(45) :463–475, 1998.
- [STT08] M.A. Schiefer, R.J. Triolo, and D.J. Tyler. A model of selective activation of the femoral nerve with a flat interface nerve electrode for a lower extremity neuroprosthesis. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 16(2) :195–204, April 2008.
- [STT11] M.A. Schiefer, D.J. Tyler, and R.J. Triolo. Probabilistic modeling of selective stimulation of the human sciatic nerve with a flat interface nerve electrode. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2011 :4068–71, January 2011.
- [SVTKI08] Govert J Snoek, JA Van Til, Paul FM Krabbe, and Maarten J IJzerman. Decision for reconstructive interventions of the upper limb in individuals with tetraplegia : the effect of treatment characteristics. *Spinal Cord*, 14(2) :228–233, 2008.
- [SZC⁺09] K. Sun, J. Zhang, T. Chen, Z. Chen, Z. Li, H. Li, and P. Hu. Three-dimensional reconstruction and visualization of the median nerve from serial tissue sections. *Microsurgery*, 29(7) :573–7, October 2009.
- [Tal15] David Talbot. An artificial hand with real feeling, 2015.
- [TB06] K. Topp and B. Boyd. Structure and biomechanics of peripheral nerves : Nerve responses to physical stresses and implications for physical therapist practice. *Physical Therapy*, 86(1) :92–109, January 2006.
- [TCFG15] Wafa Tigra, Christine Azevedo Coste, Charles Fattal, and David Guiraud. Ergonomics of the control by a quadriplegic of hand functions. In *2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, pages 759–762. IEEE, 2015.
- [TD02] D.J. Tyler and D. Durand. Functionally selective peripheral nerve stimulation with a flat interface nerve electrode. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, 10(4) :294–303, 2002.
- [TDCC⁺13] Rune Thorsen, Davide Dalla Costa, Sara Chiaramonte, Luca Binda, Ettore Beghi, Tiziana Redaelli, Eugenio Occhi, and Maurizio Ferrarin. A noninvasive neuroprosthesis augments hand grasp force in individuals with cervical spinal cord injury : The functional and therapeutic effects. *The Scientific World Journal*, 2013, 2013.

- [TEH02] P Taylor, J Esnouf, and J Hobby. The functional impact of the freehand system on tetraplegic hand function. clinical results. *Spinal Cord*, 40(11) :560–566, 2002.
- [TG01] GJ Tortora and SR Grabowski. *Principes d'anatomie et de physiologie*. St-Laurent, Québec, 2001.
- [TGA⁺16] Wafa Tigra, David Guiraud, David Andreu, Bertrand Coulet, Anthony Gélis, Charles Fattal, Paweł Maciejasz, Chloé Picq, Olivier Rossel, Jacques Teissier, et al. Exploring selective neural electrical stimulation for upper limb functions restoration. In *IFESS : International Functional Electrical Stimulation Society*, 2016.
- [TKT⁺95] K Takahashi, M Kikuchi, S Takeuchi, N Hoshimiya, H Mastuki, and Y Handa. Externally powered implantable fes system. In *Micro Machine and Human Science, 1995. MHS'95., Proceedings of the Sixth International Symposium on*, pages 121–126. IEEE, 1995.
- [TNC⁺16] Wafa Tigra, Benjamin Navarro, Andrea Cherubini, Xavier Gorron, Anthony Gelis, Charles Fattal, David Guiraud, and Christine Azevedo-Coste. A novel emg interface for individuals with tetraplegia to pilot robot hand grasping. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016.
- [TNH⁺96] Ronald Triolo, Roger Nathan, Yasunobu Handa, Michael Keith, et al. Challenges to clinical deployment of upper limb neuroprostheses. *Journal of rehabilitation research and development*, 33(2) :111, 1996.
- [TSSP95] Zhengnian Tang, B Smith, JH Schild, and P Hunter Peckham. Data transmission form an implantable biotelemeter by load-shift keying using circuit configuration modulator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(5) :524–528, 1995.
- [VGM93] C. Veraart, W. M. Grill, and J. T. Mortimer. Selective control of muscle activation with a multipolar nerve cuff electrode. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(7) :640–653, July 1993.
- [VTCS15] L Venugopalan, PN Taylor, JE Cobb, and ID Swain. Upper limb functional electrical stimulation devices and their man–machine interfaces. *Journal of medical engineering & technology*, 39(8) :471–479, 2015.
- [WCGC07] Jared P Wagner, Catherine M Curtin, David R Gater, and Kevin C Chung. Perceptions of people with tetraplegia regarding surgery to improve upper-extremity function. *The Journal of hand surgery*, 32(4) :483–490, 2007.

- [WEA13] Jonathan Weisz, Carmine Elvezio, and Peter K Allen. A user interface for assistive grasping. In *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3216–3221. IEEE, 2013.
- [ZRG⁺07] Loredana Zollo, Stefano Roccella, Eugenio Guglielmelli, M Chiara Carrozza, and Paolo Dario. Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic and robotic applications. *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, 12(4) :418–429, 2007.