HAL
open science

Electro-stimulation à visée motrice dans la rééducation des pathologies neurologiques centrales de l'adulte

Elise Schwartz-Leduc

To cite this version:

Elise Schwartz-Leduc. Electro-stimulation à visée motrice dans la rééducation des pathologies neurologiques centrales de l'adulte. Sciences du Vivant [q-bio]. 2014. hal-01731974

HAL Id: hal-01731974

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01731974

Submitted on 14 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

UNIVERSITÉ DE LORRAINE FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY
2014

T H È S E

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Elise SCHWARTZ-LEDUC

le 29 Septembre 2014

ELECTRO-STIMULATION A VISEE MOTRICE DANS LA REEDUCATION DES PATHOLOGIES NEUROLOGIQUES CENTRALES DE L'ADULTE

Examinateurs de la thèse :

Monsieur le Professeur Jean PAYSANT	Président
Monsieur le Professeur Xavier DUCROCQ	Juge
Monsieur le Professeur Christian BEYAERT	Juge
Monsieur le Docteur Jean-Marie BEIS	Juge

Président de l'Université de Lorraine :
Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen de la Faculté de Médecine :
Professeur Henry COUDANE

Vice-Doyen « Finances »	**:**	**Professeur Marc BRAUN**
Vice-Doyen « Formation permanente »	**:**	**Professeur Hervé VESPIGNANI**
Vice-Doyen « Vie étudiante »	**:**	**M. Pierre-Olivier BRICE**

Assesseurs :

- 1er Cycle et délégué FMN Paces :	**Docteur Mathias POUSSEL**
- 2ème Cycle :	**Mme la Professeure Marie-Reine LOSSER**
- 3ème Cycle : • « *DES Spécialités Médicales, Chirurgicales et Biologiques* »	**Professeur Marc DEBOUVERIE**
• « *DES Spécialité Médecine Générale* »	**Professeur Associé Paolo DI PATRIZIO**
• « Gestion DU – DIU »	**Mme la Professeure I. CHARY-VALKENAERE**
- Plan campus :	**Professeur Bruno LEHEUP**
- Ecole de chirurgie et nouvelles pédagogies :	**Professeur Laurent BRESLER**
- Recherche :	**Professeur Didier MAINARD**
- Relations Internationales :	**Professeur Jacques HUBERT**
- Mono appartenants, filières professionnalisantes :	**Docteur Christophe NEMOS**
- Vie Universitaire et Commission vie Facultaire :	**Docteur Stéphane ZUILY**
- Affaires juridiques, modernisation et gestions partenaires externes:	**Mme la Docteure Frédérique CLAUDOT**
- Réingénierie professions paramédicales :	**Mme la Professeure Annick BARBAUD**

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jean-Bernard DUREUX - Professeur Jacques ROLAND - Professeur Patrick NETTER

==========

PROFESSEURS HONORAIRES

Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE - Alain BERTRAND - Pierre BEY
Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL – Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE
Jean-Louis BOUTROY - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT - François CHERRIER Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS
Jean DUHEILLE - Jean-Bernard DUREUX - Gérard FIEVE - Jean FLOQUET - Robert FRISCH
Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ
Oliéro GUERCI - Claude HURIET - Christian JANOT - Michèle KESSLER - Jacques LACOSTE
Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN Bernard LEGRAS - Jean-Pierre MALLIÉ - Michel MANCIAUX - Philippe MANGIN - Pierre MATHIEU - Michel MERLE
Denise MONERET-VAUTRIN - Pierre MONIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN Gilbert PERCEBOIS - Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON - Jean-Marie POLU - Jacques POUREL Jean PREVOT - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER – Denis REGENT - Michel RENARD - Jacques ROLAND
René-Jean ROYER - Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Michel SCHWEITZER - Claude SIMON - Danièle SOMMELET
Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT- Augusta TREHEUX - Hubert UFFHOLTZ - Gérard VAILLANT Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Michel WAYOFF - Michel WEBER

==========

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Daniel ANTHOINE - Professeur Gérard BARROCHE Professeur Pierre BEY - Professeur Patrick BOISSEL
Professeur Michel BOULANGE – Professeur Jean-Louis BOUTROY - Professeur Jean-Pierre CRANCE
Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE - Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ - Professeure Simone GILGENKRANTZ Professeure Michèle KESSLER - Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS - Professeur Luc PICARD Professeur Michel PIERSON - Professeur Michel SCHMITT - Professeur Jean-François STOLTZ - Professeur Michel STRICKER Professeur Hubert UFFHOLTZ - Professeur Paul VERT - Professeure Colette VIDAILHET - Professeur Michel VIDAILHET Professeur Michel WAYOFF

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE
1ère sous-section : *(Anatomie)*
Professeur Gilles GROSDIDIER - Professeur Marc BRAUN
2ème sous-section : *(Cytologie et histologie)*

Professeur Bernard FOLIGUET – Professeur Christo CHRISTOV
3ème sous-section : *(Anatomie et cytologie pathologiques)*
Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDECINE
1ère sous-section : *(Biophysique et médecine nucléaire)*
Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER
2ème sous-section : *(Radiologie et imagerie médecine)*
Professeur Michel CLAUDON – Professeure Valérie CROISÉ-LAURENT
Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER - Professeur René ANXIONNAT

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION
1ère sous-section : *(Biochimie et biologie moléculaire)*
Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR
2ème sous-section : *(Physiologie)*
Professeur François MARCHAL – Professeur Bruno CHENUEL – Professeur Christian BEYAERT
3ème sous-section : *(Biologie Cellulaire)*
Professeur Ali DALLOUL
4ème sous-section : *(Nutrition)*
Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT - Professeure Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE
1ère sous-section : *(Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)*
Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIEWSKI – Professeure Evelyne SCHVOERER
2ème sous-section : *(Parasitologie et Mycologie)*
Professeure Marie MACHOUART
3ème sous-section : *(Maladies infectieuses ; maladies tropicales)*
Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ
1ère sous-section : *(Épidémiologie, économie de la santé et prévention)*
Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN
Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA
2ème sous-section : *(Médecine et santé au travail)*
Professeur Christophe PARIS
3ème sous-section : *(Médecine légale et droit de la santé)*
Professeur Henry COUDANE
4ème sous-section : *(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)*
Professeur François KOHLER – Professeure Eliane ALBUISSON

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE
1ère sous-section : *(Hématologie ; transfusion)*
Professeur Pierre FEUGIER
2ème sous-section : *(Cancérologie ; radiothérapie)*
Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY - Professeur Didier PEIFFERT
Professeur Frédéric MARCHAL
3ème sous-section : *(Immunologie)*
Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT
4ème sous-section : *(Génétique)*
Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE
1ère sous-section : *(Anesthésiologie - réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Gérard AUDIBERT
Professeur Thomas FUCHS-BUDER – Professeure Marie-Reine LOSSER
2ème sous-section : *(Réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Alain GERARD - Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Bruno LÉVY – Professeur Sébastien GIBOT
3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)*
Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET
4ème sous-section : *(Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)*
Professeur François PAILLE – Professeur Faiez ZANNAD - Professeur Patrick ROSSIGNOL

49ème Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION
1ère sous-section : *(Neurologie)*
Professeur Hervé VESPIGNANI - Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE
Professeur Luc TAILLANDIER - Professeur Louis MAILLARD
2ème sous-section : *(Neurochirurgie)*
Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE – Professeur Olivier KLEIN
Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS
3ème sous-section : *(Psychiatrie d'adultes ; addictologie)*
Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN
4ème sous-section : *(Pédopsychiatrie ; addictologie)*
Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC – Professeur Bernard KABUTH
5ème sous-section : *(Médecine physique et de réadaptation)*
Professeur Jean PAYSANT

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE
1ère sous-section : *(Rhumatologie)*

-

Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE
2ème sous-section : *(Chirurgie orthopédique et traumatologique)*
Professeur Daniel MOLE - Professeur Didier MAINARD - Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS
3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*
Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeure Annick BARBAUD
4ème sous-section : *(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)*
Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE
1ère sous-section : *(Pneumologie ; addictologie)*
Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT
2ème sous-section : *(Cardiologie)*
Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE
Professeur Nicolas SADOUL - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET
3ème sous-section : *(Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)*
Professeur Jean-Pierre VILLEMOT – Professeur Thierry FOLLIGUET
4ème sous-section : *(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)*
Professeur Denis WAHL – Professeur Sergueï MALIKOV

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE
1ère sous-section : *(Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)*
Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET
3ème sous-section : *(Néphrologie)*
Professeure Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT
4ème sous-section : *(Urologie)*
Professeur Jacques HUBERT – Professeur Pascal ESCHWEGE

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE ET CHIRURGIE GÉNÉRALE
1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*
Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY - Professeur Athanase BENETOS
Professeure Gisèle KANNY – Professeure Christine PERRET-GUILLAUME
2ème sous-section : *(Chirurgie générale)*
Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION
1ère sous-section : *(Pédiatrie)*
Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET
Professeur Cyril SCHWEITZER – Professeur Emmanuel RAFFO – Professeure Rachel VIEUX
2ème sous-section : *(Chirurgie infantile)*
Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE
3ème sous-section : *(Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)*
Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Olivier MOREL
4ème sous-section : *(Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)*
Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55ème Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU
1ère sous-section : *(Oto-rhino-laryngologie)*
Professeur Roger JANKOWSKI – Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER
2ème sous-section : *(Ophtalmologie)*
Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeure Karine ANGIOI

3ème sous-section : *(Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)*
Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeure Muriel BRIX
==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

61ème Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL
Professeur Walter BLONDEL

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE
Professeur Jean-Marc BOIVIN

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE
Professeur associé Paolo DI PATRIZIO

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE
1ère sous-section : *(Anatomie)*
Docteur Bruno GRIGNON – Docteure Manuela PEREZ

-

2ème sous-section : *(Cytologie et histologie)*
Docteur Edouard BARRAT - Docteure Françoise TOUATI – Docteure Chantal KOHLER
3ème sous-section : *(Anatomie et cytologie pathologiques)*
Docteure Aude MARCHAL – Docteur Guillaume GAUCHOTTE

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDECINE
1ère sous-section : *(Biophysique et médecine nucléaire)*
Docteur Jean-Claude MAYER - Docteur Jean-Marie ESCANYE
2ème sous-section : (Radiologie et imagerie médecine)
Docteur Damien MANDRY

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION
1ère sous-section : *(Biochimie et biologie moléculaire)*
Docteure Sophie FREMONT - Docteure Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN
Docteure Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA
2ème sous-section : ***(Physiologie)***
Docteur Mathias POUSSEL – Docteure Silvia VARECHOVA
3ème sous-section : ***(Biologie Cellulaire)***
Docteure Véronique DECOT-MAILLERET

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE
1ère sous-section : *(Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)*
Docteure Véronique VENARD – Docteure Hélène JEULIN – Docteure Corentine ALAUZET
3ème sous-section : *(Maladies Infectieuses ; Maladies Tropicales)*
Docteure Sandrine HENARD

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ
1ère sous-section : *(Epidémiologie, économie de la santé et prévention)*
Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE – Docteure Frédérique CLAUDOT – Docteur Cédric BAUMANN
2ème sous-section *(Médecine et Santé au Travail)*
Docteure Isabelle THAON
3ème sous-section *(Médecine légale et droit de la santé)*
Docteur Laurent MARTRILLE
4ère sous-section : *(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication*
Docteur Nicolas JAY

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE
2ème sous-section : *(Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique)*
Docteure Lina BOLOTINE
4ème sous-section : *(Génétique)*
Docteur Christophe PHILIPPE – Docteure Céline BONNET

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE
3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)*
Docteure Françoise LAPICQUE – Docteur Nicolas GAMBIER – Docteur Julien SCALA-BERTOLA

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE
1ère sous-section : ***(Rhumatologie)***
Docteure Anne-Christine RAT
3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*
Docteure Anne-Claire BURSZTEJN
4ème sous-section : ***(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)***
Docteure Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE
3ème sous-section : *(Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire)*
Docteur Fabrice VANHUYSE
4ème sous-section : ***(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)***
Docteur Stéphane ZUILY

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE
1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*
Docteure Laure JOLY

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION
5ème sous-section : *(Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale)*
Docteur Jean-Louis CORDONNIER

==========

MAÎTRE DE CONFÉRENCE DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE
Docteure Elisabeth STEYER

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

-

5ème Section : SCIENCES ÉCONOMIQUES
Monsieur Vincent LHUILLIER

19ème Section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE
Madame Joëlle KIVITS

60ème Section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE, GÉNIE CIVIL
Monsieur Alain DURAND

61ème Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL
Monsieur Jean REBSTOCK

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Madame Marie-Claire LANHERS – Monsieur Pascal REBOUL – Monsieur Nick RAMALANJAONA

65ème Section : BIOLOGIE CELLULAIRE
Monsieur Jean-Louis GELLY - Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE
Monsieur Christophe NEMOS - Madame Natalia DE ISLA - Madame Nathalie MERCIER – Madame Céline HUSELSTEIN

66ème Section : PHYSIOLOGIE
Monsieur Nguyen TRAN

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale
Docteure Sophie SIEGRIST - Docteur Arnaud MASSON - Docteur Pascal BOUCHE

==========

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeure Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würtzburg (R.F.A)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)
Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)

Professeure Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Université d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume-Uni)
Professeur Yunfeng ZHOU (2009)
Université de Wuhan (CHINE)
Professeur David ALPERS (2011)
Université de Washington (U.S.A)
Professeur Martin EXNER (2012)
Université de Bonn (ALLEMAGNE)

-

A Monsieur le Professeur Jean PAYSANT,
Professeur de Médecine Physique et de Réadaptation,

Qui me fait l'honneur de présider ce jury.
Merci de m'avoir guidée tout au long de ce travail et pendant ces quatre années de formation dans cette belle spécialité qu'est la rééducation.

A Monsieur le Professeur Xavier DUCROCQ,
Professeur de Neurologie,

Vous me faites l'honneur de juger ce travail, veuillez trouver l'expression de mes sincères remerciements et de mon profond respect.

A Monsieur le Professeur Christian BEYAERT,
Professeur de Physiologie,

Vous me faites l'honneur de juger ce travail, veuillez trouver l'expression de mes sincères remerciements et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Jean-Marie BEIS,

Vous m'avez accueillie pendant un an au sein de votre équipe, merci d'avoir accepté de juger ce travail et de m'avoir donné l'opportunité de me former dans votre service à ce domaine passionnant qu'est la MPR neurologique.

A ma famille,
A mes parents qui ont eu la difficile tâche de me supporter sans faille ces vingt-sept dernières années
A tous les Schwartz/Leduc/Marano/Ehrsam, une bien belle famille
En mémoire de ma grand-mère Augustine

A mes amis et mes co-internes,
A Matthieu « Hell Yeah Matthew »
A Gab le demi-orc le plus graourf du monde
A Cinzia
Aux Schmirlaps Mosellans
A Morgane, Chloé et Emilie : fini l'internat, je vous lègue ma poisse légendaire
A Séverine, au SIF, aux cerises et aux collants filés
A Hélène
A Camille

A Julien,
Pour tout un tas de raisons qui seraient bien trop longues à énumérer.

A tous ceux qui ont contribué à ma formation :

Aux médecins du centre de Lay-Saint-Christophe,

Monsieur le Docteur Loïc le Chapelain, Madame le Docteur Alice Fraser, Madame le Docteur Hélène Guesdon, Monsieur le Docteur Matthieu Kandel, Madame le Docteur Nathalie Khalil, Madame le Docteur Nadine Bertoni

Merci de m'avoir fait partager vos connaissances et votre goût de la rééducation neurologique. Ces deux semestres parmi vous m'ont énormément appris tant sur le plan médical que sur le plan humain.

Aux médecins du centre de Pierquin,

Madame le Docteur Sylvie Henry-Catala, Madame le Docteur Cécile Frenay, Madame le Docteur Isabelle Loiret, Madame le Docteur Myriam Saint Eve, Monsieur le Docteur Noël Martinet, Madame le Docteur Anne Foisneau-Lottin, Madame le Docteur Amélie Touillet, Monsieur le Docteur Baptiste Claudon

Merci d'avoir tenté de me faire comprendre l'orthopédie et guidé dans les méandres de la rééducation professionnelle.

Aux médecins du centre de Flavigny,

Madame le Docteur Anne Vielh-Benmeridja, Madame le Docteur Sandrine Regef, Madame le Docteur Cristina Colteu, Madame le Docteur Katharina Demet, Monsieur le Docteur Didier Fort, Madame le Docteur Emilie Rumilly

Merci de votre patience et de votre soutien.

A Madame le Docteur Agnès Finance,

Tu m'as guidé dans mes premiers pas en rééducation en tant qu'interne, je suis ravie de débuter en tant que « vrai médecin » dans ton service.

Aux médecins du service de Neurologie de l'Hôpital Metz-Mercy

Aux médecins du service de Néphrologie du CHU Brabois

A tous les infirmières et infirmiers, aides soignantes et aides soignants, kinésithérapeutes, ergothérapeutes, orthophonistes et neuropsychologues avec qui j' ai eu l' occasion de travailler et qui m'ont transmis leurs connaissances et appris ce qu'est le travail en équipe.

A Madame le Docteur Elisabeth Steyer, qui a su trouver les mots justes quand il le fallait

A Hélène Antoine, pour son aide à la correction et la mise en page de ce travail.

SERMENT

« Au moment d'être admise à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçue à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonorée et méprisée si j'y manque ».

TABLE DES MATIERES

Revue de la littérature

Partie 1 : Electro-stimulation à visée motrice 19
1.1. Historique ….....19
1.2. Quelques définitions ….....20
1.3. La contraction musculaire et le principe de la contraction électro-induite ….....23
Partie 2 : Electro-stimulation à visée motrice et récupération neurologique : influence sur la plasticité cérébrale 26
2.1. Définition ….....26
2.2. Evaluation ….....26
2.2.1. L'Imagerie par Résonance Magnétique Fonctionnelle ….....27
2.2.2. Les Potentiels Evoqués Moteurs ….....27
2.3. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la promotion de la plasticité cérébrale ….....28
2.3.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire 28
2.3.2. Les données des Potentiels Evoqués Moteurs ….....30
2.3.3. Les données de l'IRM fonctionnelle ….....36
2.4. Conclusion ….....36
Partie 3 : Electro-stimulation à visée motrice et traitement de la spasticité 37
3.1. Problématique de la spasticité en rééducation ….....37
3.2. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la prise en charge de la spasticité ..37
3.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire….....39
3.2.2. Résultats généraux ….....41
3.2.3. Applications au patient victime d'un accident vasculaire cérébral.....43
3.2.3.1. Revue Cochrane ….....43
3.2.3.2. Etudes randomisées contrôlées ….....44
3.2.3.3 Les études les plus représentatives en détail ….....45
3.2.4. Application au patient blessé médullaire ….....48
3.2.5. Application au patient atteint de sclérose en plaques ….....50
3.2.5.1 Revue Cochrane ….....51
3.2.5.2. Etudes randomisées contrôlées ……..….....52
3.2.6. Application au patient traumatisé crânien ….....52
3.3. Conclusion ….....52
Partie 4 : Electro-stimulation à visée motrice et traitement des troubles neuro-orthopédiques : la pathologie d'épaule de l'hémiplégique.....53
4.1. Problématique de l'épaule de l'hémiplégique : subluxation gléno-humérale et douleur..53
4.2. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la pathologie d'épaule chez l'hémiplégique….....55
4.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire ….....55
4.2.2. Application aux douleurs d'épaule de l'hémiplégique ….....57
4.2.2.1. Revue Cochrane ….....57
4.2.2.2. Revues de la littérature et méta-analyses ….....59
4.2.2.3. Etudes de bonne qualité sur le sujet ….....60

4.2.2.4. Les études les plus représentatives en détail ….....62
4.2.3. Application à la subluxation gléno-humérale ….....65
4.2.3.1. Revues de la littérature ….....65
4.2.3.2. Prévention de la subluxation gléno-humérale et traitement en phase aigüe….....66
4.2.3.3. Traitement de la subluxation gléno-humérale en phase chronique... 69
4.3. Conclusion ….....71
Partie 5 : Electro-stimulation à visée motrice comme traitement dit « fonctionnel »……73
5.1. Electro-stimulation à visée motrice comme aide à la verticalisation ….....73
5.1.1. Problématique de la verticalisation en rééducation ….....73
5.1.2. Place de l'électro-stimulation dans la verticalisation du blessé médullaire ….74
5.1.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire….....74
5.1.2.2. Modalités de stimulation ….....76
5.1.2.3. Application de la verticalisation assistée par SEF ….....78
5.1.2.4. Les dispositifs utilisés dans la littérature ….....80
5.1.3.Conclusion ….....84
5.2. Electro-stimulation à visée motrice, fonction de marche et compensation orthétique....85
5.2.1. Problématique de la récupération de la marche ….....85
5.2.2. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la rééducation à la marche90
5..2.2.1. Méthode de recherche documentaire ….....90
5.2.2.2. Application au patient blessé médullaire ….....92
5.2.2.3. Application au patient victime d'accident vasculaire cérébral ….....107
5.2.2.4. Application au patient atteint de sclérose en plaques….....122
5.2.3. Conclusion ….....125
5.3. Electro-stimulation à visée motrice et fonction du membre supérieur.....127
5.3.1. Problématique de la promotion de la fonction au membre supérieur ….....127
5.3.2. Place de l'éléctro-stimulation à visée motrice dans l'amélioration de la fonction du membre supérieur….....128
5.3.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire….....128
5.3.2.3. Application au patient tétraplégique ….....130
5.3.2.4. Application au patient victime d'un accident vasculaire cérébral ...135
5.3.3. Conclusion ….....146

Transfert de technologie, perspectives et projet de recherche clinique : présentation du protocole myo-neuro-stimulation fonctionnelle chez l'hémiplégique

1. Justification ….....148
2. Objectifs de l'étude ….....150
3. Conception de l'étude ….....151
4. Critères d'inclusion et d'exclusion ….....151
5. Randomisation ….....152
6. Définition des traitements évalués ….....153
6.1. Groupe bénéficiant d'une rééducation classique de la marche (Groupe Témoin « T ») ….....153
6.2. Groupe bénéficiant d'une rééducation par myo-neuro-stimulation (Groupe Test

MNS « M ») ….....154
7. Critères de jugement ….....155
8. Réalisation pratique de l'étude ….....156
8.1. Bilan d'inclusion ….....156
8.2. Bilan initial 156
8.3. Bilans de suivi ….....156
9. Evaluation de la sécurité ….....157
9.1. Effets indésirables attendus pour le patient ….....157
9.2. Effets indésirables attendus pour le praticien ….....158
10. Calcul du nombre de sujets nécessaire ….....158
11. Statistiques ….....159
Bibliographie ….....161
Annexes ……...183

Introduction

Les centres de rééducation accueillent une population large de patients atteints de pathologies neurologiques centrales, au premier rang desquelles les accidents vasculaires cérébraux (AVC), la sclérose en plaques (SEP), les traumatismes crâniens et les blessés médullaires.

De nombreuses interventions sont utilisées en association dans le cadre de la rééducation afin de récupérer la fonction et de compenser le handicap. Parmi ces techniques, l'électro-stimulation à visée motrice, regroupant la stimulation électrique fonctionnelle (SEF) et la stimulation électrique neuro-musculaire (NMES), a été proposée pour la première fois dans les années 1960 aux Etats-Unis et a connu un essor en France dans les années 1980 en particulier par les écoles nancéennes et montpellieraines. Malgré de nombreuses études publiées sur le sujet, cette technique est actuellement peu utilisée en pratique courante.

L'objectif de ce travail est dans une première partie de rappeler les différentes applications de l'électro-stimulation à visée motrice en pathologie neurologique centrale et de déterminer si les données de la littérature permettent de statuer sur l'efficacité de cette technique. Dans une seconde partie, nous présenterons un protocole utilisant un dispositif original d'électro-stimulation dans le cadre de la rééducation à la marche de l'hémiplégique.

REVUE DE LA LITTERATURE

Partie 1 : Electro-stimulation à visée motrice

1.1. Historique (1)

Dès l'Antiquité, les observateurs, notamment Hippocrate, Aristote et Galien, rapportent l'utilisation de poissons électriques à visée antalgique dans certaines affections comme la crise aigüe goutteuse ou les céphalées, par engourdissement de la zone douloureuse.

La découverte des propriétés électriques et magnétiques des nombreux matériaux par l'anglais William Gilbert n'intervient que bien plus tard en 1600, ce qui lui vaut d'être surnommé le « père de l'électricité ». La première machine électrique est construite en 1663 par le physicien allemand Otto Von Guericke, capable de produire des charges électriques par frottement d'un globe de souffre sur un axe vertical. Il faut attendre le 18e siècle pour voir les premières applications médicales de l'électricité statique, notamment par le Professeur de Médecine Kratzenstein qui l'utilisa avec succès dans le traitement de la contracture d'un doigt.

Galvani, en 1786, met en évidence ce qu'il appela « l'électricité animale », à partir de la contraction de muscles de grenouilles mis en contact avec une machine électrostatique. Volta, l'inventeur de la première pile électrique, nomma « galvanisme » la contraction d'un muscle en réponse à une stimulation électrique. Ce principe a été utilisé par Bischoff, médecin allemand du début du 19e siècle, à partir d'un système d'électrodes en argent, pour traiter les « paralysies » d'origines neurologiques diverses. Mais le coût élevé et le manque de fiabilité de ces appareils font retomber l'électrothérapie dans l'oubli.

Faraday, après les travaux d'Oersted sur les phénomènes électromagnétiques, découvre en 1831 l'induction électromagnétique qui aboutit à la conception des premiers moteurs électriques. Cette amélioration technique fait naitre un regain d'intérêt pour l'électrothérapie.

Duchenne de Boulogne étudia l'usage de l'électrisation localisée afin de stimuler électivement un faisceau musculaire. Il est à ce titre considéré comme le père de l'électrothérapie avec sa publication « De l'Electrisation localisée et de son application à la physiologie, à la pathologie et à la thérapeutique » en 1855.

Au cours du 19e et du début du 20eme siècle, les différentes applications de l'électrothérapie sont développées : D'Arsonval étudie les effets des courants à haute fréquence et crée la première unité d'électrothérapie à l'Hôtel-Dieu en 1985, Lapicque étudie l'excitabilité des structures nerveuses par les courants électriques et propose la notion de chronaxie : mesure de l'excitabilité d'un muscle en fonction du temps de passage d'un courant électrique stimulant. Ces recherches ouvrent la voie à l'utilisation de l'électricité médicale dans différents domaines : l'électro-convulsivothérapie, la stimulation respiratoire, les stimulateurs cardiaques, …(2)

Le concept de stimulation électrique fonctionnelle nait en 1961, lorsque Liberson (3) met au point une orthèse stimulant le nerf fibulaire à la phase oscillante du pas dans le cadre de la rééducation à la marche des patients hémiplégiques. Une autre application de l'électrothérapie voit le jour en 1967 : la neurostimulation transcutanée qui utilise la théorie du Gate Control afin d'atténuer les phénomènes douloureux. Les progrès technologiques de ces dernières décennies ont permis la miniaturisation de ces dispositifs et de nombreuses applications sont développées.

1.2. Quelques définitions

L'électro-stimulation consiste à appliquer une stimulation électrique via des électrodes de surface ou implantées placées sur les points moteurs des différents muscles cibles, afin d'obtenir une contraction. Elle vise à générer une contraction musculaire lorsque la volonté ne le permet pas ou de façon insuffisante. Ceci implique que le couple motoneurone apha – fibre musculaire soit intact. Elle peut donc être utilisée dans le cadre des pathologies du système nerveux central (4).

Il existe deux grands types d'électro-stimulation motrice (5) :

– la stimulation électrique neuromusculaire (NMES) : utilisée en rééducation afin d'améliorer la motricité volontaire en renforçant les muscles, en réduisant la spasticité et la douleur et en améliorant les amplitudes articulaires

– la stimulation électrique fonctionnelle (SEF ou FES) : qui utilise la stimulation afin d'aider le patient à exécuter une fonction

Le matériel :

– générateur portable, capable de produire des impulsion électriques de fréquence, de forme et de durée différentes selon l'effet recherché. Les courants de basse fréquence (< 1000 Hz) sont susceptibles d'induire une contraction musculaire.

– électrodes de surface autocollantes, que le thérapeute pourra positionner sur les points moteurs des muscles ou sur le trajet du nerf moteur

La stimulation peut être déclenchée par le patient ou son thérapeute mais aussi de façon automatique par un contacteur, un capteur de position du membre ou par électromyogramme.

Les différents types de stimulation (6) :

– faradique : impulsions de durée brève (1 ms), soit isolées soit avec un période de fréquence de 50 Hz, permettant de stimuler des muscles non dénervés

– galvanique : impulsions unidirectionnelles rectangulaires de durée longue (100 ms), permettant de recruter des muscles dénervés

Contre-indications :

L'électro-stimulation est contre-indiquée sur des lésions cutanées ou potentiellement infectieuses, chez la femme enceinte, en cas de phlébite et chez les patients porteurs d'un pacemaker ou d'un neuromodulateur.

La stimulation à basse fréquence ne doit pas être appliquée à proximité de la région cardiaque.

Concernant les courants unidirectionnels, compte tenu du risque de brûlure chimique, leur application ne doit pas être réalisée en zone d'hypo ou anesthésie. Ils sont également contre-indiqués chez les patients porteurs de matériel métallique.

Choix des paramètres de stimulation :

Il n'existe pas de protocole de stimulation bien défini, d'où la grande diversité méthodologique des études sur le sujet.

– concernant la fréquence : les fibres à contraction lente sont préférentiellement recrutées par

des fréquences de 15-20 Hz alors que les fibres à contraction rapide, fatigables, le sont pour des fréquences de 60-75 Hz

– concernant la forme des impulsions : les fibres lentes sont recrutées préférentiellement par des stimulations rectangulaires alors que les fibres rapides le sont par des stimulations. sinusoidales. Dans tous les cas, un retour à la ligne isoélectrique favorise la repolarisation avec une meilleure efficacité de la réponse et une protection des fibres nerveuses.

– concernant la durée des impulsions : les fibres non-dénervées sont recrutées par des stimulations d'1 ms alors que des fibres dénervées nécessitent des stimulations de 50 à 100 ms. La durée d'un train de stimulations permet de cibler le recrutement : fibres I : 10 sec, fibres II : 30 à 60 sec. Un temps de repos est nécessaire entre 2 trains de stimulations : le rapport temps de stimulation/temps de repos doit être au maximum de 1/5.

Ziltener et al. (5) ont passé en revue les différentes méthodologies utilisées dans les études portant sur la SEF, mettant en évidence une grande variabilité dans les paramètres choisis, la durée du protocole de stimulation et la fréquence des séances. A ce jour, aucun consensus n'a été trouvé quant à la durée minimale de stimulation efficace.

Les paramètres de stimulation optimaux sont ceux qui permettent d'atteindre le seuil d'excitabilité avec la moindre énergie possible, dans le respect du confort du patient. Au mieux il s'agit d'une impulsion :

– rectangulaire, plus confortable pour le patient qu'une impulsion à pente progressive

– d'une durée optimale correspondant à la chronaxie de la fibre stimulée, suffisamment longue pour être efficace et ne dépassant pas la durée utile, au-delà de laquelle la stimulation pourrait être inconfortable

– bidirectionnelle, qui évite le risque de brûlure chimique, à moyenne nulle

– de basse fréquence, inférieure à 150 Hz, qui correspond à des valeurs physiologiques

En électrostimulation motrice, on utilise essentiellement les courants TBF IE (très basse fréquence = 2 à 8 Hz, intensité élevée) qui provoquent des secousses élémentaires et les courants BF IT (basse

fréquence = 20 à 80 Hz, intensité tétanisante). Les deux peuvent également être associés.

Les applications de l'électro-stimulation à visée motrice sont :

– faciliter une contraction musculaire volontaire en la rétablissant ou en la renforçant, rééquilibrer le couple agoniste-antagoniste

– rééduquer l'action musculaire ou entrainer à une nouvelle action

– entretenir la trophicité musculaire des muscles dénervés, avec également des effets indirects sur les structures voisines (effet trophique sur les chondrocytes), prévenir et libérer les adhérences musculaires

– améliorer le drainage lymphatique et veineux

– réduire la fatigue musculaire et gagner en endurance

– agir au niveau du SNC : lutte contre la spasticité, effet antalgique, plasticité cérébrale

1.3. La contraction musculaire et le principe de la contraction éléctro-induite

Les muscles sont les organes effecteurs du mouvement. Il existe deux grands types de muscles :

– les muscles lisses, ayant une activité contractile involontaire sous la dépendance du système nerveux autonome parasympathique (médiation par l'Acétylcholine) et sympathique (médiation par l'Acétylcholine et la Noradrénaline)

– les muscles striés, ayant une activité contractile volontaire à l'exception du myocarde

Au sein du muscle strié, on retrouve 3 types d'unités motrices (UM), c'est-à-dire l'ensemble fonctionnel constitué par un motoneurone alpha et les fibres musculaires qu'il innerve (5) :

– UM peu puissantes, composées majoritairement de fibres musculaires de type I (motoneurones de petit diamètre, vitesse de conduction lente de l'ordre de 60 à 80 m/s, seuil de recrutement bas et fréquence de stimulation de 8 Hz. Ces UM sont peu puissantes et résistantes à la fatigue. Elles sont très vascularisées et ont un métabolisme de type oxydatif.

– UM très puissantes, composées majoritairement de fibres musculaires de type IIb (motoneurones de grand diamètre, à contraction rapide et phasique, vitesse de conduction rapide de l'ordre de 80 à 130 m/s, seuil de recrutement élevé et fréquence de stimulation de 50 Hz. Ces UM

sont très puissantes et vite fatigables. Elles sont peu vascularisées et l'énergie nécessaire à la contraction est fournie par la dégradation de l'ATP et la glycogénolyse (métabolisme anaérobie).

– UM intermédiaires, composées de fibres musculaires de type IIa (fréquence de stimulation de 20 Hz). Leur métabolisme est similaire à celui des UM très puissantes.

Chaque muscle contient ces 3 types d'unités motrices dans des proportions variables.

Physiologiquement, la contraction musculaire volontaire met en jeu les fibres de type I, puis IIa et enfin IIb pour que la contraction soit maximale. Afin de limiter les phénomènes de fatigue, il existe un « turn over » des fibres mises en jeu.

La contraction d'un muscle est le résultat :

– d'un message en provenance du système nerveux central qui chemine par voie descendante via le cortex cérébral moteur (cortex moteur associatif et aire motrice principale), le thalamus et les noyaux gris centraux, le cervelet (qui contrôle la statique et la coordination des mouvements), le tronc cérébral (qui contrôle la station érigée), la moëlle épinière jusqu'au motoneurone alpha de la corne antérieure de la moëlle qui innerve les fibres musculaires regroupées en unités motrices.

– de l'activation d'une unité motrice qui se manifeste par un potentiel d'action entrainant une libération d'acetylcholine au niveau de la plaque motrice (synapse entre le motoneurone et les fibres musculaires, aussi appelé jonction neuromusculaire). Ceci aboutit à une dépolarisation appelée potentiel de plaque.

Il entraine des réactions chimiques en particulier un flux de calcium qui aboutit à des modifications structurelles au sein du muscle : déformation de la titine, glissement de l'actine et de la myosine.

Un potentiel d'action neuronal dure environ 1 ms, avec une amplitude de 110 mV. La période réfractaire, c'est-à-dire la période durant laquelle une fibre musculaire est totalement inexcitable, est également de 1 ms. Il s'ensuit une période réfractaire relative, pendant laquelle elle est moins stimulable.

Le potentiel d'action obéit à la loi du « tout ou rien » : il existe un seuil critique du stimulus. A une amplitude inférieure à ce seuil, le stimulus ne déclenche pas de potentiel d'action. Au delà de ce

seuil, quelle que soit l'amplitude du stimulus, un potentiel d'action apparaît, d'amplitude constante selon la fibre musculaire stimulée (6,7).

Partie 2 : Electro-stimulation à viséé motrice et récupération neurologique : influence sur la plasticité cérébrale

2.1. Définition

La plasticité cérébrale correspond à la capacité propre au cerveau de modifier son organisation fonctionnelle de façon adaptative, en réponse à de nouveaux apprentissages ou suite à une lésion cérébrale. En pathologie, selon la définition de l'Organisation Mondiale de la Santé (8), la neuroplasticité désigne les mécanismes d'adaptation grâce auxquels le système nerveux central peut retrouver un rôle fonctionnel après une lésion. Pour rétablir cette fonction, une réorganisation synaptique se met en place, soit par régénération de nouveaux axones soit par rétablissement des connexions pré-existantes, aussi bien au sein de structures épargnées dans le territoire lésionnel que dans des zones indemnes à distance. Elle joue donc un rôle majeur en situation pathologique en permettant un remodelage au sein des territoires lésés ainsi qu'à distance, en association avec une néoangiogenèse et une neurogenèse.

Nieoullon (9) distingue 2 formes de neuroplasticité :

- la plasticité structurale qui correspond donc aux changements structuraux
- la plasticité fonctionnelle qui correspond aux modifications des relations inter-synaptiques

L'âge est un facteur limitant la plasticité, plus l'individu avance en âge et plus les capacités de réorganisation et de restructuration sont limitées. L'étendue de la lésion joue également un rôle majeur, d'où l'importance des mesures de neuroprotection mises en place au décours d'une agression cérébrale.

Un des objectifs de la prise en charge rééducative après une lésion du système nerveux central est donc de promouvoir la récupération fonctionnelle en favorisant cette neuroplasticité.

2.2. Evaluation

Les 2 outils les plus largement utilisées dans la littérature pour évaluer indirectement l'impact des techniques sur la plasticité cérébrale sont l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) fonctionnelle

et les Potentiels Evoqués Moteurs.

2.2.1. L'Imagerie par Résonance Magnétique Fonctionnelle

Cette technique permet de visualiser les zones cérébrales activées lors de la réalisation d'une tâche particulière. Selon la Haute Autorité de Santé (10), « le principe repose sur le calcul, en temps réel, de la dépense d'oxygène liée à la réalisation d'une tâche cognitive ». Les images sont réalisées en pondération T2*, en utilisant l'effet BOLD (Blood Oxygenation Level Dependant). Il s'agit de la variation de la susceptibilité magnétique liée à la variation du rapport Désoxyhémoglobine/Oxyhémoglobine : l'augmentation de la consommation d'oxygène locale fait office d'agent de contraste.

Le patient, installé dans un appareil d'IRM, se voit donner une consigne à réaliser selon la fonction explorée. Cet examen dure en moyenne entre 15 et 30 minutes, et présente l'avantage d'être non-irradiant mais nécessite une totale coopération du patient.

2.2.2. Les Potentiels Evoqués Moteurs (PEM)

Il s'agit d'une exploration électrophysiologique qui étudie les modifications de l'activité électrique du système nerveux central en réponse à une stimulation motrice et permet de juger du fonctionnement des voies motrices.

Ils sont recueillis après stimulation du cortex moteur par stimulation magnétique transcrânienne (Transcranial Magnetic Stimulation ou TMS chez les anglo-saxons), c'est-à-dire à l'aide d'une bobine magnétique qui envoie une impulsion magnétique. Celle-ci entraine 2 types de réponses :

– une dépolarisation directe des axones des cellules pyramidales

– une réponse indirecte correspondant à l'activation des cellules pyramidales par des interneurones corticaux excitateurs

La sommation de ces 2 réponses est nécessaire pour activer les motoneurones spinaux qui, au-delà d'un certain seuil, déclenchent un potentiel d'action musculaire.

Les électrodes de recueil sont placées en regard du muscle que l'on veut étudier : on obtient la Réponse Musculaire.

Dans les études traitant de l'effet de l'électro-stimulation sur la plasticité cérébrale, les auteurs mesurent l'excitabilité du cortex moteur. Elle est évaluée en stimulant le cortex moteur à différentes intensités et donc mesurer l'intensité minimale de déclenchement de la réponse motrice. On mesure également la durée de la période de latence : temps entre la stimulation et le début de la réponse motrice.

2.3. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la promotion de la plasticité cérébrale

2.3.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire

Après une atteinte du tissu cérébral ou spinal, la structure et la fonction des régions touchées est gravement altérée. Toute intervention susceptible de stimuler une réorganisation des connexions au sein du tissu sain est donc potentiellement capable d'améliorer le processus de réapprentissage.

Lorsqu'un muscle est impliqué dans l'apprentissage d'une nouvelle tâche, l'excitabilité du cortex moteur correspondant augmente. Classen et al. (11) en 1998 ont montré que la répétition d'un simple mouvement pendant 15 à 30 minutes pouvait amener à une réorganisation transitoire dans le réseau de connexions au sein du cortex moteur. Plus la tâche à répéter est complexe, plus l'excitabilité corticale s'en trouve augmentée. Une participation active à la réalisation de ces mouvements conduit à une augmentation significativement plus importante de l'excitabilité corticale par rapport à ces mêmes mouvements obtenus passivement comme l'ont montré Perez et al. en 2004 (12).

Comme nous le reverrons plus tard dans ce travail, de nombreuses études ont montré que l'électro-stimulation pouvait faciliter le réapprentissage de tâches motrices telles que la marche ou la préhension. On peut donc penser que cette intervention peut faciliter la réorganisation du cortex moteur.

Revue de la littérature centrée sur l'évaluation de l'impact de l'électro-stimulation à visée motrice (stimulation électrique fonctionnelle et électro-stimulation neuro-musculaire) sur la plasticité cérébrale.

Utilisation du portail de l'Espace Numérique de Travail (ENT) de l'Université Henri Poincaré (UHP) qui permet l'accès à de nombreuses ressources en ligne : bases de données, revues de la littérature, encyclopédies, catalogues, … en texte intégral. Accès : https://ent.univ-lorraine.fr rubrique « Ressources en ligne » puis « Biologie et Santé »

Utilisation du portail du Centre de Ressources Documentaires en Médecine Physique et de Réadaptation de L'Institut Régional de Réadaptation (IRR) et consultation de la base de données au Centre Louis Pierquin qui permet l'accès à de nombreuses revues sur le thème de la rééducation, ouvrages, revues de congrès, thèses et mémoires. Accès : www.reedoc-irr.fr

Plusieurs sources ont été utilisées :

→ bases de données bibliographiques : MEDLINE, CISMeF, Cochrane Library, EMBASE, REHABDATA

→ recommandations et conférences de consensus : Haute Autorité de Santé, Institut national de la Santé et de la Recherche Médicale, agences et institutions étrangères, …

→ sociétés savantes : Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), American Physical Therapy Association, …

Mots-clés utilisés en français et leur traduction anglaise :

– plasticité cérébrale, plasticité neuronale – *cortical plasticity, neuroplasticity*

– excitabilité corticale – *cortical excitability*

– électro-stimulation, stimulation électrique fonctionnelle, stimulation électrique neuro-musculaire - *electrostimulation, functional electrical stimulation, neuromuscular electrical stimulation*

– accident vasculaire cerebral (AVC), hémiplegie/hémiplegique – *stroke, hemiplegia/hemiplegic*

– traumatisme crânien – *brain injury*

– sclérose en plaque – *multiple sclerosis*

– blessé médullaire, paraplégique/paraplégie, tetraplégique/tetraplégie – *spinal cord injury,*

paraplegia/paraplegic, tetraplegia/tetraplegic

Utilisation d'un logiciel d'aide à la traduction : le Grand Dictionnaire Terminologique (GDT), ressource la plus complète concernant la traduction des termes techniques en langue anglaise. Accès : http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/gdt.htlm

Une première recherche a permis d'obtenir 25 références. Nous avons exclu les séries de cas, les références se rapportant à la stimulation électrique trans-cutanée (TENS), les références se rapportant aux patients infirmes moteurs cérébraux et les références associant plusieurs techniques, par exemple l'électro-stimulation et la stimulation magnétique transcrânienne que les anglo-saxons nomment « paired stimulation » . Notre analyse de la littérature a été centrée sur :

– les revues de la littérature et méta-analyses

– les recommandations et consensus d'experts

– les études ayant une méthodologie rigoureuse en privilégiant les études randomisées contrôlées

Nous avons ainsi retenu et analysé 8 références.

2.3.2. Les données des Potentiels Evoqués Moteurs

En 2012, Lagerquist et al. (13) ont mesuré l'excitabilité des voies cortico-spinales et spinales correspondant aux muscles soléaires avant et après contraction volontaire, avant et après NMES appliquée sur le nerf tibial et enfin avant et après NMES couplée à la contraction volontaire. L'effet de ces différentes interventions a été quantifié par la réalisation de potentiels évoqués moteurs et d'un recueil électromyographique (M-Wave vs H-reflex, courbe de recrutement). Quelle que soit la modalité mise en œuvre, l'excitabilité corticale n'a pas été modifiée. Par contre, l'excitabilité spinale était significativement augmentée du côté déficitaire lors des contractions volontaires associées à la NMES.

Cependant, les autres études sur le sujet montrent toutes une augmentation de l'excitabilité corticale après électro-stimulation. Kido Thomson et al. (14) en 2004 ont étudié les effets à court terme de la SEF appliquée sur les fléchisseurs et extenseurs de cheville au cours de la marche sur la promotion

de la plasticité cérébrale chez des volontaires sains. Des effets positifs ont été mis en évidence, que nous détaillerons plus loin.

Toujours au membre inférieur, Everaert et al.(15), en 2010, se sont intéressés à déterminer les effets de l'application d'une SEF au long cours chez les patients présentant un déficit des releveurs conséquence de diverses pathologies neurologiques touchant le système nerveux central sur les connexions cortico-spinales. Les auteurs concluaient que l'utilisation régulière de la SEF dans cette indication renforçait l'activation des aires corticales motrices et des voies descendantes.

Ces résultats sont en accord avec les travaux plus récents de Niazi et al. (16) qui ont testé sur 8 volontaires sains un système qui déclenche une SEF provoquant un mouvement de dorsiflexion du pied à l'aide d'une interface humain-machine : les potentiels corticaux produits par l'imagerie mentale du mouvement sont détectés par le système qui déclenche ensuite la SEF. L'excitabilité du cortex moteur correspondant au muscle tibial antérieur était mesurée avant et après l'intervention par PEM. L'amplitude des potentiels augmentait de 53% par rapport aux valeurs antérieures après intervention, montrant ainsi une augmentation de l'excitabilité corticale.

Concernant le membre supérieur, là aussi les études retrouvent des résultats encourageants. Tarkka et al. (17) ont montré que la SEF appliquée au membre supérieur pour aider à réaliser des mouvements d'ouverture/fermeture chez des patients post-AVC pouvait augmenter l'excitabilité corticale parallèlement à un bénéfice sur la fonction. De même, Barsi et al. (18) ont étudié l'utilisation de la SEF combinée à une activation volontaire lors des mouvements de préhension chez 25 volontaires sains. Une augmentation de l'excitabilité corticale était notée après réalisation d'exercices associant SEF et mouvement volontaire, alors que le mouvement volontaire seul ou la SEF seule restaient sans effet. Nous décrirons ces deux études plus en détail.

Enfin, Mc Kay et al. (19) retrouvaient eux aussi une augmentation significative de l'amplitude des potentiels évoqués moteurs après stimulation électrique des nerfs radial et ulnaire. Ces potentiels étaient recueillis toutes les 15 minutes pendant 2 heures. Un pic d'augmentation d'amplitude était noté après 45 à 60 minutes de stimulation.

Does Functional Electrical Stimulation for foot drop strengthen corticospinal connections ?

Everaert, 2010

Type d'étude : prospective, essai non contrôlé

Objectif : déterminer les effets de l'application d'une SEF au long cours dans le cadre d'un déficit des releveurs sur les connexions cortico-spinales résiduelles chez les patients atteints d'une pathologie neurologique centrale.

Population : 36 patients (âge moyen : 54 ans) présentant un déficit des releveurs résultant d'une pathologie du système nerveux central progressive ou non (24 scléroses en plaques, 2 infirmités motrices cérébrales, 6 AVC, 2 blessés médullaires, 1 traumatisé crânien, 1 lésion chirurgicale) en phase chronique, c'est-à-dire à plus de 6 mois de l'évènement initial.
L'intervention consistait à appliquer un stimulateur du nerf péronier dénommé WalkAide pendant 3 à 12 mois, en utilisation quotidienne au domicile dans les actes de la vie quotidienne et la marche. En cas d'atteinte bilatérale, le pied le plus atteint était appareillé.

Tests utilisés :
- test de marche de 4 minutes sur un circuit de 10 m en forme de huit : détermination de la vitesse de marche et du coût physiologique de la marche. Ce test était réalisé à 2 reprises : le stimulateur en mode OFF puis en mode ON
- mesures électrophysiologiques : l'EMG permettait de recueillir 2 paramètres : la contraction maximale volontaire (CMV) et la Maximal Motor Wave (M-max), les PEM étaient également recueillis après TMS

Résultats :
- augmentation de l'amplitude des PEM de 50% et de la CMV de 48% chez les patients présentant une atteinte non-progressive , de 27% des PEM et de 17% de la CMV chez les patients présentant une atteinte progressive.
- augmentation de la vitesse de marche de 24% dans les atteintes non-progressives et de 7% dans les atteintes progressives
- pas de changements concernant le M-max

Effets indésirables : aucun

En conclusion : l'utilisation d'un dispositif de SEF dans le cadre du pied tombant chez des patients atteints de pathologies neurologiques centrales progressives ou non-progressives peut renforcer l'activation des aires corticales motrices et des voies descendantes. Cependant, concernant le groupe de patients présentant des atteintes progressives, même si on note un bénéfice de la SEF sur l'induction de la plasticité cérébrale, il est probable que ces effets ne se maintiennent pas dans le temps étant donné le caractère évolutif de la pathologie.

Short-term effects of Functional Electrical Stimulation on motor-evoked potentials in ankle flexor and extensor muscles

Kido Thompson, 2004

Type d'étude : prospective, essai randomisé contrôlé

Objectif : déterminer les effets à court terme de la SEF appliquée pendant la marche sur l'excitabilité corticale

Population : 10 volontaires sains âgés de 25 à 46 ans. Deux types d'expérimentations ont été proposées, chaque sujet participant aux 2 mais réalisées des jours différents :
- marche avec SEF : activation des muscles releveurs pendant la phase oscillante, déclenchée automatiquement
- marche sans SEF

Il s'agissait de séances de 10 minutes de marche à une vitesse de 4,5 km/h sur tapis de marche.
Les potentiel évoqués moteurs après stimulation du cortex moteur correspondant aux muscles tibial antérieur et soléaire étaient recueillis avant et après chaque séance qui était répétée 3 fois pour chacune des modalités soit 30 minutes de marche au total.

Résultats :
- concernant la marche avec SEF : augmentation de l'amplitude des potentiels évoqués moteurs de 40% immédiatement après l'arrêt de la marche et de 58% après 10 minutes d'arrêt par rapport à ceux mesurés avant intervention.
- concernant la marche sans SEF : pas de modification à l'arrêt de la marche, augmentation de l'amplitude des potentiels évoqués moteurs de 40% par rapport à ceux mesurés avant l'intervention
- avec la SEF : la période réfractaire reste identique voire diminue (non significatif) alors qu'elle augmente sans SEF

En conclusion : la SEF aurait un effet facilitateur sur la plasticité cérébrale en augmentant l'excitabilité corticale sans augmenter l'inhibition inter-hémisphérique.

Functional electrical therapy for hemiparesis alleviates disability and enhances neuroplasticity

Tarkka, 2011

Type d'étude : prospective, étude randomisée contrôlée

Objectif : déterminer les effets de la SEF sur l'excitabilité corticale des patients post-AVC en phase chronique

Population : 20 patients d'âge moyen 53 ans, après un AVC ischémique ou hémorragique en phase chronique, c'est-à-dire à plus de 6 mois de l'évènement (délai moyen : 2,4 ans). Ils présentaient un déficit sévère d'un membre supérieur, déterminé par le Wolf Motor Function Test < 50. Les patients étaient randomisés en 2 groupes :
- 10 patients suivaient un programme de rééducation conventionnelle
- 10 patients associaient ce même programme à un protocole de SEF

L'intervention consistait en 2 sessions de 30 minutes par jour, 5 jours par semaine pendant 2 semaines. Il s'agissait d'exercices ciblés sur la main et le bras couplés à une SEF positionnée afin d'aider aux mouvements d'ouverture et de fermeture des doigts.

Tests utilisés :
- comportement moteur du membre supérieur évalué par le Wolf Motor Function Test
- excitabilité corticale mesurée par les potentiels évoqués moteurs recueillis après TMS sur les aires motrices corticales primaires des 2 mains déterminées préalablement par IRM fonctionnelle

L'évaluation était réalisée en fin d'intervention et répétée à 6 mois.

Résultats :
- le score fonctionnel augmentait de 13% dans le groupe SEF, de 9% dans le groupe rééducation conventionnelle en fin d'intervention
- dans le groupe SEF : des potentiels évoqués étaient retrouvés du côté atteint sur les fléchisseurs et extenseurs du poignet chez 2 patients alors qu'ils étaient indétectables à l'inclusion, le temps de latence était significativement diminué sur les muscles testés du côté parétique
- pas de changement retrouvé dans le groupe ayant suivi une rééducation conventionnelle

En conclusion : les exercices de rééducation conventionnelle peuvent être potentialisés par l'application d'une SEF, et ainsi augmenter l'excitabilité du cortex moteur ainsi que la vitesse de conduction cortico-spinale sur l'hémisphère atteint, et pourrait avoir des effets facilitateurs sur la récupération motrice dans les suites d'un AVC.

Cortical excitability changes following grasping exercise augmented with electrical stimulation

Barsi , 2008

Type d'étude : prospective

Objectif : déterminer les changements d'excitabilité corticale produits par des sessions de 20 minutes de SEF / SEF+activité volontaire / activité volontaire seule chez le volontaire sain pendant des exercices de préhension.

Population : 25 volontaires adultes sains, le bras reposant sur un support, le poignet en position neutre. Trois types d'exercices de préhension sont demandés, à l'aide d'une bouteille d'eau de 50 cc :
- préhension uniquement à l'aide de SEF sur les fléchisseurs et extenseurs des doigts
- préhension à l'aide de SEF augmentant un mouvement volontaire
- préhension volontaire seule

Chaque exercice était réalisé pendant 20 minutes. Chaque patient réalisait les 3 exercices, chaque session étant espacée d'au moins 24 heures, dans un ordre aléatoire.

Tests utilisés : l'excitabilité corticale de la zone correspondant aux projections des muscles ciblés était mesurée par potentiels évoqués moteurs après TMS mesurés avant et après chaque session.

Résultats :
- augmentation de l'excitabilité corticale de 15% après exercices volontaires aidés par SEF
- pas d'effet retrouvé avec la SEF seule ou les mouvements volontaires seuls (augmentation de 8% mais non significatif)

En conclusion : cette étude suggère que la combinaison d'une activité volontaire et de l'application d'une SEF a un potentiel d'induction de la plasticité cérébrale du cortex moteur et serait une piste intéressante à exploiter dans la prise en charge rééducative des les suites d'une affection neurologique touchant ces zones.

2.3.3. Les données de l'IRM fonctionnelle

Bhatt et al. en 2007 (20) ont cherché à montrer l'effet sur la plasticité cérébrale de l'électro-stimulation associée à un mouvement volontaire en utilisant les données de l'IRM fonctionnelle. Vingt sujets se sont vus proposer soit un programme de rééducation ciblé sur le mouvement, soit un programme d'électro-stimulation, soit une association de ces deux techniques pendant 10 sessions d'une heure. A l'issue de l'expérimentation, des tests de dextérité ont été réalisés sous IRM fonctionnelle en utilisant l'effet BOLD qui permet une mesure indirecte de l'activation cérébrale. Bien que dans les groupes électro-stimulation seule et association électro-stimulation + mouvement volontaire a été notée une amélioration significative aux tests de dextérité, seul le groupe thérapie combinée a permis de mettre en évidence une activation plus importante du cortex moteur primaire, du cortex sensitif primaire et de l'aire motrice supplémentaire ipsilatérale à la lésion. L'association électro-stimulation et mouvement volontaire aurait donc une influence positive sur la plasticité cérébrale.

2.4. Conclusion

Ces quelques études présentées ici apportent des résultats en faveur d'un effet facilitateur de l'électro-stimulation sur la plasticité cérébrale, démontrée par une augmentation de l'amplitude des potentiels évoqués moteurs après stimulation magnétique trans-crânienne ou une activation de certaines structures cérébrales en particulier les aires motrices mise en évidence à l'IRM fonctionnelle. Son mécanisme d'action n'a pas été clairement démontré.

Le problème de l'extrapolation de ces résultats après l'arrêt de la stimulation se pose, les potentiels évoqués moteurs étant recueillis dans la plupart des études pendant ou immédiatement après l'arrêt de la stimulation. A noter également qu'il ne s'agit que d'études ayant un faible niveau de preuve et réalisées sur des populations de petite taille. Des études portant sur un nombre plus important de sujets seraient souhaitables.

Partie 3 : Electro-stimulation à visée motrice et traitement de la spasticité

3.1. Problématique de la spasticité en rééducation

- Définition

La spasticité est un désordre moteur caractérisé par une augmentation vitesse-dépendante du réflexe tonique d'étirement et par une augmentation des réflexes ostéo-tendineux, résultant d'une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement (Lance, 1980 (21)). Il s'agit d'un des symptômes du syndrome pyramidal, conséquence d'une lésion du faisceau pyramidal quel qu'en soit le niveau.

Associés à la spasticité, on retrouve un déficit moteur et une perte de sélectivité du mouvement. Outre la spasticité, les lésions de la voie pyramidale entrainent également une exagération des réflexes polysynaptiques de flexion ou d'extension.

La spasticité n'est pas toujours un symptôme délétère. Par exemple, chez l'hémiplégique marchant, une spasticité du triceps sural pourra permettre la station debout, l'exagération du réflexe d'étirement lui donnant une force suffisante pour empêcher la chute vers l'avant. La spasticité ne devra donc être traitée que si elle entraine une gêne fonctionnelle.

- Evaluation

L'interrogatoire du patient et/ou de son entourage doit permettre d'apprécier la gêne fonctionnelle engendrée par la spasticité.

Cliniquement, la spasticité est évaluée en mobilisant passivement à vitesse rapide un segment de membre.

Les deux échelles couramment utilisées dans les études sont :

– l'échelle d'Ashworth : 0 : pas d'augmentation du tonus musculaire

1 : ressaut puis relâchement ou résistance minime en fin de mouvement

2 : ressaut puis résistance minime sur moins de la moitié de

l'amplitude articulaire

3 : augmentation du tonus musculaire dans plus de la moitié de l'amplitude articulaire, le segment de membre restant facilement mobilisable

4 : augmentation du tonus marquée rendant la mobilisation passive difficile

5 : mouvement passif impossible

– l'échelle de Tardieu, moins fréquemment utilisée mais plus adaptée. Elle tient compte :

- de la vitesse d'étirement : V1 = vitesse inférieure à celle imposée par la pesanteur, V2 = vitesse égale à celle de la pesanteur, V3 = vitesse supérieure à celle imposée par la pesanteur
- de la réaction musculaire à l'étirement pour chaque vitesse : 0 = pas de résistante à l'étirement passif, 1 = discrète augmentation de la résistance au cours de la mobilisation sans que l'on puisse clairement identifier un ressaut, 2 = ressaut franc à un angle précis suivi d'un relâchement, 3 = clonus épuisable (moins de 10 secondes) survenant à un angle précis ou hypertonie importante permettant toutefois une mobilisation du segment de membre, 4 = clonus inépuisable survenant à un angle précis ou hypertonie rendant la mobilisation du segment de membre difficile, 5 = mobilisation impossible
- de l'angle auquel survient la réaction musculaire

Cependant on reproche souvent à ces 2 méthodes un manque de reproductibilité inter-observateurs. De nombreuses études utilisent le Pendulum Test. Il a été décrit pour la première fois en 1951 par Wartenberg, qui corrélait la spasticité au mouvement pendulaire du genou de patients assis sur une table d'examen lorsque leur jambe est lâchée à partir de la position horizontale. Ce test a été amélioré par Badj et Vodovnik qui ont permis une mesure plus quantitative et précise à l'aide d'un goniomètre électronique, les mesures étant interprétées par informatique.

Fonctionnellement, le retentissement de la spasticité est variable d'un patient à l'autre. Il peut n'y avoir aucune gêne fonctionnelle ou une simple limitation de la vitesse et/ou de l'amplitude d'un

mouvement volontaire lorsqu'il est exécuté à vitesse rapide, en particulier lors de la marche. Elle peut se manifester par des contractures en flexion ou extension (quantification par l'échelle de Penn). Au maximum on peut retrouver un tableau de rétraction rendant impossible l'installation au fauteuil. La spasticité n'est pas un symptôme douloureux en soi, mais ses conséquences, en particulier les rétractions, peuvent être source de douleurs.

3.2.. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la prise en charge de la spasticité

3.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire

La place de l'électro-stimulation dans la prise en charge de la spasticité n'a jusqu'à présent fait l'objet d'aucun consensus. Les dernières recommandations de la Haute Autorité de Santé datant de juin 2009 (22) ne portent que sur le traitement médicamenteux de la spasticité.

L'électro-stimulation étant une méthode quasiment dénuée d'effets indésirables au contraire des traitements médicamenteux recommandés (antispastiques tels que le Baclofène et le Dantrolène, benzodiazépines, toxine botulique) , il paraît important de définir son intérêt dans la prise en charge de ce symptôme.

Revue de la littérature centrée sur l'utilisation de l'électro-stimulation à visée motrice (stimulation électrique fonctionnelle et électro-stimulation neuro-musculaire) dans la prise en charge de la spasticité, utilisée seule ou en tant que complément à un autre traitement.

Utilisation du portail de l'Espace Numérique de Travail (ENT) de l'Université Henri Poincaré (UHP) qui permet l'accès à de nombreuses ressources en ligne : bases de données, revues de la littérature, encyclopédies, catalogues, … en texte intégral. Accès : https://ent.univ-lorraine.fr rubrique « Ressources en ligne » puis « Biologie et Santé »

Utilisation du portail du Centre de Ressources Documentaires en Médecine Physique et de Réadaptation de L'Institut Régional de Réadaptation (IRR) et consultation de la base de données au Centre Louis Pierquin qui permet l'accès à de nombreuses revues sur le thème de la rééducation, ouvrages, revues de congrès, thèses et mémoires. Accès : www.reedoc-irr.fr

Plusieurs sources ont été utilisées :

→ bases de données bibliographiques : MEDLINE, CISMeF, Cochrane Library, EMBASE, REHABDATA

→ recommandations et conférences de consensus : Haute Autorité de Santé, Institut national de la Santé et de la Recherche Médicale, agences et institutions étrangères, …

→ sociétés savantes : Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), American Physical Therapy Association, …

Mots-clés utilisés en français et leur traduction anglaise :

– spasticité - *spasticity*

– électro-stimulation, stimulation électrique fonctionnelle, stimulation électrique neuro-musculaire - *electrostimulation, functional electrical stimulation, neuromuscular electrical stimulation*

– accident vasculaire cerebral (AVC), hémiplegie/hémiplegique – *stroke, hemiplegia/hemiplegic*

– traumatisme crânien – *brain injury*

– sclérose en plaque – *multiple sclerosis*

– blessé médullaire, paraplégique/paraplégie, tetraplégique/tetraplégie – *spinal cord injury, paraplegia/paraplegic, tetraplegia/tetraplegic*

Utilisation d'un logiciel d'aide à la traduction : le Grand Dictionnaire Terminologique (GDT), ressource la plus complète concernant la traduction des termes techniques en langue anglaise. Accès : http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/gdt.htlm

Une première recherche a permis d'obtenir une cinquantaine de références. Nous avons exclu les séries de cas, les références se rapportant à la stimulation électrique trans-cutanée (TENS), les références se rapportant aux patients infirmes moteurs cérébraux. Notre analyse de la littérature a été centrée sur :

– les revues de la littérature et méta-analyses

– les recommandations et consensus d'experts

– les études ayant une méthodologie rigoureuse en privilégiant les études randomisées contrôlées

Nous avons ainsi retenu et analysé 28 références.

3.2.2. Résultats généraux

En 2011, Logan (23) fait le point sur les techniques de rééducation utilisées pour optimiser au maximum la prise en charge de la spasticité. Il apparaît que la NMES améliore la marche, les amplitudes articulaires actives et la fonction du membre supérieur tout en réduisant la spasticité.

Elle peut être associée à d'autres techniques afin de les potentialiser. Plus particulièrement, Hesse, en 1998, montrait que la NMES appliquée au membre supérieur potentialisait l'effet de la toxine botulique chez l'adulte en post-AVC, permettant l'utilisation de doses moindres.

La NMES améliorant la force musculaire et la sélectivité du mouvement, elle a été combinée avec des orthèses à but fonctionnel. Dans le cadre de cette utilisation, une diminution de la spasticité a été notée.

Smania et al. (24), en 2010, ont publié un article traitant des procédés de rééducation dans la prise en charge de la spasticité. Parmi les différentes techniques retenues figurait l'électro-stimulation à visée motrice. Pour expliquer son effet sur la réduction de la spasticité et au vu de la littérature, les auteurs avançaient plusieurs hypothèses : facilitation de l'effet inhibiteur de la cellule de Renshaw sur le motoneurone alpha, inhibition réciproque des antagonistes, augmentation du recrutement des fibres Ib et diminution de la sensibilité aux stimulations tactiles.

L'électro-stimulation à visée motrice semble intéressante tout particulièrement quand elle est associée à des techniques de rééducation visant à inhiber la spasticité (approche de Bobath).

Les auteurs émettent également l'hypothèse que la possibilité de moduler l'intensité de la stimulation et le site d'application pourrait moduler l'effet thérapeutique en fonction des besoins du thérapeute.

Albert et Yelnik (25), en 2003, se sont intéressés aux techniques utilisées en rééducation pour le

traitement de la spasticité. Ils notent que la stimulation est appliquée le plus souvent sur les muscles antagonistes des muscles spastiques, plus rarement sur le muscle spastique ou par stimulation directe d'un nerf. Plusieurs hypothèses sont proposées quand au mécanisme d'action de l'électro-stimulation sur la spasticité : augmentation de l'inhibition présynaptique IA, augmentation de l'inhibition réciproque avec une meilleure activation des antagonistes et désinhibition supra-segmentaire. Ces hypothèses se recoupent donc avec celles de Smania et al.(24) précédemment citées. Une stimulation prolongée aurait également un effet sur des modification des propriétés visco-élastiques du muscle et sur le développement d'unités motrices à contraction rapide.

Concernant les résultats obtenus dans les diverses études retenues, la SEF chez l'hémiplégique appliquée sur le nerf fibulaire ou sur les muscles paravertébraux permettait une diminution de la spasticité respectivement sur le triceps et le quadriceps. Les effets anti-spastiques sont essentiellement décrits au membre inférieur. Chez le paraplégique, la SEF, qu'elle soit appliquée sur le muscle lui-même (triceps, quadriceps abducteurs, ischio-jambiers et spinaux étant les plus fréquemment cités) ou en complément d'une orthèse de marche, permet là aussi une diminution de la spasticité qui peut persister jusqu'à 24h après l'arrêt de la stimulation.

Les auteurs concluent que malgré les résultats encourageants des diverses études sur le sujet, l'électro-stimulation reste peu utilisée en France dans ce cadre et mériterait une place plus large dans la pratique de rééducation en tant que complément à d'autres techniques plus répandues.

L'intérêt pour l'électro-stimulation dans la prise en charge de la spasticité n'est pas récent puisqu'en 1993, André et al. (26) proposent une revue sur la stimulation électrique neuromotrice dans le traitement de la spasticité.

Concernant les résultats obtenus à court terme avec la SEF, la diminution précoce de la spasticité était plus fréquente et plus importante chez les blessés médullaires que chez les cérébrolésés, avec des résultats inconstants puisqu'une réduction de la spasticité n'était notée que dans 50% des cas. Il n'a jamais été noté d'effet persistant au-delà de 24h. A plus long terme, les effets retrouvés étaient discordants : certaines études retrouvaient une diminution durable de la spasticité en particulier chez

l'hémiplégique alors que d'autres, notamment Robinson et al. (27) en 1988, notaient une majoration de la spasticité chez le blessé médullaire mais qui restait toutefois transitoire, diminuant après la 8ème semaine de stimulation.

Les études portant sur la NMES retrouvaient toutes une amélioration de la spasticité, que ce soit chez l'hémiplégique ou chez le blessé médullaire.

Les mécanismes d'action évoqués sont les mêmes que ceux proposés par Albert et Yelnik (25).

Les auteurs recommandent une utilisation de l'électro-stimulation dans les cas de spasticité sur lesquels un traitement médical s'avère peu ou pas efficace. Elle ne peut cependant être utilisée seule mais toujours en association à d'autres techniques de rééducation conventionnelle, à un traitement médicamenteux ou en adjonction à une orthèse. Elle peut être utile à court, moyen ou long terme et quel que soit le délai d'installation de la spasticité. Concernant les modalités d'application, aucun protocole précis n'a pu être établi. Enfin, les patients blessés médullaires semblent être ceux qui répondent le mieux à l'électro-stimulation.

3.2.3. Application au patient victime d'accident vasculaire cérébral

3.2.3.1. Revue Cochrane

En 2013, Demetrios et al.(28) élaborent une méta-analyse éditée par la Cochrane Library. Elle s'intitule : « Rééducation multidisciplinaire suite à un traitement par toxine botulique et d'autres traitements focaux intramusculaires dans la spasticité post-AVC ».

Les recommandations concernant la prise en charge de la spasticité après injection de toxine botulique conseillent une rééducation multidisciplinaire sans qu'il n'y ait de preuve bien identifiée de leur efficacité. Cette revue avait pour but d'évaluer les effets de ces programmes de rééducation, ainsi que les modalités (type de rééducation, intensité, durée) optimales pour leur mise en œuvre.

Cette étude s'est focalisée sur les essais randomisés contrôlés comparant différents programmes de rééducation associant au moins deux techniques dans les suites d'une injection de toxine botulique afin de traiter une spasticité au membre supérieur ou inférieur en post-AVC à un placebo, un programme de rééducation de niveau inférieur ou deux programmes multidisciplinaires utilisant des

modalités différentes.

Le critère de jugement principal était une mesure validée du niveau d'activité, les critères secondaires : une mesure de la spasticité en temps que symptôme, des évaluation du handicap, de participation et de la qualité de vie.

Seuls 3 essais publiés ont été inclus. L'un d'entre eux (Weber et al., 2010) évaluait la stimulation électrique fonctionnelle sur fléchisseurs et extenseurs du poignet associé à un programme de rééducation ciblée sur des tâches de préhension versus un programme identique sans SEF pendant 12 semaines. La supériorité de la SEF sur une réduction de la spasticité et un gain fonctionnel n'a pas pu être démontré.

3.2.3.2. Etudes randomisées contrôlées

Dans la prise en charge rééducative après AVC, l'électro-stimulation a souvent été étudiée dans le cadre d'orthèses hybrides.

En 2010, Hardy et al (29) ont associé une SEF sur les extenseurs du bras et du poignet avec une orthèse de fonction dans un programme de rééducation conventionnelle. La spasticité était significativement diminuée en fin d'intervention avec des effets persistants jusqu'à 3 mois. La fonction était également améliorée. De tels résultats avaient déjà été retrouvés en 1998 par Weingarden et al. (30) sur une population d'hémiplégiques post-AVC ou post-traumatisme crânien. Ces 2 études ne comparent cependant pas l'intervention à un groupe contrôle.

Au membre inférieur, de nombreuses études n'étudiant pas spécifiquement la spasticité mais plutôt les paramètres de la marche à l'aide d'orthèses, souvent releveurs, associés à l'électro-stimulation, notent en critère de jugement secondaire une amélioration des paramètres d'évaluation de la spasticité.

L'électro-stimulation a aussi été étudiée en tant que complément à des aides techniques, visant à améliorer la mobilité des patients. Hsing-Chang Lo et al. (31) notaient que plus de la moitié des patients après un AVC voyaient leur mobilité limitée à cause du déficit moteur, des syncinésies ou de la spasticité. Dans une population qui présentait un déficit tel que ces patients devaient utiliser un

fauteuil roulant pour leurs déplacements à l'aide d'une propulsion podale, la spasticité était gênante en faisant dévier leur trajectoire et était responsable d'une malposition du tronc qui va pencher du côté atteint,...

Plusieurs études ayant montré le bénéfice sur la réduction de la spasticité des mouvements de pédalage, Lo et al. (32) ont proposé un modèle de fauteuil roulant propulsé par un système de pédalage aidé par l'application d'une SEF sur le membre plégique. 17 patients à un délai moyen de 5 semaines par rapport à l'AVC et présentant une spasticité avec un score d'Ashworth supérieur ou égal à 1 étaient soumis à un programme d'entraînement à raison d'une heure par jour pendant 2 semaines. Une réduction de la spasticité était notée en fin d'intervention, plus importante que chez les patients ayant utilisé un système de pédalage seul. L'effet était d'autant plus important que la spasticité était marquée à l'inclusion (Ashworth 3 et 4).

L'électro-stimulation utilisée en tant que traitement à part entière a montré des bénéfices dans le cadre d'un programme de rééducation classique. Là encore, de nombreuses études portant sur les membres inférieurs notaient une diminution de la spasticité en particulier sur le triceps sural, en tant que critère de jugement secondaire, un bénéfice sur la marche étant surtout recherché. Parmi les études portant spécifiquement sur l'effet de l'électro-stimulation dans la prise en charge de la spasticité, nous retenons plus spécifiquement 3 études récentes randomisées contrôlées sur un nombre de patients assez importants qui sont décrites plus en détail ci-après (33, 34, 35).

Cheng et al. (36) ont élaboré un programme de rééducation spécifique dans le cadre du pied tombant spastique en post-AVC associant travail de l'équilibre et étirements du triceps sural sur planche à bascule, travail de la marche, le tout aidé d'une SEF. La spasticité dynamique en charge s'en retrouvait diminuée en même temps que les paramètres spatio-temporels de la marche.

A noter enfin, une étude de 1969 menée par Mooney et al. (37) qui est la première à s'intéresser spécifiquement à la réduction de la spasticité après électro-stimulation : elle était significativement diminuée jusqu'à 3 semaines après un programme de 15 minutes quotidiennes.

3.2.3.3. <u>Les études les plus représentatives en détail</u>

A Randomized controlled trial of surface neuromuscular electrical stimulation applied early after acute stroke : effects on wrist pain, spasticity and contractures

Malhotra, 2013

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : prouver l'efficacité de la MNES dans la prise en charge des douleurs du membre supérieur et la spasticité des fléchisseurs du poignet des patients en phase aigüe post-AVC sévère
Population : 90 patients victimes d'AVC, inclus à 6 semaines maximum de l'évènement. Ils devaient être incapables d'utiliser leur main du côté plégique sans qu'il n'existe d'autre pathologie susceptible d'interférer dans la mobilité (arthrose, polyarthrite rhumatoïde, …)
Ils ont été répartis en 2 groupes :
- 1 groupe contrôle qui ne recevait pas de stimulation par NMES
- 1 groupe intervention qui recevait 30 minutes de NMES sur les extenseurs du poignet et des doigts, 2 à 3 fois par jour, 5 jours par semaine. Les paramètres de stimulations étaient : une intensité de 40 Hz, phase ON de 15 secondes puis 15 secondes de repos.

Les 2 groupes suivaient en parallèle un programme de rééducation classique. La durée totale de l'intervention était de 6 semaines.
Tests utilisés : patients évalués avant intervention puis à 6, 12, 24 et 36 semaines.
La douleur était évaluée par une échelle numérique de 0 à 5. La spasticité était mesurée par l'échelle d'Ashworth modifiée. Les performances motrices du bras atteint étaient évaluées par l'Action Research Arm Test, une amélioration des performances motrices correspondant à un gain minimal de 6 points. Les amplitudes articulaires passives du poignet étaient notées.
Résultats :
Au terme de l'étude, 19 patients sur les 90 inclus avaient récupéré une fonction sur le membre supérieur.
- La NMES prévient l'apparition de douleurs, en particulier chez le patient qui ne récupère pas de fonction (- 0.6 points à l'échelle numérique).
- Moins de rétractions dans le groupe NMES.
- Pas de différence significative sur la spasticité

Effets indésirables : aucun

En conclusion : les patients qui n'ont pas de mouvements fonctionnels sont les plus à risque de développer des douleurs en post-AVC. La NMES peut aider à prévenir ces douleurs chez ce type de patients. Il n'y a pas d'effet à long terme sur la spasticité.

The efficacy of electrical stimulation in reducing the post-stroke spasticity : a randomized controlled study

Sahin, 2012

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : évaluer l'efficacité de la NMES sur la spasticité des fléchisseurs du poignet en post-AVC

Population : 44 patients âgés de 45 à 60 ans présentant une spasticité côtée à 2 ou 3 selon Ashworth sur les fléchisseurs du poignet suite à un AVC datant de plus d'un an. Ils ne devaient pas être traités par antispastiques oraux ni avoir bénéficié d'injections de toxine botulique dans les 6 derniers mois.
Les patients ont été répartis aléatoirement dans 2 groupes :
- 22 patients dans le groupe contrôle recevaient des scéances d'étirements associées à de la physiothérapie par infra-rouges
- 22 patients dans le groupe intervention qui bénéficiaient en plus de ce programme de stimulations par NMES
Les paramètres de stimulation étaient un courant pulsé d'intensité 100 Hz par cycles de 3 secondes suivi d'un temps de repos de 3 secondes pour une durée totale de 15 minutes. La stimulation était appliquée sur les extenseurs du poignet.
Les séances avaient lieu 5 jours par semaine, pour un nombre total de 20 séances soit 1 mois de traitement au total.

Tests utilisés :
La spasticité était mesurée par la MAS. Les amplitudes articulaires passives sur le poignet étaient notées. Les patients bénéficiaient également d'une évaluation électrophysiologique. L'évaluation de la récupération motrice était basée sur le Brunnstrom Motor Scale. Une Mesure de l'Indépendance Fonctionnelle (MIF) était réalisée.

Résultats :
- diminution significative de la spasticité dans les 2 groupes en fin de traitement, le groupe ayant reçu la NMES ayant une amélioration plus importante (MAS médian de 1.8 contre 3.2 à l'inclusion)
- augmentation significative des amplitudes articulaires dans les 2 groupes, les meilleurs résultants étant là aussi obtenus dans le groupe NMES.
- amélioration significative du Brunnstrom et de la MIF dans les 2 groupes, significativement supérieure dans le groupe NMES
- pas de différence entre les 2 groupes concernant les paramètres électrophysiologiques de la spasticité

Effets indésirables : aucun

Limites :
- il ne s'agit que d'effets à court terme, il n'y a pas d'évaluation à distance
- pas d'aveugle

En conclusion : la NMES associée à un programme de rééducation à base d'étirements semble diminuer la spasticité des fléchisseurs du poignet en post-AVC lorsque celle-ci est appliquée sur les antagonistes

Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke ? A randomized controlled study

Bakhtiary, 2008

Type d'étude : prospective, essai randomisé contrôlé

Objectif : prouver l'effet thérapeutique de l'électro-stimulation sur la spasticité des fléchisseurs plantaires chez le patient en post-AVC

Population : 40 patients en post-AVC, d'âge moyen 55 ans, ne prenant aucun traitement antispastique. Ils étaient répartis aléatoirement en 2 groupes :
- un groupe témoin suivant un protocole de rééducation selon la méthode de Bobath
- un groupe intervention recevant en plus de ce protocole, une stimulation par NMES

L'ensemble de l'intervention comprenait 20 séances.
Protocole de stimulation : 9 minutes de NMES appliquée sur le muscle tibial antérieur avec une intensité de 100 Hz, pulsé par trains de 4 secondes, suivis d'un temps de repos de 6 secondes.
Tests utilisés : les mesures étaient réalisées avant et après chaque séance, l'examinateur étant en aveugle du traitement reçu par le patient. La spasticité était mesurée par la MAS. Une évaluation électromyographique était réalisée par l'amplitude du H-reflex sur le muscle soléaire. Les amplitudes articulaires de la cheville étaient également notées.
Résultats :
- pas de différence significative entre les 2 groupes en début de traitement
- dans les 2 groupes : augmentation des amplitudes articulaires et de la force musculaire des releveurs, diminution de la spasticité sur les gastrocnémiens et diminution de l'amplitude du H-reflex
- amplitudes articulaires significativement plus importantes dans le groupe intervention (changement moyen de + 11,4° dans le groupe intervention, + 6,1° dans le groupe témoin, p=0.0001)
- spasticité diminuée de façon plus importante dans le groupe intervention (- 1.6 point contre – 1.1 point dans le groupe témoin)
- gain en force musculaire plus important dans le groupe intervention (+ 0.7 contre +0.4)
- pas de différence significative sur l'amplitude du H-reflex

Effets indésirables : aucun

En conclusion : la NMES majore les effets d'une technique de rééducation visant à inhiber la spasticité par des étirements et mobilisations passives et permet un gain plus important sur la spasticité.

3.2.4. Application au patient blessé médullaire

La plupart des études portant sur l'effet de l'électro-stimulation chez le blessé médullaire dans l'objectif de réduire la spasticité l'associent à un protocole de rééducation de type exercices de pédalage, que les anglo-saxons nomment « FES cycling ». En effet, il s'agit d'une méthode répandue, largement utilisée en centre de rééducation afin de limiter la spasticité : le patient est installé sur un cyclo-ergomètre qui imprime des mouvements de pédalage passif avec possibilité pour le patient qui présente une mobilité résiduelle aux membres inférieurs de participer activement. Les résultats d'une telle procédure sont discordants.

Ralston et al. (38) en 2013 ont proposé, en plus d'un programme de rééducation classique du blessé médullaire, des scéances de pédalage assisté par SEF sur les quadriceps, ischio-jambiers et fessiers.

Quatorze patients ont été inclus, avec des lésions de niveau compris entre C4 et T10 ASIA A, B ou C, pour un protocole de stimulation de 2 semaines. A l'issue, on ne retrouvait pas de réduction significative de la spasticité objectivée par la MAS, avec un cas reporté d'augmentation de la spasticité. Par contre, les patients notaient une sensation d'amélioration subjective de la spasticité, basée sur un auto-questionnaire PRISM (Patient Reported Impact of Spasticity Mesure).

Dans une étude plus ancienne de 2002, Sköld et al. (39) ont utilisé un protocole similaire chez 15 blessés médullaires (10 ASIA A, 5 ASIA B) mais sur une durée d'intervention beaucoup plus longue de 6 mois à raison de séances de 30 minutes 3 fois par semaine. A l'issue de ce programme, on ne retrouvait aucune différence significative sur les paramètres de la spasticité, que ce soit sur le score d'Ashworth, les paramètres EMG ou sur un auto-questionnaire évaluant la spasticité sur 4 jours consécutifs.

A l'inverse, Sadowsky et al. (40)en 2013 ont retrouvé des résultats positifs de ce type d'intervention. Dans une population de 45 blessés médullaires, ils ont comparé un programme de rééducation par pédalage assisté par SEF versus un programme à base d'étirements et de mobilisations passives. Une réduction significative de la spasticité était retrouvée dans les 2 groupes, plus importante dans le groupe pédalage assisté par SEF.

De même, Reichenfelser et al. (41) en 2012 ont demandé à 23 blessés médullaires de niveau C4 à L2 incomplets de suivre 18 sessions de pédalage avec participation active assistées par SEF sur les quadriceps, ischio-jambiers et grand fessiers. En fin de procédure, les auteurs concluaient à une diminution de la spasticité devant une diminution de la résistance passive aux mouvements de pédalage. Cependant aucune évaluation clinique à l'aide d'un score validé de type Ashworth n'a été réalisée.

Enfin en 2008, Krause et al. (42) ont comparé sur une population de blessés médullaires complets de T3 à T7 un programme de pédalage assisté par SEF et un programme de pédalage passif à la même fréquence. Dans les 2 cas on retrouvait une amélioration significative sur le score d'Ashworth mais des résultats significativement meilleurs étaient notés dans le groupe SEF sur le Pendulum

Test.

Comme pour le patient hémiplégique, l'électro-stimulation a été proposée dans le cadre d'orthèses hybrides cherchant à améliorer la motricité des patients blessés médullaires incomplets. Dans ce cas, la spasticité n'est pas directement la cible de l'intervention. Cependant, plusieurs études ayant pour objectif principal l'évaluation des paramètres spatio-temporels de la marche ou un gain de force musculaire retrouvent en parallèle une diminution de la spasticité sur les membres inférieurs en particulier du quadriceps et du triceps sural.

Utilisée seule, les effets de l'électro-stimulation ne sont pas clairement démontrés. Granat et al. en 1993 (43) retrouvent une diminution de la spasticité sur le quadriceps à l'issue d'un programme associant renforcement musculaire par NMES et marche. Arjan van der Salm et al. (44) en 2006 ont cherché à réduire la spasticité sur le triceps sural de patients blessés médullaires en utilisant l'électro-stimulation en stimulant soit les agonistes, soit les antagonistes, soit le nerf lui-même. Il apparaît que la stimulation du triceps sural permet de réduire la spasticité déterminée par la MAS. L'angle auquel apparaît la spasticité est modifié par la stimulation des antagonistes. Badj et al. (45) ont appliqué une stimulation 2 canaux sur les extenseurs du genou et le nerf péronier du membre inférieur le plus atteint chez des paraplégiques incomplets. Celle-ci permettait d'inhiber l'hypertonie musculaire et d'aider les patients marchant à initier le pas.

A l'inverse, Robinson et al en 1988 (46) puis Douglas et al. (47) en 1991 retrouvaient une spasticité augmentée après électro-stimulation. Les premiers, dans une population de 31 blessés médullaires complets et incomplets, retrouvaient une spasticité augmentée sur le quadriceps à 4 semaines avec un retour à l'état antérieur après 8 semaines sur la fois du Pendulum Test. Les seconds notaient qu'après NMES appliquée aux muscles de la cuisse, leur spasticité se trouvait majorée alors qu 'elle diminuait suite à un programme d'étirements passif.

3.2.5. Application au patient atteint de sclérose en plaques

3.2.5.1. Revue Cochrane

En 2013, Amatya et al. (48) publient pour la Cochrane Library une revue de la littérature sur le

thème « Interventions non-pharmacologiques contre la spasticité dans la sclérose en plaques ». Ce travail avait pour objectif de déterminer si des interventions non-pharmacologiques (une seule ou plusieurs en association) pouvaient minimiser le handicap, la limitation d'activité et la restriction de participation ainsi que la charge en soin des aidants, conséquences de la spasticité chez des patients atteints de sclérose en plaques et si oui, lesquelles et selon quelles modalités. Les études retenues portaient sur des essais randomisés contrôlés qui comparaient une intervention non-pharmacologique avec une situation contrôle. Parmi les différents types d'interventions retenues, on retrouvait l'électro-stimulation.

Les critères de jugements principaux retenus étaient : une diminution de la spasticité objectivée par le score d'Ashworth modifié, une amélioration de la fonction du membre supérieur ou une amélioration de la mobilité et des paramètres de la marche ou une amélioration de la participation aux actes de la vie quotidienne. Les effets secondaires ou indésirables de chaque intervention étaient relevés. On devait également retrouver dans l'étude une évaluation à court terme (c'est-à-dire à moins de 3 mois du début de l'intervention) et à long terme (à plus de 3 mois du début de l'intervention).

Seules 9 études ont été retenues. Parmi ces 9 études, une seule traitait de l'électro-stimulation mais selon la modalité TENS (Miller 2007). Nous avons toutefois vérifié dans le texte intégral qu'il s'agissait bien d'une stimulation sous le seuil moteur, ce qui est bien le cas. Les résultats n'étaient pas concluants quand à une réduction de la spasticité après intervention.

3.2.5.2. Etudes randomisées contrôlées

Nous n'avons retrouvé que 2 études dans la littérature s'intéressant à l'effet sur la spasticité de l'électro-stimulation chez les patients atteints de sclérose en plaque, toutes deux l'associant à un programme de pédalage sur cycloergomètre. L'une d'entre elle a été exclue de ce travail puisque présentant une étude de cas. La seconde, publiée en 2009 par Sceczi et al.(49), concernait 12 patients à qui l'on proposait une rééducation à base de pédalage assisté par SEF pendant 2 semaines. La spasticité s'en trouvait significativement réduite (elle passait en moyenne de 1,19 à

0,56, côtée selon Ashworth) à deux semaines mais aucun effet à long terme n'a pu être démontré.

3.2.6. Application au patient traumatisé crânien

Aucune étude n'a été retrouvée concernant l'utilisation de l'électro-stimulation dans le cadre de la prise en charge de la spasticité chez le traumatisé crânien.

3.3. Conclusion

Les effets de l'électro-stimulation dans la prise en charge de la spasticité restent incertains. La plupart des études retrouvent des résultats encourageants et seules deux études concluaient en faveur d'une majoration de la spasticité en fin de traitement, et celle-ci revenait à l'état antérieur après quelques semaines. Aucun effet délétère à long terme n'a été démontré ni aucun effet secondaire mentionné dans les études.

La grande diversité méthodologique de ces études rend difficile toute généralisation des résultats. Cette diversité se retrouve aussi bien dans les paramètres de stimulation choisis, le site de stimulation (agoniste, antagoniste, trajet du nerf), le type de protocole de rééducation associée. Il est certain que l'électro-stimulation n'est en aucun cas un traitement de premier choix de la spasticité mais son utilisation semble intéressante dans le cas où les traitements anti-spastiques habituels sont peu ou pas efficaces. Son action potentialise les exercices de rééducation, bien qu'aucun protocole précis n'a fait l'objet d'une validation. Il semble toutefois qu'elle est la plus efficace en complément de techniques type Bobath. La population qui en tire le plus de bénéfices serait les blessés médullaires. Enfin, des résultats positifs ont été retrouvés même en cas de spasticité installée de longue date.

L'électro-stimulation peut être considérée comme un traitement adjuvant utile dans la prise en charge de la spasticité, en complément de traitements anti-spastiques médicamenteux dont l'effet est insuffisant, de techniques de rééducation validées et d'orthèses hybrides.

Partie 4 : Electro-stimulation à visée motrice et traitement des troubles neuro-orthopédiques : la pathologie d'épaule de l'hémiplégique

Il s'agit d'un des enjeux majeurs de la rééducation chez l'hémiplégique et c'est exclusivement sur cette population de patients qu'a été étudié ce problème. La pathologie d'épaule chez l'hémiplégique, outre le déficit moteur que nous aborderons plus bas, concerne deux points : la subluxation gléno-humérale et les douleurs d'épaule, ces deux entités étant fréquemment étudiées comme un seul et même problème.

4.1. Problématique de l'épaule de l'hémiplégique : subluxation gléno-humérale et douleur

- Genèse et conséquences de la subluxation gléno-humérale

Selon la revue de Paci et al (50) en 2005, la subluxation gléno-humérale touche 17 à 81% des patients après un AVC. De nombreux auteurs la corrèlent avec la présence de douleurs d'épaule mais cette association reste controversée. Deux mécanismes sont évoqués pour expliquer cette association :

– la distension des tissus mous et des muscles autour de l'articulation peut être douloureuse car la capsule articulaire et les ligaments possèdent de nombreux récepteurs à la douleur

– la distension secondaire au diastasis pourrait provoquer une ischémie douloureuse des tendons du supra-épineux et du long biceps

Généralement, la subluxation gléno-humérale est décrite comme une subluxation inférieure de l'articulation. Certains auteurs comme Ryerson et Levit (51), Hall et al. (52) et Boyd et al. (53) ajoutent la présence d'un déplacement antérieur. Ikai et al. (54) retrouvent également un déplacement médial. En contraste, Hall et al. (52) décrivent une autre entité à type de déplacement supérieur qui serait dû à une hypertonie des muscles du tronc et de ceux s'insérant sur la scapula.

En pratique clinique et dans la littérature, la subluxation est évaluée par :

– la palpation : espace entre l'acromion et la tête de l'humérus, soit mesurée, soit évaluée par

travers de doigt.

– la radiographie standard d'épaule de face : il s'agit du standard de mesure.

Dans ce cadre, l'électro-stimulation est utilisée dans la prise en charge de la subluxation gléno-humérale sur la base de deux de ses effets :

– augmentation de la force musculaire

– augmentation du contrôle volontaire et restauration de la commande motrice

En général sont stimulés le muscle supra-épineux et le chef postérieur du deltoïde.

- <u>Genèse et conséquences des douleurs d'épaule</u>

Les douleurs d'épaule sont également une complication fréquente dans les suites d'un AVC, touchant 16 à 84% des patients (55), cette grande variabilité des incidences retrouvée dans les études pouvant être expliquée par le seuil de douleur choisi par les auteurs, par la population étudiée (phase aigüe ou chronique) et par les conditions de l'expérimentation (douleur au repos/douleur au mouvement). Le chiffre habituellement retenu est de 70%, retrouvé dans les études de fort niveau de preuve de Bohannon et al. (56) et Roy et al. (57).

Ryerson et Levit (51) proposent 4 types de douleurs qui se retrouvent souvent associées entre elles, ce qui explique pourquoi leur prise en charge se révèle parfois ardue :

– les douleurs articulaires : secondaires à une mauvaise congruence articulaire, la subluxation gléno-humérale pouvant y jouer un rôle non négligeable

– les douleurs musculaires : spasticité et rétraction musculaire

– les douleurs de type neuropathique et les troubles de la sensibilité associés

– le syndrôme douloureux régional complexe de type 1 anciennement appelé syndrome épaule-main

Kaplan (58) rappelle lui aussi la part importante que peut jouer la subluxation gléno-humérale dans les douleurs d'épaule et la nécessité de la rechercher et de la traiter systématiquement.

Le délai d'apparition de ces douleurs après l'AVC est également variable selon les auteurs. En 1994, Roy et al. (59) ont étudié 76 patients admis en unité neuro-vasculaire jusqu'à 12 semaines après

l'évènement. 72 de ces patients ont présenté des douleurs d'épaule à un moment du suivi. La plus grande incidence était retrouvée à 10 semaines (24% au repos, 58% au mouvement), la plus faible dans la première semaine (12% au repos, 35% au mouvement). Najenson et Pikielny (60) estiment quant à eux que ces douleurs se développent dans les 3 semaines suivant l'AVC. Il semblerait également que cette pathologie soit plus fréquente après un AVC sévère.

Les douleurs d'épaule sont associées à un pronostic défavorable. Wanklyn et al. (61) ont montré une moindre participation aux activités fonctionnelles et au processus de rééducation plus globalement. Roy et al. (59) ont conclu à une forte corrélation entre douleurs d'épaule, moindre récupération motrice, durée de séjour plus longue et autonomie moindre au domicile.

4.2. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la pathologie d'épaule chez l'hémiplégique

4.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire

La prise en charge des douleurs d'épaule et de la subluxation gléno-humérale, deux pathologies souvent intriquées, est un enjeu important de la rééducation chez les patients hémiplégiques. Ces atteintes sont associées à une moindre récupération motrice et à une restriction de participation aux actes de la vie quotidienne.

La prévention consiste habituellement en un positionnement correct du membre supérieur atteint avec mise en place d'une écharpe ou d'un accoudoir adapté chez les patients en fauteuil roulant, certains auteurs recommandent la mise en place d'un strapping autour de l'épaule mais cette technique n'a jamais été validée par les études sur le sujet.

Plusieurs traitements sont couramment utilisés, le plus souvent en association. Les traitements antalgiques ont une efficacité indéniable, le choix du traitement sera adapté aux caractéristiques de la douleur : anti-inflammatoires locaux ou par voie générale, antalgiques classiques, anti-spastiques,... Peuvent y être associés d'autres techniques visant à obtenir une antalgie : infra-rouges, glaçage,... La kinésithérapie a également une place de choix, les approches les plus couramment utilisées étant les techniques de Bobath, de Brunnström et les techniques de facilitation neuro-motrice.

L'électro-stimulation ayant pour but de provoquer une contraction musculaire, elle pourrait avoir un effet de prévention et/ou de traitement en réalignant les structures articulaires et donc en limitant la subluxation gléno-humérale. La distension des structures péri-articulaires pourrait donc être limitée, et par là limiter plusieurs facteurs à l'origine des douleurs d'épaule.

Revue de la littérature centrée sur l'évaluation de l'impact de l'électro-stimulation à visée motrice (stimulation électrique fonctionnelle et électro-stimulation neuro-musculaire) sur les douleurs d'épaule et la subluxation gléno-humérale. Les effets sur la récupération motrice au niveau des groupes musculaires de l'épaule ne sont pas traités dans cette partie.

Utilisation du portail de l'Espace Numérique de Travail (ENT) de l'Université Henri Poincaré (UHP) qui permet l'accès à de nombreuses ressources en ligne : bases de données, revues de la littérature, encyclopédies, catalogues, … en texte intégral. Accès : https://ent.univ-lorraine.fr rubrique « Ressources en ligne » puis « Biologie et Santé »

Utilisation du portail du Centre de Ressources Documentaires en Médecine Physique et de Réadaptation de L'Institut Régional de Réadaptation (IRR) et consultation de la base de données au Centre Louis Pierquin qui permet l'accès à de nombreuses revues sur le thème de la rééducation, ouvrages, revues de congrès, thèses et mémoires. Accès : www.reedoc-irr.fr

Plusieurs sources ont été utilisées :

→ bases de données bibliographiques : MEDLINE, CISMeF, Cochrane Library, EMBASE, REHABDATA

→ recommandations et conférences de consensus : Haute Autorité de Santé, Institut national de la Santé et de la Recherche Médicale, agences et institutions étrangères, …

→ sociétés savantes : Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), American Physical Therapy Association, …

Mots-clés utilisés en français et leur traduction anglaise :

– douleur d'épaule – *shoulder pain*
– subluxation gléno-humérale – *glenohumeral subluxation*

– pathologie d'épaule – *shoulder pathology*

– électro-stimulation, stimulation électrique fonctionnelle, stimulation électrique neuro-musculaire – *electrostimulation, functional electrical stimulation, neuromuscular electrical stimulation*

– accident vasculaire cérébral (AVC), hémiplégie/hémiplégique – *stroke, hemiplegia/hemiplegic*

– traumatisme crânien – *brain injury*

– sclérose en plaque – *multiple sclerosis*

– blessé médullaire, paraplégique/paraplégie, tétraplégique/tétraplégie – *spinal cord injury, paraplegia/paraplegic, tetraplegia/tetraplegic*

Utilisation d'un logiciel d'aide à la traduction : le Grand Dictionnaire Terminologique (GDT), ressource la plus complète concernant la traduction des termes techniques en langue anglaise. Accès : http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/gdt.htlm

Une première recherche a permis d'obtenir 43 références. Nous avons exclu les séries de cas, les références se rapportant à la stimulation électrique trans-cutanée (TENS). Notre analyse de la littérature a été centrée sur :

– les revues de la littérature et méta-analyses

– les recommandations et consensus d'experts

– les études ayant une méthodologie rigoureuse en privilégiant les études randomisées contrôlées

Aucune étude n'a été retrouvée traitant des pathologies autres que les accidents vasculaires cérébraux. Nous avons ainsi retenu et analysé 32 références.

4.2.2. Application aux douleurs d'épaule de l'hémiplégique

4.2.2.1. Revue Cochrane

En 2000, Price et Pandyan publient pour la Cochrane Library (62) une revue de la littérature sur le thème « Electro-stimulation dans la prévention et le traitement des douleurs d'épaule en post-

AVC ». Ce travail avait pour objectif de déterminer l'efficacité de toute modalité d'électro-stimulation (donc TENS inclus) utilisée en traitement ou en prévention des douleurs d'épaule chez les patients victimes d'AVC. Les études retenues portaient sur des essais randomisés contrôlés comparant l'électro-stimulation à tout autre traitement contrôle. Les études associant électro-stimulation et autres interventions dans le même bras de traitement étaient exclues. Ces études devaient porter sur tout patient victime d'AVC, quelque soit la gravité, le délai par rapport à l'évènement ou un possible antécédent d'AVC.

Les critères de jugement principaux étaient : la proportion de sujets présentant une douleur d'épaule dans le groupe électro-stimulation et le groupe contrôle et la modification de l'intensité de la douleur depuis l'inclusion, mesurée à l'aide d'échelles validées.

Seules 4 études remplissaient les conditions sus-citées. La population totale était de 170 sujets de 45 à 84 ans, les sujets présentant des douleurs d'épaule antérieures à l'AVC étaient exclus. Tous présentaient un déficit moteur du membre supérieur. A l'inclusion, 5 à 40% des patients présentaient une subluxation d'épaule. Deux de ces études (Fahgri en 1994 et Linn en 1999) utilisaient une stimulation électrique fonctionnelle, les deux autres utilisant le TENS.

Concernant l'effet antalgique, on ne notait pas de changement significatif de l'incidence des douleurs d'épaule après électro-stimulation par rapport au groupe contrôle. En considèrant la variation moyenne de l'intensité de la douleur entre le début et la fin de l'intervention dans le groupe témoin et le groupe électro-stimulation, les résultats sont en faveur de cette dernière. Le groupe électro-stimulation présente également une plus grande amplitude passive de rotation externe sans présenter de douleur par rapport au groupe contrôle, qui est corrélé à une réduction de la subluxation de l'articulation gléno-humérale.

Les auteurs concluent à l'absence de preuve suffisante en faveur de l'effet positif de l'électro-stimulation dans le traitement des douleurs d'épaule en post-AVC. Un gain significatif dans la rotation externe passive pourrait être le reflet d'une réduction de la subluxation gléno-humérale. Il n'y a pas non plus de preuve d'amélioration de la qualité de vie. Aucune étude n'a été retrouvée

concernant un éventuel effet préventif sur l'apparition des douleurs.

4.2.2.2. Revues de la littérature et méta-analyses

Nous avons retrouvé quatre revues de la littérature sur le sujet.

La plus récente a été publiée en 2012 par Viana et al. (63), qui traitait des différentes interventions thérapeutiques dans le cadre de l'épaule douloureuse de l'hémiplégique en phase chronique, c'est-à-dire à plus de 6 mois de l'AVC. Sur les 10 articles correspondant aux critères d'inclusion (études randomisées contrôlées, comparant un traitement de la douleur vs placebo ou vs aucun traitement), 2 traitaient de la SEF, l'une percutanée et l'autre transcutanée. Les deux interventions utilisaient des stimulations de longue durée, supérieure à 6 heures par jour. Sur la SEF percutanée, Chae (72) en 2005, retrouvait des résultats très en faveur d'un effet bénéfique dans la prise en charge des douleurs d'épaule et de la subluxation gléno-humérale sur un échantillon de 61 patients. Les résultats de Kobayashi en 1999 étaient plus mitigés, retrouvant une amélioration modeste des douleurs avec une modalité de SEF transcutanée sur une population de 17 patients.

Les autres revues sur le sujet étudient la population des hémiplégiques quel que soit le délai par rapport à l'AVC. Koog et al. (64) en 2010 ont publié une revue évaluant l'efficacité de toutes les interventions ayant été utilisées dans le traitement des douleurs d'épaule ainsi que leurs effets sur d'autres paramètres associés tels que la subluxation gléno-humérale, la spasticité et les amplitudes en rotation externe. Huit études ont été incluses, portant sur 5 interventions : aromathérapie + acupuncture, massages, NMES avec électrodes implantées, injection de toxine botulique et injection intra-articulaires de triamcinolone acetonide. Concernant la NMES, c'est l'étude de Yu et al. (65) qui a été retenue. Elle compare un programme de NMES par électrodes implantées dans le muscle supra-épineux, les chefs postérieur et moyen du deltoïde et la partie supérieure du trapèze pendant 6 semaines à raison de 6 heures de stimulation par jour au port d'une écharpe dans le groupe contrôle. A court terme, la NMES réduisait la douleur de 3 points sur l'échelle en 11 points du Brief Pain Inventory (Question 12), avec des effets prolongés à 3 mois. Il s'agit de la seule intervention dont les effets persistaient à distance de l'arrêt du protocole.

La revue de Snels et al. (66) en 2002 intitulée « Traiter les patients hémiplégiques présentant des douleurs d'épaule » retenait 14 études dont la qualité était jugée médiocre par les auteurs. Ils ne statuaient pas sur la méthode de traitement la plus efficace mais il semblerait que la SEF soit le traitement le plus prometteur et dépourvu d'effets secondaires. Enfin, Vuagnat et al. (67) ont publié une revue sur l'apport de la SEF dans les douleurs d'épaule de l'hémiplégique et concluaient à une efficacité prouvée de cette technique, notamment sur la base des études de Fahgri et al (68), Chantraine et al. (69), Yu et al. (65) et Wang et al. (70). Nous développerons plus en détail certaines de ces études plus loin.

4.2.2.3. Etudes de bonne qualité

Plusieurs études ont obtenu des résultats positifs en utilisant différents dispositifs d'électro-stimulation, mais tous stimulant les mêmes muscles : supra-épineux et deltoïde.

Yu, Chae et al.(71, 72) ont mené une large étude sur le sujet, publiée en deux parties en 2004 puis 2005, utilisant un dispositif de NMES avec électrodes implantées (limitant ainsi les erreurs de positionnement des électrodes et permettant une stimulation de plus forte intensité sans douleur) comparé à un groupe contrôle qui suivait uniquement un protocole classique de rééducation. Soixante et un patients ont été inclus en phase subaigüe (à plus de 12 semaines de l'AVC) et devaient présenter des douleurs d'épaule cotées au minimum à 2 sur l'échelle numérique en 11 points du Brief Inventory Scale (Question 12) ainsi qu'une subluxation gléno-humérale supérieure à un travers de doigt. Le groupe intervention bénéficiait de 6 heures de stimulation par jour pendant 6 semaines. Une amélioration des douleurs était notée dans 65,6% des cas dans le groupe électro-stimulation contre 24,1% dans le groupe contrôle en fin de traitement, dans 59,4% vs 20,7% à 3 mois, dans 59,4% vs 27,6% à 6mois et 63% vs 21% à 12 mois avec un gain en moyenne de 5 points à l'échelle numérique contre 2,31 points dans le groupe contrôle. Si l'on restreint le critère de succès à l'absence totale de douleurs, les résultats étaient là aussi en faveur du groupe électro-stimulation.

Un dispositif de même type a été étudié par Rezenbrink et al. (73) en 2004 sur 15 patients en phase

chronique (à plus de 6 mois de l'AVC) qui présentaient des douleurs d'épaule résistant aux antalgiques associées à une subluxation. Il s'agissait là aussi d'un protocole de 6 heures de stimulation quotidienne pendant 6 semaines, mais sans groupe contrôle. On notait à l'issue du protocole de stimulation une diminution significative des douleurs qui étaient cotées en moyenne à 7,15 sur l'échelle numérique du Brief Inventory Scale, à 1,56 en fin d'intervention et à 1,26 à 6 mois. Etait associée une diminution de la subluxation gléno-humérale qui était mesurée à la palpation à 8,6 mm à l'inclusion, à 2,9 mm en fin d'intervention et 2 mm à 6 mois.

Chantraine et al. (69) ont quant à eux étudié la SEF sur 120 patients en post-AVC appliquée précocement après l'évènement (2 à 4 semaines) chez des patients présentant déjà une subluxation et des douleurs d'épaule. A noter que quelques-uns des patients inclus avaient été victimes d'un traumatisme crânien. Le groupe contrôle et le groupe SEF suivaient par ailleurs une rééducation conventionnelle selon les principes de Bobath pendant 5 semaines. Les résultats étaient en faveur d'un effet antalgique de la SEF avec des effets prolongés à 24 mois : l'absence de douleur était relevée chez 70% des patients à 3 mois, 77% à 6 mois, 80% à 12 mois et 24 mois dans le groupe SEF contre respectivement 36% à 3mois, 46% à 6 mois, 55% 12 et 24 mois dans le groupe contrôle.

Une étude plus récente de 2013 menée par De Jong et al. (74) vient nuancer ces bons résultats. 46 patients en phase sub-aigüe après AVC et présentant un déficit moteur sévère du membre supérieur (Fugl-Meyer $\leq$ 18). En plus d'une rééducation conventionnelle, ces patients bénéficiaient soit d'étirements/postures associés à une NMES, soit d'étirements/postures associés à une stimulation factice, à raison de 2 séances de 45 minutes par jour, 5 jours par semaine pendant 8 semaines. A l'issue de ce programme, aucune différence significative entre les 2 groupes n'a été retrouvée, que ce soit sur les douleurs d'épaule, la fonction du membre supérieur ou la participation aux actes de la vie quotidienne.

Chae et al. (75) ont tenté d'identifier les facteurs prédictifs de succès de l'électro-stimulation, plus particulièrement dans la modalité percutanée. Pour ce faire, 61 patients en phase chronique après AVC ont été répartis en 2 groupes : précoce soit dans les 77 premières semaines après l'AVC et

tardif soit plus de 77 semaines après l'AVC. Au sein de chaque groupe, les patients étaient alloués soit à un groupe contrôle, soit à un groupe intervention recevant l'électro-stimulation. La douleur était évaluée sur l'échelle numérique du Brief Inventory Scale (Question 12) avec un succès de l'intervention défini comme une diminution d'au moins 2 points des douleurs en fin de traitement avec un effet prolongé évalué à 3, 6 et 12 mois de l'arrêt du traitement. La probabilité de succès de l'intervention dans le groupe précoce était de 24% avec électro-stimulation contre 7% dans le groupe contrôle. Dans le groupe tardif, on ne notait pas de différence significative entre le groupe intervention et le groupe contrôle. Il paraît cependant difficile d'extrapoler ce résultat à la population habituellement rencontrée dans les centres de rééducation, dont la prise en charge est bien souvent déjà interrompue à un délai de 77 semaines. Cette étude ne tient pas compte non plus de l'évolution naturelle des douleurs d'épaule qui tendent à s'améliorer avec le temps.

4.2.2.4. Les études les plus représentatives en détail

Intramuscular neuromuscular electric stimulation for poststroke shoulder pain : a multicenter randomized clinical trial

Yu, 2004

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : prouver l'efficacité d'un système de NMES utilisant des électrodes implantées dans le traitement des douleurs d'épaule après AVC

Population : 61 patients victimes d'AVC après 12 semaines, présentant des douleurs d'épaules cotées ≥ 2 sur l'échelle numérique de la Brief Pain Inventory (Question 12) et une subluxation gléno-humérale supérieure à un travers de doigt.
Ils ont été répartis en 2 groupes :
- un groupe NMES : après implantation d'électrodes dans le supra-épineux, les chefs postérieur et moyen du deltoïde et la partie supérieure du trapèze, ils bénéficiaient de 6 heures de stimulation par jour pendant 6 semaines
- un groupe contrôle
Les deux groupes suivaient par ailleurs une rééducation conventionnelle.

Critères de jugement :
Le critère principal de jugement était la douleur, mesurée par l'échelle numérique de la question 12 du Brief Pain Inventory. L'évaluation était réalisée à l'inclusion, en fin de traitement puis à 3 et 6 mois de l'arrêt du traitement.
Le succès du traitement était défini par une diminution de 3 points de la cotation des douleurs à l'échelle numérique.

Résultats :
- il y a eu significativement plus de succès dans le groupe NMES que dans le groupe intervention : 65,6% vs 24,1% en fin de traitement, 59,4% vs 20,7% à 3 mois et 59,4% vs 27,6% à 6 mois.
- en restreignant le critère succès à l'absence totale de douleur, là aussi les résultats sont en faveur du groupe NMES : 34,4% vs 3,4% en fin de traitement, 34,4% vs 0% à 3 mois, 34,4% vs 10,3% à 6 mois.

Effets indésirables : aucun

En conclusion : la NMES percutanée a un effet antalgique dans le cadre des douleurs d'épaule après AVC en phase sub-aigüe chez des patients présentant des facteurs favorisants tels qu'une subluxation gléno-humérale, avec des effets persistant à 6 mois.

Intramuscular electrical stimulation for hemiplegic shoulder pain : a 12-month follow-up of a multiple-center, randomized clinical trial

Chae, 2005

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : prouver l'efficacité à distance de l'intervention du dispositif précédemment étudié dans le cadre des douleurs d'épaule de l'hémiplégique

Population : cf étude sus-citée, évaluée à 12 mois de l'arrêt de l'intervention

Tests utilisés :
Le critère principal de jugement reste la douleur, évaluée par l'échelle numérique de la question 12 du Brief Pain Inventory.
Etaient également mesurés :
- le retentissement des douleurs dans la vie quotidienne par l'échelle numérique de la question 23 du Brief Pain Inventory
- la subluxation gléno-humérale sur radiographie standard
- la spasticité selon Ashworth
- les amplitudes passives de rotation externe maximales sans douleur
- la participation aux actes de la vie quotidienne par la Mesure d'Indépendance Fonctionnelle et l'Arm Motor Ability Test

Résultats :
- succès de l'intervention chez 63% des patients contre 21% dans le groupe contrôle
- à 12 mois : -5 points en moyenne à l'échelle numérique dans le groupe NMES contre -2,31 points dans le groupe contrôle
- effet significatif du traitement dans le retentissement des douleurs évalué de façon subjective dans les actes de la vie quotidienne
- pas d'effet de la NMES sur les autres critères secondaires de jugement

Effets indésirables : aucun

En conclusion : les effets de ce dispositif de NMES implantée sur les douleurs d'épaule se maintiennent à 12 mois de l'arrêt du traitement et cet effet est ressenti comme positif sur la participation aux actes de la vie quotidienne par les patients bien que cela n'a pas pu être prouvé objectivement par les différentes échelles de mesures validées utilisées dans cette étude.

Shoulder pain and dysfunction in hemiplegia : effects of functional electrical stimulation

Chantraine, 1999

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : déterminer l'influence de la SEF sur la subluxation gléno-humérale et les douleurs d'épaule chez l'hémiplégique.

Population : 120 patients hémiplégiques secondairement à un AVC pour la plupart ou à un traumatisme crânien, inclus entre 2 et 4 mois après l'évènement causal. Ils devaient présenter dès l'inclusion une subluxation et des douleurs d'épaule.
Tous suivaient un programme de rééducation selon les principes de Bobath. Ils étaient répartis en 2 groupes :
- un groupe intervention : SEF appliquée quotidiennement pendant 5 semaines
- un groupe contrôle
Ces patients étaient suivis pendant 24 mois.

Critères de jugement :
- la douleur était évaluée au repos, à la mobilisation active et à la mobilisation passive par l'échelle visuelle analogique chaque mois pendant 6 mois puis à 12 et 24 mois
- la subluxation gléno-humérale était mesurée radiologiquement et évaluée selon la classification de Bats initialement, puis à 3 et 6 semaines, puis 6, 12 et 24 mois.

Résultats :
- dans le groupe SEF : absence de douleur chez 70% des patients à 3 mois, 77% à 6 mois, 80% à 12 et 24 mois. Dans le groupe contrôle l'absence de douleur n'était notée que chez 36% des patients à 3 mois, 46% à 6 mois et 55% à 12 et 24 mois.
- Une réduction de la subluxation correspondait à une normalisation ou un grade I selon Bats. Une telle réduction a été obtenue dans le groupe SEF chez 73% des patients à 6 mois, 78% à 12 et 24 mois contre 40% à 6 mois et 58% à 12 et 24 mois dans le groupe contrôle.

En conclusion : la SEF peut soulager les douleurs d'épaule et réduire la subluxation gléno-humérale lorsqu'elle est appliquée en phase aigüe chez l'hémiplégique, avec des effets persistants à long terme.

4.2.3. Application à la subluxation gléno-humérale

4.2.3.1. Revues de la littérature

En 2007, Sheffler et al. (76) publient une revue des indications de la NMES en rééducation. Un des chapitres est consacré à la prise en charge de la subluxation gléno-humérale dans les suites d'un AVC et des douleurs qui en découlent. Neuf essais randomisés contrôlés ont été retenus, 7 évaluant l'aspect traitement, 1 l'aspect prévention et le dernièr traitant des deux. Concernant la subluxation, 6 de ces études retrouvent une réduction significative mais seules 2 sont en faveur d'un effet persistant après l'arrêt du traitement. Aucune étude n'a retrouvé d'amélioration significative quand le traitement est débuté en phase chronique. Parallèlement à la réduction de la subluxation, 5 études montraient une amélioration significative des amplitudes articulaires de l'épaule sans douleur avec

des effets persistant à long terme dans 2 d'entre elles. Les auteurs précisent toutefois qu'il est difficile de conclure puisque toutes ces études ont été menées sur de faibles populations et qu'il n'y a pas systématiquement d'aveugle du traitement.

Ada et al. (77) en 2002 ont également cherché des preuves d'efficacité de l'électro-stimulation de surface sur la prévention et le traitement de la subluxation gléno-humérale et accessoirement sur les douleurs d'épaule. Sept études randomisées contrôlées ont été retenues. Les auteurs concluaient en faveur de l'électro-stimulation associée à la rééducation conventionnelle. Celle-ci peut prévenir la subluxation avec en moyenne un gain de 6,5mm par rapport au groupe contrôle. Utilisée en traitement une fois la subluxation installée, elle peut la réduire de 1,9mm en moyenne. Ce protocole doit être démarré le plus précocement possible après AVC, il n'y a pas d'effet prouvé lorsqu'elle est débutée plus tardivement.

4.2.3.2. Prévention de la subluxation gléno-humérale et traitement en phase aigüe

Une étude a été menée en 2011 par Fil et al (78), cherchant à prouver l'efficacité de l'électro-stimulation combinée à une technique de rééducation selon les principes de Bobath dans la prévention de la subluxation gléno-humérale antérieure et inférieure en phase aigüe après AVC. Quarante-huit patients ont été inclus dans les 2 jours suivant l'évènement. La subluxation gléno-humérale mesurée radiologiquement avant l'inclusion devait être inférieure à 9,5mm. Un protocole d'électro-stimulation était proposé au groupe intervention le temps de l'hospitalisation en secteur aigü. Les résultats étaient en faveur de l'électro-stimulation avec à l'issue de l'intervention une réduction de l'asymétrie et une diminution de la distance verticale, aucune majoration de la subluxation n'a été observée. Par contre, le groupe contrôle voyait la distance verticale augmenter en moyenne de 6,63mm. Aucune donnée n'est disponible concernant le maintien de ces résultats au long cours.

Linn et al (79) ont également cherché à démontrer l'efficacité d'un protocole de SEF sur la prévention de la subluxation, sur une population de 40 patients inclus à la 48ème heure après AVC avec un traitement poursuivi pour une durée totale de 4 semaines en complément de la rééducation

conventionnelle. Le groupe ayant bénéficié de la SEF voyait la subluxation diminuer significativement par rapport au groupe contrôle en fin d'intervention (-0,22cm vs +0,63cm). Par contre, ces résultats n'étaient pas maintenus dans le temps puisqu'à l'évaluation à 12 semaines, il n'y avait pas de différence significative entre les 2 groupes.

Des résultats similaires avaient été retrouvés par Faghri et al. (68) dans une étude antérieure en 1994, chez des patients inclus en moyenne à 16 jours de l'AVC. Un protocole de stimulation similaire était proposé mais se prolongeant pendant une durée totale de 6 semaines. Là aussi, une diminution significative de la subluxation gléno-humérale était notée dans le groupe intervention mais lors de l'évaluation à distance soit 6 semaines après l'arrêt de la stimulation, la distance verticale tend à ré-augmenter sans toutefois atteindre le niveau antérieur à l'inclusion.

En 1986, Bakker et al. (80) avaient déjà montré que la NMES pouvait réduire la subluxation avec un protocole de stimulation démarré en moyenne 46 jours après l'AVC et poursuivi pendant 6 semaines. La subluxation, mesurée radiologiquement passait de 14,8mm avant traitement à 8,6mm en fin de stimulation alors qu'on ne retrouvait aucune modification dans le groupe contrôle (13,3mm en moyenne à l'inclusion et en fin d'étude). Aucune donnée n'était disponible quant à la persistance de ces bénéfices à long terme.

The effects of electrical stimulation in combination with Bobath techniques in the prevention of shoulder subluxation in acute stroke patients

Fil, 2011

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : démontrer l'efficacité de l'électro-stimulation associée à un programme de rééducation selon Bobath dans la prévention de la subluxation antérieure et inférieure en phase aigüe post-AVC.

Population : 48 patients après un 1er AVC à moins de 2 jours de l'évènement. Les critères d'inclusion étaient une absence de motricité sur le membre supérieur plégique, une absence de spasticité, des amplitudes articulaires passives conservées et une subluxation inférieure à 9,5mm mesurée radiologiquement.
Ils étaient répartis en 2 groupes :
- un groupe intervention : électro-stimulation sur le supra-épineux et le deltoïde à raison de 2 séances de10 minutes par jour, 7 jours par semaine
- un groupe contrôle : pas de stimulation factice
Les 2 groupes suivaient un programme de rééducation inspiré du concept de Bobath, poursuivi le temps de l'hospitalisation en secteur aigü.

Critères de jugement :
Le critère de jugement principal est la mesure radiologique de la subluxation entre la partie inférieure de l'acromion et de partie supérieure de la tête humérale.
Les critères secondaires sont : - l'évaluation de la fonction motrice par le Motor Assessment Scale
- la spasticité
- les amplitudes articulaires

Résultats :
- dans le groupe contrôle : augmentation de l'asymétrie entre les 2 épaules et de la distance verticale (+6,63mm en moyenne)
- dans le groupe intervention : diminution de la distance verticale (-0,8mm en moyenne), réduction de l'asymétrie entre les 2 épaules, aucune majoration de la subluxation observée
- réduction de la spasticité selon Ashworth, pas de différence significative entre les 2 groupes

Effets indésirables : aucun

En conclusion : l'électro-stimulation associée à une technique de rééducation selon les principes de Bobath est une méthode efficace pour prévenir la subluxation gléno-humérale en phase aigüe après un AVC. Cette étude a été menée lors d'un séjour en secteur de médecine aigüe donc sur de courtes durées et sans suivi à distance, ce qui aurait été intéressant afin de juger si ces effets positifs perduraient à long terme.

Prevention of shoulder subluxation after stroke with electrical stimulation

Linn, 1999

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : prouver l'efficacité de la SEF dans la prévention de la subluxation gléno-humérale et de son corollaire, la douleur d'épaule chez l'hémiplégique en phase aigüe

Population : 40 patients inclus dans les 48 premières heures suivant l'AVC, présentant un déficit moteur sévère (membre supérieur coté ≤ 2)
Ils ont été répartis aléatoirement en 2 groupes :
- un groupe traitement : SEF appliquée sur le muscle supra-épineux et le chef postérieur du deltoïde, à raison de 4 séances par jour dont la durée est progressivement augmentée de 30 à 60 minutes
- un groupe contrôle
Pendant les 4 semaines d'intervention, les 2 groupes bénéficiaient d'un programme de rééducation conventionnelle associant kinésithérapie et ergothérapie.

Critères de jugement : - mesure radiographique de la subluxation
- douleur évaluée par l'échelle verbale simple et les amplitudes de rotation externe passive sans douleur
- fonction du membre supérieur évaluée par le Motor Assessement Scale dans ses items portant sur le membre supérieur

Les mesures étaient réalisées à 4 et 12 semaines après l'AVC.

Résultats :
- dans le groupe traitement : la subluxation est significativement moindre, de même que la douleur par rapport au groupe contrôle (+0,22 cm dans le groupe traitement vs +0,63cm dans le groupe contrôle)
- pas de différence significative entre les 2 groupes à la fin du suivi à 12 semaines
- pas de différence significative sur les scores moteurs

Effets indésirables : aucun

En conclusion : la SEF appliquée précocément après un AVC peut réduire la subluxation gléno-humérale et les douleurs qui en découlent mais cette étude n'a pas montré de maintien des résultats à plus long terme.

4.2.3.3. Traitement de la subluxation gléno-humérale en phase chronique

- Concernant la SEF

Plusieurs études ont été publiées sur le sujet, avec pour objectif d'obtenir une réduction de la subluxation gléno-humérale une fois celle-ci déjà installée. La plus récente date de 2012, menée par Koyuncu et al. (81) sur 50 patients en phase chronique, à un délai moyen d'inclusion de 120 jours après l'AVC. Un programme de SEF à raison de 5 séances par jour pendant 4 semaines était proposé en plus de la rééducation classique. A l'issue de l'intervention, on obtenait une réduction de 3mm en moyenne de la subluxation dans le groupe SEF alors qu'il n'y avait pas de différence significative entre les valeurs à l'inclusion et en fin d'intervention dans le groupe contrôle.

Une amélioration de la subluxation gléno-humérale après SEF était aussi retrouvée par Liu et al.

(82) sur 61 patients après un protocole de SEF un peu plus prolongé que dans l'étude de Koyuncu, soit 6 semaines au total. Les auteurs relevaient également une amélioration de la fonction motrice dans le groupe ayant bénéficié de la SEF.

Manigandan et al. (83) ont récemment mené une étude afin d'investiguer un éventuel intérêt à stimuler le biceps en plus du supra-épineux et du deltoïde habituellement utilisés. A l'issue d'un programme de 5 semaines associé à la rééducation conventionnelle, on retrouvait une amélioration de la subluxation et des douleurs, avec un effet qui semble être plus important dans le groupe où les 3 muscles étaient stimulés que dans le groupe supra-épineux + deltoïde mais sans que cela soit significatif.

- Concernant la NMES

L'effet de la NMES dans le cadre du traitement de la subluxation en phase chronique post-AVC a été étudié par Rezenbrink et al. (73) dont nous avons déjà mentionné la publication dans la partie douleur. A l'issue des 6 semaines de NMES, on notait une diminution de la subluxation mesurée par palpation chez les 15 patients inclus à plus de 6 mois de l'AVC : elle était mesurée à 8,6mm en moyenne à l'inclusion, à 2,9mm en fin d'intervention et à 2mm à 6 mois.

- Les études les plus représentatives en détail

The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients : a randomized controlled trial

Koyuncu, 2010

Type d'étude : essai randomisé contrôlé

Objectif : démontrer l'effet de la SEF dans le traitement de la subluxation gléno-humérale et des douleurs d'épaule chez l'hémiplégique

Population : 50 patients post-AVC, inclus à un délai moyen de 120 jours après l'évènement, présentant dès l'inclusion une subluxation et des douleurs d'épaule.
Ils étaient répartis en 2 groupes :
- un groupe intervention : SEF à raison de 5 séances par jour pendant 4 semaines sur le supra-épineux et le deltoïde
- un groupe contrôle : pas de stimulation factice
Les 2 groupes suivaient en parallèle une rééducation conventionnelle.

Critères de jugement : - mesure radiologique de la subluxation gléno-humérale
- douleur évaluée sur l'échelle visuelle analogique au repos
- amplitudes articulaires passives et actives de l'épaule

Résultats :
- réduction significative de la distance acromion-tête de l'humérus dans le groupe SEF avec un gain de 3mm en moyenne, pas d'amélioration dans le groupe témoin
- pas de différence significative entre les 2 groupes concernant les douleurs

Effets indésirables : aucun

En conclusion : la SEF associée à la rééducation conventionnelle obtient de meilleurs résultats sur la réduction de la subluxation gléno-humérale en phase chronique. Il n'y a cependant pas d'évaluation à distance afin de juger si les effets perdurent dans le temps.

4.3. Conclusion

La SEF et la NMES sont le sujet de nombreuses études cherchant à évaluer leur efficacité dans la prise en charge des douleurs d'épaule et de la subluxation gléno-humérale après AVC.

Concernant les douleurs d'épaule de l'hémiplégique, bien que la revue Cochrane sur le sujet conclut à l'absence de preuve suffisante de l'efficacité de l'électro-stimulation, quelques études randomisées contrôlées ont retrouvé des résultats positifs. Un gain significatif sur les échelles de douleur utilisées pour évaluer l'effet de ces protocoles est quasi-constamment mis en évidence. Il semblerait que les effets persistent dans le temps mais le traitement des résultats ne tient jamais compte de l'évolution spontanée souvent favorable. Parmi les facteurs prédictifs de succès de l'intervention, on note l'importance de la précocité d'application de l'électro-stimulation.

Concernant la subluxation gléno-humérale, lorsque l'électro-stimulation est utilisée à visée

préventive, c'est-à-dire appliquée dans les suites immédiates de l'AVC, elle peut limiter l'apparition d'une subluxation ou l'aggravation d'une subluxation pré-existante. Cependant, à l'arrêt de la stimulation, les bénéfices de l'intervention se perdent pour rattraper les valeurs retrouvées dans les groupes contrôle. Utilisée comme traitement une fois la subluxation installée, l'électro-stimulation semble efficace lorsqu'elle est appliquée en phase aigüe ou sub-aigüe (moins de 6 mois après l'AVC) avec des effets qui perdurent à long terme. A noter que les études obtenant les meilleurs résultats utilisent un dispositif à électrodes implantées qui semble bien accepté par les patients. Autre point notable, les durées d'intervention sont plus importantes que lorsque l'on cherche à faire de la prévention (4 à 6 semaines en règle). De bons résultats ont également été retrouvés dans des protocoles mis en place en phase chronique, avec un gain néanmoins moindre que lorsque la stimulation est débutée en phase chronique.

Concernant les paramètres de stimulation, ils sont globalement identiques dans toutes les études. Les muscles stimulés sont le supra-épineux et le deltoïde, avec des protocoles de stimulation pluri-quotidiennes sur des durées de 4 à 6 semaines. La fréquence de stimulation était de 30 Hz dans la majorité des cas.

Là encore, aucun effet indésirable n'a été rapporté, confirmant l'excellente tolérance et l'innocuité de ce type de traitement.

Au vu de ces résultats, il semble licite de proposer un protocole de SEF ou de NMES aux patients présentant des douleurs d'épaule ou une subluxation gléno-humérale, en complément des autres techniques ou traitements médicaux habituellement utilisés.

Partie 5 : Electro-stimulation à visée motrice comme traitement dit « fonctionnel »

5.1. Electro-stimulation à visée motrice comme aide à la verticalisation

5.1.1. Problématique de la verticalisation en rééducation

La verticalisation concerne essentiellement la population des blessés médullaires. Chez ces patients, une mise en charge est nécessaire et fait partie intégrante de la rééducation, apportant plusieurs bénéfices (84,85):

- effet trophique sur les muscles dénervés
- lutte contre la spasticité et diminution des contractures aux membres inférieurs, voire épuisement du réflexe en triple flexion si le temps de mise en charge est suffisant
- maintien du capital osseux et lutte contre l'ostéoporose, prévention des fractures de fatigue
- amélioration du transit intestinal
- amélioration de l'adaptation du système circulatoire, lutte contre les oedèmes déclives
- amélioration de la ventilation
- amélioration de la proprioception
- bénéfice psychologique et amélioration de l'image de soi

Elle permet également de travailler l'équilibre du tronc et est un préalable à la marche appareillée.

La mise en charge doit se faire progressivement afin d'éviter l'hypotension orthostatique. Elle est possible dès que la consolidation du rachis est acquise, en l'absence de complications cutanées contre-indiquant l'appui et au mieux une fois l'équilibre au fauteuil acquis. Elle débute sur table de verticalisation, qui permet une inclinaison progressive jusqu'à la position verticale, permettant une meilleure adaptation du système cardio-vasculaire.

Habituellement, on considère que les blessés médullaires ayant une lésion sous T1 sont capables de se verticaliser à l'aide d'un support ou entre les barres parallèles à l'aide d'un appui sur les membres supérieurs. Entre C5 et C8, les patients peuvent être verticalisés à l'aide d'un standing, parfois entre

les barres parallèles au prix d'un lourd appareillage. Pour des lésions plus hautes, les thérapeutes utilisent une table de verticalisation.

Afin de maintenir la position debout, il faut bloquer la flexion des genoux et éviter la rétropulsion du bassin en maintenant les hanches en extension. Les chevilles doivent être maintenues en position neutre et stabilisées latéralement.

La durée de la verticalisation est progressivement allongée, initialement quelques minutes et augmentée selon la tolérance du patient.

5.1.2. Place de l'électro-stimulation dans la verticalisation du blessé médullaire

5.1.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire

Ces patients ont donc un défaut de contrôle moteur sur les membres inférieurs. Dans le cadre de la verticalisation, l'objectif de l'électro-stimulation est de maintenir une contraction des muscles intervenant dans la station érigée, c'est-à-dire les extenseurs des genoux et des hanches ainsi que les muscles érecteurs du rachis, les chevilles étant maintenues par des orthèses ou des chaussures orthopédiques.

Il s'agit donc d'obtenir une part active à la verticalisation, de lutter contre l'amyotrophie et le déconditionnement à l'effort puisque les patients concernés ont souvent un mode de vie sédentaire. Les transferts peuvent être facilités par l'intermédaire de la position debout et sont moins traumatisants à long terme pour les membres supérieurs. Des bénéfices psychologiques sont également attendus. Nous allons étudier ici la faisabilité, la tolérance ainsi que les modalités d'application de l'électro-stimulation dans cette indication.

Revue de la littérature centrée sur l'utilisation de l'électro-stimulation à visée motrice (stimulation électrique fonctionnelle et électro-stimulation neuro-musculaire) dans un but de verticalisation, utilisée seule ou en association à un appareillage.

Utilisation du portail de l'Espace Numérique de Travail (ENT) de l'Université Henri Poincaré (UHP) qui permet l'accès à de nombreuses ressources en ligne : bases de données, revues de la

littérature, encyclopédies, catalogues, … en texte intégral. Accès : https://ent.univ-lorraine.fr rubrique « Ressources en ligne » puis « Biologie et Santé »

Utilisation du portail du Centre de Ressources Documentaires en Médecine Physique et de Réadaptation de L'Institut Régional de Réadaptation (IRR) et consultation de la base de données au Centre Louis Pierquin qui permet l'accès à de nombreuses revues sur le thème de la rééducation, ouvrages, revues de congrès, thèses et mémoires. Accès : www.reedoc-irr.fr

Plusieurs sources ont été utilisées :

→ bases de données bibliographiques : MEDLINE, CISMeF, Cochrane Library, EMBASE, REHABDATA

→ recommandations et conférences de consensus : Haute Autorité de Santé, Institut national de la Santé et de la Recherche Médicale, agences et institutions étrangères, …

→ sociétés savantes : Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), American Physical Therapy Association, …

Mots-clés utilisés en français et leur traduction anglaise :

– verticalisation - *standing*

– électro-stimulation, stimulation électrique fonctionnelle, stimulation électrique neuro-musculaire - *electrostimulation*, *functional electrical stimulation*, *neuromuscular electrical stimulation*

– accident vasculaire cerebral (AVC), hémiplegie/hémiplegique – *stroke*, *hemiplegia/hemiplegic*

– traumatisme crânien – *brain injury*

– sclérose en plaque – *multiple sclerosis*

– blessé médullaire, paraplégique/paraplégie, tetraplégique/tetraplégie – *spinal cord injury*, *paraplegia/paraplegic*, *tetraplegia/tetraplegic*

Utilisation d'un logiciel d'aide à la traduction : le Grand Dictionnaire Terminologique (GDT), ressource la plus complète concernant la traduction des termes techniques en langue anglaise.

Accès : http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/gdt.htlm

Une première recherche a permis d'obtenir 52 références. Nous avons exclu les références se rapportant à la stimulation électrique trans-cutanée (TENS) et les références se rapportant à la population pédiatrique. Aucun essai randomisé contrôlé ou étude menée sur une série importante de cas n'a été retrouvée. Notre analyse de la littérature a donc été centrée sur :

– les revues de la littérature et méta-analyses
– les recommandations et consensus d'experts
– les études cas-témoins et études descriptives

Nous avons ainsi retenu et analysé 23 références.

5.1.2.2. Modalités de stimulation

En 2008, Gartman et al. (86) ont étudié les paramètres optimaux de stimulation dans le cadre de la verticalisation assistée par SEF. Les muscles cibles principaux sont : le chef médial du gastrocnémien, le tibial antérieur, le vaste latéral, le semi-membraneux, le grand fessier, le moyen fessier, le grand adducteur et les muscles érecteurs du rachis. Il s'agit des muscles extenseurs du tronc, de la hanche et du genou ainsi que des agonistes-antagonistes de la cheville.

Cependant, les dispositifs de stimulation possèdent un nombre limité de canaux. On ne peut donc pas stimuler tous les muscles du tronc et des membres inférieurs qui seraient nécessaires à la verticalisation. Afin de pallier à ce problème, il faut donc utiliser des orthèses stabilisatrices, en particulier au niveau de la cheville.

De plus, la plupart des dispositifs actuels sont incapables de moduler l'amplitude de la stimulation et délivrent donc une stimulation selon des paramètres pré-programmés. Ceci est source de fatigue musculaire plus rapide, avec nécessité d'un appui sur les membres supérieurs.

On peut s'interroger quant à la nécessité de stimuler tous ces muscles pour maintenir la station debout. Kuzelicki et al. (87) ont noté qu'une stimulation des extenseurs de hanche en sus des extenseurs du genou accélérait le processus de verticalisation. Cependant, que la stimulation porte sur les extenseurs du genou seuls ou en association aux extenseurs de hanche et fléchisseurs

plantaires, il n'y a pas de différence notable concernant la nécessité de maintien de la stabilité par les membres supérieurs.

Concernant ce dernier point, Lau et al. (88) ont comparé deux stratégies de contrôle de la stimulation :

– en circuit ouvert (open-loop), c'est-à-dire une stimulation à niveau constant établi avant le début de la séance

– en circuit fermé (closed-loop), c'est-à-dire avec une modulation de l'amplitude de stimulation en fonction des informations de posture fournies dans cette étude grâce à une plateforme de force et d'accéléromètres placés aux chevilles.

Il apparaît qu'en circuit fermé, la durée de verticalisation atteinte est deux fois plus longue qu'en circuit ouvert, avec une fatigue musculaire moindre.

A partir d'un modèle animal, les auteurs ont également testé deux types de SEF : l'une classique utilisant des électrodes de surface sur les extenseurs du genou et l'autre stimulant directement la corne ventrale de la moelle lombosacrée. Ce dernier mode de stimulation intra-spinale permet d'améliorer le temps de verticalisation. Couplé à une stimulation en circuit fermé, il peut être multiplié par trois.

Actuellement, une source de contrôle extérieure est toujours nécessaire. Dans l'idéal, les dispositifs devraient détecter l'ordre venant du cortex cérébral et délivrer le courant adapté aux muscles appropriés en shuntant le « dommage neurologique » (89). Il s'agit d'une piste de recherche actuelle.

La finalité de la verticalisation assistée par SEF étant une utilisation au quotidien, que ce soit encadrée par les thérapeutes en séances de rééducation ou au domicile, le placement adéquat des électrodes peut être fastidieux et source à variations amoindrissant l'efficacité du dispositif. C'est pourquoi de nombreux auteurs préfèrent utiliser des électrodes implantées chirurgicalement, nous détaillerons ces dispositifs plus loin. Cette technique est globalement bien acceptée par les patients, simple de réalisation, aucun événement infectieux grave n'a été noté dans les différentes études (seules de rares infections locales ont été spontanément résolutives après retrait du dispositif).

A noter également que les électrodes implantées permettent une stimulation plus précise des muscles. En effet, une SEF à l'aide d'électrodes de surface placées sur les extenseurs du genou a tendance à recruter le muscle droit fémoral et parfois le muscle sartorius et peut donc induire une flexion de hanche délétère (90).

Si le patient est capable d'utiliser le dispositif en autonomie, il est également important que les commandes marche/arrêt soient facilement accessibles, afin de pouvoir ajuster la stimulation à la fatigue du patient et de prévenir le risque de chute.

La position assise de départ joue un rôle dans l'économie de l'appui sur les membres supérieurs afin d'aider à la verticalisation ainsi que sur le coût énergétique du passage de la position assise à la position debout. Ce dernier paramètre a toute son importance s'il s'agit de répéter les verticalisations au cours de la journée. Gillette et al. (91) se sont donc attachés à déterminer la position de départ optimale, nécessitant une aide minimale des membres supérieurs tout en limitant au maximum le risque de chute, à l'aide de modèles informatiques. Concernant la hanche, la flexion doit être au mieux de 110°. Concernant le genou, il faut prendre en compte les muscles stimulés. Si le muscle vaste latéral est seul stimulé, la flexion optimale se situe entre 70 et 110°. Les auteurs ont également étudié une SEF associant la stimulation du vaste latéral et du semi-membraneux. Dans ce cas, la flexion du genou doit être comprise entre 70 et 82°. En pratique, ceci est rarement utilisé.

La stimulation doit être débutée avant l'initiation du mouvement. Le nombre de répétitions possible s'en retrouve majoré, de même que la vitesse de passage entre la station assise et la station debout.

Une fois la verticalisation obtenue, afin de minimiser la force développée par les membres supérieurs, la posture doit être la plus verticale possible et il faut alors absolument éviter toute flexion de hanche. L'extension de hanche doit donc être maximisée : ceci peut diminuer jusqu'à dix fois le poids du corps supporté par les membres supérieurs. Le meilleur paradigme de stimulation serait l'association grand fessier et semi-membraneux, alors que le couple grand fessier – grand adducteur est le plus utilisé en pratique (92).

5.1.2.3. Application de la verticalisation assistée par SEF

Le problème majeur rencontré dans la verticalisation chez les blessés médullaires est l'hypotension orthostatique. Faghri et al. (93) ont comparé les effets circulatoires de la verticalisation passive et de la verticalisation assistée par SEF. Quatorze blessés médullaires ont été inclus (7 paraplégiques et 7 tétraplégiques) et ont bénéficié de 30 minutes de verticalisation selon les deux modalités. Le débit cardiaque augmentait de 18% dans le groupe SEF contre 6% dans le groupe actif. Les résistances périphériques étaient également augmentées de 54% par rapport au groupe passif. Aucune hypotension orthostatique n'a été observée dans le groupe SEF. La SEF pourrait donc prévenir la survenue d'hypotension orthostatique et limiter la stase veineuse durant la verticalisation. Les résultats semblent d'autant plus intéressants chez les patients tétraplégiques qui présentent fréquemment des troubles du système nerveux autonome.

Jacobs et al. (94) ont comparé le coût physiologique de la verticalisation aidée par SEF et de la verticalisation passive chez 15 patients paraplégiques de niveau T6 à T11. Les valeurs de la VO2 étaient plus importantes dans le groupe SEF (43% de la valeur maximum) que dans le groupe passif (20% de la valeur maximum). La fréquence cardiaque augmente de façon plus importante lors de la verticalisation aidée par SEF (entre 108 et 132 battements par minute) que lors de la verticalisation passive (entre 100 et 102 battements par minute). La verticalisation assistée par SEF nécessite logiquement plus d'énergie et pourrait donc avoir un effet positif sur le reconditionnement cardio-vasculaire des patients blessés médullaires.

La perception de ces dispositifs par les utilisateurs et leur satisfaction conditionnent leur utilisation au long cours. Argawal et al. (95) ont interrogé 11 patients blessés médullaires au niveau cervical bas ou thoracique utilisant un système implanté depuis plus d'un an sur leur perception des performances et sur les bénéfices sur leur état de santé ainsi que leur satisfaction. Tous les patients notaient une amélioration de leur état de santé, en particulier une diminution de l'incidence des escarres, de la spasticité et des infections urinaires.

Aucun événement indésirable n'était rapporté après implantation des électrodes (thrombose veineuse profonde, infection, brûlure,...). La satisfaction quant à la performance était jugée modérée

à forte. Tous les patients projetaient de poursuivre l'utilisation du système.

Le dispositif était jugé comme simple d'utilisation. Aucun problème d'acceptation de l'implantation chirurgicale des électrodes n'était relevé.

5.1.2.4. Les dispositifs utilisés dans la littérature

- Stimulation des quadriceps

Certains auteurs ont utilisé des systèmes très simples stimulant peu de muscles. C'est Kantrowitz qui le premier a évoqué l'intérêt de la SEF dans le cadre de la verticalisation des patients paraplégiques avec une stimulation des quadriceps en 1960. (89)

Kern et al. (96) ont étudié une SEF de surface tétanique sur les quadriceps, en débutant par un programme de renforcement musculaire avant d'entamer la verticalisation chez des paraplégiques bas de D12 à L1. Après un entrainement quotidien de 1 à 2 ans, ces patients avaient la possibilité de se verticaliser de façon autonome entre des barres parallèles et surtout d'utiliser cette verticalisation pour faciliter les actes de la vie quotidienne comme attraper en position debout des objets au-dessus du plan des épaules.

Une SEF de surface sur les quadriceps a également été évaluée par Hesse et al. (97) sur 17 patients paraplégiques et tétraplégiques. Quatre d'entre eux étaient capables de se verticaliser 6,8 minutes en moyenne après 6 semaines d'utilisation. A 1 an, 3 patients avaient arrêté d'utiliser le dispositif en raison d'hypotensions orthostatiques itératives lors des verticalisations mais 10 patients pouvaient tenir debout pendant une durée moyenne de 22,6 minutes. De même, une SEF renforçant la contraction musculaire une fois que le patient a initié le mouvement a permis une verticalisation chez 2 paraplégiques sous couvert d'une aide technique allégeant le poids du corps et permettant un support par les membres supérieurs. (98)

Krajl et al. (99) avaient les premiers proposé des années plus tôt en 1986 d'utiliser des stimulations cycliques au lieu des stimulations tétaniques qui induisent une fatigue musculaire beaucoup plus rapide avec des temps de verticalisation le plus souvent d'une dizaine de minutes. Ce type de stimulation cyclique permettait de prolonger 2 à 5 fois le temps de verticalisation avec une fatigue

musculaire moindre. Elle rend également possible la co-activation cyclique de muscles synergiques afin de réduire les oscillations en position debout donc d'acquérir un meilleur équilibre et de pouvoir alterner différents postures.

Un dispositif similaire a été étudié plus tard en 1991, les hanches étant maintenues en extension. Vingt-cinq patients blessés médullaires complets entre C7 et T11 ont été suivis pendant 13 ans, et 21 d'entre eux étaient capables de se verticaliser, avec 95% du poids du corps reposant sur les membres inférieurs. Six sujets ont souhaité utiliser le dispositif à domicile en situation écologique. (100).

Plus récemment, Braz et al. (101) ont proposé d'utiliser des capteurs angulaires afin de moduler l'intensité de la stimulation des quadriceps. Le système détecte un lâchage du genou et renforce automatiquement la stimulation. Les auteurs ont évalué cette technique sur 4 blessés médullaires, retrouvant une meilleure stabilité en position debout, une fatigue musculaire moindre et donc un allongement des temps de verticalisation.

- <u>Dispositifs de stimulation plus complexes</u>

Bhadra et al. (102) ont évalué en 2001 un système nommé IRS-8 (8-channel Implanted Receiver Stimulator) chez 8 blessés médullaires complets. Il s'agit d'un dispositif de verticalisation assistée par SEF délivrée par l'intermédiaire d'électrodes implantées. Six électrodes sont placées sur les extenseurs des genoux et des hanches et 2 électrodes sur les racines T12-L2 (dans le but d'obtenir une extension du tronc). Tous étaient capables de se lever et de garder une posture verticale ainsi que de réaliser leurs transferts debout à l'aide d'aides techniques adaptées. Cinq d'entre eux pouvaient tenir la verticalisation avec plus de 85% du poids du corps supporté par les deux membres inférieurs.

Uhlir et al. (103) en 2001 ont utilisé une stimulation à l'aide d'électrodes implantées sur les muscles vaste latéral et vaste médial sur 4 sujets. Trois d'entre eux étaient capables de se verticaliser avec une stimulation portant uniquement sur le vaste latéral, le quatrième nécessitait une stimulation simultanée pour le même objectif. Une fois verticalisé, la proportion du poids corporel reposant sur

les membres inférieurs diminuait de 6 à 8% en comparaison à une stimulation passive.

Un système implanté stimulant les nerfs fémoral, gluteal et sciatique a été utilisé en 1997 sur un patient paraplégique de niveau T10. Après 5 ans et demi de recul, le patient était capable de se verticaliser pendant 60 minutes, la cheville étant stabilisée par une orthèse. Il était capable de manipuler des objets à hauteur d'épaule tout en gardant une bonne stabilité de la position debout (104).

- Le dispositif CWU/VA

Il s'agit d'un dispositif implanté développé à la Case Western Reserve University et le Department of Veterans Affairs et donc dénommé CWRU/VA. Il a été largement étudié dans la littérature aussi bien sur un plan purement théorique à l'aide de modélisations informatiques que sur des volontaires blessés médullaires. (105)

Ce système utilise des électrodes implantées sur le grand fessier, le semi-membraneux, le grand adducteur à sa partie postérieure, le vaste latéral et les muscles érecteurs du rachis. Le tout est associé à des orthèses de stabilisation de cheville. L'objectif annoncé par les concepteurs est de se verticaliser à partir d'une position assise, de maintenir une position debout stable, de pouvoir manipuler des objets au plan moyen à partir de cette position et d'atteindre des objets situés à hauteur d'épaule (et également de pouvoir faire quelques pas à l'aide d'une aide technique de type Rollator, ce que nous développerons plus tard). (106)

Lorsque l'utilisateur veut se verticaliser, une pression sur le bouton de commande active un schéma de stimulation pré-défini avec un signal audio qui permet au patient de se repositionner de façon adéquate au fauteuil. De même, une simple pression inverse la stimulation et permet au patient de reprendre la position assise.

Mushahwar et al. (107) ont réalisé en 2007 une méta-analyse des études publiées sur ce dispositif. Au total, 17 blessés médullaires avaient bénéficié de cette intervention, la plupart complets, de niveau C6 à T10. Les patients suivaient un programme de renforcement musculaire, de travail de l'endurance et enfin un travail ciblé sur le passage de la position assise à la position debout,

l'équilibre en posture debout, les transferts. Les critères de jugement utilisés étaient :

– l'utilité clinique regroupant la participation aux activités de la vie quotidienne, la durée de verticalisation, et la répartition du poids du corps sur les membres

– la sécurité d'utilisation

– la satisfaction des utilisateurs

Concernant les objectifs rééducatifs, tous les sujets étaient capables à l'issue du programme d'entraînement de tenir debout et de se transférer avec une assistance minimale. Le temps de verticalisation maximal était variable, la majorité des patients atteignant 10 minutes. Quelques uns pouvaient tenir debout pendant plus de 20 minutes. Plus de 85% du poids du corps des patients reposait sur les membres inférieurs, les membres supérieurs servant uniquement à se rééquilibrer.

Sur le plan de la sécurité d'utilisation, une chute responsable de fracture du tibia et de la fibula a été reportée. L'implantation des électrodes n'a pas été source d'évènements indésirables majeurs. Quatorze d'entre elles qui ne fonctionnaient pas après implantation ont été remplacées sans difficultés. Une infection à staphylococcus aureus a nécessité le retrait de l'électrode et un traitement antibiotique par voie intra-veineuse.

Interrogés sur leur satisfaction, les utilisateurs étaient modérément à très satisfaits du système. Tous jugeaient le dispositif conforme à leurs attentes et souhaitaient poursuivre l'expérience, le système était perçu comme sûr d'utilisation, simple et offrant de réels bénéfices tant sur le plan de la santé que sur le plan fonctionnel. L'objectif principal des patients était de faciliter leurs tranferts, venaient ensuite le fait de pouvoir se verticaliser pour être à hauteur de leurs proches et de pouvoir atteindre des objets haut situés.

Les auteurs notaient quelques points qui pourraient être des pistes d'amélioration de ce dispositif. Il a été observé que les muscles stimulés ne sont recrutés que partiellement. La stimulation n'était pas modulable en fonction des évènements perturbateurs extérieurs, ne délivrant qu'une stimulation pré-programmée.

5.1.3. Conclusion

Bien qu'il n'y ait jamais eu d'étude à grand échelle ou de haut niveau de preuve, la littérature apporte de nombreux exemples des possibilités de la verticalisation assistée par SEF. Elle s'adresse principalement aux blessés médullaires, qu'ils soient complets ou incomplets, même ceux ayant un niveau lésionnel cervical haut.

Les dispositifs proposés vont de la stimulation des quadriceps pour maintenir le genou en extension, la cheville étant stabilisée par une orthèse à des dispositifs implantés plus complexes tels que le CWRU/VA décrit plus haut. De tels appareils permettent une verticalisation allant d'une dizaine de minutes à une heure voire plus selon les auteurs ainsi que la réalisation des transferts en position debout. Une bonne stabilisation de la posture permet d'atteindre des objets hauts situés, de manipuler des objets à un plan moyen. Il s'agit donc en utilisant de tels dispositifs non seulement d'obtenir les bénéfices classiques de la verticalisation en séance de rééducation mais également de transposer ces techniques au domicile du patient pour permettre un gain en indépendance et une meilleure autonomie dans les actes de la vie quotidienne.

Des bénéfices sur le plan du reconditionnement à l'effort ont également été retrouvés et le fait d'obtenir une part active à la verticalisation limite la survenue d'hypotensions orthostatiques et de stase veineuse aux membres inférieurs en comparaison à la verticalisation passive. Ceci rend possible un allongement du temps de verticalisation.

Ces systèmes semblent sûrs d'utilisation, peu d'effets indésirables ayant été notés, dont aucun ne peut être qualifié de grave. L'acceptation par les patients est excellente et les bénéfices sont ressentis de façon unanime. L'utilisation en autonomie au domicile n'a pas posé de problème particulier.

Il n'y a cependant que peu d'études récentes sur le sujet, les objectifs de verticalisation ont laissé place à des objectifs de déambulation que nous évoquerons plus loin. Là encore, le rapport bénéfice-risque semble plaider en faveur de l'essai de ces techniques en accord avec le patient. Le problème principal concernant sa mise en œuvre reste la nécessité d'implanter les électrodes dans

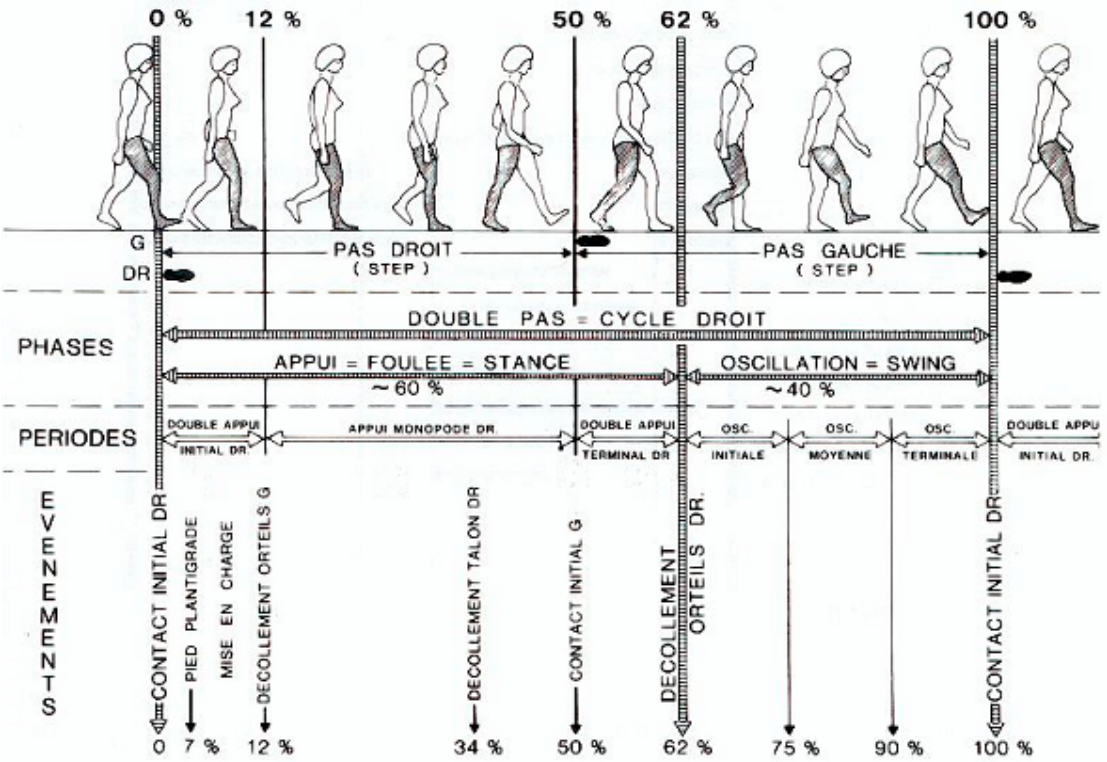
certains dispositifs mais une stimulation de surface des quadriceps beaucoup plus simple à mettre en place a permis d'obtenir des résultats satisfaisants.

5.2. Electro-stimulation à visée motrice, fonction de marche et compensation orthétique

5.2.1. Problématique de la récupération de la marche

La marche est un des points essentiels dans l'autonomie aux actes de la vie quotidienne. C'est un point clé et l'un des objectifs majeur de la rééducation en pathologie neurologique centrale, en particulier dans les atteintes cérébrales. Il est évidemment plus difficile d'atteindre cet objectif chez le blessé médullaire.

Les objectifs de la rééducation sont de restaurer un schéma de marche le plus proche possible de la normale. Celle-ci consiste en une succession d'appuis bipodaux et unipodaux. Un cycle débute par une phase d'appui suivi d'une phase oscillante. Pendant toute la durée du cycle, il y a toujours un contact au sol par l'un des deux pieds.



Le cycle de la marche d'après Taillard (1988)

La phase d'appui correspond à 60% du cycle de la marche. Elle se divise en 3 parties :

– la phase taligrade : le pied qui passe de l'arrière vers l'avant attaque le sol par le talon qui reçoit tout le poids du corps. La cheville est alors en légère flexion plantaire (5 à 10°), cette contraction des muscles releveurs freine le rabattement de l'avant-pied vers le sol. Le genou et la hanche sont fléchis afin d'aider à absorber l'énergie cinétique du pas.

– la phase plantigrade : le pied se déroule au sol. Le tibia franchit la verticale et avance de façon à ce que la cheville soit en flexion dorsale de 10°. Le genou et la hanche se retrouvent en extension.

– la phase digitigrade : l'appui passe au niveau de la tête des métatarsiens. La cheville se positionne en flexion plantaire qui se retrouve maximale (environ 15°) au début de la phase d'oscillation. Le genou est en légère flexion (5 à 10°) et la hanche en extension voire en hyper-extension.

La phase oscillante correspond à 40% du cycle de la marche. Le membre qui vient de terminer sa phase d'appui est en position postérieure et va osciller de l'arrière vers l'avant.

Elle se divise également en 3 parties :

– la phase oscillante initiale : le pied se décolle du sol, la cheville est en flexion plantaire maximale à 20°. Le genou est en flexion maximale à 70° et la hanche passe en flexion.

– la phase oscillante intermédiaire : la flexion plantaire de cheville diminue et le genou passe en extension. La hanche poursuit sa flexion.

– la phase oscillante terminale : la cheville est en position neutre, le genou poursuit son extension. La hanche est en flexion maximale à 30°.

Le sujet sain choisit spontanément une vitesse de marche pour laquelle le coût énergétique est minimal, dite " vitesse de confort " , aux alentours de 80 mètres/min. Cette vitesse diminue avec l'âge.

Dans le cadre de la rééducation à la marche, le type de SEF le plus largement utilisé est le

stimulateur du nerf fibulaire. Ce type de dispositif est utilisé dans le cadre du pied tombant quel que soit son étiologie ou en tant que partie d'un dispositif plus complexe. Elle peut être proposée sous certaines conditions :

- possibilité d'obtenir une dorsiflexion neutre de cheville (active ou passive)
- capacités cognitives suffisantes pour utiliser le dispositif
- tolérance cutanée des électrodes
- profil psychologique du patient : capacité à établir un projet réaliste

Il existe plus particulièrement 3 dispositifs de série qui peuvent être utilisés à visée orthotique plutôt qu'un releveur (et qui peuvent également être utilisés dans un but thérapeutique).

Le dispositif Ness L300

Il s'agit d'un stimulateur 1 canal avec 2 électrodes placées sur un brassard à placer autour du mollet, stimulant le nerf tibial pour obtenir une dorsiflexion. La stimulation est déclenchée par un contacteur talonnier.

D'après www.bioness.com

Le dispositif Walkaide

La stimulation se fait selon le même principe, seul le type de déclenchement diffère : ce dispositif utilise un accéléromètre et un détecteur d'inclinaison.

D'après www.walkaide.com

Le système Odstock Dropped Foot Stimulator

Il comporte 2 électrodes que le patient doit placer sur le trajet du nerf fibulaire, après apprentissage avec un thérapeute. Le déclenchement se fait par un contacteur talonnier.

D'après www.odstockmedical.com

Ce dispositif a été notoirement étudié par Taylor et al. (108) sur 151 patients neurologiques avec un pied tombant séquellaire, utilisant ce système pendant 4 mois et demi. La vitesse de marche était augmentée de 27% chez les patients post-AVC, augmentation de la vitesse de marche également retrouvée chez les patients atteints SEP. La compliance au traitement était excellente, évaluée à 92,7%. Aucun effet carry-over n'a été retrouvé.

Avant d'être utilisé en autonomie, une évaluation de la marche par un thérapeute et un travail du schéma de marche est nécessaire. Le dispositif doit être essayé dans les différentes conditions physiologiques de la marche : montée/descente des escaliers, terrain irrégulier,... L'association à des

séances de kinésithérapie est indispensable en particulier pour des exercices d'étirement, de renforcement musculaire et d'entretien articulaire avec un suivi régulier pour s'assurer de la bonne utilisation.

Les études montrent que la SEF pourrait offrir plus de potentiel aux patients que les releveurs classiques (109) pour maintenir une fonction de marche. Mais les patients à qui peut être proposé ce type d'appareillage doivent être bien choisis car ce matériel reste coûteux et la dépense en énergie cognitive est plus importante qu'avec un releveur classique.

Daly (110) a publié une revue sur les possibilités d'amélioration de la marche via la NMES. Celle-çi permet de redonner un mouvement plus proche de la normale en induisant une contraction musculaire coordonnée. Quand 2 canaux sont utilisés, on peut synchroniser les phases de la marche et obtenir une marche plus rapide et plus symétrique. Les difficultés rencontrées avec la stimulation de surface en particulier la mauvaise tolérance cutanée peuvent êtres surmontées par les électrodes implantées.

Concernant le mode de déclenchement de la stimulation, les plus utilisés sont les contacteurs talonniers et les accéléromètres. D'autres systèmes sont en cours d'étude ou de développement.

Une piste de recherche actuelle est l'utilisation des interfaces humain-machine. Il s'agit d'une SEF déclenchée par EEG (111). Après collection de données sur le sujet sain, un schéma d'activation cérébrale correspondant à la dorsiflexion de cheville et un schéma correspondant au repos ont été déterminés. Le taux de réponse correcte du dispositif était évalué à 0,6. Cette étude suggère également un potentiel de réorganisation cérébrale, l'activation d'aires cérébrales habituellement non activées dans ce processus ayant été retrouvée chez les sujets pathologiques.

Un autre mode de déclenchement a été proposé par Chen et al. (112) : la stimulation du nerf tibial est déclenchée par l'activité EMG de ce même muscle, tout en modulant l'intensité de la stimulation en fonction de l'activité musculaire, les performances en terme de schéma de marche étaient encourageantes.

Ces dispositifs étant plus coûteux que les releveurs à l'achat, il est important d'en déterminer la

rentabilité au long cours. C'est ce qu'ont proposé Taylor et al. (113) en étudiant 126 patients présentant un pied tombant spastique (62 AVC, 39 SEP, 7 blessés médullaires, 3 IMC, 15 autres pathologies non détaillées) utilisant la SEF au long cours avec un suivi débuté en 1999. La durée moyenne d'utilisation du dispositif était de 3,6 ans, 33 des patients utilisaient encore la SEF au bout des 11 ans de suivi. La vitesse de marche augmentait en moyenne de 45% chez les patients en post-AVC, de 29% chez les patients atteints de SEP. Le coût moyen de l'intervention était estimé à 3095£ par patient.

Cependant, les revues (114) réalisées sur la SEF suggèrent que le coût des orthèses mécaniques les rendent plus attractives en pratique clinique au vu des bénéfices fonctionnels et thérapeutiques.

5.2.2. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans la rééducation à la marche

5.2.2.1. Méthode de recherche documentaire

Revue de la littérature centrée sur l'évaluation de l'impact de l'électro-stimulation à visée motrice (stimulation électrique fonctionnelle et stimulation électrique neuro-musculaire) sur l'amélioration de la fonction du membre supérieur.

Utilisation du portail de l'Espace Numérique de Travail (ENT) de l'Université Henri Poincaré (UHP) qui permet l'accès à de nombreuses ressources en ligne : bases de données, revues de la littérature, encyclopédies, catalogues, … en texte intégral. Accès : https://ent.univ-lorraine.fr rubrique « Ressources en ligne » puis « Biologie et Santé »

Utilisation du portail du Centre de Ressources Documentaires en Médecine Physique et de Réadaptation de L'Institut Régional de Réadaptation (IRR) et consultation de la base de données au Centre Louis Pierquin qui permet l'accès à de nombreuses revues sur le thème de la rééducation, ouvrages, revues de congrès, thèses et mémoires. Accès : www.reedoc-irr.fr

Plusieurs sources ont été utilisées :

→ bases de données bibliographiques : MEDLINE, CISMeF, Cochrane Library, EMBASE, REHABDATA

→ recommandations et conférences de consensus : Haute Autorité de Santé, Institut national de la

Santé et de la Recherche Médicale, agences et institutions étrangères, …

→ sociétés savantes : Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), American Physical Therapy Association, …

Mots-clés utilisés en français et leur traduction anglaise :

– membre inférieur – *lower limb*

– fonction de marche– *walking function*

– marche – *gait*

– pied tombant – *drop-foot*

– électro-stimulation, stimulation électrique fonctionnelle, stimulation électrique neuro-musculaire – *electrostimulation, functional electrical stimulation, neuromuscular electrical stimulation*

– accident vasculaire cérébral (AVC), hémiplégie/hémiplégique – *stroke, hemiplegia/hemiplegic*

– traumatisme crânien – *brain injury*

– sclérose en plaque – *multiple sclerosis*

– blessé médullaire, paraplégique/paraplégie, tétraplégique/tétraplégie – *spinal cord injury, paraplegia/paraplegic, tetraplegia/tetraplegic*

Utilisation d'un logiciel d'aide à la traduction : le Grand Dictionnaire Terminologique (GDT), ressource la plus complète concernant la traduction des termes techniques en langue anglaise. Accès : http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/gdt.htlm

Une première recherche a permis d'obtenir 218 références. Nous avons exclu les études de cas isolés, les études où l'analyse de la fonction était faite par un modèle informatisé et les références se rapportant à la stimulation électrique trans-cutanée (TENS). Notre analyse de la littérature a été centrée sur :

– les revues de la littérature et méta-analyses

– les recommandations et consensus d'experts

– les études ayant une méthodologie rigoureuse en privilégiant les études randomisées contrôlées ou contrôlées

Aucune étude traitant spécifiquement des traumatisés crâniens n'a été retrouvée. Nous avons ainsi retenu et analysé 59 références.

5.2.2.2. Application au patient blessé médullaire

- Principes généraux

Après un traumatisme médullaire, une des attentes principale des patients est de marcher à nouveau. Cependant, le ré-apprentissage de la marche est extrêmement coûteux en énergie, même chez des patients ayant un niveau lésionnel bas. Cet objectif de rééducation ne peut être envisagé que chez des patients motivés, ayant démontré des capacités d'athlétisation dans les premières semaines de la rééducation. La proportion des patients utilisant des orthèses de marche est estimée au maximum à 10%, les patients utilisant plutôt leur fauteuil roulant dans la vie quotidienne. Il est généralement admis que la marche appareillée peut être proposée chez des blessés médullaires avec un niveau lésionnel inférieur à T10 dans le cadre des atteintes complètes, et en fonction du testing moteur chez les patients incomplets (réf tetra/para quide de PEC).

Plusieurs facteurs de pronostic de succès de la marche appareillée ont été identifiés (115). La récupération précoce de la force musculaire sur le quadriceps coté à plus de 3/5 à 2 mois de l'accident a un excellent pronostic sur la récupération de la fonction de déambulation à 6 mois du traumatisme initial. Il n'y a pas de corrélation entre la récupération et l'âge et le niveau de la blessure chez les blessés médullaires incomplets. Enfin, il n'y a pas d'intérêt pronostic à réaliser des potentiels évoqués moteurs en plus de l'examen clinique mais la préservation de la sensibilité a une valeur pronostique positive (toujours chez les patients incomplets).

Chez les blessés médullaires complets, les anomalies du schéma de marche sont fonction du niveau lésionnel. Chez les patients incomplets, Van der Salm et al (116) ont cherché à déterminer quelles ont les anomalies du schéma de marche les plus importantes. Vingt-et-un patients ont été étudiés, de niveau lésionnel C4 à T12 ASIA C ou D. Les plus fréquentes sont : une mauvaise extension de

hanche en phase d'appui (76%), une flexion de hanche limitée en phase oscillante (52%), une flexion de genou limitée en phase oscillante (71%), un excès de flexion plantaire en phase d'appui (76%) et un contact du pied au sol altéré (52%). Les techniques d'électro-stimulation doivent donc cibler plus particulièrement ces paramètres.

Trois revues se sont intéressées aux approches rééducatives visant à restaurer des capacités de marche fonctionnelle chez le blessé médullaire.

La plus récente a été publiée en 2013 par Morawietz et al. (117). Toutes les approches d'entraînement à la marche chez les blessés médullaires incomplets ont été recherchées, afin de déterminer laquelle était la plus efficace. Huit études randomisées contrôlées ont été retenues. En phase aigüe : les progrès les plus importants ont été obtenus par la marche en suspension sur tapis roulant et la marche assistée par robot. En phase chronique : une amélioration plus importante était retrouvée avec la marche en suspension sur tapis aidée par la SEF et la marche en suspension aidée par SEF par rapport à la thérapie conventionnelle, la marche aidée manuellement ou l'entraînement à la marche assistée par robot.

Karimi en 2013(118) a comparé les performances des utilisateurs d'orthèses mécaniques, de SEF et d'orthèses hybrides sur les paramètres qualitatifs de la marche et le coût physiologique que ce soit chez des patients complets ou incomplets publiés entre 1950 et 2010. Douze articles et 5 revues de la littérature ont été retenues. Il ressortait de cette revue que les orthèses mécaniques obtenaient de meilleurs résultats en terme de stabilité et de coût énergétique de la marche par rapport aux orthèses hybrides et à la SEF seule. Les patients rapportaient également une gêne liée aux dysfonctions de la SEF ou des orthèses hybrides. Cette revue met en lumière la nécessité d'améliorations techniques pour optimiser les performances des systèmes hybrides et de la SEF.

Une revue plus ancienne sur l'efficacité des différentes interventions visant à améliorer la marche chez les blessés médullaires a été publiée en 2007 par Lam et al. (119). Les critères d'inclusion étaient plus larges, non nécessairement des études randomisées contrôlées. Quarante et une études ont été retenues : 12 portant sur la marche sur tapis roulant en suspension, 7 sur la SEF, 10 sur les

orthèses mécaniques et 12 sur la combinaison de 2 ou plusieurs de ces techniques. Concernant la SEF, la plupart des études portent sur une utilisation au quotidien à domicile, à porter le plus souvent possible. Une amélioration de la vitesse de marche, de la distance parcourue et de la longueur du pas a été retrouvée. Quelques études ont démontré un effet carry-over avec une amélioration de la marche persistant à l'arrêt de la stimulation.

Enfin, Graupe et al. (120) se sont intéressés plus spécifiquement au système hybride Parastep en réalisant une revue de ses effets retrouvés dans la littérature. La distance de marche moyenne est de 440 mètres lorsque son utilisation est associée à un programme de rééducation à la marche et de reconditionnement musculaire contre 115 mètres sans cet appareillage. Le flux sanguin aux membres inférieurs augmente de 60% et la dégénérescence graisseuse des fibres musculaires est moindre.

La SEF est utilisée comme dans le cadre des suites AVC et de la SEP avec 2 objectifs :

- thérapeutique : la stimulation cyclique peut renforcer les muscles atrophiés, améliorer les amplitudes articulaires, diminuer la spasticité. Il s'agit d'une des rares interventions de rééducation chez les patients incomplets qui permet de reprendre la verticalisation et de restaurer un schéma de marche au plus proche de la normale (115).
- orthétique : il s'agit du recours quand l'intervention thérapeutique est insuffisante. Les patients incomplets sont les meilleurs candidats chez les blessés médullaires puisqu'il existe des zones de préservation de l'extéroception et de la proprioception.

- <u>Les effets sur le métabolisme et la dépense énergétique</u>

Les effets de la marche assistée par SEF sur la composition corporelle par rapport à la rééducation conventionnelle chez le blessé médullaire (121). Trente-quatre blessés médullaires incomplets en phase chronique à plus de 18 mois, de niveau C2 à T12 ASIA C ou D, ont suivi 3 sessions d'entraînement par semaine pendant 16 semaines. La masse musculaire et la masse grasse étaient mesurées par absorptiométrie, ainsi que la composition musculaire analysée par TDM. Ces mesures étaient réalisées à l'inclusion, 4 et 12 mois. A l'issue du programme, aucune différence de

composition corporelle n'était relevée, mais le suivi à long terme retrouvait moins d'amyotrophie dans le groupe SEF.

Une amélioration sur le plan trophique et thérapeutique a été constatée dans l'étude de Kern (122). Après 8 mois d'entraînement avec une SEF chez 10 paraplégiques, la perfusion vasculaire des membres inférieurs augmentait de 86,6% au niveau cutané et de 87% au niveau musculaire. Une augmentation de 59% du diamètre des fibres musculaires était retrouvée, plus particulièrement la part des fibres musculaires sur le quadriceps augmentait de 30%.

Chez les utilisateurs d'orthèses réciproques de marche hybrides, on notait une augmentation moyenne du coût énergétique de 5,8% par rapport aux orthèses mécaniques.

- <u>Le choix du mode de déclenchement</u>

Plusieurs approches de déclenchement de la SEF dans les systèmes de marche du blessé médullaire ont été proposées (123,124) :

– stimulation en circuit ouvert : la stimulation est déclenchée par contacteur par le patient et s'ensuit une séquence automatique (c'est le cas dans les systèmes Parastep où une seule séquence est possible ou dans le système Vienna où l'adaptation de la séquence de stimulation est réalisée en fonction de chaque patient). Le problème majeur de ce type de stimulation est une fatigue musculaire rapide en particulier sur le quadriceps, avec un risque de lâchage du genou et donc de chute.

– stimulation en circuit fermé : utilise 2 types de feedback pour déclencher la stimulation :

– EMG : détecte l'activité musculaire sus-lésionnelle, le taux d'erreur de déclenchement rapporté est de 1%. En utilisant l'activité du quadriceps, on peut monitorer la fatigue musculaire pour prévenir le risque de chute. Une alternative est le mode de déclenchement par EEG, actuellement une des pistes de recherche.

– signal artificiel : détecteur de mouvement (accéléromètre, gyroscope, détecteur d'angulation, capteur de force) qui détecte la relation du pied au sol et peut déterminer la phase du cycle de marche en cours.

Dutta et al. (125) ont cherché à déterminer le meilleur moyen de déclenchement de la SEF dans le cadre de la marche pour intégrer la fonction motrice résiduelle. Etaient pris en compte : le déclenchement automatique, le déclenchement par interrupteur actionné par le patient, le déclenchement par EMG. Il apparaît que le déclenchement par détection EMG permet plus de coordination et plus de stabilité.

Chez les patients avec une lésion complète, quelque soit le mode de déclenchement (automatique ou manuel), on note une amélioration de la vitesse de marche, mais elle est multipliée par trois quand le mode de déclenchement est automatique. Le coût énergétique est significativement moins important lorsque le déclenchement est automatique. Le problème majeur de ce type de déclenchement est que les patients ont des difficultés à synchroniser la séquence automatisée avec les mouvements volontaires du tronc et des hanches (126).

- Les muscles à stimuler

C'est la question à laquelle Kobetic et al. (127) se sont attachés à répondre. Pour permettre la marche des patients blessés médullaires, les dispositifs étudiés comportaient 8 à 16 canaux. Dans les stimulateurs 8 canaux : des anomalies du schéma de marche étaient rapportées, avec une flexion de hanche insuffisante et une marche en ciseaux. Les meilleurs performances sont obtenues avec les dispositifs 16 canaux : les patients évoluent d'une marche pas à pas à une vitesse de 0,1 m/s vers une marche à pas alternés à une vitesse de 5 m/s. Les muscles stimulés sont les érecteurs du rachis, les extenseurs de hanche (grand fessier, grand adducteur et ischio-jambiers), les fléchisseurs de hanche (tenseur du fascia lata, illio-psoas ou sartorius), les extenseurs du genou (vaste latéral et intermédiaire), les dorsiflecteurs (tibial antérieur et long fibulaire). La distance moyenne parcourue avec ce type de stimulateur était de 34 mètres à une cadence de 58 pas par minute.

- Les orthèses hybrides de marche

Dans le cadre de l'utilisation de la SEF pour la rééducation à la marche du blessé médullaire, elles peuvent être utilisées en association à des orthèses mécaniques : ce sont les orthèses hybrides.

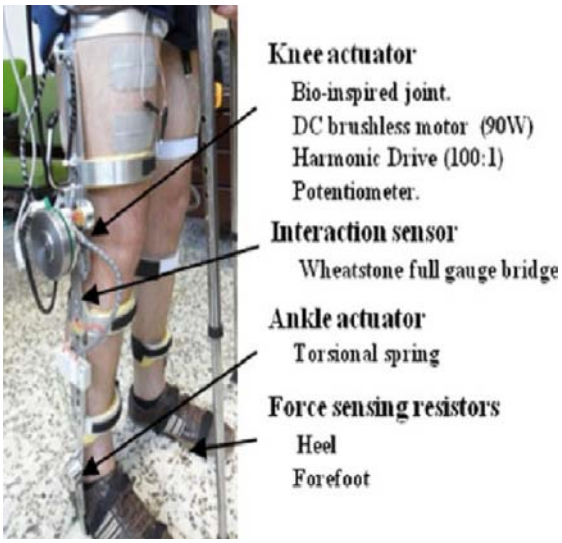
Plusieurs systèmes ont été développés par diverses universités et centres de recherche mais basés

sur le même principe. Un exosquelette assure le contrôle externe du mouvement et la SEF stimule les muscles selon une séquence pré-déterminée pour permettre un cycle de marche. En voici quelques exemples.

Le système Kinesis (128)

Développé en Espagne, il utilise un exosquelette robotisé du genou jusqu'au pied avec une articulation active du genou et passive de la cheville associé à la SEF sur les fléchisseurs et extenseurs du genou. Un système informatique permet d'intégrer le tout.

Ce système permet une bonne stabilité et une bonne coordination du mouvement.



D'après Del Alma et al.

Le système Vanderbilt (129)

Il s'agit d'un exosquelette motorisé avec articulation de hanche et de genou, les extrémités distales étant appareillées d'un releveur. Il est associé à la SEF sur les ischio-jambiers pendant la phase d'appui, par une séquence de stimulation pré-réglée.

Il a été montré que ce dispositif permet de réduire la consommation d'électricité de 34% par rapport aux dispositifs motorisés seuls.

Le système de la Case Western Reserve University (130)

Cette orthèse de marche réciproque est fabriquée sur mesure pour les patients, associée à une SEF sur 4 à 16 muscles selon les déficits du patient.

Elle a été testée sur 6 blessés médullaires incomplets de C1 à T12. Ces patients étaient capables de

se lever, s'asseoir et marcher avec le dispositif, la vitesse de marche atteignait 0,45 m/s sur les tests de 30 et 50 mètres et la distance parcourue 2 fois plus importante qu'avec une orthèse mécanique. Une amélioration de la MIF était rapportée sur le sous-score de mobilité.

Le système Reciprocating Gait Orthosis (RGO II) (131,132)

Il s'agit d'une orthèse de marche réciproque développée au Louisiana State University Medical Center. L'appareillage permet un verrouillage du genou en phase d'appui et associe une SEF en séquence alternée sur les droits fémoraux et les ischio-jambiers controlatéraux.

Les objectifs des concepteurs étaient de pallier à certains problèmes rencontrés par les orthèses de marche chez le blessé médullaire : le coût énergétique élevé, la nécessité d'une force importante dans les membres supérieurs pour se lever sans assistance, la difficulté à maintenir la position debout en particulier due au lâchage du genou, le maintien d'un équilibre stable.

Six patients ont pu bénéficier de ce système dans une première étude menée par Solomonow et al. (). Le coût physiologique de la marche diminuait de 30% à une vitesse de marche de 0,05 m/s et de 15% à une vitesse de 0,37 m/s. L'équilibre et la mobilité des patients étaient améliorés. La distance parcourue par les patients variaient de 100 à 800 mètres.

Ce même auteur a publié plus tard en 1997 (132) une étude sur une plus large population de 41 paraplégiques. Après un entraînement de 14 semaines avec 3 heures par semaine minimum de marche, l'amélioration au niveau fonctionnel restait modeste et une diminution de la spasticité était notée. L'état général et la condition physique des patients était améliorée : diminution du taux de cholestérol, amélioration de l'état nutritionnel, diminution de la résorption osseuse, gain sur le plan cardio-respiratoire (augmentation modérée de la fréquence cardiaque en fin d'exercice, augmentation du débit cardiaque et du volume d'éjection, augmentation de la capacité vitale. A l'issue du test, 80,5% des patients qui allaient au terme de l'étude restaient des utilisateurs réguliers, 19,5% des patients cessaient d'utiliser le dispositif en cours d'étude. Trente-huit des patients ont gardé l'appareil et considéraient l'amélioration de la fonction suffisante et l'utilisation sûre et fiable.

- Les orthèses utilisant la SEF seule

Badj et al. (115) ont cherché à déterminer quels étaient les patients à qui on pouvait proposer l'utilisation de la SEF comme orthèse de marche.

Sur les extenseurs du genou, la SEF est efficace en phase aigüe de la rééducation. Elle améliore l'extension volontaire chez la plupart des patients incapables de marcher en début de rééducation.

La stimulation du nerf fibulaire est utilisée chez 10% des patients pour augmenter la dorsiflexion et la flexion du genou et de la hanche en déclenchant un réflexe en triple retrait.

La stimulation des fléchisseurs plantaires permet d'écourter significativement la phase oscillante, ce qui améliore la vitesse de marche. La stimulation de ce groupe musculaire est très utile en terrain irrégulier ou pour la montée des escaliers.

D'autres systèmes ont été développés ponctuellement dans le contexte de la réalisation d'une étude, ces systèmes sont décrits dans le tableau I.

Le système BioStep (133)

Il stimule les quadriceps en phase d'appui et le nerf fibulaire en phase oscillante. Comparativement aux orthèses mécaniques, le schéma de marche est plus proche de celui du sujet sain et le coût physiologique est moindre.

Le système Vienna (134)

Il est composé de 2 stimulateurs 4 canaux (un stimulateur pour chaque membre) reliés à une unité centrale avec une batterie et une unité de commande, les électrodes sont appliquées sur les quadriceps, fessiers, ischio-jambiers et tibiaux antérieurs.

Testé sur 2 paraplégiques T6 (qui utilisaient au préalable un système de marche assistée par SEF), la marche était facilitée par rapport au dispositif utilisé antérieurement, permettant une meilleure coordination du mouvement.

Le système Parastep (135)

Il utilise 4 à 6 canaux de stimulation selon les patients : les quadriceps et les nerfs fibulaires +/- les muscles fessiers. La séquence de stimulation est déclenchée par le patient par un interrupteur sur le cadre de marche, et la stimulation peut être variée en intensité.

On notait une grande variabilité inter-individuelle des performances, corrélée à la fréquence d'utilisation du dispositif. Le coût physiologique est amélioré sur l'index de coût physiologique (2,3 à 6,26) et la vitesse de marche passe de 4,6 à 24,3 m/min.

D'après www.sigmedics.com

- Utilisation de la SEF et NMES dans la rééducation à la marche chez le blessé médullaire dans la littérature

Le tableau ci-dessous récapitule les différentes études sur le sujet. L'objectif thérapeutique ou orthétique n'étant pas toujours clairement défini ou les deux étant étudiés au sein d'une même étude, nous avons regroupé toutes les études au sein du même tableau.

Tableau I : Utilisation de la SEF/NMES dans la rééducation de la marche du blessé médullaire

Auteur	Population	Objectif	Critères de jugement	Modalités de stimulation	Résultats
Sharif et al. 2014 (136)	6 blessés médullaires C4 à L3 incomplets (ASIA D)	Déterminer les effets sur la marche et la qualité de vie de la SEF associée à la marche en suspension	Evaluation de la locomotion : - Walking Index for Spinal Cord Injury II - test de marche des 6 minutes - test de marche des 10 mètres - proportion du poids du corps supporté Evaluation de la qualité de vie : - Short Form 36 (score douleur) - échelle de stress - échelle de dépression	- stimulation sur quadriceps, grands fessiers, ischio-jambiers, tibiaux antérieurs, gastrocnémiens - 3 fois par semaine pendant 12 semaines	- amélioration significative au 6 minutes (223-> 297 mètres), du support du poids (55,3% vs 14,7%) - tendance à l'amélioration de la vitesse de marche au 10 mètres (non-significatif : 0,69 vs 0,9 m/s) - 4 patients améliorés au WISCI II - amélioration de la perception de la qualité de vie et diminution de la douleur
Hitzig et al. 2013 (137)	34 blessés médullaires C2 à T12 incomplets (ASIA C ou D) en phase chronique (≥ 18 mois) Essai randomisé contrôlé vs exercices conventionnels seuls	Déterminer les effets de la SEF sur la marche et la qualité de vie et la participation des patients	- SCIM - Satisfaction with Life Scale Lawton Instrumental Activities of Daily Living - Gait Handicap and Assessement Reporting Technique - Reintegration to Normal Living Index - score de perception de l'intervention - à l'inclusion, à 4, 6 et 12 mois	- stimulation sur quadriceps, ischio-jambiers, tibiaux antérieurs et gastrocnémiens - 45 minutes, 3 fois par semaine pendant 4 mois - déclenchée par contacteur par le patient	- amélioration significative au SCIM et de tous les scores de qualité de vie et de participation par rapport au groupe contrôle - résultats maintenus à long terme
Thrasher et al. 2006 (138)	5 blessés médullaires incomplets capables de marcher avec aide technique en phase chronique	Déterminer l'efficacité de la SEF à visée thérapeutique sur la rééducation à la marche	- paramètres de la marche : vitesse, fréquence, longueur du pas sur un test de marche de 2 minutes - suivi à 10 semaines après l'arrêt du traitement	- stimulation sur quadriceps, ischio-jambiers, tibiaux antérieurs et gastrocnémiens - séquence de stimulation pré-déterminée , délivrée automatiquement - initiée par interrupteur actionné par le patient - 2 à 5 séances par semaine pendant 12 à 18 semaines	- 4 sujets ont amélioré significativement la vitesse de marche, la longueur du pas et la fréquence - après le suivi : 2 des 4 patients ont perdu en performance mais elles restent supérieures à l'inclusion

Johnston et al. 2005 (139)	3 blessés médullaires complets au niveau thoracique	Déterminer les effets du système Praxis sur la verticalisation et la marche	9 activités impliquant la mobilité : se lever, s'asseoir, marcher 6 mètres, accéder aux WC, Timed Up and Go Test, montée/descente des escaliers, test de verticalisation avec utilisation d'objets,...	- stimulation à l'aide d'électrodes implantées : grand adducteurs, biceps fémoraux, grands et moyen fessiers, tibiaux antérieurs, longs extenseurs des orteils, gastrocnémiens et soléaires, longs fléchisseurs des orteils, psoas - déclenchée par le patient avec un poussoir - évaluation après 20 sessions d'entraînement	- tous les sujets peuvent se lever sans aide technique et marcher 6 mètres (avec aide technique) - 2 capables de marcher pendant 6 minutes - 1 capable de monter et descendre les escaliers
Plassat et al. 2005 (140)	43 blessées médullaires complets T3 à L1 bénéficiant d'un grand appareillage de marche	Evaluer l'utilisation d'appareillages de marche chez le paraplégique	Questionnaire téléphonique : utilisation ou non, caractéristiques de la marche, attentes,...	- orthèse réciproque - orthèse hybride - SEF	- 65% des patients ont abandonné : 12 patients la 1ère année, 4 entre 2 et 4 ans, 6 entre 6 et 12 ans - 34 des patients considèrent la marche appareillée comme un exercice physique, 8 l'ont utilisé hors rééducation mais tous l'ont abandonné dans cette optique - 14% des patients n'ont jamais réussi à déambuler - 84% des patients jugent l'appareil fiable
Kim et al. 2004 (141)	19 blessés médullaires incomplets en phase chronique (11,9 ans en moyenne) ASIA C ou D	Comparer les effets de la SEF vs orthèse suro-pédieuse sur la marche	- vitesse de marche - test de marche des 6 minutes - paramètres cinématiques	- dispositif Walkaide - comparaison ponctuelle : releveur, SEF, releveur+SEF, absence d'aide technique	- amélioration de la vitesse de marche avec la SEF et le releveur ainsi que sur le test de marche des 6 minutes mais pas de différence entre les 2 groupes normalisation du contact du pied au sol avec la SEF - les patients qui bénéficient le plus de la SEF sont ceux avec la fonction musculaire

					la plus faible (hanche, genou et cheville)
Agarwal et al. 2003 (142)	2 paraplégiques capables de se verticaliser et de marcher avec une SEF	Evaluer l'efficacité et la sécurité d'une SEF implantée utilisée au long cours (17 ans)	- relevé des complications cliniques - performances fonctionnelles - état des électrodes	- SEF implantée sur les érecteurs du rachis, ischio-jambiers, quadriceps, tibial antérieur, muscles fessiers - schéma d'activation programmé pour la verticalisation et la marche - suivi sur 17 ans	- complications : une infection locale sur électrode, d'évolution favorable sous antibiothérapie. En moyenne, changement de 2 électrodes tous les 6 mois - utilisation : les 2 patients sont capables de l'utiliser seuls, de se verticaliser et de marcher avec assistance
Field-Fote et al. 2002 (143)	14 blessés médullaires incomplets en phase chronique (en moyenne 70 mois) ASIA C	Evaluer l'efficacité sur la coordination des membres inférieurs à la marche d'un programme associant marche en suspension et SEF	- vitesse de marche sur tapis roulant et au sol - analyse cinématique de la marche	- SEF sur le nerf tibial, déclenchée par interrupteur en fin de phase d'appui - sessions de 30 minutes, 3 fois/semaine pendant 12 semaines - association à la marche en suspension	- amélioration de la vitesse de marche de 84% en terrain réel, 158% sur tapis de marche - amélioration de la coordination des 2 membres inférieurs
Field-Fote et al. 2001 (144)	19 blessés médullaires ASIA C (13 tetraplégiques et 6 paraplégiques) en phase chronique	Evaluer l'association de la marche sur tapis roulant en suspension et de la SEF sur la marche	- vitesse de marche évaluée sur terrain réel sans suspension ni SEF - testing moteur des membres inférieurs - vitesse et distance de marche sur tapis roulant	- stimulation du nerf fibulaire déclenchée en fin de phase d'appui calquée sur la vitesse de marche - 36 sessions d'1h30	- amélioration de la vitesse de marche sur sol réél (12 à 21 m/s) et sur tapis roulant (23 à 49 m/s) - amélioration de la distance de marche de 93 à 243 mètres - amélioration de la force musculaire aux 2 membres inférieurs
Ladouceur et al. 2000 (145)	14 blessés médullaires incomplets	Evaluer l'efficacité sur la vitesse de marche d'une SEF à visée thérapeutique dans la première année d'utilisation	- vitesse de marche sur 10 mètres	- SEF de différents types utilisées en tant qu'orthèse de marche associé ou non à d'autres assistances de marche - suivi pendant 1 an	- au bout d'un an : allègement des aides techniques, amélioration de la mobilité chez 12 des 14 patients, amélioration de la vitesse moyenne de 0,25 m/s
Brissot et al. 2000	13 blessés médullaires complets au niveau	Evaluer l'efficacité d'un dispositif utilisant la SEF	- capacité de marche - score fonctionnel	- système Parastep - 20 sessions d'entraînement	- distance moyenne parcourue : 52,8 mètres

(146)	thoracique + 2 blessés médullaires incomplets	(Parastep) à visée fonctionnelle	- coût physiologique de la marche : fréquence cardiaque, lactates, VO2 max	- suivi pendant 40 mois	vitesse moyenne : 0,15m/s un patient incomplet non-marchant à 8 mois capable de marcher après 5 sessions - bénéfices physiologiques évalués sur patients : coût physiologique identique à un test d'effort maximal sur ergomètre - applications limitées dans le cadre de la mobilité dans la vie quotidienne, performances qui restent modestes
Wieler et al. 1999 (147)	40 patients avec un déficit moteur aux membres inférieurs (31 blessés médullaires incomplets, 8 AVC et 1 TC) en phase chronique Blessés médullaires comparés aux patients avec une atteinte cérébrale	Tester les bénéfices à long terme des systèmes de marche aidée par SEF	- paramètres de la marche : vitesse, longueur du pas, durée du cycle - questionnaire d'acceptation du dispositif - suivi pendant 1 an	Différents dispositifs du commerce	- amélioration de la vitesse de marche (20% en phase précoce, 45% à plus long terme) la plus grande amélioration est notée chez ceux qui ont la plus faible vitesse de marche (<0,3 m/sec) - bonne acceptation du dispositif, surtout lorsque celui-ci dispose d'un feedback
Jaspers et al. 1997 (148)	14 blessés médullaires utilisant le système ARGO pendant au moins 1 an	Etudier l'observance d'un dispositif de SEF pour la marche des paraplégiques	-questionnaire téléphonique : informations générales sur le patient, port du dispositif, utilisation, apparence, reproches des utilisateurs, si arrêt du port : raisons ?	- système ARGO (Advanced Reciprocating Gait Orthosis) : orthèse réciproque de marche avec différents systèmes de SEF selon le handicap : de 4 à 48 canaux	- la plupart des patients l'utilisent pour des raisons thérapeutiques : pas d'utilisation sur le lieu de travail, vitesse de marche trop lente - pas d'utilisation en extérieur - la moitié des utilisateurs le sont de façon indépendante, 4 ont besoin d'aide pour se verticaliser - pas de complications

					hormis 2 chutes sans conséquence, patients gênés par le système de verrouillage du genou un seul patient s'est plaint de l'aspect cosmétique
Gallien et al. 1995 (149)	13 paraplégiques complets T4 à T10 en phase chronique	Evaluer la marche avec le dispositif Parastep	- capacité de verticalisation et de marche - performances de marche - utilisation de l'appareil dans les activités de la vie quotidienne - force du quadriceps	- systeme Parastep 6 canaux : 2 pour les quadriceps, 2 sur le nerf tibial, 2 sur les fessiers ou les muscles spinaux avec des électrodes de surface + releveur - marche à l'aide d'un cadre de marche - 3 à 5 sessions par semaine de 2 heures	- distance de marche moyenne : 76 mètres, maximum 350 mètres - vitesse moyenne : 0,2 m/s - bénéfices psychologiques importants
Thoumie et al. 1995 (150)	26 blessés médullaires incomplets de C8 à T11 en phase chronique	Evaluer la capacité de récupération de la marche des blessés médullaires avec le système RGO II	Paramètres cinématiques de la marche	- système RGO II - 1 phase de 4 à 6 semaines d'adaptation au dispositif puis 2eme phase de 4 à 6 semaines d'exercices plus poussés	- visite de marche passe de 0,15 à 0,45 m/s - distance de marche de 200 à 1400 mètres - à 2 mois de suivi : 15 des patients l'utilisent toujours au domicile
Granat et al. 1993 (151)	6 blessés médullaires incomplets en phase chronique, capables de marcher à l'aide d'orthèse	Déterminer les bénéfices fonctionnels de la SEF sur la marche	- contraction maximale volontaires - contrôle moteur - coût physiologique de la marche - évaluation de la marche et stabilité posturale - AVQ	- SEF en tant qu'orthèse sur quadriceps, ischio-jambiers, adducteurs de hanche et érecteurs du rachis, nerf tibial - utilisé pour la marche au quotidien - muscles choisis selon les besoins du patient	Bénéfices chez tous les sujets : - amélioration de la contraction maximale volontaire sur le quadriceps - pas de changement significatif des vitesses de marche et de la cadence, augmentation de la longueur du pas - amélioration des AVQ chez un des patients sur l'index de Barthel - 3 des 6 utilisent le dispositif au domicile

Marsolais et al. 1987 (152)	Paraplégiques T4 à T11	Obtenir une marche fonctionnelle	-Capacités de marche	- SEF implantée sur les fléchisseurs, extenseurs, abducteurs, adducteurs de hanche, extenseurs du genou, fléchisseurs plantaires et dorsiflecteurs de la cheville - pendant 22 à 44 mois	- tous les sujets sont capables de marcher avec un déambulateur et 2 capables de marcher avec des cannes axillaires - 3 sujets capables de monter les escaliers

5.2.2.3. Application au patient victime d'accident vasculaire cérébral

- Principes généraux

Il s'agit de la première application de la SEF décrite en 1961 par Liberson et al. (3) qui ont proposé l'application d'un courant sur le nerf fibulaire lors de la phase oscillante de la marche. Dans le cadre des suites d'AVC, l'objectif est bien sûr d'obtenir une marche la plus indépendante possible à un moindre coût énergétique ainsi que l'indépendance maximale à la réalisation des actes de la vie quotidienne.

Le pronostic global de récupération de la marche après un AVC est de l'ordre de 80%. Evidemment, l'importance du déficit moteur initial et la capacité ou non de marcher dès la phase aigüe sont des facteurs pronostiques importants(153). La récupération motrice après AVC a été étudiée par Jorgensen et al. (154) sur une cohorte de 804 patients en évaluant les capacités fonctionnelles en fin de prise en charge. Initialement, 51% des patients étaient incapables de marcher, 12% le pouvaient avec assistance et 37% en autonomie. En fin de suivi, 21% des patients étaient décédés, 18% étaient incapables de marcher, 11% le pouvaient avec assistance et 50% pouvaient marcher en autonomie. Chez 95% des patients, la récupération avait lieu dans les 11 premières semaines et aucune amélioration n'était possible au-delà de 9 mois. L'enjeu d'une récupération motrice suffisante pour une marche en sécurité est important car une diminution des capacités de marche est associée à une augmentation de la charge de soins, du risque de chute et à une mortalité plus élevée (155).

Dans le cadre de la rééducation à la marche post-AVC, ce sont essentiellement les dispositifs visant à lutter contre le pied tombant, conséquence du déficit des muscles releveurs qui ont été étudiés, stimulant pour la plupart le nerf fibulaire. Cependant, Kim et al. (156) ont comparé plusieurs modalités de SEF : soit déclenchée sur le moyen fessier en phase d'appui et sur le tibial antérieur en phase d'oscillation, soit sur le tibial antérieur uniquement, soit sans stimulation. La stimulation était déclenchée par contact talonnier. La vitesse de marche, la

cadence et la longueur du pas était significativement plus importante dans la stimulation du moyen fessier et du tibial antérieur que dans les deux autres conditions (mais significativement améliorés si on compare la stimulation du tibial antérieur et l'absence de stimulation). Le temps de double appui et la symétrie de la marche étaient également améliorés.

La proportion des patients répondeurs à la SEF a été évaluée par O'Dell et al. (157) sur une cohorte de 99 patients à plus de 3 mois de l'AVC, ayant une vitesse de marche inférieure à 0.8 m/s avec un pied tombant et utilisant un dispositif de SEF pour la marche. Les patients ont été évalués à 0, 6, 12, 30, 36 et 42 semaines : ils étaient considérés comme répondeurs si la vitesse de marche était améliorée d'au moins 0.1 m/s ou en cas de gain d'une catégorie au Perry Ambulation Category (PAC). A 30 semaines, 29% étaient améliorés sur la vitesse de marche et 18% sur le PAC. A 42 semaines, 67% étaient améliorés sur la vitesse de marche et 55% sur le PAC. Les facteurs prédictifs de bons résultats identifiés avec la SEF étaient : le jeune âge des patients, une vitesse de marche plus importante à l'inclusion et un bon équilibre bipodal initial. Aucun effet secondaire grave n'a été notifié.

La plupart des études portent sur des patients en phase chronique, c'est-à-dire à plus de 6 mois de l'AVC. Sabut et al. (158) ont comparé les effets de la SEF sur les capacités de marche et la force musculaire chez des patients en phase subaigüe et en phase chronique, après un protocole de 12 semaines. En fin de traitement, la vitesse de marche augmentait de 29,4% dans le groupe sub-aigü vs 17,1% dans le groupe chronique. Concernant le coût physiologique, il diminue de 73,1% dans le groupe sub-aigü contre 46,5% dans le groupe chronique. Une amélioration était également notée sur la cadence, la longueur du pas ainsi que sur le signal EMG sur le tibial antérieur. Le bénéfice semble donc plus important dans le groupe sub-aigü.

Plusieurs études se sont intéressées au ressenti des patients. Bulley et al. (159) ont interrogé

des patients ayant utilisé SEF et releveur dans le cadre du pied tombant post-AVC. Huit des 9 patients interrogés ont préféré utiliser la SEF en relation avec une plus grande liberté de mouvement, un schéma de marche ressenti comme plus « normal », la marche est plus sûre et les patients ressentaient plus d'indépendance dans les actes de la vie quotidienne. Les patients utilisaient les deux dispositifs en alternance, notamment les releveurs qui pallient aux pannes techniques de la SEF.

Sur un questionnaire proposé à des patients post-AVC en phase chronique utilisant la SEF dans le cadre du pied tombant, 4 aspects ressortaient plus particulièrement : marcher avec la SEF est plus facile, elle aide à regagner en indépendance, utiliser la SEF participe au bien-être global et apporte un grand bénéfice même s'il ne s'agit pas d'un dispositif parfait (160). Par contre, l'amélioration de l'équilibre et de la vitesse de marche n'est pas toujours ressentie par les patients (161).

Les patients préfèrent souvent ce type de dispositif car il est esthétiquement plus discret que les releveurs classiques. Cependant les dispositifs les plus utilisés sont les stimulateurs du nerf fibulaire, les patients ressentent un manque de stabilité latérale et ne contrôlent pas le pied en phase d'appui (162).

Le succès de l'application de la SEF dépend pour partie du déclenchement de la stimulation au moment opportun. La plupart des dispositifs utilisent des contacteurs talonniers placés dans la chaussure mais il a été montré que les performances de ce type d'interrupteur se dégradent avec le temps et que la stimulation n'est pas toujours déclenchée assez rapidement (163). D'autres types de déclenchement ont été étudiés. Basé sur un accéléromètre placé à la taille, le dispositif de Foglyano et al. (163) a un temps de détection moindre que le contacteur talonnier et ce type de dispositif pourrait améliorer le délai d'initiation du pas. De nombreuses études ont également utilisé le déclenchement par EMG, qui seront détaillées plus bas dans le tableau II.

Dans le cadre de la rééducation à la marche comme dans le cadre de la rééducation de la préhension, deux approches ont été proposées : l'approche thérapeutique où la SEF/NMES est utilisée comme outil de rééducation à part entière et l'approche orthétique, en particulier dans le cadre du pied tombant, où elle est utilisée pour pallier au déficit résiduel.

- Effet orthotique

Une revue a été menée sur le sujet par Kottink et al. en 2004 (164). L'effet orthotique de la SEF a été mesuré sur 2 critères de jugement : la vitesse de marche et le coût physiologique de la marche. Huit études ont été retenues concernant 203 patients au total. Cinq de ces études portent sur des patients en phase chronique, 1 étude sur des patients en phase sub-aigüe et chronique et 2 études étudient des patients à n'importe quel délai par rapport à l'AVC. Cinq de ces 8 études étudiaient l'utilisation du dispositif au domicile. Sur le critère vitesse de marche : 3 des 8 études retrouvaient une amélioration significative, 2 une amélioration non-significative et 1 aucune modification. Sur une méta-analyse des données, l'amélioration moyenne était de 0,13 m/s soit 38%. Sur le critère coût physiologique : 2 des 8 études prenaient en compte ce paramètre : la première ne notait pas de différence avec ou sans SEF tandis que la deuxième retrouvait une diminution de 24,9% (essai randomisé contrôlé). Les auteurs concluaient que la SEF semble avoir un effet orthotique intéressant, que ce soit comparativement à la thérapie conventionnelle ou à l'utilisation de releveurs mais il reste difficile de conclure dans la mesure où il n'existe que peu d'études randomisées contrôlées et que les études portent sur de faibles échantillons.

Le tableau II reprend les études retrouvées sur le sujet.

Tableau II : utilisation de la SEF/NMES à visée orthotique chez l'hémiplégique

Auteur	Population	Objectif	Critères de jugement	Modalités de stimulation	Résultats
Bethoux et al. 2014 (165)	399 patients post-AVC en phase chronique Essai randomisé contrôlé versus port d'un releveur	Comparer les changements sur la marche et la qualité de vie entre les patients porteurs d'un releveur et ceux utilisant la SEF	- Test de marche des 10 mètres - Stroke Impact Scale (sous-score AVQ et participation sociale) - Test de marche des 6 minutes - Gait Rite Functional Ambulation Profile Modified Emory Functional Ambulation Profile - Berg Balance Scale - Timed up and go test - score spécifique AVC de qualité de vie	SEF sur les muscles dorsiflecteurs pendant l'entraînement à la marche pour une durée de 6 mois	- pas de différence significative entre les 2 modalités sur les critères de jugement - amélioration significative sur les paramètres quantitatifs et qualitatifs de la marche mais pas de supériorité de l'une ou l'autre des interventions
Kluding et al. 2013 (166)	197 patients post-AVC à plus de 3 mois de l'AVC avec une vitesse de marche < 0,8 m/s Essai randomisé contrôlé vs releveur	Comparer les effets sur la marche d'une SEF et d'un releveur	- Vitesse de marche - Score de participation aux AVQ - Evaluation de la qualité de vie - à l'inclusion et en fin de traitement	- SEF sur le nerf tibial - utilisation pendant 30 semaines	- amélioration de la vitesse de marche dans les 2 groupes, pas de différence significative entre les 2 - amélioration de la participation aux AVQ dans les 2 groupes, pas de différence significative entre les 2 - satisfaction des utilisateurs plus importante dans le groupe SEF
Everaert et al. 2013 (167)	93 patients post-AVC dans la première année , avec un pied tombant Essai randomisé contrôlé vs releveur, design en cross-over	Comparer les changements dans les performances de marche chez les utilisateurs du système Walkaide et les utilisateurs de releveur	- vitesse de marche - coût physiologique de la marche - test de marche de 10 mètres - testé avec et sans dispositif à 0, 3, 6, 9 et 12 semaines	- Système Walkaide - 6 semaines d'utilisation du Walkaide + 6 semaines d'utilisation d'un releveur	- amélioration de la vitesse de marche avec les 2 dispositifs, un peu plus importante avec le Walkaide mais pas significatif - coût physiologique moins important avec un releveur - les patients préfèrent utiliser le Walkaide

					- le gain fonctionnel est équivalent
Morone et al. 2012 (168)	20 patients post-AVC en phase aigüe Essai randomisé contrôlé vs thérapie conventionnelle avec releveur	Evaluer l'efficacité du dispositif Walkaide en termes de vitesse de marche	- test de marche de 10 mètres - Functional Ambulation Category (FAC) : capacité de marche - index de Barthel : participation aux AVQ - Rivermead mobility index : mobilité - Medical Research Council scale : force musculaire - Canadian Neurological Scale - score d'Ashworth	- dispositif Walkaide - 20 sessions de 40 minutes à raison de 5 par semaine	- amélioration significative de la vitesse de marche par rapport au groupe contrôle (168 vs 129%) ainsi que sur les capacités locomotrices au FAC - amélioration dans les 2 groupes concernant l'indépendance aux AVQ, la force et la spasticité - pas de différence en terme de mobilité
Sheffler et al. 2013 (169)	12 patients post-AVC en phase sub-aigüe et chronique (≥ 3 mois) capables de marcher 10 mètres sans aide	Evaluer l'effet d'une SEF sur le nerf tibial et d'un releveur sur les paramètres cinématiques de la marche	- analyse quantifiée de la marche - sous 3 conditions : sans dispositif, avec releveur et avec SEF	Dispositif Odstock	- longueur du pas améliorée avec SEF et releveur - les patients ayant une absence totale de dorsiflexion avaient une vitesse de marche significativement plus importante avec SEF qu'avec le releveur → le niveau de handicap moteur doit être pris en compte dans la prescription du type d'orthèse choisie
Van Swigchem et al. 2012 (170)	24 patients post-AVC utilisant régulièrement un releveur	Identifier les bénéfices potentiels de la SEF par rapport aux releveurs sur la capacité à négocier des obstacles	30 obstacles placés sur un parcours de marche : mesure du taux de succès d'évitement	Utilisation ponctuelle de la SEF dans le cadre de l'évaluation	- taux de succès plus important avec la SEF qu'avec un releveur - bénéfice plus marqué chez les patients ayant la plus faible force musculaire
Kottink et al. 2012 (171)	23 patients post-AVC en phase chronique avec pied tombant séquellaire Essai randomisé contrôlé vs	Comparer l'effet d'une neuroprothèse implantée vs thérapie conventionnelle sur les paramètres	- mesure des paramètres spatiotemporels de la marche - évaluation cinématique des	- stimulation du nerf tibial via des électrodes implantées 2 canaux - déclenchée par contacteurs	- normalisation de la longueur du pas et du temps de double appui - améliore la dorsiflexion

	thérapie conventionnelle	spatiotemporels de la marche	hanches, genoux et chevilles - à l'inclusion et à 26 semaines	talonniers	active de la cheville par rapport au groupe contrôle
Prada Meideros et al. 2011 (172)	20 patients post-AVC en phase chronique	Déterminer les effets de la SEF lors de la marche sur le sol sur les paramètres spatio-temporels de la marche	- score d'Ashworth - Functional Ambulation Category - Rivermead Motor Assessement (RMA) - analyse filmée de la marche	- SEF sur le nerf tibial - évaluation ponctuelle	- pas de modification sur les critères de jugement ni sur les paramètres spatio-temporels de la marche
Van Swigchem et al. 2010 (173)	26 patients post-AVC en phase chronique utilisant un releveur au quotidien	Déterminer si la SEF a un bénéfice par rapport à un releveur chez les patients en utilisation quotidienne	- vitesse de marche - niveau d'activité physique évalué par podomètre - questionnaire de satisfaction - à 0, 2 et 8 semaines	- NESS L300 - utilisation dans la vie quotidienne	- pas de changement entre SEF et releveur sur la vitesse de marche et le niveau d'activité physique - satisfaction des utilisateurs plus importante avec la SEF (confort, apparence, qualité de marche)
Kesar et al. 2009 (174)	13 patients post-AVC en phase chronique	Evaluer l'effet immédiat sur la marche d'une SEF sur les dorsiflecteurs et les fléchisseurs plantaires	Analyse quantifiée de la marche	- SEF sur les fléchisseurs plantaires en fin de phase d'appui et dorsiflecteurs en fin de phase oscillante - évaluation ponctuelle - déclenchée par contacteur sur avant et arrière-pied	- flexion du genou plus importante en phase oscillante - meilleure flexion plantaire et meilleure propulsion en fin de phase d'appui - amélioration sur la marche moins importante que si la stimulation se fait sur les dorsiflecteurs seuls
Rinj et al. 2009 (175)	15 patients post-AVC ou TC, en moyenne à 6 ans de l'évènement	Comparer les effets de la SEF et ceux des releveurs sur la stabilité et la symétrie de la marche	- vitesse de marche - cadence - symétrie du pas - à 0,4 et 8 semaines	- NESS L300 - patients remplacent leur releveur par le dispositif : période d'adaptation de 4 semaines avant l'évaluation où le port du releveur est autorisé 2h par jour puis 4 semaines de SEF seule	- à 4 semaines : pas de différence entre SEF et releveur - à 8 semaines : pas de différence sur la vitesse de marche mais symétrie du pas améliorée
Ferrante et al. 2008 (176)	20 patients post-AVC en phase aigüe Etude randomisée contrôlée vs	Evaluer l'efficacité d'un programme de pédalage assisté par SEF	- contraction maximale isométrique volontaire du quadriceps	- stimulation du quadriceps, ischio-jambier, grand fessier et tibial antérieur	- amélioration significativement plus importante de la force du

	thérapie conventionnelle seule		- capacité de verticalisation et de marche - à l'inclusion et en fin de traitement	- séquence de stimulation pré-définie, déclenchée par détection d'angulation - 35 min/jour pendant 4 semaines	quadriceps dans le groupe SEF - 70% des patients dans le groupe SEF capables de se lever alors que non dans le groupe contrôle - pas de différence sur la marche (vitesse et nombre de pas réalisé)
Sheffler et al. 2006 (177)	14 patients post-AVC en phase chronique avec un pied tombant	Comparer les effets de la SEF et d'un releveur pour améliorer la déambulation	- Emory Functional Ambulation Profile - évaluation avec SEF, avec releveur et sans orthèse	- Odstock Drop Foot Stimulator - utilisation ponctuelle	- amélioration fonctionnelle significativement plus importante avec releveur et SEF. Tendance à une amélioration plus importante avec la SEF - pour une utilisation à long terme : après interrogatoire des patients, ceux-ci préfèrent utiliser la SEF
Fernandes et al. 2006 (178)	50 patients post-AVC	Evaluer les bénéfices de la SEF sur la qualité de vie	Questionnaire de qualité de vie : SF-36	- SEF sur le tibial antérieur déclenchée par contacteur talonnier - 30 min/session, 20 sessions au total	- amélioration du sous-score douleur et fonctionnement social - meilleurs résultats chez les hémiplégiques droits que gauches

- Effet thérapeutique

Dans une revue de la littérature de 2011 traitant des différentes approches dans le cadre de la rééducation à la marche après un AVC, Belda-Lois et al. (179) ont abordé les données concernant la SEF. Après avoir détaillé quelques études sur le sujet , les auteurs concluent que la SEF associée à différentes approches de ré-entrainement à la marche (thérapie conventionnelle, marche assistée par robot,...) a montré des possibilités d'amélioration de la marche chez l'hémiplégique.

En 2012, Pereira et al. (180) ont réalisé une revue de la littérature sur l'efficacité de la SEF dans l'amélioration de la fonction au membre inférieur en phase chronique post-AVC, c'est-à-dire plus de 6 mois après l'accident. Sept études randomisées contrôlées ont été retenues soit 231 patients. Un effet significatif sur l'amélioration de la vitesse de marche était retrouvé.

Une méta-analyse de 2006 (181) portant sur l'effet thérapeutique de la SEF de surface utilisée comme seule intervention thérapeutique associée à la rééducation a également montré un effet significatif sur l'amélioration de la vitesse de marche et l'amélioration de la fonction en phase sub-aigüe post-AVC.

Quelques études ont associé la SEF à d'autres thérapies en particulier à la thérapie miroir (182).Comparée à la thérapie miroir seule, l'amélioration est significativement plus importante sur la vitesse de marche et la longueur du pas dans le groupe combinant les deux thérapies. Dans le cadre de la rééducation à la marche, tout comme dans la rééducation de la préhension, l'association des approches cognitives et des approches plus fonctionnelles semble intéressante.

Le tableau III résume les différentes études retrouvées sur le sujet.

Tableau III : Utilisation de la SEF/NMES à visée thérapeutique chez l'hémiplégique

Auteur	Population	Objectif	Critères de jugement	Modalités de stimulation	Résultats
Spaich et al. 2014 (183)	30 patients post-AVC en phase sub-aigüe capables de marcher au maximum 10 mètres	Utiliser le réflexe en triple retrait déclenché par la SEF pour améliorer la marche chez l'hémiplégique	- Functional Ambulation Category (FAC) - vitesse de marche maximale - durée de la phase d'appui sur le côté hémiparétique - durée d'un cycle de marche - symétrie de la marche - à l'inclusion, en fin de traitement, à 1 et 6 mois de l'arrêt du traitement	- stimulation de la plante du pied pour déclencher le réflexe de retrait et ainsi faciliter la phase oscillante - déclenchée lorsque le talon se décolle du sol - associée à un programme de rééducation à la marche - 40 minutes par jour, 5 jours par semaine, 20 sessions au total	- amélioration de la vitesse de marche globale et de la vitesse de marche maximale - augmentation du temps de la phase d'appui sur le côté parétique et diminution de la durée d'un cycle de marche, en particulier chez les patients avec les handicaps les plus lourds - pas de différence au FAC - les effets ne persistent pas à long terme
Lee et al. 2013 (184)	30 patients post-AVC Etude randomisée contrôlée	Améliorer la marche avec un programme de rééducation associant marche en suspension et SEF	- Berg Balance Scale - Timed up and go Test - Stroke Rehabilitation of Movement - paramètres cinématiques de la marche	SEF 30 minutes par jour, 5 fois par semaine pendant 4 semaines	- amélioration significative en fin d'intervention sur les 3 tests - amélioration des paramètres cinématiques : vitesse (40 vs 18,6 cm/sec), cadence (30,6 vs 17,8 pas/min), longueur du pas du côté parétique et d'une enjambée
Lee et al. 2013 (185)	16 patients en phase sub-aigüe post-AVC Etude randomisée contrôlée	Déterminer si la SEF associée à des exercices de pédalage peut améliorer les capacités fonctionnelles et la tolérance à l'effort	- Test de marche des 6 minutes - Berg Balance Scale (BBS) - Index de Barthel - VO2 max - fréquence cardiaque au repos et maximale - Tension Artérielle	- SEF sur quadriceps, ischio-jambiers, grand fessier et tibial antérieur - 30 min de pédalage avec une fréquence de 30 cycles par min, 5 fois par semaine pendant 4 semaines - stimulation synchronisée automatiquement sur la fréquence de pédalage	A 4 semaines : amélioration significative au test des 6 minutes, BBS, Barthel et VO2 max dans le groupe SEF alors qu'amélioration uniquement au BBS et Barthel dans le groupe contrôle Le programme de pédalage semble améliorer les capacités fonctionnelles, la SEF apportant un bénéfice additionnel sur

					l'amélioration des capacités aérobies
Sheffler and al. 2013 (186)	110 patients post-AVC en phase sub-aigüe et chronique (≥ 12 semaines) avec dorsiflexion ≤ 4 Etude randomisée contrôlée vs thérapie conventionnelle	Comparer l'effet de la SEF et de la thérapie conventionnelle sur le réapprentissage de la marche ainsi que leur retentissement sur la qualité de vie	- Score de Fugl-Meyer - Modified Emery Functional Ambulation Profile (MEFAP) - Stroke Specific Quality of Life Score (SSQOL) - à l'inclusion, en fin de traitement, à 12 semaines et 24 semaines après l'arrêt du traitement	- Odstock Drop Foot Stimulator - utilisé pendant 12 semaines - en association à la thérapie conventionnelle - 2 sessions d'1 heure par semaine pendant 5 semaines puis 3 sessions d'1 heure par semaine pendant 7 semaines	- pas d'effet significatif sur les 3 tests en comparaison au groupe contrôle - amélioration significative au MEFAP et SSQOL au cours du suivi, maintenue à 6 mois
Sabut et al. 2011 (187)	51 patients post-AVC en phase chronique avec un pied tombant séquellaire	Evaluer les effets de la SEF sur le tibial antérieur sur la récupération motrice aux membres inférieurs	Score d'Ashworth force musculaire des muscles dorsiflecteurs évaluée manuellement amplitudes articulaires actives et passives score de Fugl-Meyer	SEF sur tibial antérieur pendant 20 à 30 minutes en association à la rééducation conventionelle 5 jours par semaine pendant 12 semaines	- diminution de la spasticité de 38,3% vs 21,2% dans le groupe contrôle - augmentation de la force musculaire de 56,6% vs 27,7% - amélioration significative au Fugl-Meyer dans le groupe SEF
Daly et al. 2011 (188)	53 patients post-AVC en phase chronique Etude randomisée contrôlée vs absence de SEF	Améliorer la marche chez l'hémiplégique avec troubles du schéma de marche	- Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT) : évalue la coordination dans les différentes phases de la marche - testing musculaire - score de Fugl-Meyer - test de marche des 6 minutes - MIF : sous-score locomotion et mobilité - suivi pendant 6 mois	- SEF avec électrodes implantées : tibial antérieur, long fibulaire, gastrocnémien latéral, semi-membraneus, semi-tendineux, chef court du biceps fémoral, vaste latéral et moyen fessier - 1,5 h/jour, 4 fois par semaine, pendant 12 semaines - associée à des exercices de marche sur tapis roulant	- amélioration au GAIT plus importante dans le groupe SEF effets persistants à 6 mois alors qu'il n'y en avait pas dans le groupe contrôle - pas d 'effet significatif sur la MIF
Ambrosini et al. 2011 (189)	35 patients post-AVC en phase sub-aigüe Etude randomisée contrôlée vs stimulation factice	Améliorer la récupération motrice et les capacités de marche en associant la SEF à des exercices de pédalage	- Motricity Index : sous-score membre inférieur - vitesse de marche sur test de 50 mètres - Trunk Control Test	- SEF sur quadriceps, ischio-jambiers, grand fessier et tibial antérieur - sessions de 25 minutes, 5 fois par semaine pendant 4	- amélioration significative sur tous les critères de jugement dans le groupe SEF, pas dans le groupe contrôle

			- Upright Motor Control Test - part active des membres inférieurs au pédalage - à l'inclusion, en fin de traitement à 3 et 5 mois de suivi	semaines - associée à 3 heures de thérapie conventionnelle par jour	- vitesse de marche : 0,11 m/s à 0,39 m/s dans le groupe SEF - résultats maintenus au cours du suivi
Sabut et al. 2010 (190)	15 patients post-AVC à plus de 3 mois avec un pied tombant séquellaire	Déterminer les effets de la SEF sur la vitesse de marche, activité EMG et le métabolisme	Activité EMG sur le tibial antérieur vitesse de marche coût physiologique de la marche	- SEF sur tibial antérieur - 1h/jour, 5 jours par semaine pendant 12 semaines - évaluation en fin d'intervention - associé à un protocole de rééducation conventionnelle	- à l'EMG : augmentation de 21,7% de la mean-absolute value, 66,3% de la root-mean square, 10,6% de la fréquence moyenne : reflet de l'augmentation de la force musculaire augmentation moyenne de 38,7% de la vitesse de marche - diminution de 34,6% du coût physiologique de la marche - diminution de la consommation d'O2 de 24,3% et de de la fréquence cardiaque de 7,8%
Embrey et al. 2010 (191)	28 patients post-AVC, en moyenne à 4,9 ans après AVC Etude randomisée en cross-over	Améliorer la marche	- Emory Functional Ambulation Profile - test de marche des 6 minutes - Stroke Impact Scale (SIS) : score de participation aux AVQ - force musculaire - spasticité	- SEF sur dorsiflecteurs et fléchisseurs plantaires, à déclenchement automatique - 6 à 8 h/jour, 7 jours par semaine, utilisée au domicile + 1h d'entraînement à la marche 6 jours par semaine pendant 3 mois =A - puis 3 mois idem sans SEF = B - à 0, 3 et 6 mois	- améliorer au 6 minutes, Emory et SIS à 3 mois plus importante dans le groupe A-B vs groupe B-A - résultats maintenus à 6 mois dans groupe A-B
Sabut et al. 2010 (192)	30 patients post-AVC à au moins 3 mois de l'AVC, avec pied tombant Etude randomisée contrôlée vs	Evaluer l'efficacité de la SEF sur la récupération motrice aux membres inférieurs	- paramètres spatio-temporels de la marche - coût physiologique de la marche	- SEF sur le tibial antérieur déclenchée par contact talonnier - 60 minutes par jour, 5 jours	- augmentation de 26,3% sur la vitesse de marche dans le groupe SEF vs 11,5% dans le groupe contrôle

	rééducation conventionnelle		- spasticité selon Ashworth - score de Fugl-Meyer - activité EMG sur le tibial antérieur	par semaine pendant 12 semaines	- amélioration significative de la cadence et la longueur du pas, coût physiologique et Fugl-Meyer - amélioration significative du root-mean square (115 → 180 µV)
Mesci et al. 2009 (193)	40 patients post-AVC en phase chronique Etude randomisée contrôlée vs rééducation conventionnelle	Evaluer l'efficacité de la NMES dans la rééducation des membres inférieurs de l'hémiplégique	- stade de Brunnstrom - Rivermead Motor Assessment Scale - MIF sous-score performances motrices - Functional Ambulation Categories (FAC) - amplitudes articulaires - spasticité selon Ashworth	- NMES sur les muscles dorsiflecteurs - 4 sessions par semaine pendant 5 semaines - déclenchée par EMG	- augmentation significative des amplitudes articulaires actives et diminution de la spasticité dans le groupe SEF mais pas dans le groupe traitement - amélioration significative au Brunnstrom, Rivermead et MIF dans les 2 groupes, plus importante dans le groupe SEF - FAC augmentée dans les 2 groupes, pas de différence significative entre les 2 groupes
Kojovic et al. 2009 (194)	13 patients post-AVC en phase aigüe Essai randomisé contrôlé	Evaluer l'efficacité thérapeutique de la SEF sur la récupération de la marche	- score de Fugl-Meyer au membre inférieur - index de Barthel - vitesse de marche - coût physiologique de la marche	- SEF sur le quadriceps, ischio-jambier, tibial antérieur, gastrocnémien - déclenchée par un système intégrant des données de l'accéléromètre et de l'EMG - association à la rééducation conventionnelle, 45 min/jour, 5 jours par semaine pendant 4 semaines	- amélioration significative au Fugl-Meyer, Barthel, vitesse de marche (20 m/s vs 5,6 m/s) et du coût physiologique - les patients rapportent qu'ils fournissent plus d'effort volontaire
Kottink et al. 2008 (195)	29 patients post-AVC en phase chronique à un délai moyen de 7,3 ans avec pied tombant Etude randomisée contrôlée vs releveur	Déterminer l'effet thérapeutique de la SEF thérapeutique	- EMG sur tibial antérieur - vitesse de marche - à 0,4,8,12 et 26 semaines	- SEF implantée 2 canaux sur le nerf tibial (1 sur branche superficielle, 1 sur branche profonde) - déclenchée par contacteur talonnier - utilisation dans la vie	- amélioration de la valeur maximale du root-mean square sur le tibial antérieur - pas d'amélioration sur la vitesse de marche en fin de traitement quand la stimulation est éteinte : pas

				quotidienne	d'effet thérapeutique retrouvé
Lindquist et al. 2007 (196)	8 patients post-AVC en phase chronique Etude en cross-over	Evaluer les effets de la SEF combinée à la marche en suspension sur tapis roulant	- Stroke Rehabilitation Assessment of Movement - analyse vidéo de la marche - à 0,3,6 et 9 semaines	- SEF sur nerf tibial - 3 semaines de marche seule puis 3 semaines de marche avec SEF puis 3 semaines de marche seule - sessions de 45 minutes	- amélioration de la fonction motrice pendant la phase SEF (54,9% à 71%) - amélioration du temps de la phase d'appui du côté parétique et de la symétrie du pas
Yan et al. 2006 (197)	46 patients post-AVC en phase aigüe (≤2 semaines) Etude randomisée contrôlée vs stimulation factice et rééducation conventionnelle seule	Améliorer la récupération motrice aux membres inférieurs	- EMG - évaluation de la marche : Timed Up and Go Test - spasticité par Composite Spasticity Scale - toutes les semaines pendant les 3 semaines de traitement puis à 8 semaines	- SEF 30 min/jour, 5 jours par semaine - associée à la rééducation conventionnelle	- récupération des capacités de marche plus rapide : en moyenne 18+/- 8 jours soit 2 à 3 jours de moins que sans SEF - 85% des patients capables de marcher au bout de 3 semaines vs 60% dans le groupe stimulation factice et 46% dans le groupe rééducation seule - 84,6% des patients retournent au domicile à l'issue de l'étude dans le groupe SEF vs 53% - moins de co-contractions à l'EMG
Tong et al. 2006 (198)	50 patients post-AVC en phase sub-aigüe Etude randomisée contrôlée	Comparer les effets thérapeutiques de la rééducation conventionnelle à la marche, la rééducation avec gait-trainer, et la rééducation avec gait-trainer + SEF	- vitesse de marche sur 5 minutes - Elderly Mobility Scale (EMS) - Berg Balance Scale - Functional Ambulation Category (FAC) - Motricity Index sous-score membres inférieurs (MI) - MIF - Index de Barthel	- SEF 20 min/jour, 5 jours par semaine pendant 4 semaines - associé à 40 minutes de rééducation conventionnelle - déclenchement automatique calé sur le cycle du gait-trainer	- amélioration significative plus importante dans le groupe gait-trainer et gait-trainer + SEF que dans le groupe thérapie conventionnelle sur MI, EMS et FAC - pas de différence entre gait-trainer et gait-trainer + SEF
Yavuzer et al. 2006	25 patients post-AVC dans les 6 premiers mois	Evaluer les effets de la NMES sur la récupération	- score de Brunnstrom - paramètres cinématiques	- NMES sur le tibial antérieur et le long fibulaire	- amélioration au Brunnstrom dans les 2

(199)	Etude randomisée contrôlée	motrice aux membres inférieurs et la marche	de la marche	- 10 min/jour, 5 jours par semaine pendant 4 semaines - mode de déclenchement non spécifié - associé à la rééducation conventionnelle	groupes - 58% dans le groupe NMES et 61% dans le groupe contrôle gagnent en dorsiflexion mais pas de différence significative - pas d'amélioration sur les paramètres cinématiques de la marche
Daly et al. 2006 (200)	32 patients post-AVC en phase chronique (≥1 an) Etude randomisée contrôlée vs marche en suspension sur tapis roulant	Améliorer la marche et la coordination	- évaluation de la marche sur la coordination et l'équilibre - test de Tinetti - test de marche des 6 minutes	- SEF avec électrodes implantées sur le tibial antérieur, long fibulaire, gastrocnémien, biceps fémoral, semi-membraneux, vaste latéral et moyen fessier - 1h30 par session, 4 fois par semaine pendant 12 semaines	- amélioration de la coordination de la marche et du contrôle du genou dans le groupe SEF - pas de différence significative sur les autres critères de jugement
Yan et al. 2005 (201)	46 patients post-AVC en phase aigüe (9,2 jours en moyenne) Etude randomisée contrôlée vs stimulation factice	Evaluer l'efficacité de la SEF sur la récupération motrice des membres inférieurs et la marche en phase aigüe post-AVC	- spasticité - contraction maximale volontaire des muscles dorsiflecteurs et fléchisseurs plantaires à l'EMG - capacités de marche : Timed Up and Go Test - à 0 et 3 semaines	- SEF sur quadriceps, ischio-jambier, tibial antérieur et gastrocnémien - stimulation déclenchée automatiquement pour reproduire une séquence de marche - 30 minutes, 5 jours par semaine pendant 3 semaines - associé à un programme de rééducation conventionnelle	- diminution de la spasticité et amélioration significative de la force de dorsiflecteurs, diminution des co-contractions - tous les sujets du groupe SEF sont capables de marcher en fin d'intervention - 84,6% retournent au domicile vs 59% dans le groupe stimulation factice
Cozean et al. 1988 (202)	36 patients post-AVC en phase sub-aigüe SEF vs marche avec biofeedback vs combinaison des 2	Evaluer l'efficacité de différentes modalités de rééducation sur la récupération de la marche	Analyse quantifiée de la marche 2 fois par semaine pendant l'expérience puis à 4 semaines de l'arrêt	SEF 30 minutes 3 fois par semaine pendant 6 semaines	- amélioration plus importante quand les 2 modalités sont combinées : vitesse de marche, symétrie, cycle - le délai par rapport à l'AVC n'est pas un facteur prédictif de succès

5.2.2.4. Application au patient atteint de sclérose en plaques

Dans le cadre de la SEP, plusieurs problèmes associés conduisent à des troubles de la marche : déficit moteur, troubles de la sensibilité superficielle et profonde (proprioception), troubles de l'équilibre par atteinte cérébelleuse, spasticité, fatigabilité,...

Il s'agit d'une cause fréquente de handicap puisque 64% des patients rapportent des troubles de la marche (203). Pour 43% des patients, il s'agit de la cause majeure de handicap (204).

Les études utilisant la SEF dans le cadre le la SEP cherchent toutes à corriger un pied tombant. Van der Linden et al. (205) ont comparé les paramètres cinématiques de la marche chez 22 patients atteints de SEP et 11 volontaires sains. A vitesse de marche identique, par rapport aux volontaires sains, on note : une diminution de la longueur du pas, de la dorsiflexion lors du contact du pied au sol, de la flexion plantaire en fin de phase d'appui, de la flexion du genou lors de la phase oscillante. La vitesse de marche est plus lente mais on ne retrouve pas de différence sur le temps de la phase de double appui et du débattement articulaire de la hanche. Après application de SEF sur les muscles dorsiflecteurs chez les patients atteints de SEP, on constatait une normalisation de tous ces paramètres sauf la flexion plantaire en fin de phase d'appui.

A visée orthotique, Miller et al. (206) ont comparé les effets de 2 types de dispositifs de série : l'Odstock Dropped Foot Stimulator (NMES sur le nerf tibial qui produit une dorsiflexion et éversion du pied voire parfois un réflexe en retrait) et le Walkaide (SEF qui stimule la dorsiflexion). Vingt patients utilisant habituellement le dispositif Odstock ont marché pendant 5 minutes à leur vitesse préférentielle. Cette évaluation a été réalisée avec le dispositif Odstock, avec le dispositif Walkaide et sans aucune aide technique. La vitesse de marche, la distance parcourue et le coût énergétique de la marche ont été mesurés. Les paramètres étaient améliorés avec les 2 dispositifs vs marche non appareillée mais la supériorité de l'un des deux

dispositifs par rapport à l'autre n'a pu être démontrée.

A visée thérapeutique, 4 études ont été retrouvées (dont 2 évaluant également l'effet orthotique), résumées dans le tableau IV.

Tableau IV : Utilisation de la SEF/NMES chez le patient atteint de SEP

Auteur	Population	Objectif	Critères de jugement	Modalités de stimulation	Résultats
Scott et al. 2013 (207)	12 patients atteints de SEP récurrente rémittente, nouveaux utilisateurs de la SEF Etude observationnelle sur une utilisation ponctuelle	Déterminer dans quelle mesure la SEF améliore les paramètres cinématiques de la marche chez les patients SEP atteints de pied tombant	- paramètres cinématiques de la marche lors d'une analyse quantifiée de la marche en laboratoire du mouvement - test de marche des 6 minutes - test de marche des 10 mètres avec et sans SEF	- Odstock - mis en place par le thérapeute	- dorsiflexion de cheville, flexion du genou au contact initial et flexion de genou maximale pendant la phase d'oscillation plus proche des valeurs physiologiques - amélioration significative au test des 10 mètres mais pas au 6 minutes
Esnouf et al. 2010 (208)	64 patients atteints de SEP secondairement progressive avec pied tombant unilatéral Etude randomisée contrôlée vs kinésithérapie seule	Améliorer la participation aux AVQ	- Canadian Occupational Performance Measure - calendrier notant les chutes	- Odstock - utilisation au quotidien lors de la marche au domicile - pendant 18 semaines - évaluation à 0,6,12 et 18 semaines	- amélioration plus importante dans le groupe SEF vs groupe contrôle sur le score de performance et de satisfaction - nombre moyen de chute : 5 dans le groupe SEF vs 18 dans le groupe contrôle
Barrett et al. 2009 (209)	44 patients atteints de SEP secondairement progressive avec pied tombant unilatéral Etude randomisée contrôlée vs thérapie conventionnelle	Evaluer l'efficacité de la SEF sur l'amélioration de la marche	- test de marche de 10 mètres : vitesse de marche - test de marche de 3 minutes - évaluation à 0, 6, 12 et 18 semaines	- Odstock - associé à une prise en charge kinésithérapique et utilisation quotidienne au domicile pendant 18 semaines	Amélioration significative de la vitesse de marche et de la distance parcourue en 3 minutes quelque soit le moment de l'évaluation → effet thérapeutique et orthotique
Paul et al. 2008 (210)	12 patients atteints de SEP secondairement progressive ou récurrente-rémittente, évoluant entre 3 et 21 ans, utilisant la SEF depuis plus de 6 mois	Evaluer les effets de la SEF sur la vitesse et le coût physiologique de la marche	- vitesse de marche - coût physiologique de la marche	- Odstock - test ponctuel avec et sans stimulation	- amélioration significative de la vitesse de marche (0,49 m/s vs 0,43 m/s) - réduction du coût physiologique jugé sur la consommation d'oxygène

L'efficacité à long terme de ces dispositifs a été évaluée à 3 et 11 mois sur 32 patients atteints de SEP (et également 41 patients post-AVC). On retrouvait un effet orthotique et thérapeutique significatif sur la vitesse de marche, effets maintenus à 11 mois dans les pathologies non-progressives mais pas dans les pathologies progressives (211).

5.2.3. Conclusion

Concernant le patient blessé médullaire, il ressort de ces études que la SEF utilisée seule ou dans le cadre d'orthèses hybrides de marche améliore les paramètres cinématiques de la marche, en particulier la vitesse de marche. Ce sont essentiellement les blessés médullaires incomplets qui ont été étudiés. Le périmètre de marche reste réduit, inférieur à 500 mètres ce qui ne permet donc pas une utilisation dans les activités du quotidien et la marche en extérieur n'est pas possible.

Qu'elle soit utilisée à visée orthotique ou thérapeutique, les patients l'envisagent plutôt comme une intervention thérapeutique, une façon de réaliser leurs exercices physiques et de lutter contre le déconditionnement. Le coût physiologique élevé de la marche appareillée chez ce type de patients, équivalent à un test d'effort maximal, ne permet de la proposer qu'à des patients en bonne condition physique et motivés.

Le suivi au long cours montre que ces dispositifs finissent par être abandonnés à terme, les patients privilégiant un mode de déplacement plus fonctionnel, c'est-à-dire le fauteuil roulant.

La recherche ne cesse d'évoluer afin d'améliorer ces dispositifs, de les rendre plus légers, plus fonctionnels et plus performants.

Dans le cadre de l’accident vasculaire cérébral, la plupart des études retrouve un effet orthotique de la SEF en traitement du pied tombant, principal déficit étudié. Des effets positifs ont également été retrouvés avec des dispositifs plus élaborés. Cependant, la preuve n'a pas été faite de la supériorité de la SEF par rapport au port d'un releveur. Ceci a été démontré par

Kluding et al. (166) et Bethoux et al.(165) dans des études récentes de 2014, qui portent sur des cohortes de patients notoirement plus importantes que les autres études sur le sujet. Le ressenti des patient est en faveur de la SEF, qui apporte un plus grand confort d'utilisation.

La SEF/NMES n'a bien évidemment jamais été évaluée en tant que seule thérapie. Il s'agit d'un complément à la thérapie conventionnelle, et elle a souvent été étudiée en complément d'un ré-entraînement à la marche en suspension sur tapis roulant ou au sol. Des bénéfices étaient rapportés sur les paramètres cinématiques de la marche : amélioration de la vitesse de marche, de la cadence et de la symétrie du pas. Les différentes évaluations fonctionnelles étaient également améliorées, de même que la force musculaire. Quelques études retrouvaient une diminution du coût physiologique de la marche, les résultats sont variables quant au maintien à long terme des résultats.

La plupart des études portent sur des patients en phase sub-aigüe ou chronique. Yan et al. (201) ont étudié des patients en phase aigüe : la récupération de la fonction de marche était plus rapide chez les patients utilisant la SEF, et le retour a domicile plus précoce.

Il reste difficile de conclure au vu de ces résultats puisqu'il s'agit de faibles échantillons de patients. De plus, les études randomisées contrôlées étudient diverses modalités de groupes contrôle (thérapie conventionnelle seule, marche en suspension, …). Les tests utilisés en particulier sur le versant fonctionnel sont variables d'une étude à l'autre.

Au vu des bénéfices retrouvés, il semble licite de proposer l'électro-stimulation en complément des thérapies habituelles pour améliorer les capacités de marche de l'hémiplégique.

Concernant les patients atteints de SEP, les dispositifs de série de type stimulateur du nerf tibial semblent avoir un effet orthotique et thérapeutique dans le cadre de la SEP. Il s'agit de bien sélectionner les patients à qui proposer ce type de dispositif, les patients étudiés avaient tous un handicap de type pied tombant. Le dispositif doit être régulièrement réévalué, en

fonction de la progression de la maladie. L'utilisation à visée thérapeutique est à poursuivre au long cours, les résultats ayant tendance à ne pas se maintenir dans le temps, à mettre en relation avec le caractère évolutif de la pathologie.

Là encore il est difficile de conclure car il n'existe que peu d'études sur le sujet, avec de faibles populations de patients.

5.3. Electro-stimulation à visée motrice et fonction du membre supérieur

5.3.1. Problématique de la promotion de la fonction au membre supérieur

La fonction du membre supérieur est un enjeu important dans le cadre de la rééducation, permettant l'autonomie aux actes de la vie quotidienne tels que les soins personnels, l'habillage et l'alimentation. Dans le cadre des pathologies neurologiques centrales, ce sont essentiellement l'hémiplégie d'origine vasculaire et la tétraplégie qui ont été étudiées.

Après un AVC, les chiffres de l'HAS avancent que 60% des patients gardent un handicap fonctionnel. Au membre supérieur, cela concerne des difficultés de préhension fine voire globale, d'ouverture de la main, de dissociation des doigts, d'atteinte d'un objet en avant ou en hauteur,...

Concernant les patients tétraplégiques, la population visée par les études cherchant à restaurer une fonction au membre supérieur concerne les niveaux C4 à C6. En C4, des mouvements d'épaule restent réalisables notamment par conservation de l'innervation des muscles trapèze mais pas les mouvements plus distaux. En C5, les patients ne peuvent contrôler les mouvements du poignet mais la flexion du coude est possible par conservation de l'innervation du biceps brachial. En C6, la persistance d'une fonction d'extension du poignet permet d'utiliser l'effet ténodèse pour la préhension. Pour pallier à ces déficits, les interventions les plus souvent décrites sont l'utilisation d'orthèses de suppléance, les chirurgies de réanimation et l'électro-stimulation. (212)

5.3.2. Place de l'électro-stimulation à visée motrice dans l'amélioration de la fonction du membre supérieur

5.3.2.1. Argumentaire et méthode de recherche documentaire

Deux types d'approches ont été développées :

– l'approche thérapeutique : souvent appelée Functional Electrical Therapy par les anglo-saxons, il s'agit de l'utilisation de l'électro-stimulation en tant que moyen de rééducation. Les objectifs sont d'améliorer la force musculaire, la course articulaire en particulier au poignet et de rééduquer la préhension.

– l'approche compensatoire : l'électro-stimulation est utilisée comme moyen de suppléance de la fonction, une fois la rééducation menée à son terme. Ceci concerne essentiellement les patients tétraplégiques, peu de dispositifs de la sorte ont été évalués chez l'hémiplégique. L'électro-stimulation est utilisée seule ou en association avec une orthèse dans le cadre des neuroprothèses.

Dans les deux cas, les objectifs principaux sont d'améliorer la fonction et de maximiser l'autonomie des patients pour la réalisation des actes de la vie quotidienne.

Revue de la littérature centrée sur l'évaluation de l'impact de l'électro-stimulation à visée motrice (stimulation électrique fonctionnelle et stimulation électrique neuro-musculaire) sur l'amélioration de la fonction du membre supérieur.

Utilisation du portail de l'Espace Numérique de Travail (ENT) de l'Université Henri Poincaré (UHP) qui permet l'accès à de nombreuses ressources en ligne : bases de données, revues de la littérature, encyclopédies, catalogues, … en texte intégral. Accès : https://ent.univ-lorraine.fr rubrique « Ressources en ligne » puis « Biologie et Santé »

Utilisation du portail du Centre de Ressources Documentaires en Médecine Physique et de Réadaptation de L'Institut Régional de Réadaptation (IRR) et consultation de la base de

données au Centre Louis Pierquin qui permet l'accès à de nombreuses revues sur le thème de la rééducation, ouvrages, revues de congrès, thèses et mémoires. Accès : www.reedoc-irr.fr

Plusieurs sources ont été utilisées :

→ bases de données bibliographiques : MEDLINE, CISMeF, Cochrane Library, EMBASE, REHABDATA

→ recommandations et conférences de consensus : Haute Autorité de Santé, Institut national de la Santé et de la Recherche Médicale, agences et institutions étrangères, …

→ sociétés savantes : Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), American Physical Therapy Association, …

Mots-clés utilisés en français et leur traduction anglaise :

– membre supérieur – *upper limb*

– fonction – *function*

– préhension – *prehension*

– électro-stimulation, stimulation électrique fonctionnelle, stimulation électrique neuro-musculaire – *electrostimulation, functional electrical stimulation, neuromuscular electrical stimulation*

– accident vasculaire cérébral (AVC), hémiplégie/hémiplégique – *stroke, hemiplegia/hemiplegic*

– traumatisme crânien – *brain injury*

– sclérose en plaque – *multiple sclerosis*

– blessé médullaire, paraplégique/paraplégie, tétraplégique/tétraplégie – *spinal cord injury, paraplegia/paraplegic, tetraplegia/tetraplegic*

Utilisation d'un logiciel d'aide à la traduction : le Grand Dictionnaire Terminologique (GDT), ressource la plus complète concernant la traduction des termes techniques en langue anglaise. Accès : http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/gdt.htlm

Une première recherche a permis d'obtenir 93 références. Nous avons exclu les études de cas isolés et les références se rapportant à la stimulation électrique trans-cutanée (TENS). Notre analyse de la littérature a été centrée sur :

– les revues de la littérature et méta-analyses

– les recommandations et consensus d'experts

– les études ayant une méthodologie rigoureuse en privilégiant les études randomisées contrôlées ou contrôlées

Aucune étude n'a été retrouvée traitant de la prise en charge des patients atteints de sclérose en plaques ou de traumatisme crânien. Nous avons ainsi retenu et analysé 58 références.

5.3.2.3. Application au patient tétraplégique

- En tant que suppléance de la fonction de préhension

Comme nous l'avons développé plus haut, la restauration d'une fonction de préhension efficace est l'un des enjeux majeurs de la rééducation des patients tétraplégiques. Une fois la récupération fonctionnelle maximale, si la fonction reste insuffisante, il convient de s'orienter vers d'autres pistes ayant pour but de suppléer cette fonction déficiente. Une des pistes évoquée dans la littérature est l'utilisation de l'électro-stimulation en tant que neuro-prothèse pour restaurer une préhension efficace et donc à optimiser l'autonomie des patients dans les actes de la vie quotidienne.

Sukhvinder et Verrier en 2011 (213) ont publié une revue de la littérature sur le sujet. Plusieurs études ont mis en évidence des effets positifs de le SEF à visée de renforcement musculaire en général et plus particulièrement de renforcement d'une contraction volontaire insuffisante. Ces bénéfices étaient retrouvés dans une population de patients tétraplégiques de niveau C5, C6 et C7, en phase de stabilisation. Ils étaient capables de réaliser de nombreuses tâches dans les actes de la vie quotidienne, des manipulations d'objets et avaient des possibilités de saisie-relâchement, une force de prise latérale et palmaire majorée en

comparaison aux patients n'utilisant pas ce type de dispositif.

Plusieurs dispositifs ont été proposés.

Le système FreeHand a été développé à la Case Western Reserve University de Cleveland, Ohio, par Peckham en 1980 (214). Il s'agit d'un dispositif implanté sur les fléchisseurs du poignets et les muscles du pouce, permettant des mouvements de préhension palmaire et relâchement ainsi qu'une pince latérale. La stimulation est contrôlée par les mouvements de la tête et/ou des épaules. Une utilisation quotidienne a été évaluée (215) permettant une utilisation dans les actes de la vie quotidienne d'outils adaptés afin d'écrire ou de s'alimenter de façon autonome. Ce dispositif améliore les capacités de réalisation des actes de la vie quotidienne et est perçu comme bénéfique et utile par les utilisateurs, améliorant leur qualité de vie(216). Un système utilisant le même principe mais délivrant la stimulation par l'intermédiaire d'une stimulation de surface nommé Fesmate a été développé au Japon.

En 2001, Peckham et al. ont évalué à plus grande échelle le dispositif FreeHand (215), sur 51 patients tétraplégiques C5 ou C6. Le mode de déclenchement de la stimulation choisi était la mobilisation volontaire de l'épaule controlatérale. La force de préhension était améliorée chez 50 patients et l'habileté à prendre et relâcher un objet améliorée chez 49. 90% des sujets utilisaient le système au domicile avec satisfaction. L'indépendance dans les actes de la vie quotidienne était améliorée par rapport au non-port du dispositif.

Concernant l'acceptabilité et la sécurité des dispositifs implantés, dans une revue de la littérature de 2004, une équipe de chirurgiens (218) a évalué la procédure chirurgicale d'implantation des électrodes dans le cadre des neuroprothèses. Elle était considérée comme peu invasive, facilement réversible, sans complication grave. Les utilisateurs rapportaient un haut niveau de satisfaction.

Mangold et al. (219) ont quant à eux utilisé une stimulation de surface sur les fléchisseurs et extenseurs des doigts et fléchisseurs du pouce permettant une prise palmaire et une pince

latérale. La stimulation était déclenchée par un bouton poussoir ou par EMG. La population des patients tétraplégiques à qui le dispositif a été proposé était large puisque le recul par rapport au traumatisme initial était de 1 à 67 mois. Les meilleurs résultats étaient observés chez les patients ayant les possibilités les plus limitées, avec un mauvais effet ténodèse ou une préhension bi-manuelle de mauvaise qualité. Bien que la SEF permette une meilleure manipulation des objets lourds, les petits objets étaient plus facilement manipulés quand l'effet ténodèse était actif plutôt qu'aidé par la stimulation. La possibilité de mobiliser son bras dans l'espace avec une bonne fonction de l'épaule était prérequis à une utilisation fonctionnelle. Au quotidien, les patients pouvaient être gênés pour positionner et retirer les électrodes, ce qui nécessitait souvent l'aide d'une tierce personne.

Une autre stimulation de surface (220) permettait d'obtenir une préhension globale et une prise tri-digitale chez 2 patients.

Le système Bionic Glove (221,222), développé au Canada en 1989, est constitué d'un gant sans doigts équipé de capteurs détectant les mouvements du poignet pour déclencher une stimulation des fléchisseurs des doigts et des muscles du pouce. Ce dispositif a été conçu afin de renforcer l'effet ténodèse et de permettre une ouverture complète de la main. A condition d'avoir une extension résiduelle de poignet, il permet d'augmenter la force de préhension et la course articulaire du poignet (222).

Le dispositif Handmaster est une orthèse hybride. Il s'agit d'une orthèse hélicoïdale englobant le poignet, délivrant une stimulation des fléchisseurs et extenseurs des doigts et du pouce. La stimulation est déclenchée par le patient via un interrupteur. Les auteurs ont noté une amélioration des performances dans les actes de la vie quotidienne, à la condition d'un contrôle suffisant des groupes musculaires de l'épaule et du poignet chez 10 patients tetraplégiques C4 à C6 (223). En 2003, Alon et al. (224) ont démontré son effet positif sur la force de préhension et la participation aux actes de la vie quotidienne. D'un point de vue

subjectif, les patients étaient satisfaits de cette intervention et notaient une amélioration de leur qualité de vie.

Grill et al. (225) avaient également évalué un dispositif combinant SEF et orthèse afin de contrôler l'extension du coude et la préhension dans un but fonctionnel. La stimulation était déclenchée par un accéléromètre placé au niveau du coude. Les 2 sujets testés étaient capables d'atteindre et de saisir des objets à différents niveaux dans l'espace, cela étant impossible sans contraction efficace du triceps.

D'autres dispositifs plus complexes ont récemment été développés, comme celui décrit par Memberg et al. (226). Il s'agit de stimulateurs 24 canaux implantés sur chaque bras associés à 4 électrodes d'enregistrement myoélectriques pour le déclenchement, qui permettent des mouvements de la main, du poignet, de l'avant-bras, du coude et des épaules dans les 3 plans de l'espace. Lors de l'utilisation dans les actes de la vie quotidienne, un support mobile des 2 bras est toutefois nécessaire pour lutter contre la pesanteur.

- <u>En tant qu'intervention thérapeutique</u>

Parallèlement au développement de substituts à la préhension chez le tétraplégique, l'électro-stimulation a également été étudiée en tant qu'intervention thérapeutique. Les objectifs sont le renforcement musculaire global du membre supérieur et la rééducation de la préhension en particulier par le biais du renforcement de l'effet ténodèse et donc l'amélioration de la fonction du membre supérieur.

Seule la SEF a été évaluée dans cette indication, avec une application via des électrodes de surface. Les résultats sont reportés dans le tableau V.

Tableau V : utilisation de la SEF à visée thérapeutique pour la promotion de la fonction au membre supérieur du blessé médullaire

Auteur	Population	Objectif	Critères de jugement	Modalités de stimulation	Résultats
Thorsen et al. 2013 (227)	27 tétraplégiques C5 à C7 Essai randomisé contrôlé	Renforcer l'effet ténodèse	Action Research Arm Test (ARAT), considéré comme amélioré significativement si gain > 5.7 points	- SEF sur extenseurs du poignet - déclenchée par un contrôle myoélectrique - 12 sessions de 2 heures associées à un programme d'ergothérapie	- Après la première application : 63% d'amélioration vs 15% dans le groupe contrôle - En fin d'application : 89% d'amélioration dont 30% de gain significatif
Kapadia et al. 2013 (228)	8 tétraplégiques C4 à C7 en phase chronique (>24 mois) Essai randomisé contrôlé	Améliorer la fonction de la main	- Score de manipulation - MIF	- SEF sur fléchisseurs et extenseurs du poignet et des doigts, abducteur, fléchisseur et opposant du pouce - 39 heures de stimulation sur 13 à 16 semaines - déclenchée par le thérapeute	- +5.8 points au score de manipulation vs +1.7 dans le groupe contrôle - +4.6 points à la MIF vs absence de modification dans le groupe contrôle
Popovic et al. 2011 (229)	21 tétraplégiques C4 à C7 incomplets à moins de 6 mois du traumatisme initial Essai randomisé contrôlé	Améliorer la fonction de la main	- MIF - Spinal Cord Independance Measure (SCIM) - Toronto Rehabilitation Institute Hand Function Test (TRI-HFT) - à l'inclusion, 8 semaines et 6 mois	- SEF sur les fléchisseurs et extenseurs du poignet, des doigts, fléchisseur et opposant du pouce - 1 heure de SEF puis 1 heure de rééducation conventionnelle , au total 10 heures par semaine pendant 8 semaines	- Amélioration dans les 2 groupes en fin d'intervention mais plus importante dans le groupe SEF (en particulier sous-score soins personnels de la MIF et de la SCIM) - Mesures non exploitables à 6 mois car trop de perdus de vue - Les auteurs recommandent au moins 40 heures de traitement

Ces études rapportent toutes une amélioration de la fonction du membre supérieur et de l'autonomie des patients dans les actes de la vie quotidienne. Là encore, la taille des échantillons reste peu importante, au maximum 27 sujets. Toutefois la littérature manque de données sur le long terme pour juger de la persistance des bons résultats, seuls Kapadia et al. (228) ont proposé une ré-évaluation à 6 mois mais seuls 5 des 22 sujets se sont présentés.

La SEF peut raisonnablement être proposée en tant qu'outil thérapeutique en adjonction à la rééducation conventionnelle. Ce type d'intervention semble s'adresser aussi bien aux blessés médullaires complets qu'incomplets et a été évalué aussi bien en phase subaigüe qu'en phase chronique. Des bénéfices ont été rapportés, même s'il ne persistait que très peu de fonction au départ (230,231). Des évaluations à plus grande échelle sont néanmoins souhaitables.

5.3.2.4. Application au patient victime d'accident vasculaire cérébral

- En tant qu'intervention thérapeutique
    - Revues générales

Dans une revue de la littérature recherchant quelles interventions pourraient améliorer la préhension et l'atteinte d'une cible après AVC, Pelton et al. (232) en 2012 ont isolé trois types d'interventions potentiellement utiles : la rééducation à visée fonctionnelle, c'est-à-dire qui met l'accent sur la pratique d'activités fonctionnelles, la thérapie assistée par robot et l'électro-stimulation. Aucune recommandation n'était émise par les auteurs cependant, car la littérature manque d'études randomisées contrôlées de puissance suffisante pour pouvoir conclure.

En 2009, Pomeroy et al. (233) ont publié une revue Cochrane intitulée « Electrostimulation pour favoriser la récupération du mouvement et les capacités fonctionnelles après AVC ». Les auteurs partent du principe que l'électrostimulation pourrait apporter un bénéfice dans la mesure où elle aide à produire une activation musculaire suffisante pour obtenir un mouvement fonctionnel. En effet, les patients gardant des séquelles motrices importantes après un AVC ne sont pas capables de prendre part à une rééducation dirigée vers un but

fonctionnel ni à une rééducation intensive avec répétition de tâches motrices. De plus, la sous-utilisation du membre supérieur parétique pourrait modifier les propriétés du muscle strié.

Ce travail a recherché toute intervention basée sur l'électrostimulation dans le but d'améliorer le contrôle volontaire du mouvement, les capacités fonctionnelles et la participation aux actes de la vie quotidienne, délivrée par le biais d'électrodes de surface ou implantées. Seules les études randomisées contrôlées étaient incluses, en excluant les études combinant électro-stimulation et autres interventions (que ce soit rééducatives autres que la thérapie conventionnelle ou matérielles).

Vingt-quatre études ont été retenues. Concernant le membre supérieur, lorsque l'on compare l'utilisation de l'électro-stimulation et l'absence de traitement, une amélioration était notée sur les paramètres moteurs (temps de réaction, force en contraction isométrique, amplitudes articulaires actives) et les capacités fonctionnelles sur le Box and Blocks Test. Comparée à une intervention placebo, un gain significatif était retrouvé au Jebsen Hand Function Test et sur la capacité de contracter agonistes et antagonistes. Comparée à la rééducation conventionnelle, des résultats en faveur de l'électro-stimulation étaient rapportés, avec un gain au Fugl-Meyer. Aucune différence significative n'était notée concernant la participation aux AVQ.

Bien que des résultats favorables à l'électro-stimulation aient été retrouvés, le faible nombre d'études, la faible puissance statistiques de ces études, les différences de population étudiée (en particulier sur le temps écoulé depuis l'AVC à l'inclusion) et l'hétérogénéité des protocoles de stimulation utilisés rendent ces résultats difficiles à interpréter. Selon les auteurs, on ne peut pas tirer de conclusion au vu des données actuelles.

- <u>Revues sur l'électro-stimulation déclenchée par EMG</u>

L'effet de la NMES déclenchée par EMG sur la récupération de la fonction au membre supérieur a également fait l'objet d'une revue de la littérature par Meilink et al. (234) en 2008.

Huit essais randomisés contrôlés ont été inclus, en tenant compte des publications parues jusqu'en 2006, soit 157 patients post-AVC. Que ce soit sur la dextérité (jugée sur ARAT, Box and Blocks,...) ou sur la fonction (ARAT), aucun effet significatif n'a pu être mis en évidence en faveur de la NMES. Un point problématique était soulevé par les auteurs : faible puissance des études, petits échantillons,... De plus, la plupart des études incluaient des patients en phase chronique alors que la littérature est plutôt en faveur d'un effet lorsqu'elle est appliquée précocement.

Une revue antérieure a été publiée en 2004 par Bolton et al. (235), cherchant également à préciser l'effet de la NMES déclenchée par EMG sur la récupération de la fonction du bras et de la main. Les critères d'inclusion étaient plus larges, avec des essais randomisés contrôlés, des essais contrôlés et des études de cas. Sept études ont été retrouvées et 5 inclues dans la méta-analyse soit 86 patients. Sur les tests de Box and Blocks, de Fugl-Meyer et du Rivermead Motor Assessement Scale, des effets positifs de l'électro-stimulation sur la récupération motrice ont été retrouvés, que ce soit en phase chronique (84% des patients) ou en phase sub-aigüe (16%). Il s'agit encore une fois d'étude de faible niveau de preuve.

Des résultats en faveur d'un effet favorisant la plasticité cérébrale (236) ont été retrouvés chez 14 patients en phase chronique post-AVC. A l'IRM fonctionnelle, des changements du schéma d'activation corticale avec une activation plus importante du cortex moteur de l'hémisphère lésé ont été relevés dans un groupe de patients suivant un traitement par NMES déclenchée par EMG sur les extenseurs du poignet.

- <u>Impact sur la qualité de vie</u>

Pulman et al. (237) en 2013 ont étudié l'impact sur la qualité de vie des différentes interventions proposées dans la rééducation du membre supérieur après AVC. Sur les 22 publications retenues, une traitait de l'électro-stimulation : la qualité de vie était améliorée dans tous les domaines des actes de la vie quotidienne, dans la participation sociale et le bien-

être global.

- Les données de la littérature

La plupart des études comparent un groupe intervention utilisant la SEF ou la NMES associée à une rééducation conventionnelle à un groupe contrôle pratiquant la rééducation conventionnelle seule.

On retrouve une grande hétérogénéité des paramètres de stimulation, ceux-ci n'étant parfois même pas mentionnés par les auteurs. Doucet et al. (238) en 2013 se sont penchés sur les paramètres optimaux de stimulation par NMES, utilisée dans le cadre de la rééducation de la fonction de la main. Les hautes fréquences (40 Hz) sont plus efficaces pour améliorer la force et la motricité. Les basses fréquences (20 Hz) sont plutôt indiquées pour le travail de la coordination et de l'endurance.

Concernant les modalités d'application de l'électro-stimulation, la plupart des études utilisent des électrodes de surface. De nouvelles électrodes sont actuellement développées (239), constituées de petits blocs indépendants pouvant être activés individuellement. Ceci permet une activation des muscles asynchrone, pour obtenir une meilleure distribution spatiale du mouvement et plus de sélectivité dans la stimulation. Cependant il existe quelques limitations de la stimulation de surface pour une utilisation quotidienne au domicile : difficulté de repérage des points moteurs, variabilité de placement des électrodes et/ou des capteurs EMG pour le déclenchement pouvant rendre la stimulation moins efficace, parfois douloureuse. L'implantation d'électrodes permet de shunter les nocicepteurs cutanés et de limiter la perte d'efficacité liée au placement des électrodes (240). Les études de faisabilité (241) ne notent pas d'infections après implantation et pas de panne notable nécessitant l'explantation.

Makowski et al. (242) ont montré que lorsque le patient fait un effort volontaire d'abduction du pouce pour saisir un objet aidé par la SEF, la main et le coude ne s'étendent pas autant que si le poignet et la main restent relaxés pendant la stimulation, probablement par parasitage du

mouvement par des co-contraction des fléchisseurs. Les auteurs se sont donc demandés dans quelle mesure la diminution de l'effort volontaire d'ouverture de la main pouvait optimiser au maximum les effets de la SEF (243). Des patients en phase chronique post-AVC ont donc réalisé des tâches orientées vers la saisie et l'ouverture de la main selon 3 conditions expérimentales : effort volontaire seul, stimulation triceps et deltoïde sans contraction volontaire puis avec contraction volontaire. L'atteinte en avant de l'objet et l'ouverture de la main étaient améliorées lorsque l'effort volontaire était réduit, mais chez tous les sujets, l'application de la stimulation permettait d'améliorer la précision du geste.

Le tableau VI reprend les données de la littérature sur la SEF et la NMES associées ou non à la rééducation conventionnelle mais sans autre intervention rééducative. Les études présentées sont contrôlées ou non et concernent aussi bien des patients hémiplégiques en phase chronique que subaigüe.

Tableau VI : Utilisation de la SEF/NMES pour la rééducation de la préhension de l'hémiplégique

Auteur	Population	Objectif	Critères de jugement	Modalités de stimulation	Résultats
Singer et al. 2013 (244)	21 patients post-AVC en phase chronique (58 mois en moyenne) Atteinte modérée à sévère	Evaluer l'efficacité d'un programme de SEF associée à une rééducation ciblée sur la tâche	- Sous-score membre supérieur du Fugl-Meyer (F-M) - Arm Motor Ability Test (AMAT) à 0, 1 et 3 mois	- 6 semaines de SEF + rééducation - déclenchée par EMG	- Amélioration du F-M et AMAT - Résultats maintenus à 3 mois
Knutson et al. 2012 (245)	6 patients dans l'étude pilote : AVC en phase chronique (>6 mois) 21 patients post-AVC en phase sub-aigüe (<6 mois)	Améliorer l'atteinte d'une cible et l'ouverture de la main	- Box and Blocks Test (BBT) - sous-score membre supérieur du F-M	- SEF pendant 55 minutes, 2 fois par jour + rééducation avec entraînement aux tâches de préhension - 6 semaines au total - déclenchée par membre controlatéral via un gant avec capteurs intégrés	- Amélioration au BBT et F-M (+ 7 à 15 points) - Permet un mouvement auto-déclenché, orienté vers la tâche - Etude en cours à plus grande échelle (102 patients)
Rosewilliam et al. 2012 (246)	66 patients post-AVC en phase précoce (<6 semaines) Sans fonction au membre supérieur (Action Research Arm Test (ARAT) = 0) Essai randomisé contrôlé	Améliorer la fonction de la main chez l'hémiplégique avec atteinte sévère du membre supérieur	- ARAT à 0, 6, 12, 24 et 36 semaines	- NMES sur les extenseurs du poignet - 30 minutes, 2 fois par semaine pendant 6 semaines - associée à la rééducation conventionnelle	- Amélioration significative de l'extension du poignet et de la force de préhension - Pas de différence significative à l'ARAT - Pas de différence significative entre le groupe NMES et le groupe contrôle sur le taux de récupération - Pas d'effet retrouvé sur la fonction de la main
Wu et al. 2011 (247)	23 patients post-AVC Essai contrôlé	Améliorer la fonction de la main	?	- SEF sur le membre parétique - associée à un entraînement bilatéral des membres supérieurs : coordination et tâches bi-manuelles	- Tendance à l'amélioration en faveur du groupe intervention en fin de traitement et pendant le suivi - Significativité ?
Shindo et al. 2011 (248)	20 patients post-AVC en phase aigüe (<60 jours) ayant une activité musculaire détectable à l'EMG Essai randomisé contrôlé	Faciliter la récupération de la fonction du membre supérieur	- F-M en séparant un sous-score proximal sur 42 points (épaule et coude) et distal sur 24 points (poignet et main) - ARAT avec calcul du ratio d'amélioration : score	- NMES sur les extenseurs des doigts associée à une orthèse de poignet - 8 heures par jour pendant 3 semaines - déclenchée par EMG - stimulateur qui change continuellement l'intensité de	- Groupe intervention : amélioration significativement plus importante sur le F-M (+12,2 vs 5,5 en proximal, +6,4 vs +2,9 en distal) et ARAT (+13,2 soit ratio de 1,99 vs +8,3 soit ratio de 1,5) - Pas de différence significative sur la MAL - Pas de modification de la spasticité

			post/score à l'inclusion - Motor Activity Log (MAL) : mesure l'impact du handicap sur les AVQ - Score d'Ashworth	la stimulation proportionnellement à l'amplitude du signal EMG	- Peut faciliter la récupération motrice au membre supérieur par rapport à la thérapie conventionnelle
Mann et al. 2011 (249)	15 patients post-AVC à plus de 6 semaines	Améliorer la fonction de préhension	- ARAT - score de préhension (grasp et grip) - questionnaire de participation aux AVQ	- SEF sur les extenseurs du coude, du poignet et des doigts - déclenchée par accélomètre sur le bras qui détecte l'avancée du bras lors de l'ébauche d'un mouvement d'atteinte - 12 semaines de rééducation puis utilisation au domicile	- Amélioration en moyenne de 13 points à l'ARAT à 12 semaines, maintenue à 24 semaines - Score grasp passe de 5 à 11 - Score de grip passe de 5 à 9 - Amélioration de la participation aux AVQ - Difficultés à déclencher la stimulation pour les patients avec les handicaps les plus lourds
Bello et al. 2009 (250)	19 patients post-AVC en phase subaigüe Essai randomisé contrôlé	Améliorer la récupération de la fonction du membre supérieur	- ARAT - BBT - à l'inclusion, à 4 et 8 semaines	- NMES associée à la rééducation conventionnelle - déclenchée par EMG	- Pas d'amélioration au BBT - Amélioration de l'ARAT à 8 semaines
Chae et al. 2009 (251)	26 patients post-AVC en phase chronique (>12 semaines) Essai randomisé contrôlé vs TENS	Améliorer la récupération de la fonction au membre supérieur	- F-M - ARAT - à l'inclusion, en fin d'intervention et 1, 3 et 6 mois de suivi	- SEF 1 heure par jour pendant 6 semaines - déclenchée par EMG - électrodes implantées, stimulation pour obtenir une ouverture de la main	Pas de différence significative entre les 2 groupes sur ARAT et F-M
Chan et al. 2008 (252)	20 patients post-AVC en phase chronique à plus de 6 mois Etude randomisée contrôlée vs stimulation factice	Améliorer la récupération motrice au membre supérieur en phase chronique après AVC	- Functional Test for the Hemiplegic Upper Extremity (FTHUE) - F-M - force de préhension - amplitude articulaire du poignet - MIF - score d'Ashworth - à l'inclusion et en fin de traitement	- SEF 20 minutes par session pendant 15 sessions - sur les extenseurs des doigts et long abducteur du pouce - déclenchée par accéléromètre sur la main controlatérale - associée à la rééducation conventionnelle	- Amélioration du sous-score membre supérieur du F-M (+7,7) et FTHUE (+1,3) - Amélioration des amplitudes articulaires (+17° d'extension) et de la distance parcourue en avant pour atteindre un objet (+8,8cm) et de la force de préhension (+1kg) - +3,4 points sur la MIF - SEF associée à un entraînement bimanuel peut améliorer la récupération motrice - Quels résultats à distance ?
Thrasher et al. 2008	21 patients en phase aigüe post-AVC + 7 sujets en	Améliorer la possibilité d'atteinte d'une cible et la	- Rehabilitation Engineering Laboratory	- SEF 5 jours par semaine pendant 12 à 16 semaines	- Amélioration dans les 2 groupes mais significativement plus importante dans le

(253)	phase chronique Etude randomisée contrôlée vs thérapie conventionnelle seule	préhension	Hand Function Test (REHLFT) : manipulation d'objets domestiques, préhensions globale et fine - MIF - score de Barthel - F-M	- alternativement sur muscles proximaux et distaux selon la tâche demandée - déclenchée par contacteur par le thérapeute - associée à une thérapie conventionnelle	groupe SEF en termes d'habileté monomanuelle, prises fines et force de préhension - Pas de différence significative sur la MIF - Pas d'amélioration en phase chronique
Turck et al. 2008 (254)	7 patients post-AVC en phase chronique (>12 mois)	Améliorer la fonction du membre supérieur	- ARAT - F-M - amplitudes articulaires actives - spasticité	- SEF par le biais d'électrodes implantées - sur les extenseurs du coude, du poignet et des doigts, abducteur du pouce - 12 semaines d'exercices au domicile - déclenchée par le patient par un contacteur	- Amélioration significative du F-M, de la force musculaire des extenseurs du poignet et des tests de contrôle moteur - Pas de différence significative à l'ARAT - Tous les patients sont capables de réaliser les AVQ au domicile - Bonne compliance au traitement
Kowalczewski et al. 2007 (255)	19 patients post-AVC dans les 3 premiers mois	Améliorer la fonction du membre supérieur	- Wolf Motor Function Test (WMFT) - MAL - sous-score membre supérieur du F-M - Combined Kinematic Score (CKS)	SEF associée à un entraînement à des tâches motrices spécifiques un groupe haute intensité : 1 heure par jour pendant 15 à 20 jours un groupe faible intensité : 15 minutes par jour pendant 15 à 20 jours	- Amélioration significative au WMFT et CKS dans le groupe intensif - Pas de différence significative sur MAL et F-M
Santos et al. 2006 (256)	8 patients post-AVC en phase chronique Etude randomisée contrôlée	Améliorer la préhension	- F-M	- NMES sur les fléchisseurs et extenseurs du poignet et des doigts pour aider aux mouvements de préhension et de lachâge - vs stimulation passive sur les mêmes muscles - 10 sessions	- Amélioration significative sur F-M dans les 2 groupes - Performances dans les tâches de préhension meilleures dans le groupe n°1, dextérité augmentée de 10% - Résultats persistent jusqu'à 10 jours après l'arrêt de la stimulation
Page et al. 2006 (257)	6 patients post-AVC en phase chronique (>12 semaines)	Améliorer la fonction du membre supérieur	- F-M - ARAT	SEF sur extenseurs du poignet 8 semaines de traitement	- Pas de gain sur l'ARAT mais gain en mobilité - A l'issue des 8 semaines : performances suffisantes pour bénéficier d'un programme de thérapie contrainte

					+15,5 points au F-M +11,4 points à l'ARAT - Pas d'effet de la SEF seule chez les patients ayant un handicap sévère mais peut être associée à un gain de mobilité qui peut être exploité en thérapie contrainte
Lourencao et al. 2005 (258)	38 patients post-AVC Etude randomisée contrôlée	Améliorer la préhension en qualité et en vitesse	Minnesota Manual Dexterity Test	- SEF sur les fléchisseurs et extenseurs du poignet - 2 séances par semaine	Amélioration significative de la vitesse de préhension au bout de 6 mois de traitement
De Kroon et al. 2004 (259)	30 patients post-AVC en phase chronique	Comparer 2 paradigmes de stimulation pour la récupération de la fonction au membre supérieur	- ARAT - force musculaire - amplitudes articulaires actives	- soit fléchisseurs et extenseurs du poignet et des doigts - soit fléchisseurs seuls	Pas de différence significative entre les 2 groupes
Gritsenko et al. 2004 (260)	6 patients post-AVC en phase chronique avec un déficit moteur tel que récusés à la thérapie contrainte	Améliorer la récupération de la main	Données cinématiques	- SEF permettant d'obtenir une ouverture de la main - associée à un entraînement à l'utilisation d'objets du quotidien - 12 jours consécutifs	- Amélioration significative des performances des sujets - Alternative thérapeutique à exploiter
Popovic et al. 2002 (261)	16 patients post-AVC en phase subaigüe séparés en 2 groupes selon leur capacité à contrôler le mouvement des doigts et du poignet : 1 groupe à forte et 1 groupe à faible capacité Etude randomisée contrôlée	Promouvoir la récupération motrice au membre supérieur	Upper Extremity Function Test (juge les performances dans les différents domaines des AVQ)	- SEF pendant 30 minutes par jour pendant 3 semaines sur fléchisseurs et extenseurs des doigts et muscles du pouce - déclenchée par un interrupteur actionné par le patient - évaluation tous les 2 mois pendant 18 mois	- Dans le groupe forte capacité : nombre de tâches réalisables en un temps limité multiplié par 2, temps de réalisation d'une tâche motrice diminue de 76% vs 36% dans le groupe contrôle - Dans le groupe faible capacité : réalisation de 6 tâches motrices vs 0 à l'inclusion, le nombre de tâches réalisables en 2 min passe de 0 à 3 - Résultats non maintenus à long terme
Cauraugh et al. 2000 (262)	14 pateints post-AVC en phase chronique (> 1an) Etude randomisée contrôlée	Amélioration de la fonction au membre supérieur	- BBT - Motor Assessement Scale (MAS) - F-M - mesure de la force d'extension du poignet en contraction isométrique	- NMES sur les extenseurs du poignet et des doigts - déclenchée par EMG (ébauche d'extension du poignet) - 2 sessions de 30 minutes, 3 jours par semaine pendant 2	- Amélioration significative par rapport au groupe contrôle : +129% au BBT - Pas de différence au F-M et MAS - Force musculaire plus importante et contraction plus soutenue au poignet

				semaines	
Chae et al. 1998 (263)	28 patients post-AVC en phase aigüe Etude randomisée contrôlée vs stimulation factice	Améliorer la récupération de la fonction au membre supérieur	- F-M - MIF - à l'inclusion, en fin d'intervention, à 4 et 12 semaines	- NMES sur les extenseurs du poignet et des doigts - 1 heure par jour, 15 sessions au total - mode de déclenchement ?	- Gain significativement plus important au F-M : +13,1 vs +6,5 en fin de traitement, +17,9 vs +9,7 à 4 semaines, +20,6 vs +11,2 à 12 semaines - Pas de différence sur la MIF
Hummelsheim et al. 1996-1997 (264,265)	12 patients dans la première étude 20 patients dans la deuxième étude post-AVC en phase subaigüe à chronique (4 à 24 mois)	Améliorer la fonction au membre supérieur	?	- SEF sur les extenseurs et les fléchisseurs du poignet - déclenchée par le thérapeute pour la première et par EMG pour la deuxième	Pas de différence significative entre les groupes intervention et contrôle

Quelques auteurs ont associé l'électro-stimulation à d'autres interventions rééducatives :

– la thérapie miroir : comme défini dans la Cochrane Database en 2012, on utilise un miroir placé dans le plan sagittal médian du patient, reflétant ainsi les mouvements du côté non parétique comme s'il s'agissait du côté affecté. Deux études portent sur le sujet (266,267) utilisant la SEF pour la première et la NMES pour la deuxième. La fonction motrice était améliorée de façon significativement plus importante dans le groupe associant électro-stimulation et thérapie miroir avec notamment un gain au score de Fugl-Meyer. L'association d'interventions physiques et cognitives pourrait être une piste intéressante pour la rééducation de la fonction.

– l'entraînement bilatéral : il travaille la coordination bimanuelle entre le membre sain et le membre parétique pour obtenir des tâches ciblées de préhension et d'atteinte d'une cible. Associé à la SEF, on note une tendance à l'amélioration des performances en fin de traitement et tout au long du suivi (247).

- <u>En tant que suppléance de la fonction</u>

Un dispositif simple de stimulation de surface des fléchisseurs et extenseurs des doigts et des extenseurs et opposant du pouce avec une stimulation déclenchée par EMG a été proposé en 2008 par Chiou et al. (248). Quatre patients ont utilisé ce système au domicile : tous étaient capables de l'utiliser en autonomie, avec un taux de succès de 77,5% notamment sur la capacité à ajuster les prises (globale et termino-latérale).

Le système Handmaster que nous avons décrit plus haut dans la partie traitant des systèmes de suppléance chez le patient tétraplégique a également été évalué chez l'hémiplégique (249), en utilisation quotidienne au domicile chez des patients en phase sub-aigüe (3 à 6 mois après l'AVC). Le dispositif était évalué sur les capacités fonctionnelles au Box and Blocks Test et au Jebsen Taylor Test, ainsi que sur les amplitudes articulaires et la force musculaire. Les résultats retrouvaient une amélioration significative des capacités avec en moyenne + 7 blocs

au Box and Blocks et une amélioration aux tests chronométrés du Jebsen Taylor Test. Aucun effet indésirable n'a été relevé et certains patients notaient une amélioration des douleurs du poignet et une diminution de l'oedème.

5.3.3. Conclusion

L'utilisation de l'électro-stimulation (SEF et NMES) a été évaluée dans un cadre thérapeutique en particulier pour la rééducation de la fonction du membre supérieur de l'hémiplégique. Comparée à l'absence de traitement ou une stimulation placebo, la littérature retrouve une amélioration significative en faveur du groupe électro-stimulation dans le champ des capacités de préhension globale voire de préhensions plus fines. Quelques études ne retrouvent pas de supériorité de l'électro-stimulation et aucune étude ne conclut en sa défaveur. Conclure reste difficile en raison de l'hétérogénéité des populations étudiées (phase subaigüe, phase chronique, les deux, tétraplégique) et des modalités d'application (muscles stimulés, temps et durée du traitement, paramètres de stimulation) mais la littérature suggère tout de même que l'on puisse tirer profit sur la fonction et sur l'autonomie aux AVQ avec ce type d'interventions.

Dans le cadre de la suppléance, la SEF a été utilisée essentiellement chez le tétraplégique. Les différents dispositifs proposés ont été exposés plus haut, les patients bénéficiant de ces interventions restant en faible nombre. La transposition des acquis au domicile du patient n'est pas toujours clairement évaluée, ainsi que les éventuelles difficultés de mise en place. Le coût et l'utilisation à long terme n'ont pas fait l'objet d'études spécifiques. Il s'agit surtout de dispositifs expérimentaux, mais les résultats intéressants obtenus sur la possibilité de préhension globale et fine, l'amélioration des capacités fonctionnelles et le gain en autonomie aux AVQ devraient inciter à développer ce champ de la recherche et à élargir l'utilisation de tels dispositifs.

TRANSFERT DE TECHNOLOGIE, PERSPECTIVES ET PROJET DE RECHERCHE CLINIQUE : PRESENTATION DU PROTOCOLE MYO-NEURO-STIMULATION FONCTIONNELLE CHEZ L'HEMIPLEGIQUE

Il s'agit d'un protocole de recherche pour l'évaluation du bénéfice apporté par une technique de myo-neuro-stimulation fonctionnelle sur le réapprentissage de la marche chez le patient hémiplégique par accident vasculaire cérébral.

Il s'agit d'une étude multi-centrique dont le promoteur sera l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (IRR). L'investigateur principal est le Pr Jean Paysant, et les co-investigateurs le Dr Jean-Marie Beis, le Dr François Viennot et Claudie Chauvière. Les patients seront recrutés à l'Institut de Médecine Physique et de Réadaptation de Lay-Saint-Christophe et au Centre OHS Jacques Parisot de Bainville-sur-Madon.

1. Justification

L'accident vasculaire cérébral (AVC) concerne 400.000 personnes en France et représente la troisième cause de mortalité chez l'homme et la deuxième chez la femme. Le registre de Dijon comptabilise environ 150.000 nouveaux AVC par an en France et cette incidence augmente avec l'âge. L'AVC constitue aussi la première cause de handicap acquis de l'adulte. Les signes cliniques les plus communément rencontrés sont les troubles du langage (ou aphasie), la paralysie d'un hémicorps (ou hémiplégie), les troubles sensoriels (sensitifs et/ou visuels) et les troubles cognitifs (négligence spatiale gauche, troubles du schéma corporel, troubles du calcul par exemple).

La récupération du mouvement et notamment de la marche, sur la base des techniques de neurorééducation, est un objectif prioritaire. Outre certaines techniques commercialisées ou en développement telles que l'utilisation d'orthèses hydrauliques, d'orthèses de marche et d'entraîneurs de mouvement robotisés, qui sont des méthodes de rééducation contrainte, il existe des méthodes de rééducation non contrainte souvent moins onéreuses et moins encombrantes. Parmi ces techniques, la SEF vise à restaurer l'activité motrice des membres paralysés.

Le principe de la SEF est d'appliquer des séquences de stimulation définies par des trames

d'impulsions aux nerfs moteurs, par l'intermédiaire d'un stimulateur électrique, provoquant ainsi la contraction des muscles concernés.

Dans le cadre de la rééducation fonctionnelle, la stimulation électrique externe est largement employée. Les électrodes de type surfacique viennent se placer directement en contact avec la peau. Le courant délivré doit traverser les tissus sous-jacents pour atteindre le nerf ou le muscle. Les électrodes sont placées au niveau du muscle à stimuler, la première étant le plus proche possible du point moteur. La seconde est positionnée sur l'une des extrémités du muscle. La distance inter-électrode influence le degré de pénétration du courant dans le muscle et ainsi l'effet moteur recherché. Plus les électrodes sont proches, plus la stimulation est superficielle. La SEF (myo neuro-stimulation) permet de stimuler les muscles encore fonctionnels.

La place de la SEF dans le traitement fonctionnel de diverses affections orthopédiques et/ou neurologiques est suggérée dans de nombreux travaux décrits plus haut dans la revue de la littérature. Une méthode originale de traitement basée sur le principe de la SEF a été récemment proposée (250). Ce dispositif, composé d'un appareil de SEF et de logiciels dédiés (modèle MNS-16C), est destiné à être appliqué dans les cas où le patient peut exercer de manière indépendante certains mouvements (marcher, faire des mouvements circulaires avec ses mains, etc.) sans aucun équipement supplémentaire. Dans les cas plus graves, il est indispensable d'utiliser un équipement d'entrainement spécial, qui astreint à déplacer le membre paralysé. L'essentiel de la méthode consiste en la stimulation électrique des muscles par des électrodes disposées à même la peau, et dont l'action se concentre durant les périodes d'activité spontanée des structures musculaires correspondantes.

Bien qu'ayant fait l'objet, en Russie, de travaux de thèses, de plusieurs présentations lors de conférences scientifiques (250) et d'une publication scientifique traitant d'une technologie dérivée, cette technique basée sur la méthode de la myo neuro-stimulation fonctionnelle, ne

bénéficie pas d'une validation scientifique basée sur un niveau de preuves suffisant. Cependant, elle reste largement utilisée en clinique en Russie, chez les patients du Centre de Réhabilitation de l'Hôpital Public de Moscou et des résultats suggérant une récupération significative de l'autonomie de la marche des patients sont rapportés.

Ce dispositif médical (DM) fabriqué par la société russe COSYMA® fait l'objet d'un transfert de technologie vers SD Médical, société française responsable de la technologie, basée à Frouard. Dans le cadre de l'étude, le DM sera utilisé conformément aux instructions, et en fonction des contre-indications, avertissements et risques possibles mentionnés dans la notice d'instruction du dispositif. Avec la participation de ce même fabricant et en complément de cette notice, l'ensemble des investigateurs bénéficiera d'un séminaire de formation à l'utilisation du DM dans le cadre de la recherche, afin de garantir l'harmonisation des pratiques cliniques au sein des deux sites de recherche.

La SEF constitue une méthode pratiquée et reconnue dans le domaine de la neurorééducation en France et à l'international, mais dont on ne retrouve que peu ou plus d'applications sur le marché.

De plus, la faisabilité de la technique utilisant le DM « MNS 16C » ainsi que les éléments de sécurité ne sont plus à démontrer, notamment grâce à une utilisation intensive sur le plan de la routine clinique en Russie. Par conséquent, l'objectif de l'étude est d'évaluer scientifiquement son intérêt thérapeutique, en appliquant des méthodes de recherche garantissant un niveau de preuve suffisant, le rapport bénéfice/risque élevé justifiant sa mise en œuvre.

Dans le cadre de cette étude, nous nous intéressons à la restauration de la marche par la stimulation des membres inférieurs au travers d'électrodes de surface.

2. Objectifs de l'étude

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'intérêt thérapeutique d'une technique d'électro-myo-stimulation fonctionnelle (SEF) par comparaison de deux programmes de rééducation

classique et personnalisée dont l'un comporte une SEF, chez les patients hémiplégiques par AVC hémisphérique ischémique sylvien en phase subaigüe.

3. Conception de l'étude

Il s'agit d'une étude multicentrique, prospective, comparative, randomisée sur deux groupes parallèles. La durée prévisionnelle de l'étude est de 18 mois, pouvant se prolonger jusqu'à 22 mois.

Les patients hémiplégiques par AVC seront recrutés dans les services et centres de Médecine Physique et de Réadaptation des deux sites investigateurs (OHS Jacques Parisot et IRR Lay-Saint-Christophe) où ils seront admis après la survenue de l'hémiplégie. Les deux groupes recevront un programme de rééducation différent de quatre semaines chacun. Un groupe sera soumis à une rééducation classique et l'autre à une rééducation classique associée à une électro-stimulation fonctionnelle appliquée au niveau des muscles du membre inférieur paralysé. La durée totale des séances de rééducation sera de 1h par jour soit 20h au total pour le groupe "Témoin" et de 1h30 par jour soit 30h au total pour le groupe "Test MNS".

L'efficacité du traitement sera évaluée sur les performances de la marche. Le critère principal d'évaluation sera l'autonomie de marche selon le score sur l'échelle de la FAC (Functional Ambulation Classification). Les critères secondaires seront : la vitesse de marche (test des 10 m), la spasticité (échelle d'Ashworth modifiée), l'équilibre postural assis (EPA) et l'équilibre postural debout (EPD), l'autonomie du patient (MIF motrice), la satisfaction du patient concernant la marche et son comportement locomoteur (PAL technologies) sur 8 jours. Le nombre de sujets inclus sera de l'ordre de 26 par groupe, en faisant l'hypothèse d'un écart de 1 point relatif au score sur l'échelle de la FAC, entre les deux groupes.

4. Critères d'inclusion et d'exclusion

Les patients participant à l'étude seront volontaires. Ils seront recrutés pendant leur hospitalisation dans les 2 sites investigateurs.

Critères d'inclusion :

- hommes et femmes à partir de 18 ans
- hémiplégie par AVC
- premier AVC, lésion hémisphérique sus-tentorielle
- état fonctionnel locomoteur => le patient doit être :
    - non ambulatoire, situé au stade 0, au stade 1 ou au stade 2 de la FAC
    - capable de tenir assis au bord du lit, pieds reposant sur le sol
- capacité de compréhension du traitement et motivation satisfaisante
- consentement éclairé par écrit

Critères d'exclusion :

- femmes enceintes
- femmes allaitantes
- pathologie orthopédique et/ou rhumatologique associée gênant la marche
- autre pathologie neurologique associée
- appareil cardio-vasculaire et respiratoire instable (infarctus, thrombose veineuse profonde ou embolie pulmonaire dans les trois mois avant le programme de rééducation, insuffisance respiratoire chronique)
- intolérance à l'orthostatisme
- présence d'un appareil électronique implanté (pompe à Baclofène, stimulateur médullaire et racines sacrées, pacemaker) ;
- présence d'un défibrillateur cardiaque
- toute condition pouvant limiter la participation ou interférer avec l'analyse des résultats

5. Randomisation

Une liste de randomisation stratifiée par centre sera réalisée par ordinateur par une personne indépendante vis-à-vis de cette étude, juste avant le début de l'étude. Cette liste sera

centralisée à l'IRR Nancy ou à l'OHS JP.

Après vérification des critères d'inclusion et de non inclusion et relecture du bilan initial,l'investigateur procèdera à la randomisation du malade.

L'anonymat des sujets sera assuré en associant les initiales de chaque sujet au numéro du rang de recrutement du sujet dans le groupe Test MNS (M) et dans le groupe Témoin (T) (exemples : M01CB, M02KH, M03DF, T01SD, T02CL, etc.). Cette référence sera utilisée pour nommer les fichiers comportant les données à analyser. La liste de correspondance entre les références et les sujets sera reportée dans le dossier de l'étude.

6. Définition des traitements évalués

La technique évaluée est la rééducation de la marche par myo-neuro-stimulation. Elle est intégrée à un programme de rééducation classique de la marche chez le patient hémiplégique.

L'objectif est de comparer les 2 programmes « classique » et « classique + SEF » étant chacun d'une durée de 4 semaines. La durée totale de la participation à la recherche sera de 6 mois pour chaque patient. En cas d'arrêt prématuré de l'utilisation de l'appareil d'électrostimulation au cours du programme de traitement des patients du groupe « Test MNS », un programme de traitement classique sera repris en remplacement. La procédure sera la même en cas d'exclusion du sujet à l'étude au cours de son traitement. Le traitement effectué par chaque patient sera consigné par écrit.

6.1. Groupe bénéficiant d'une rééducation classique de la marche (Groupe Témoin « T »)

Le programme de rééducation classique des membres inférieurs s'effectuera avec une approche neuromotrice, au rythme de 2 séances de 30 minutes par jour (1 le matin et 1 l'après-midi), 5 jours par semaine.

Il comportera les éléments suivants :

- étirements,
- mobilisation passive,

- travail des retournements, du redressement, de l'équilibre, des transferts de position, de la station debout et de la marche avec et sans aides techniques (quand cela est possible), les aides techniques utilisées selon de type orthèses releveurs, cannes simples, cannes tripodes …
- entretien du côté sain (pédalage sur Motomed®).

Afin d'uniformiser la technique dans les 2 centres investigateurs, les manœuvres effectuées seront consignées par écrit, sur la fiche de rééducation, par le kinésithérapeute.

6.2. Groupe bénéficiant d'une rééducation par myo-neuro-stimulation (Groupe Test MNS « M »)

Ce groupe bénéficiera donc de 2 types de techniques, 5 jours par semaine :

- une rééducation classique identique à celle de l'autre groupe au rythme de deux séances de 30 minutes par jour (une le matin et une l'après-midi),
- une rééducation par myo-neurostimulation au rythme d'une séance de 30 minutes par jour.

Cette technique est réalisée à l'aide du dispositif de stimulation électrique des muscles « MNS16C » qui accompagne les mouvements naturels du membre inférieur parétique du patient au cours du réapprentissage de la marche. L'ensemble est constitué d'un stimulateur à 16 canaux indépendants porté par le patient sur lequel sont branchés des connecteurs reliés à des électrodes adhésives par l'intermédiaire de câbles souples. Le contact électrique se fait avec un gel conducteur. Le stimulateur est contrôlé par un PC standard équipé d'un logiciel qui contrôle la séquence des muscles stimulés et les paramètres de stimulation. Le système détecte et analyse le mouvement amorcé par le patient et contre-réagit par myo-stimulation pour favoriser ce mouvement en activant électriquement les muscles concernés. L'intensité des impulsions électriques délivrées est inférieure à 80 mA et ces impulsions ont une durée inférieure à 0,3 ms (fréquences comprises entre 5 et 300Hz). La connexion entre le stimulateur et le PC se fait par Bluetooth sur une distance maximale de 100m.

Dans cette étude, pour chaque patient, un stimulateur à 6 canaux sera proposé, dont 4 canaux

principaux et 2 canaux optionnels. Seule l'utilisation de ces 4 canaux principaux fera l'objet de la vérification des critères de jugement et donc d'une évaluation statistique. Ces 4 canaux seront destinés à stimuler les muscles par l'intermédiaire des électrodes positionnées sur 4 groupes musculaires principaux : extenseurs de hanche, fléchisseurs du genou, extenseurs du genou et fléchisseurs dorsaux de cheville.

7. Critères de jugement

Critère de jugement principal

Le critère principal d'évaluation sera l'autonomie de marche selon le score sur l'échelle de la FAC (Functional Ambulation Classification). (Cf Annexe 1).

Critères de jugement secondaires

1. La vitesse de marche (test des 10 m) (Cf Annexe 2).

2. Le délai d'obtention d'une marche autonome, à partir de la date de survenue de l'hémiplégie. Ce délai sera comparé à l'histoire naturelle de la récupération de la marche chez l'hémiplégique. On sait que :

- le délai habituel de reprise de la marche est de 3 à 6 mois,
- 80% des hémiplégiques récupèrent la marche avant le 6ème mois,
- 6 à 10% des hémiplégiques récupèrent la marche entre le 6ème et le 12ème mois.

3. L'utilisation d'aides à la locomotion : canne, déambulateur, fauteuil, attelle, chaussures orthopédiques.

4. L'évaluation globale de la satisfaction du patient concernant la marche, par échelle visuelle analogique, graduée de 0 à 10.

5. Les effets éventuels sur la spasticité : cotation d'Ashworth modifiée (Cf Annexe 3).

6. L'équilibre postural assis (EPA) et équilibre postural debout (EPD) (Cf Annexe 4a et 4b).

7. L'autonomie du patient : indice de MIF motrice (Cf Annexe 5).

8. Le comportement locomoteur sur 8 jours par dispositif accélérométrique ambulatoire (Cf

Annexe 6)

8. Réalisation pratique de l'étude

8.1. Bilan d'inclusion

Le premier examen clinique vérifiera les critères d'éligibilité avec en particulier le recueil de :

- Age, sexe ;
- Antécédents médicaux-chirurgicaux ;
- Histoire de la maladie concernant l'AVC : date, localisation des lésions, délai ;
- Examen neurologique ;
- Attestation sur l'honneur que la personne se prêtant à l'étude n'est pas enceinte, ni allaitante ;
- Test sanguin pour le dosage de l'hormone béta-hCG, pour les femmes en âge de procréer, permettant d'exclure la personne de la recherche en cas de grossesse.

8.2. Bilan initial

Il comporte la mesure des critères de jugement à J0.

- Score FAC ;
- Cotation Ashworth modifié ;
- EPA et EPD ;
- MIF motrice ;
- Comportement locomoteur.

8.3. Bilans de suivi

Bilan de J30

Ce bilan correspond au moment de fin du programme thérapeutique.

- Vitesse de marche évaluée sur 10 mètres ;
- Score FAC ;
- Utilisation d'aides de marche ;

- Cotation d'Ashworth modifié ;
- EPA et EPD.

Bilan de J60

- Vitesse de marche évaluée sur 10 mètres ;
- Score FAC ;
- Utilisation d'aides de marche ;
- Cotation d'Ashworth modifiée ;
- MIF motrice ;
- Comportement locomoteur ;
- Evaluation globale de la satisfaction du patient concernant la marche par échelle visuelle analogique.

9. Evaluation de la sécurité

Le protocole de l'étude ne comporte pas d'événement indésirable grave attendu. Cependant les moyens en cas d'urgence sont les suivants : présence d'un médecin spécialiste en réadaptation sur place lors des séances de myo neuro-stimulation fonctionnelle dans les locaux du centre de réadaptation concerné (IRR Lay Saint Christophe ou Centre Jacques Parisot Bainville sur Madon).

9.1. Effets indésirables attendus pour le patient

La stimulation électrique fonctionnelle comporte peu de risques. Cependant, certains effets indésirables sont susceptibles d'apparaitre, ce sont des effets connus relevant de l'utilisation de la SEF en matière de rééducation. Les électrodes peuvent irriter la peau aux points de contact, mais cela est rarement constaté. L'utilisation d'électrodes hypoallergéniques sans latex résoudra le plus souvent ce problème. Des personnes trouvent parfois que certains types de stimulations électriques sont irritants.

En effet, une sensation de picotement au niveau du contact des électrodes avec la peau peut

survenir allant dans de plus rares cas jusqu'à une sensation de douleur supportable, mais l'investigateur peut y remédier en changeant rapidement l'intensité du courant. Après le traitement, il peut y avoir des marques roses sur la peau à l'endroit où les électrodes ont été placées, mais elles disparaissent en général en l'espace d'une heure.

9.2. Effets indésirables attendus pour le praticien

La personne responsable de la manipulation de l'appareil de stimulation peut courir un risque de chocs électriques et de blessures en cas d'utilisation d'un cordon d'alimentation endommagé ou de manipulation de la prise réseau avec des mains mouillées.

Afin de réduire les risques d'effets indésirables, ont été prévus :

- le contrôle, par l'investigateur, de l'ensemble des paramètres de la stimulation pour chaque électrode, au cours de la séance ;
- le contrôle de la bonne marche de la séance de stimulation en temps réel ;
- la possibilité de changer l'ensemble des paramètres de stimulation en temps réel ;
- un système d'arrêt d'urgence en cas de dysfonctionnement.

10. Calcul du nombre de sujets nécessaires

L'objectif principal de l'étude est l'évaluation du bénéfice apporté par la technique de myo-neuro-stimulation fonctionnelle sur la récupération de l'autonomie de la marche. Le calcul de l'effectif des patients à inclure dans la recherche se base sur la proposition effectuée par le Professeur PERRIN : en faisant l'hypothèse d'une répartition uniforme sur toutes les valeurs de 0 à 8 des 9 niveaux de l'échelle FAC (9 classes), critère de jugement principal, nous aurions donc une dispersion maximum, dont l'écart type serait égal à 2,3.

Pour le test sur les moyennes : moyenne dans le groupe 1 (traitement a) et moyenne dans le groupe 2 (traitement a + b) : nous faisons l'hypothèse que nous pourrons déceler un écart de 1 point entre les 2 groupes.

Pour le test T de Student (de comparaison de moyenne, unilatéral) : nous faisons l'hypothèse

que l'écart type sera le même dans les deux groupes.

Avec ces hypothèses, l'écart (qui peut être observé à J30 ou à J60 - le raisonnement étant le même) :

- choix de risque alpha de première espèce : 5 %
- choix de puissance : 0,8
- fixer les valeurs pour écart entre les moyennes sur écart type :
- si ce rapport = 0,5 : effectif de 51 sujets / groupe
- si rapport = 0,6 : 36 sujets / groupe
- si rapport = 0,7 : 26 sujets / groupe.

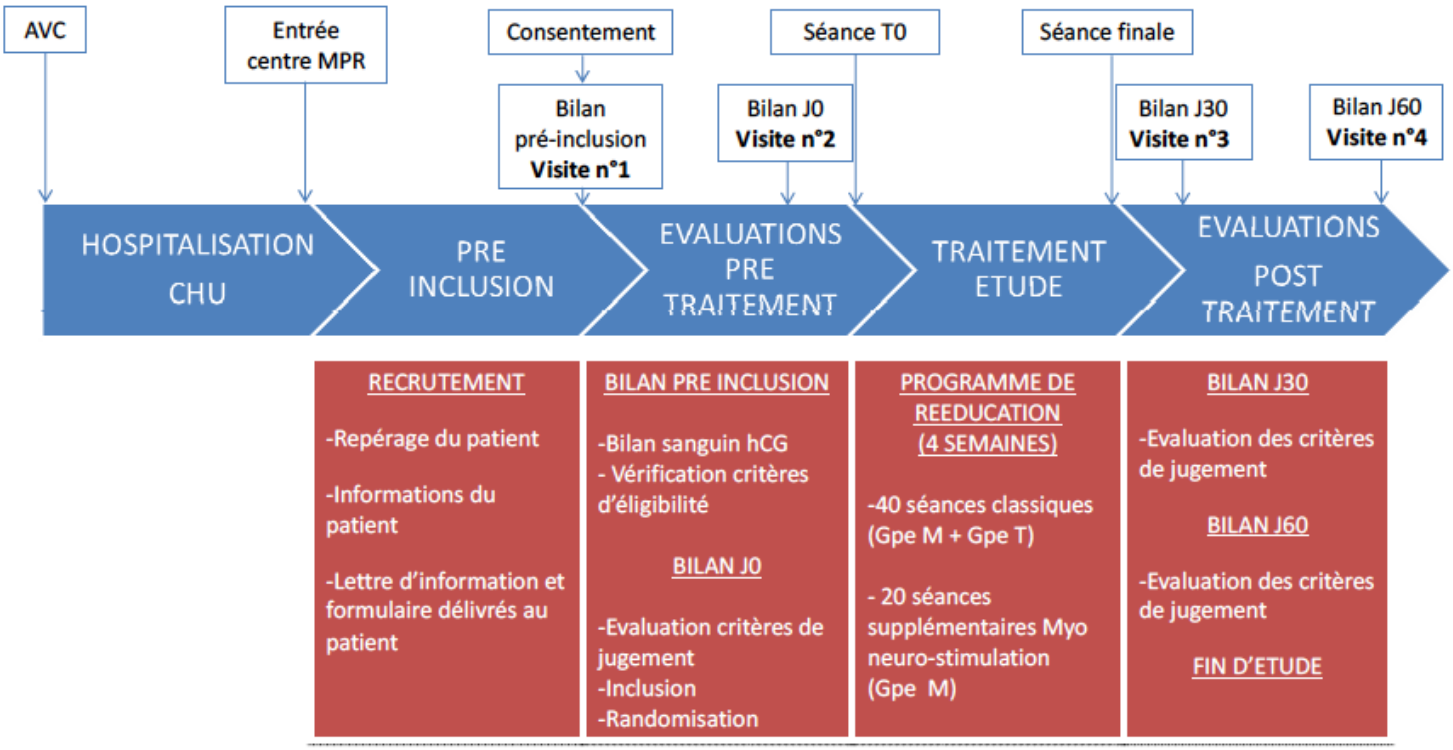
Nous nous baserons sur un effectif de 26 patients inclus par groupe soit un nombre total de 52 patients inclus.

11. Statistiques

Pour chaque patient, une fiche de réadaptation sera remplie au cours de chaque séance. Ces données seront complétées par les données recueillies au cours des examens de bilan. Seront donc consignés par écrit, les différents éléments des examens cliniques médicaux ainsi que les principaux éléments de mise en œuvre et de réalisation des séances. La gestion des données issues de ces fiches et les analyses statistiques seront ensuite effectuées par l'équipe du Laboratoire Equilibration et Performance Motrices de Villers les Nancy, dont le responsable est le Professeur Philippe PERRIN.

Il s'agira de comparer les valeurs moyennes des scores de la FAC et des critères secondaires, évaluées lors des bilans 30 jours après la fin du traitement et 60 jours après la fin du traitement.

Myo neuro-stimulation chez l'hémiplégique : Plan de l'étude



Réunion Pré lancement d'étude : 08/02/2012

BIBLIOGRAPHIE

1. Dolhem R. Histoire de l'électrostimulation en médecine et en rééducation. Ann Réadaptation Med Phys. 2008;51:427-431.

2. De Bisschop G, Dumoulin J. Neurostimulation électrique transcutanée antalgique et excito-motrice. Paris:Masson;1991.

3. Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M. Functional electrotherapy : stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil1961;42-101-5.

4. Albert A. Stimulation électrique fonctionnelle et kinésithérapie du pied varus équin spastique. Ann Kinesith. 1978;5:427-9.

5. Ziltener JL, Chantraine A. Méthodologie de la stimulation électrique fonctionnelle. Ann Réadaptation Med Phys. 1997;40:43-8.

6. Roques CF. Pratique de l'électrothérapie : électrophysiothérapie pratique aplliquée à la médecine physique et à la masso-kinésithérapie. Springer;1997.

7. Crepon F. Electrothérapie et physiothérapie : applications en rééducation et réadaptation. Elsevier-Masson;2012.

8. Organisation Mondiale de la Santé. http://www.who.int/fr/

9. Nieoullon A. Excitatory amino acids, central nervous system neurotransmitters. Therapie. 1990 May-Jun;45(3):281-5.

10. Haute Autorité de Santé. www.has-Sante.fr

11. Classen J, Liepert J, Wise SP, Hallet M, Cohen LG. Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. J Neurophysiol. 1998 Feb;79(2):1117-23.

12. Perez MA, Lungholt BK, Nyborg K, Nielsen JB. Motor skill training induces changes in the excitability of the leg cortical area in healthy humans. Exp Brain Res. 2004 Nov;159(2):197-205.

13. Lagerquist O, Mang SC, Collins DF. Changes in spinal but not cortical excitability following combined electrical stimulation of the tibial nerve and voluntary plantar-flexion. Exp Brain Res. 2012 Oct;222(1-2):41-53.

14.Kido Thompson A, Stein RB. Short-term effects of functional electrical stimulation on motor-evoked potentials in ankle flexors and extensor muscles. Exp Brain Res. 2004 Dec;159(4):491-9.

15. Everaert DG, Thompson AK, Chong SL, Stein RB. Does functional electrical stimulation for foot drop strenghten corticospinal connections ? Neurorehabil Neural Repair. 2010 Feb;24(2):168-77.

16. Niazi IK, Mrachacz-Kersting N, Jiang N, Dremstrup K, Farina D. Peripheral electrical stimulation triggered by self-paced detection of motor intention enhances motor evoked potentials. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2012 Jul;20(4):595-604.

17. Tarkka IM, Pitkänen K, Popovic DB, Vanninen R, Könönen M. Functional electrical therapy for hemiparesis alleviates disability and enhances neuroplasticity. Tohoku J Exp Med. 2011;225(1):71-6.

18. Barsi GI, Popovic DB, Tarkka IM, Sinkjaer T, Grey MJ. Cortical excitability changes following grasping exercise augmented with electrical stimulation. Exp Brain Res. 2008 Oct;191(1):57-66.

19. McKay DR, Ridding MC, Thompson PD, Miles TS. Induction of persistent changes in the organisation of the human motor cortex. Exp Brain Res. 2002 Apr;143(3):342-9.

20. Bhatt E, Nagpal A, Greer KH, Grunewald TK, Steele JL, Wiemiller JW, Lewis SM, Carey JR. Effect of finger tracking combined with electrical stimulation on brain reorganization and hand function in subjects with stroke. Exp Brain Res. 2007 Oct;182(4):435-47.

21. Lance JW. Disordered muscle tone and movement. Clin Exp Neurol. 1981;18:27-35.

22. Traitement médicamenteux de la spasticité, recommandations de bonne pratique. AFSAPSS. Juin 2009.

23. Logan LR. Rehabilitation techniques to maximize spasticity management. Top Stroke Rehabil. 2011 May-Jun;18(3):203-11.

24. Smania N, Picelli A, Munari D, Geroin C, Ianes P, Waldner A, Gandolfi M. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. Eur J Phys Rehabil Med. 2010 Sep;46(3):423-38.

25. Albert T, Yelnik A. Physiotherapy for spasticity. Neurochirurgie. 2003 May;49(2-3 Pt 2):239-46.

26. André JM, Beis JM, Brugerolle B, Chellig M. La stimulatin électrique neuromotrice dans le traitement de la spasticité. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique. 1993;36(5):329-336.

27. Robinson CJ, Kett NA, Bolam JM. Spasticity in spinal cord injured patients : 2. Initial mesures and long-term effects of surface electrical stimulation. Arch Pys Med Rehabil. 1988 Oct;69(10):862-8.

28. Demetrios M, Khan F, Turner-Stokes L, Brand C, McSweeney S. Multidisciplinary rehabilitation following botulinum toxin and other focal intramuscular treatment for post-stroke spasticity. Cochrane Database Syst Rev. 2013 Jun.

29. Hardy K, Suever K, Sprague A, Hermann V, Levine P, Page SJ. Combined bracing, electrical stimulation, and functional practice for chronic, upper-extremity spasticity. Am J Occup Ther. 2010 Sep-Oct;64(5):720-6.

30. Weingarden HP, Zeilig G, Heruti R, Shemesh Y, Ohry A, Dar A, Katz D, Nathan R, Smith A. Hybrid functional electrical stimulation orthosis system for the upper limb : effects on spasticity in chronic stable hemiplegia. Am J Phys Med Rehabil. 1998 Jul-Aug;77(4):276-81.

31. Lo HC, Hsu YC, Hsueh YH, Yeh CY. Cycling exercise with functional electrical stimulation improves postural control in stroke patients. Gait Posture. 2012 Mar;35(3):506-10.

32. Lo HC, Tsai KH, Yeh CY, Chang GL, Su FC. Evaluation of functional electrical stimulation-assisted leg-propelled wheelchair in hemiplegic patients. Clin Biomech. 2008;23 Suppl 1:S67-73.

33. Malhotra S, Rosewilliam S, Hermens H, Roffe C, Jones P, Pandyan AD. A randomized controlled trial of surface neuromuscular electrical stimulation applied early after acute stroke : effects on wrist pain, spasticity and contractures. Clin Rehabil. 2013 Jul;27(7):579-90.

34. Sahin N, Ugurlu H, Albayrak I. The efficacy of electrical stimulation in reducing the post-stroke spasticity : a randomized controlled study. Disabil Rehabil. 2012;34(2):151-6.

35. Bakhtiary AH, Fatemy E. Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke ? A randomized controlled study. Clin Rehabil. 2008 May;22(5):418-25.

36. Cheng JS, Yang YR, Cheng SJ, Lin PY, Wang RY. Effects of combining electrical stimulation with active ankle dorsiflexion while standing on a rocker board : a pilot study for subjects with spastic foot after stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2010 Apr;91(4):505-12.

37. Mooney V. A rationale for rehabilitation procedures based on the peripheral motor system. Clinical Orthopaedics & Related Research. 1969 Mar-Apr;63:7-13.

38. Ralston KE, Batty J, Lee BB, Bennett J, Harvey LA, Ben M, Cusmiani R. Functional electrical stimulation cycling has no clear effect on urine output, lower limb swelling, and spasticity in people with spinal cor injury : a randomised cross-over trial. J Physiother. 2013 Dec;59(4):237-43.

39. Sköld C, Lönn L, Harms-Ringdahl K, Hulting C, Levi R, Nash M, Seiger A. Effects of functional electrical stimulation training for six month on body composition and spasticity in motor complete tetraplegic spinal cord-injured individuals. J Rehabil Med. 2002 Jan;34(1):25-32.

40. Sadowsky CL, Hammond ER, Strohl AB et al. Lower extremity functional electrical stimulation cycling promotes physical and functional recovery in chronic spinal cord injury. J Spinal Cord Med. 2013 Mar 20.

41. Reichenfelser W, Hackl H, Hufgard J, Kastner J, Gstaltner K, Gföhler M. Monitoring of spasticity and functional ability in individuals with incomplete spinal cord injury with a functional electrical stimulation cycling system. J Rehabil Med. 2012 May;44(5):444-9.

42. Krause P, Szecsi J, Straube A. Changes in spastic muscle tone increase in patients with spinal cord injury using functional electrical stimulation and passive leg movements. Clin Rehabil. 2008 Jul;22(7):627-34.

43. Granat MH, Ferguson AC, Andrews BJ, Delargy M. The role of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury – observed benefits during gait studies. Paraplegia. 1993 Apr;31(4):207-15.

44. Van Der Salm A, Veltink PH, Ijzerman MJ, Groothuis-Oudshoorn KC, Nene AV, Hermens HJ. Comparision of electric stimulation methods for reduction of triceps surae spasticity in spinal cord injury. Arch Phys Me Rehabil. 2006 Feb;87(2):222-8.

45. Badj T, Kralj A, Turk R, Benko H, Sega J. Use of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incoplete spinal cord injuries. J Biomed Eng. 1989 Mar;11(2):96-102.

46. Robinson CJ, Kett NA, Bolam JM. Spasticity in spinal cord injured patients. 2. Initial mesures and long-term effects of surface electrical stimulation. Arch Phys Med Rehabil. 1988;69:862-868.

47. Douglas AJ, Walsh EG, Wright GW, Creasey GH, Edmond P. The effects of neuromuscular stimulation on muscle tone at the knee in paraplegia. Exp Physiol. 1991;76:357-10.

48. Amatya B, Khan F, La Mantia L, Demetrios M, Wade DT. Non pharmacological interventions for spasticity in multiple sclerosis. Cochrane Database of Systematic Reviews. 2013, Issue 2.

49. Szesci J, Schlick C, Schiller M, Pöllmann W, Koenig N, Straube A. Functional electrical stimulation-assisted cycling of patients with multiple sclerosis : biomechanical and functional outcome – a pilot study. Rehabil Med. 2009 Jul;41(8):674-80.

50. Paci M, Nannetti L, Rinaldi LA. Glenohumeral subluxation in hemiplegia : an overview. J Rehabil Res Dev. 2005 Jul-Aug;42(4):557-68.

51. Ryerson S, Levit K. The shoulder in hemiplegia. In Donatelli RA, editor. Physical therapy of the shoulder. 3rd edition. New-York (NY) : Churchill Livingstone Inc.;1997. P 205-27.

52. Hall J, Dungeon B, Guthrie M. Validity of clinical measures of shoulder subluxation in adults in post-stroke hemiplegia. Am J Occup Ther. 1995;49:526-33.

53. Boyd EA, Torrance GM. Clinical measures of shoulder subluxation : their reliability. Can J Public Health. 1992;83(Suppl):S24-28.

54. Ikai T, Tei K, Yoshida K, Miyano S, Yonemoto K. Evaluation and treatment of shoulder subluxation in hemiplegia. Relashionship between subluxation and pain. Am J Phys Med Rehabil. 1987;68:786-90.

55. Bender L, McKenna K. Hemiplegic shoulder pain : defining the problem and its management. Disabil Rehabil. 2001 Nov 10;23(16):698-705.

56. Bohannon RW, Larkin PA, Smith HB, Horton MG. Shoulder pain in hemiplegia : stastistical relashionship with five variables. Am J Occup Ther. 1986;67:514-516.

57. Roy CW. Shoulder pain in hemiplegia : a literature review. Clinical Rehabilitation 1988;2:35-44.

58. Kaplan MC. Hemiplegic shoulder pain : early prevention and rehabilitation. Physical Medecine and Rehabilitation. 1995;162 : 151-152.

59. Roy C, Sands M, Hill L. Shoulder pain in acutely admitted hemiplegics. Clin Rehabil. 1994 ;!/334-40.

60. Najenson T, Pikielny SS. Malalignment of the gleno-humeral joint following hemiplegia. A review of 500 cases. Ann Phys Med. 1965 Aug;8:96-9.

61. Wanklyn P, Forster A, Young J. Hemiplegic shoulder pain : natural history and investigation of associated features. Disability and Rehabilitation 1996;18:497-501.

62. Price CIM, Pandyan AD. Electrical stimulation for preventing and treating post-stroke shoulder pain. Cochrane Database of Systematic Reviews 2000, Issue 4. Art. No : CD001698.

63.Viana R, Pereira S, Mehta S, Miller T, Teasell R. Evidence for therapeutic interventions for hemiplegic shoulder pain during the chronic stage of stroke : a review. Top Stroke Rehabil. 2012 Nov-Dec;19(6):514-22.

64. Koog HY, Jin SS, Yoon K, Min BI. Interventions for hemiplegic shoulder pain : systematic review of randomised controlled trials. Disabil Rehabil. 2010;32(4):282-91.

65. Yu DT, Chae J, Walker ME et al. Intramuscular neuromuscular electric stimulation for poststroke shoulder pain : a multicenter randomized clinical trial. Arch Phys Med Rehabil. 2004 May;85(5):695-704.

66. Snels IA, Dekker JH, Van Der Lee JH, Lankhorst GJ, Beckerman H, Bouter LM. Treating patients with hemiplegic shoulder pain. Am J Phys Med Rehabil. 2002 Feb;81(2):150-60.

67. Vuagnat H, Chantraine A. Shoulder pain in hemiplegia revisited : contribution of functional electrical stimulation and other therapies. J Rehabil Med. 2003 Mar;35(2):49-54.

68. Faghri PD, Rodgers MM, Glaser RM, Bors JG, Ho C, Akuthota P. The effects of functional electrical stimulation on shoulder subluxation, arm function recovery, and shoulder pain in hemiplegic stroke patients. Arch Phys Med Rehabil. 1994 Jan;75(1):73-9.

69. Chantraine A, Baribeault A, Uebelhart D, Gremion G. Shoulder pain and dysfunction in hemiplegia : effects of functional electrical stimulation. Arch Phys Med Rehabil. 1999 Mar;80(3):328-31.

70. Wang RY, Chan RC, Tsai MW. Functional electrical stimulation on chronic and acute hemiplegic shoulder subluxation. Am J Phys Med Rehabil 2000 Jul-Aug;79(4):385-90.

71. Yu DT, Chae J, Walker ME et al. Intramuscular neuromuscular electric stimulation for poststroke shoulder pain : a multicenter randomized clinical trial. Arch Phys Med Rehabil 2004 May;85(5):695-704.

72. Chae J, Yu DT, Walker ME et al. Intramuscular electrical stimulation for hemiplegic shoulder pain : a 12-months follow-up of a multiple-center, randomized clinical trial. Am J Phys Med Rehabil 2005 Nov;84(11):832-42.

73. Rezenbrink GJ, Ijzerman MJ. Percutaneous neuromuscular electrical stimulation (p-NMES) for treating shoulder pain in chronic hemiplegia. Effects on shoulder pain and quality of life. Clin Rehabil 2004 Jun;18(4):359-65.

74. De Jong LD, Dijkstra PU, Gerritsen J, Geurts AC, Postema K. Combined arm stretch positionning and neuromuscular electrical stimulation during rehabilitation does not improve range of motion, shoulder pain or function in patients after stroke : a randomised trial. J Physiother. 2013 Dec;59(4):245-54.

75. Chae J, Ng A, Yu DT et al. Intramuscular electrical stimulation for shoulder pain in hemiplegia : does time from stroke onset predict treatment success ? Neurorehabil Neural Repair. 2007 Nov-Dec;21(6):561-7.

76. Sheffler LR, Chae J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. Muscle Nerve. 2007 May;35(5):562-90.

77. Ada L, Foongchomcheay A. Efficacy of electrical stimulation in preventing or reducing subluxation of the shoulder after stroke : a meta-analysis. Aust J Physiother. 2002;48(4):257-67.

78. Fil A, Armutlu K, Atay AO, Kerimoglu U, Elibol B. The effect of electrical stimulation in combination with Bobath techniques in the prevention of shoulder subluxation in acute stroke patients. Clin Rehabil. 2011 Jan;25(1):51-9.

79. Linn SL, Granat MH, Lees KR. Prevention of shoulder subluxation after stroke with electrical stimulation. Stroke 1999 May;30(5):963-8.

80. Baker LL, Parker K. Neuromuscular electrical stimulation of the muscles surronding the shoulder. Phys Ther. 1986 Dec;66(12):1930-7.

81. Koyuncu E, Nakipoglu-Yüzer GF, Dogan A, Ozgirgin N. The effectivenessof functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients : a randomized controlled trial. Disabil Rehabil. 2010;32(7):560-6.

82. Liu J, You WX, Sun D. Effects of functional electric stimulation on shoulder subluxationand upper limb motor function recovery of patients with hemiplegia resulting from stroke. Di Yi Jun Yi Da Xue Xue Bao. 2005 Aug;25(8):1054-5.

83. Manigandan JB, Ganesh GS, Pattnaik M, Mohanty P. Effects of electrical stimulation to long head of biceps in reducing gleno-humeral subluxation after stroke. NeuroRehabilitation. 2014 Jan 13;34(2):245-52.

84. Bromley I. Gait training. In : Tetraplegia and Paraplegia A guide for physiotherapists. 6e ed. Churchill Livingstone Elsevier; 2006.

85. Fong AJ, Roy RR, Ichiyama RM, Lavrov I, Courtine G, Gerasimenko Y, Tai YC, Burdick J, Edgerton VR. Recovery of control of posture and locomotion after a spinal cord injury : solutions staring us in the face. Prog Brain Res. 2009;175:393-418.

86. Gartman SJ, Audu ML, Kirsch RF, Triolo RJ. Selection of optimal muscle set for 16-channel standing neuroprothesis. J Rehabil Res Dev. 2008;45(7):1007-17.

87. Kuzelicki J, Kamnik R, Badj T, Obreza P, Benko H. Paraplegics standing up using multichannel FES and arm support. J Med Eng Technol. 2002 May-Jun;26(3):106-10.

88. Lau B, Guevremont L, Mushahwar VK. Strategies for generating prolonged functional standing using intramuscular stimulation or intraspinal microstimulation. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2007 Jun;15(2):273-85.

89. Kantrowitz A. Electronic Physiologic Aids. Maimonides Hospital : Brooklyn, New York, 1960, pp 4-5.

90. Ragnarsson KT. Functional electrical stimulation after spinal cord injury : current use, therapeutic effects and future directions. Spinal Cord 2008;46:255-19.

91. Gillette JC, Stevermer CA, Raina S, Derrick TR. NMES-assisted standing model from variated seated postures. Biomed Sci Instrum. 2004;40:30-5.

92. Triolo R, Wibowo M, Uhlir J, Kobetic R, Kirsch R. Effects of stimulated hip extension moment and position on upper-limb support forces during FNS-induced-standing – a technical note. J Rehabil Res Dev. 2001 Sep-Oct;38(5):545-55.

93. Faghri PD, Yount JP, Pesce WJ, Seetharama S, Votto JJ. Circulatory hypokinesis and functional electric stimulation during standing in persons with spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 2001 Nov;82(11):1587-95.

94. Jacobs PL, Johnson B, Mahoney ET. Physiologic responses to electically assisted and frame-supported standing in persons with paraplegia. J Spinal Cord Med. 2003 Winter;26(4):384-9.

95. Agarwal S, Triolo RJ, Kobetic R, et al. Long-term user perceptions of an implanted neuroprosthesis for exercise, standing, and transfers after spinal cord injury. J Rehabil Res Dev. 2003 May-Jun;40(3):241-52.

96. Kern H, Hofer C, Strohhofer M, Mayr W, Richter W, Stöhr H. Standing up with denervated muscles in humans using functional electrical stimulation. Artif Organs. 1999 May;23(5):447-52.

97. Hesse S, Malezic M, Lücke D, Mauritz KH. Value of functional electrostimulation in patients with paraplegia. Nervenarzt. 1998 Apr;69(4):300-5.

98. Riener R, Ferrarin M, Pavan EE, Frigo CA. Patient-driven control of FES-supported standing up and sitting down : experimental results. IEEE Trans Rehabil Eng. 2000 Dec;8(4):523-9.

99. Krajl A, Bajd T, Turk R, Benko H. Posture switching for prolonging functional electrical stimulation standing in paraplegic patients. Paraplegia. 1986 Aug;24(4):221-30.

100. Yarkony GM, Jaeger RJ, Roth E, Kralj AR, Quintern J. Functional neuromuscular stimulation for standing after spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 1990 Mar;71(3):201-6.

101. Braz GP, Russold M, Smith RM, Davis GM. Efficacy and stability performance of traditional versus motion sensor-assisted strategies for FES standing. J Biomech. 2009 Jun 19;42(9):1332-8.

102. Bhadra N, Kilgore KL, Peckham PH. Implanted stimulators for restoration of function in spinal cord injury. Med Eng Phys. 2001 Jan;23(1):19-28.

103. Uhlir JP, Triolo RJ, Kobetic R. The use of selective electrical stimulation of the quadriceps to improve standing function in paraplegia. IEEE Trans Rehabil Eng. 2000 Dec;8(4):514-22.

104. Davis R, Houdayer T, Andrews B, Emmons S, Patrick J. Paraplegia : prolonged closed-loop standing with implanted nucleus FES-22 stimulator and Andrews' foot-ankle orthosis. Stereoact Funct Neurosurg. 1997;69(1-4 Pt2):281-7.

105. Davis JA Jr, Triolo RJ, Uhlir J, Bieri C, Rohde L, Lissy D, Kukke S. Preliminary performance of surgically implanted neuroprosthesisfor standing and transfers – where do we stand ? J Rehabil Res Dev 2001;38:609-17.

106. Hardin E, Kobetic R, Murray L et al. Ambulation after incomplete spinal cord injury with an implanted FES system : a case report. J Rehabil Res Dev 2007;44:333-46.

107. Mushahwar VK, Jacobs PL, Normann RA, Triolo RJ, Kleitman N. New functional electrical stimulation approches to standing and walking. J Neural Eng. 2007 Sep;4(3):S181-97.

108. Taylor PN, Burridge JH, Dunkerley AL, Wood DE, Norton JA, Singleton C, Swain ID. Clinical use of the Odstock dropped foot stimulator : its effect on the sped and effort of walking. Arch Phys Med Rehabil. 1999 Dec;80(12):1577-83.

109. Wening J, Ford J, Jouett LD. Orthotics and FES for maintenance of walking in patients with MS. Dis Mon. 2013 Aug;59(8):284-9.

110. Daly JJ. Response of gait deficits to neuromuscular electrical stimulation for stroke survivors. Expert Rev Neurother. 2006 Oct;6(10):1511-22.

111. Do AH, Wang PT, King CE, Schombs A, Cramer SC, Nenadic Z. Brain-computer interface controlled functional electrical stimulation device for foot drop due to stroke. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012.

112. Chen M, Wu B, Lou X, Zhao T, Li J, Xu Z, Hu X, Zheng X. A self-adaptative foot-drop corrector using functional electrical stimulation (FES) modulated by tibialis anterior electromyography (EMG) dataset. Med Eng Phys. 2013 Feb;35(2):195-204.

113. Taylor P, Humphreys L, Swain I. The long-term cost-effectiveness of the use of Functional Electrical Stimulation for the correction of dropped foot due to upper motor neuron lesion. J Rehabil Med. 2013 Feb;45(2):154-60.

114. Stallard J, Major RE. The influence of orthosis stiffness on paraplegic ambulation and its implications for functional electrical stimulation (FES) walking systems. Prosthet Orthot Int. 1995 Aug;19(2):108-14.

115. Bajd T, Kralj A, Stefancic M, LavracN. Use of functional electrical stimulation in the lower extremities of incomplete spinal cord injured patients. Artif Organs. 1999 May;23(5):403-9.

116. Van der Salm A, Nene AV, Maxwell DJ, Veltink PH, Hermens HJ, Ijzerman MJ. Gait impairements in a group of patients with incomplete spinal cord injury and their relevance regarding therpeutic approches using functional electrical stimulation. Artif Organs. 2005 Jan;29(1):8-14.

117. Morawietz C, Moffat F. Effects of locomotor training after incomplete spinal cord injury : a systematic review. Arch Phys Med Rehabil. 2013 Nov;94(11):2297-308.

118. Karimi MT. Functional walking ability of paraplegic patients : comparison of functional electrical stimulation versus mechanical orthoses. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2013 Aug;23(6):631-8.

119. Lam T, Eng JJ, Wolfe DL, Hsieh JT, Whittaker M. A systematic review of the efficacy of gait rehabilitation strategies for spinal cord injury. Top Spinal Cord Inj Rehabil. 2007 Summer;13(1):32-57.

120. Graupe D, Cerrel-Bazo H, Kern H, Carraro U. Walking performance, medical outcomes and patient training in FES of innervated muscles for ambulation by thoracic-level complete paraplegics. Neurol Res. 2008 Mar;30(2):123-30.

121. Giangregorio L, Craven C, Richards K, Kapadia N, Hitzig SL, Masani K, Popovic MR. A randomized trial of functional electrical stimulation for walking in incomplete spinalcord injury : efects on body composition. J Spinal Cord Med. 2012 Sep;35(5):351-60.

122. Kern H. Functional electrical stimulation in paraplegic spastic patients. Artif Organs. 1997 Mar;21(3):195-6.

123. Sykes L, Campbell IG, Powell ES, Ross ER, Edwards J. Energy expenditure of walking for adult patients with spinal cord lesions using the reciprocating gait orthosis and functional electrical stimulation. Spinal Cord. 1996 Nov;34(11):659-65.

124. Braz GP, Russold M, Davis GM. Functional electrical stimulation control of standing and stepping after spinal cord injury : a review of technical characteristics. Neuromodulation. 2009 Jul;12(3):180-90.

125. Dutta A, Kobetic R, Triolo RJ. Gait initiation with electromyographically triggered electrical stimulation in people with partial paralysis. J Biomech Eng. 2009 Aug;131(8):081002.

126. Popovic D, Radulovic M, Schwirtlich L, Jaukovic N. Automatic vs hand-controlled walking of paraplegics. Med Eng Phys. 2003 Jan;25(1):63-73.

127. Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. IEEE Trans Rehabil Eng. 1997 Mar;5(1):23-9.

128. Del-Alma AJ, Gil-Agudo A, Pons JL, Moreno JC. Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exosqueleton. J Neuroeng Rehabil. 2014 Mar 4;11:27.

129. Ha KH, Quintero HA, Farris RJ, Goldfarb M. Enhancing stance phase propulsion during level walking by combining FES with a powered exoskeleton for persons with paraplegia. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012.

130. Marsolais EB, Kobetic R, Polando G, Ferguson K, Tashman S, Gaudio R, Nandurkar S, Lehneis HR. The Case Western Reserve University hybrid gait orthosis. J Spinal Cord Med. 2000 Summer;23(2):100-8.

131. Solomonow M, Baratta R, Hirokawa S, Rightor N, Walker W, Beaudette P, Shoji H, D'Ambrosia R. The RGO Generation II : muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics. Orthopedics. 1989 Oct;12(10):1309-15.

132. Solomonow M, Aguilar E, Reisin E, Baratta RV, Best R, Coetzee T, D'Ambrosia R. Reciprocating gait orthosis powered with electrical muscle stimulation (RGO II). Part I : Performance evaluation of 70 paraplegic patients. Orthopedics. 1997 Apr;20(4):315-24.

133. Tabernig CB, Cherniz AS, Escobar SO. BioStep-assisted walking in spinal cord-injured patients : an evaluation report. Int J Rehabil Res. 2007 Sep;30(3):249-53.

134. Bijak M, Mayr W, Rakos M et al. The Vienna functional electrical stimulation system for restoration of walking functions in spastic paraplegia. Artif Organs. 2002 Mar;26(3):224-7.

135. Winchester P, Carollo JJ, Habasevich R. Physiologic costs of reciprocal gait in FES assisted walking. Paraplegia. 1994 Oct;32(10):680-6.

136. Sharif H, Gammage K, Chun S, Ditor D. Effects of FES-Ambulation training on locomotor function and health-related quality of life in individuals with spinal cord injury. Top Spinal Cord Inj Rehabil. 2014 Winter;20(1):58-69.

137. Hitzig SL, Craven BC, Panjwani A, Kapadia N, Giangregorio LM, Richards K, Masani K, Popovic MR. Randomized trial of functional electrical stimulation therapy for walking in incomplete spinal cord injury : effects on quality of life and community participation. Top Spinal Cord Inj Rehabil. 2013 Fall;19(4):245-58.

138. Thrasher TA, Flett HM, Popovic MR. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. Spinal Cord. 2006 Jun;44(6):357-61.

139. Johnston TE, Betz RR, Smith BM et al. Implantable FES system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury. Spinal Cord. 2005 Dec;43(12):713-23.

140. Plassat R, Perrouin-Verbe B, Stéphan A, Rome J, Brunel P, Richard I, Mathe JF. Gait orthosis in patients with complete thoracic paraplegia. Review of 43 patients. Ann Readapt Med Phys. 2005 Jun;48(5):240-7.

141. Kim CM, Eng JJ, Whittaker MW. Effects of a simple functional electric system and/or a hinged ankle-foot orthosis on walking in persons with incomplete spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 2004 Oct;85(10):1718-23.

142. Agarwal S, Kobetic R, Nandurkar S, Marsolais EB. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia : 17-year follow-up of 2 cases. J Spinal Cord Med. 2003 Spring;26(1):86-91.

143. Field-Fote EC, Tepavac D. Improved intralimb coordiantion in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. Phys Ther. 2002 Jul;82(7):707-15.

144. Field-Fote EC. Combined use of body weight support, functional electrical stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 2001 Jun;82(6):818-2.

145. Ladouceur M, Barbeau H. Functional electrical stimulation-assisted walking for persons with incomplete spinal injuries : longitudinal changes in maximal overground walking speed. Scand J Rehabil Med. 2000 Mar;32(1):28-36.

146. Brissot R, Gallien P, Le Bot MP, Beaubras A, Laisné D, Beillot J, Bassonville J. Clinical experience with functional electrical stimulation-assisted gait with Parastep in spinal cord-injured patients. Spine. 2000 Feb 15;25(4):501-8.

147. Wieler M, Stein RB, Ladouceur M et al. Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking. Arch Phys Med Rehabil. 1999 May;80(5):495-500.

148. Jaspers P, Peeraer L, Van Petegem W, Van der Perre G. The use of an advanced reciprocating gait orthosis by paraplegic individuals : a follow-up study. Spinal Cord. 1997 Sep;35(9):585-9.

149. Gallien P, Brissot R, Eyssette M, Tell L, Barat M, Wiart L, Petit H. Restoration of gait by functional electrical stimulation for spinal cord injured patients. Paraplegia. 1995 Nov;33(11):660-4.

150. Thoumie P, Perrouin-Verbe B, Le Claire G et al. Restoration of functinal gait in paraplegic patients with the RGO-II hybrid orthosis. A multicentre controlled study. I. Clinical evaluation. Paraplegia. 1995 Nov;33(11):647-53.

151. Granat MH, Ferguson AC, Andrews BJ, Delargy M. The rôle of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury - - observed benefits during gait studies. Paraplegia. 1993 Apr;31(4):207-15.

152. Marsolais EB, Kobetic R. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. J Bone Joint Surg Am. 1987 Jun;69(5):728-33.

153. Debelleix X.La rééducation de l'hémiplégie vasculaire de l'adulte améliore-t'elle la marche ? Ann Réadaptation Méd Phys 1997;40:121-30.

154. Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking funcion in stroke patients : the Copenhagen stroke study. Arch Phys Med Rehabil 1995;76:27-32.

155. Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. J Am Med Assoc. 2011;305:50-8.

156. Kim JH, Chung Y, Kim Y, Hwang S. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. Gait posture. 2012 May ;36(1):65-7.

157. O'Dell MW, Dunning K, Kluding P, Wu SS, Feld J, Ginosian J, McBride K. Response and prediction of improvement in gait speed from functional electrical stimulation in persons with poststroke drop foot. PM R. 2014 Jan 9.

158. Sabut SK, Sikdar C, Kumar R, Mahadevappa M. Improvement of gait and muscle strength with functional electrical stimulation in sub-acute and chronic stroke patients. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2011;2011:2085-8.

159. Bulley C, Shiels JE, Wilkie K, Salisbury L. User experiences, preferences and choices relating to functional electrical stimulation and ankle foot orthoses for foot-drop after stroke. Physiotherapy. 2011 Sep;97(3):226-33.

160. Wilkie KM, Shiels JE, Bulley C, Salisbury LG. Functional electrical stimulation (FES) impacted on important aspects of my life : a qualitative exploration of chronic stroke patients and carers perceptions of FES in the management of dropped foot. Physiother Theory Pract. 2012 Jan;28(1):1-9.

161. Robertson JA Eng JJ, Hung C. The effect of functional electrical stimulation on balance function and balance confidence in community-dwelling individuals with stroke. Physiother Can. 2010 Spring;62(2):114-9.

162. Tilson JK, Settle SM, Sullivan KJ. Application of evidence-based practice strategies : current trends in walking recovery interventions poststroke. Top Stroke Rehabil. 2008 May-Jun;15(3):227-46.

163. Foglyano KM, Schnellenberger JR, Kobetic R. Development of a self-contained accelerometry based system for control of functional electrical stimulation in hemiplegia. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2011;2011:5448-51.

164. Kottink AI, Oostendorp LJ, Buurke JH, Nene AV, Hermens HJ, Ijzerman MJ. The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot : a systematic review. Artif Organs. 2004 Jun;28(6):577-86.

165. Bethoux F, Rogers HL, Nolan KJ et al. The effects of peroneal nerve functional electrical stimulation versus ankle-foot orthosis in patients with chronic stroke : a randomized controlled trial. Neurorehabil Neural Repair. 2014 Feb 13.

166. Kluding PM, Dunning K, O'Dell MW, Wu SS, Ginosian J, Feld J, McBride K. Foot drop stimulation versus ankle foot orthosis after stroke : 30-week outcomes. Stroke. 2013 Jun;44(6):1660-9.

167. Everaert DG, Stein RB, Abrams GM et al. Effect of a foot-drop stimulator and ankle-foot orthosis on walking performance after stroke : a multicenter randomized controlled trial. Neurorehabil Neural Repair. 2013 Sep;27(7):579-91.

168. Morone G, Fusco A, Di Capua P, Coiro P, Pratesi L. Walking training with foot drop stimulator controlled by a tilt sensor to improve walking outcomes : a randomized controlled pilot study in patients with stroke in subacute phase. Stroke Res Treat. 2012.

169. Sheffler LR, Bailey SN, Wilson RD, Chae J. Spatiotemporal, kinematic, and kinetic effects of a peroneal nerve stimulator versus an ankle foot orthosis in hemiparetic gait. Neurorehabil Neural Repair. 2013 Jun;27(5):403-10.

170. Van Swigchem R, Van Duijnhoven HJ, Den Boer J, Geurts AC, Weerdesteyn V. Effect of peroneal electrical stimulation versus an ankle-foot orthosis on obstacle avoidance ability in people with stroke-related foot drop. Phys Ther. 2012 Mar;92(3):398-406.

171. Kottink AI, Tenniglo MJ, De Vries WH, Hermens HJ, Buurke JH. Effects of an implantable two-channel peroneal nerve stimulator versus conventional walking device on spatiotemporal parameters and kinematics of hemiparetic gait. J Rehabil Med. 2012 Jan;44(1):51-7.

172. Prado-Medeiros CL, Sousa CO, Souza AS, Soares MR, Barela AM, Salvini TF. Effects of the addition of functional electrical stimulation to ground level gait training with body weight support after chronic stroke. Rev Bras Fisioter. 2011 Nov-Dec;15(6):436-44.

173. Van Swigchem R, Vloothuis J, Den Boer J, Weerdesteyn V, Geurts AC. Is trancutaneous peroneal stimulation beneficial to patients with chronic stroke using an ankle-foot orthosis ? A within-subjects study of patients' satisfaction, walking speed and physical activity level. J Rehabil Med. 2010 Feb;42(2):117-21.

174. Kesar TM, Perumal R, Reisman DS, Jancosko A, Rudolph KS, Higginson JS, Binder-Macleod SA. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexors muscles : effects on poststroke gait. Stroke. 2009 Dec;40(12):3821-7.

175. Ring H, Treger I, Gruendlinger L, Hausdorff JM. Neuroprosthesis for footdrop compared with an ankle-foot orthosis : effects on postural control during walking. J Stroke Cerebrovasc Dis. 2009 Jan;18(1):41-7.

176. Ferrante S, Pedrocchi A, Ferrigno G, Molteni F. Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strength and the motor control of individuals with a post-acute stroke. Eur J Phys Rehabil Med. 2008 Jun;44(2):159-67.

177. Sheffler LR, Hennessey MT, Naples GG, Chae J. Peroneal nerve stimulation versus an anklefoot orthosis forcorrection of footdrop in stroke : ipact on functional ambulation. Neurorehabil Neural Repair. 2006 Sep;20(3):355-60.

178. Fernandes MR, Carvalho LB, Prado GF. A functional electric orthesis on the paretic leg improves quality of life of stroke patients. Arq Neuropsiquiatr. 2006 Mar;64(1):20-3.

179. Belda-Lois JM, Mena-Del Horno S, Bermejo-Bosch I et al. Rehabilitation of gait after stroke : a review towards a top-down approach. Journal of NeuroEngineering and rehabilitation. 2001;8:66.

180. Pereira S, Mehta S, McIntyre A, Lobo L, Teasell RW. Functional electrical stimulation for improving gait in persons with chronic stroke. Top stroke rehabil. 2012 Nov-Dec ; 19(6):491-8.

181. Robbins SM, Houghton PE, Woodbury MG, Brown JL. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients : a meta-analysis. Arch Phys Med Rehabil. 2006 Jun;87(6):853-9.

182. Ji SG, Cha HG, Kim MK, Lee CR. The effect of mirror therapy integrating functional electrical stimulation on the gait of stroke patients. J Phys Ther Sci. 2014 Apr;26(4):497-9.

183. Spaich EG, Svaneborg N, Jorgensen HR, Andersen OK. Rehabilitation of the hemiparetic gait by nociceptive withdrawal reflex-based functional electrical therapy : a randomized, single-blinded study. J Neuroeng Rehabil. 2014 May 7;11(1):81.

184. Lee HJ, Cho KH, Lee WH. The effects of body weight support treadmill training with power-assisted functional electrical stimulation on functional movement and gait in stroke patients. Am J Phys Med Rehabil. 2013 Dec;92(12):1051-9.

185. Lee SY, Kang SY, Im SH et al. The effects of assisted ergometer training with a functional electrical stimulation on exercise capacity and functional ability in subacute stroke patients. Ann Rehabil Med. 2013 Oct;37(5):619-27.

186. Sheffler LR, Taylor PN, Gunzler DD, Buurke JH, Ijzerman MJ, Chae J. Randomized controlled trial of surface peroneal nerve stimulation for motor relearning in lower limb hemiparesis. Arch Phys Med Rehabil. 2013 Jun;94(6):1007-14.

187. Sabut SK, Sikdar C, Kumar R, Mahadevappa M. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle : effects on dorsiflexor strenght, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. NeuroRehabilitation. 2011;29(4):393-400.

188. Daly JJ, Zimbelman J, Roenigk KL et al. Recovery of coordinated gait : randomized controlled stroke trial of functional electrical stimulation (FES) versus no FES, with weight-supported treadmill and over-ground training. Neurorehabil Neural Repair. 2011 Sep;25(7):588-96.

189. Ambrosini E, Ferrante S, Pedrocchi A, Ferrigno G, Molteni F. Cycling induced by electrical stimulation improves motor recovery in postacute hemiparetic patients : a randomized controlled trial. 2011 Apr;42(4):1068-73.

190. Sabut SK, Lenka PK, Kumar R, Mahadevappa M. Effect of functional electrical stimulation on the effort and walking speed, surface electromyography activity, and metabolic responses in stroke subjects. J Electromyogr Kinesiol. 2010 Dec;20(6):1170-7.

191. Embrey DG, Holtz SL, Alon G, Brandsma BA, McCoy SW. Functional electrical stimulation to dorsiflexors and plantar flexors during gait to improve walking in adults with chronic hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 2010 May;91(5):687-96.

192. Sabut SK, Sikdar C, Mondal R, Kumar R, Mahadevappa M. Restoration of gait and motor recovery by functional electrical stimulation therapy in persons with stroke. Disabil Rehabil. 2010;32(19):1594-603.

193. Mesci N, Ozdemir F, Kabayel DD, Tokuc B. The effects of neuromuscular electrical stimulation on clinical improvement in hemiplegic lower extremity rehabilitation in chronic stroke : a single-blind, randomised, controlled trial. Disabil Rehabil. 2009;31(24):2047-54.

194. Kojovic J, Djuric-Jovicic M, Dosen S, Popovic MB, Popovic DB. Sensor-driven four-channel stimulation of paretic leg : functional electrical walking therapy. J Neurosci Methods. 2009 Jun 30;181(1):100-5.

195. Kottink AI, Hermens HJ, Nene AV, Tenniglo MJ, Groothuis-OudshoornCG, Ijzerman MJ. Therapeutic effect of an implantable peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop : a randomizes controlled trial. Phys Ther. 2008 Apr;88(4):437-48.

196. Lindquist AR, Prado CL, Barros RM, Mattioli R, Da Costa PH, Salvini TF. Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation : effects on poststroke gait. Phys Ther. 2007 Sep;87(9):1144-54.

197. Yan TB, Hui-Chan CW, Li LS. Effects of functional electrical stimulation on the improvement of motor function of patients with aute stroke : a randomized controlled trial. Zhonghua Yi Xue Za Zhi. 2006 Oct 10;86(37):2627-31.

198. Tong RK, Ng MF, Li LS. Effectivemeness of gait training using an electromechanical gait trainer, with and without functional electric stimulation, in subacute stroke : a randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil. 2006 Oct;87(10):1298-304.

199. Yavuzer G, Geler-Külcü D, Sonel-Tur B, Kutlay S, Ergin S, Stam HJ. Neuromuscular electric stimulation effect on lower-extremity motor recovery and gait kinematics of patients with a stroke : a randomized controlled trial. Arch Phs Med Rhabil. 2006 Apr;87(4):536-40.

200. Daly JJ, Roenigk K, Holcomb J et al. A randomized controled trial of functional neuromuscular stimulation in chronic stroke subjects. Stroke. 2006 Jan;37(1):172-8.

201. Yan T, Hui-Chan CW, Li LS. Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke : a randomizes placebo-controlled trial. 2005 Jan;36(1):80-5.

202. Cozean CD, Pease WS, Hubbell SL. Biofeedback and functional electric stimulation in stroke rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil. 1988 Jun;69(6):401-5.

203. National Multiple Sclerosis Society. http://www.nationalmssociety.org

204. Pike J, Jones E, Rajagopalan K, Piercy J, Anderson P. Social and economic burden of walking and mobility problems in multiple sclerosis. BMC Neurol. 2012 Sep 18;12:94.

205. Van der Linden ML, Scott SM, Hooper JE, Cowan P, Mercer TH. Gait kinematics of people with multiple sclerosis and the acute application of functional electrical stimulation. Gait posture. 2014 Apr;39(4):1092-6.

206. Miller L, Rafferty D, Paul L, Mattison P. A comparison ofthe orthotic effect of the Odstock Dropped Foot Stimulator and the Walkaide functional electrical stimulation systems on energy cost and speed of walking in multiple sclerosis. Disabil Rehabil Assist Technol. 2014 Mar 17.

207. Scott SM, Van der Linden ML, Hooper JE, Cowan P, Mercer TH. Quantification of gait kinematics and walking ability of people with multiple sclerosis who are new users of functional electrical stimulation. J Rehabil Med. 2013 Apr;45(4):364-9.

208. Esnouf JE, Taylor PN, Mann GE, Barrett CL. Impact on activities of daily living using a functional electrical stimulation device to improve dropped foot in people with multiple sclerosis, measured by the Canadian Occupational Performance Measure. Mult Scler. 2010 Sep;16(9):1141-7.

209. Barrett CL, Mann GE, Taylor PN, Strike P. A randomized trial to investigate the effects of functional electrical stimulation and therapeutic exercise on walking performance for people with multiple sclerosis. Mult Scler. 2009 Apr;15(4):493-504.

210. Paul L, Rafferty D, Young S, Miller L, Mattison P, McFayden A. The effects of functional electrical stimulation on the physiological cost of gait in people with multiple sclerosis. Mult Scler. 2008 Aug;14(7):954-61.

211. Stein RB, Everaert DG, Thompson AK, Chong SL, Whittaker M, Robertson J, Kuether G. Long-term therapeutic and orthotic effects of a foot drop stimulator on walking performance in progressive and nonprogressive neurological disorders. Neurorehabil Neural Repair. 2010 Feb;24(2):152-67.

212. Bromley I. Tertaplegia and paraplegia : a guide for physiotherapists. Sixth Edition. Churchill-Livingstone Elsevier. 2006.

213. Sukhvinder KR, Verrier M. A synthesis of best evidence for the restoration of upper-extremity function in people with tetraplegia. Physiother Can. 2011 Fall;63(4):474-89.

214. Peckham PH, Mortimer JT, Marsolais EB.Controlled prehension and release in the C5 quadriplegic elicited by functional electrical stimulation of the paralized forearm musculature. An Biomed Eng. 1980;8:369-88.

215. Peckham PH, Marsolais EB, Mortimer JT .Restoration of key grip and release in C6 tetraplegic patient through functional electrical stimulation. J Hand Surg (Am);5:462-7.

216. Taylor P, Esnouf J, Hobby J. Pattern of use and user satisfaction of Neuro Control Freehand System. Spinal Cord. 2001;39:156-60.

217. Peckham PH, Keith MW, Kilgore KL. Efficacy of an implanted neuroprosthesis for restoring hand grasp in tetraplegia : a multicenter study. Arch Phys Med Rehabil. 2001;Oct 10(82):1380-8.

218. Cornwall R, Hausman MR. Implanted neuroprostheses for restoration of hand function in tetraplegic patients. J Am Acad Orthop Surg. 2004 Mar-Apr ;12(2):72-9.

219. Mangold S, Keller T, Curt A, Dietz V. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury. Spinal Cord. 2005 Jan;43(1):1-13.

220. Watanabe T, Tagawa Y, Nagasue E, Shiba N. Surface electrical stimulation to realize task oriented hand motion. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2009;662-5.

221. Prochazka A, Gauthier M, Wieler M et al. The Bionic Glove : an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1997 Jun;78(6):608-14.

222. Popovic D, Stojanovic A, Pjanovic A et al. Clinical evaluation of the bionic glove. Arch Phys Med Rehabil. 1999 Mar;80(3):299-5.

223. Snoek GJ, Ijzerman MJ, Groen FA, Stoffers TS, Zilvold G. Use of the NESS Handmaster to restore hand function in tetraplegia : clinical experiences in ten patients. Spinal Cord. 2000 Apr;38(4):244-9.

224. Alon G, McBride K. Persons with C5 or C6 tetraplegia achieve selected functional gains using a neuroprosthesis. Arch Phys Med Rehab. 2003;84:119–24.

225. Grill JH, Peckham PH. Functional neuromuscular stimulation for combined control of elbow extension and hand grasp in C5 and C6 quadriplegics. IEEE Trans Rehabil Eng. 1998 Jun;6(2):190-9.

226. Memberg WD, Polasek KH, Hart RL, Bryden AM, Kilgore KL, Nemunaitis GA. Implanted neuroprosthesis for restoring arm and hand function in people with high level tetraplegia. Arch Phys Med Rehabil. 2014 Feb 20.

227. Thorsen R, Dalla Costa D, Chiaramonte S et al. A noninvasive neuroprosthesis augments hand grasp force in individuals with cervical spinal cord injury : the functional and therapeutic effects. Scientific World Journal. 2013 Dec 30.

228. Kapadia N, Zivanovic V, Popovic MR. Resstoring voluntary grasping function in individuals with incomplete chronic spinal cord injury : pilot study. Top Spinal Cord Inj Rehabil. 2013 Fall ; 19(4):288-99.

229. Popovic MR, Kapadia N, Zivanovic V, Furlan JC, Craven BC, McGillivray C. Functional electrical stimulation therapy of voluntary grasping versus only conventional rehabilitation for patients with subacute incomplete tetraplegia : a randomized clinical trial. Neurorehabil Neural Repair. 2011 Jun;25(5):433-42.

230. Kapadia NM, Zivanovic V, Furlan JC, Craven BC, McGillivray C, Popovic MR. Functional electrical stimulation therapy for grasping in traumatic incomplete spinal cord injury : randomized controlled trial. Artif Organs. 2011 Jun;35(3):212-6.

231. Popovic MR, Thrasher TA, Adams ME et al. Functional electrical therapy : retraining grasping in spinal cord injury. Spinal cord. 2006 Mar;44(3):143-51.

232. Pelton T, Van Vliet P, Hollands K. Interventions for improving coordination of reach to grasp following stroke : a systematic review. Int J Evid Based Healthc. 2012 Oct;93(10):1715-21.

233. Pomeroy VM, King LM, Pollock A, Baily-Hallam A, Langhorne P. Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. Cochrane Database of Systematic Reviews 2006, Issue 2.

234. Meilink A, Hemmen B, Seelen HA, Kwakkel G. Impact of EMG-triggered neuromuscular stimulation of the wrist and finger extensors of the paretic hand after stroke : a systematic review of the litterature. Clin Rehabil. 2008 Apr;22(4):291-305.

235. Bolton DA, Cauraugh JH, Hausenblas HA. Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and stroke motor recovery of arm/hand functions : a meta-analysis. J Neurol Sci. 2004 Aug 30;223(2):121-7.

236. Shin HK, Cho SH, Jeon HS, Lee HY, Song JC, Jang SH, Lee CH, Kwon YH. Cortical effect and functional recovery by the electromyography-triggered neuromuscular stimulation in chronic stroke patients. Neurosci Lett. 2008 Sep 19;442(3):174-9.

237. Pulman J, Buckley E. Assessing the efficacy of different upper limb hemiparesis interventions on improving health-related quality of life in stroke patients : a systematic review. Top Stroke Rehabil. 2013 Mar-Apr;20(2):171-88.

238. Doucet BM, Grifffin L. High versus low-frequency stimulation effects on fine motor control in chronic hemiplegia : a pilot study. Top Stroke Rehabil. 2013 Jul-Aug;20(4):299-307.

239. Malesevic NM, Popovic Maneski LZ, Illic V et al. A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp. J Neuroeng Rehabil. 2012 Sep 25;9:66.

240. Chae J, Harley MY, Hisel TZ et al. Intramuscular electrical stimulation for upper limb recovery in chronic hemiparesis : an exploratory randomized clinical trial. Neurorehabil Neural Repair. 2009 Jul-Aug;23(6):595-9.

241. Davis R, Sparrow O, Cosendai G, Burridge JH, Wulff C, Turk R, Schulman J. Poststroke upper limb rehabilitation using 5 to 7 inserted microstimulators : implant procedure, safety and efficacy for restoration of function. Arch Phys Med Rehabil. 2008 Oct;89(10):1907-12.

242. Makowski NS, Knutson JS, Chae J, Crago P. Neuromuscular electrical stimulation to augment reach and hand opening after stroke. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2001.

243. Makowski NS, Knutson JS, Chae J, Crago P. Variations in neuromuscular electrical stimulation's ability to increase reach and hand opening during voluntary effort after stroke. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012.

244. Singer BJ, Vallence AM, Cleary S, Cooper I, Loftus AM. The effect of EMG triggered electrical stimulation plus task practice on arm function in chronic stroke patients with moderate-severe deficits. Restor Neurol Neurosci. 2013;31(6):681-91.

245. Knutson JS, Harley MY, Hisel TZ, Makowski NS, Fu MJ, Chae J. Controllaterally controlled functional electrical stimulation for stroke rehabilitation. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012;2012:341-7.

246. Rosewiliam S, Malhotra S, Roffe C, Jones P, Pandyan AD. Can surface neuromuscular electrical stimulation of the wrist and hand combined with routine therapy facilitate recovery of arm function in patients with stroke ? Arch Phys Med Rehabil. 2012 Oct;93(10):1715-21.

247. Wu FC, Lin YT, Kuo TS,Luh JJ, Lai JS. Clinical effects of combined arm training with functional electrical stimulation in patients with stroke. IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2011.

248. Shindo K, Fujiwara T, Hara J, Oba H, Hotta F, Tsuji T, Hase K, Liu M. Effectiveness of hybrid assistive neuromuscular dynamic stimulation therapy in patients with subacute stroke : a randomized controlled pilot trial. Neurorehabil Neural Repair. 2011 Nov-Dec;25(9):830-7.

249. Mann G, Taylor P, Lane R. Accelerometer-triggered electrical stimulation for reach and grasp in chronic stroke patients : a pilot study. Neurorehabil Neural Repair. 2011 Oct;25(8):774-80.

250. Bello AI, Rockson BE, Olaogun MO. The effects of electromyographic-triggered neuromuscular electrical muscle stimulation on the functional hand recovery among stroke survivors. Afr J Med Med Sci. 2009 Jun;38(2):185-91.

251. Chae J, Harley MY, Hisel TZ, Corrigan CM, Demchak JA, Wong YT, Fang ZP. Intramuscular electrical stimulation for upper limb recovery in chronic hemiparesis : an exploratory randomized clinical trial. Neurorehabil Neural Repair. 2009 Jul-Aug;23(6):569-78.

252. Chan MK, Tong RK, Chung KY. Bilateral upper limb training with functional electric stimulation in patients with chronic stroke. Neurorehabil Neural Repair. 2009 May;23(4):357-65.

253. Thrasher TA, Zivanovic V, McIlroy W, Popovic MR. Rehabilitation of reaching and grasping function in severe hemiplegic patients using functional electrical stimulation therapy. Neurorehabil Neural Repair. 2008 Nov-Dec;22(6):706-15.

254. Turck R, Burridge JH, Davis R, Cosendai G, Sparrow O, Roberts HC, Hugues AM, Schulman J. Therapeutic effectiveness of electric stimulation of the upper-limb postroke using implanted microstimulators. Arch Phys Med Rehabil. 2008 Oct;89(10):1907-12.

255. Kowalczewski J, Gritsenko V, Ashworth N, Ellaway P, Prochazka A. Upper-extremity electric stimulation-assisted exercises on a workstation in the subacute phase of stroke recovery. Arch Phys Med Rehabil. 2007 Jul;88(7):833-9.

256. Santos M, Zahner LH, McKiernan BJ, Mahnken JD, Quaney B. Neuromuscular electrical stimulation improves severe hand dysfunction for individuals with chronic stroke : a pilot study. J Neurol Phys Ther. 2006 Dec;30(4):175-83.

257. Page SJ, Levine P. Back from the brink : electromyography-triggered stimulation combined with modified constrained-induced movement therapy in chronic stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2006 Jan;87(1):27-31.

258. Lourencao MI, Battistella LR, Martins LC, Litvoc J. Analysis of the results of functional electrical stimulation on hemiplegic patients' upper extremities using the Minnesota manual dexterity test. Int J Rehabil Res. 2005 Mar;28(1):25-31.

259. De Kroon JR, Ijzerman MJ, Lankhorst GJ, Zilvold G. Electrical stimulation of the upper-limb in stroke : stimulation of the extensors of the hand vs. alternate stimulation of flexors and extensors. Am J Phys Med Rehabil. 2004 Aug;83(8):592-600.

260. Gritsenko V, Prochazka A. A functional electric stimulation-asssisted exercise therapy system for hemiplegic hand function. Arch Phys Med Rehabil. 2004 Jun;85(6):881-5.

261. Popovic MB, Popovic DB, Sinkjaer T, Stefanovic A, Schwirtlich L. Restitution of reaching and grasping promoted by functional electrical therapy. Artif Organs. 2002 Mar;26(3):271-5.

262. Caraugh J, Light K, Kim S, Thigpen M, Behrman A. Chronic motor dysfunction after stroke : recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation. Stroke. 2000 Jun;31(6):1360-4.

263. Chae J, Bethoux F, Bohine T, Dobos L, Davis T, Friedl A. Neuromuscular stimulation for upper-extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia. Stroke. 1998 May;29(5):975-9.

264. Hummelstein H, Maier-Loth ML, Eickhof C. The functional value of electrical muscle stimulation for the rehabilitation of hand in stroke patients. Scand J Rehabil Med. 1997 Mar;29(1):3-10.

265. Hummelstein H, Amberger S, Mauritz KH. The influence of EMG-initiated electrical muscle stimulation on motor recovery of the centrally paretic hand. Eur J Neurol. 1996 May;3(3):245-54.

266. Kim H, Lee G, Song C. Effects of functional electrical stimulation with mirror therapy on upper limb motor function in poststroke patients. J Stroke Cerebrovasc Dis. 2014 Apr 23(4):655-61.

267. Yun GJ, Chun MH, Park JY, Kim BR. The synergic effects of mirror therapy and neuromuscular electrical stimulation for hand function in stroke patients. Ann Rehabil Med. 2011 Jun ;35(3):316-21.

248. Chiou YH, Luh JJ, Chen SC, Chen YL, Lai JS, Kuo TS. Patient-driven loop control for hand function restoration in a non-invasive functional electrical stimulation system. Disabil Rehabil. 2008;30(19) :1499-505.

249. Ring H, Rosenthal N. Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation. J Rehabil Med. 2005 Jan;37(1):32-6.

250. Vitenzon AS, Bourovoy AM. Méthode et appareillage programmé d'électrostimulation des muscles pour la marche pathologique. http://www.mks.ru/library/conf/biomedprobor/2000/sec07_17.html

ANNEXES

Annexe 1 : Functional Ambulation Classification modified (FAC modifiée)

- **Classe 0 :** ne peut marcher et à besoin de l'aide de plus d'une personne
- **Classe 1 :** peut marcher avec l'aide permanente d'une personne
- **Classe 2 :** peut marcher avec l'aide intermittente d'une personne
- **Classe 3 :** peut marcher avec l'aide d'un soutien verbal sans contact physique
- **Classe 4 :** peut marcher seul sur surface plane, mais le passage des escaliers est impossible
- **Classe 5 :** peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible avec l'aide d'une tierce personne (contact physique ou simple surveillance).
- **Classe 6 :** peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible en utilisant une rampe ou canne, sans aide et/ou surveillance de la part d'une tierce personne.
- **Classe 7 :** peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible seul mais anormalement (plus lent, avec boiterie), sans aide et/ou surveillance de quelqu'un, ni appui externe.
- **Classe 8 (indépendant) :** peut marcher seul en surface plane et franchit seul les escaliers de façon normale sans se servir de la rampe ou d'une canne avec passage des marches normalement.

Annexe 2 : Test des 10 mètres de marche

Compter le nombre de pas pour parcourir une distance de 10 mètres (à vitesse confortable)
Sujets jeunes, allure tranquille : 11-17
Sujets jeunes, allure rapide : 8-10
Sujets âgés : 12-14
Sujets pathologiques : 13-25

Chronométrer le temps nécessaire pour parcourir une distance de 10 mètres
Moyenne (extrêmes) en seconde :
Sujets masculins : 7,6 s (5,0 - 10,0 s)
Sujets féminins : 8,0 s (6,0-12,0 s)

Annexe 3 : Echelle d'Ashworth modifiée

Evaluation sur mouvement passif :

	Cotation J0		Cotation J30		Cotation J60	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche
Adducteurs						
IJ						
Triceps sural						
Quadriceps						
Tibial Antérieur						
Fléchisseurs orteils						

Annexe 4 : Equilibre Postural Assis

Classe 0 : aucun équilibre en position assise (effondrement du tronc). Nécessité d'un appui postérieur et d'un soutien latéral.
Classe 1 : position assise possible avec un appui postérieur.
Classe 2 : équilibre postural assis maintenu sans appui postérieur, mais déséquilibre lors d'une poussée quel qu'en soit la direction.
Classe 3 : équilibre postural assis maintenu sans appui postérieur et lors d'une poussée déséquilibrante quel qu'en soit la direction.
Classe 4 : équilibre postural assis maintenu sans appui postérieur, lors d'une poussée déséquilibrante et lors des mouvements de la tête, du tronc et des membres supérieurs. Le malade remplit les conditions pour le passage de la position debout seul.

Equilibre Postural Debout

Classe 0 : aucune possibilité de maintien postural debout.
Classe 1 : position debout possible avec transferts d'appui sur le membre hémiplégique très insuffisants. Nécessité d'un soutien.
Classe 2 : position debout possible avec transferts d'appui du membre hémiplégique encore incomplets. Pas de soutien.
Classe 3 : transferts d'appui corrects en position debout.
Classe 4 : équilibre postural debout maintenu lors des mouvements de la tête, du tronc et des membres supérieurs.
Classe 5 : appui unipodal possible.

Annexe 5 : Formulaire de consentement

J'ai pris connaissance des risques prévisibles et je suis conscient(e) que ma participation pourra être interrompue par le médecin en cas de nécessité. Pa ailleurs, j'accepte de contacter le médecin investigateur ou son équipe dans les délais les plus brefs si je constate un effet anormal ou si je suis amené(e) à prendre un médicament durant la recherche.

J'ai bien noté les coordonnées du médecin en charge de l'étude (et du médecin en cas d'urgence) que je pourrais contacter.

J'ai été informé(e) que mon médecin traitant sera informé de ma participation à cette recherche dès les premiers jours de ma participation.

Je déclare sur l'honneur être affilié(e) à un régime de sécurité sociale ou bénéficiaire d'un tel régime.

Je déclare ne pas être placé sous sauvegarde de justice.

J'ai pris connaissance que le CPP Est III de Nancy a donné un avis favorable à cette recherche en date du …… et que l'autorité compétente (Afssaps) l'a autorisée en date du …….....

J'ai également été informé que conformément à la loi en vigueur, un contrat d'assurance a été souscrit par le promoteur de la recherche.

Si je le souhaite, je serai informé(e) des résultats globaux de l'étude et s'ils ont fait l'objet d'une publication dans les conditions exposées dans le document d'information.

Je suis parfaitement conscient(e) que je peux à tout moment retirer mon consentement à ma participation à cette recherche, et cela quelques soient mes raisons et sans encourir aucune responsabilité ni aucun préjudice. J'en informerai alors le Docteur …….... (N° de téléphone : ……). Le fait de ne plus participer à cette recherche ne portera pas atteinte à mes relations avec le médecin investigateur, ni avec mon médecin traitant. En cas de retrait de mon consentement les données personnelles collectées me concernant pourront être utilisé pour l'étude.

Toutes les données me concernant, y compris son dossier médical, resteront confidentielles. Je n'autoriserai leur consultation que par les personnes qui collaborent à la recherche, aux personnes chargées par le promoteur de contrôler la qualité de l'étude ainsi que par un représentant des autorités de santé.

J'accepte que les données nécessaires à la recherche soient recueillies durant ma participation à l'étude et informer le Docteur …….... (N° de téléphone : ……) si j'apprends que je suis enceinte au cours de ma participation à l'étude.

fassent l'objet d'un traitement informatisé autorisé par la Commission Nationale Informatique et Liberté. J'ai bien été informé(e) de la finalité du traitement (on m'a expliqué à quoi serviraient ces données) ainsi que des destinataires de ces données. J'ai bien noté qu'en application de la loi « Informatique et Libertés » du 6 janvier 1978 modifiée, je disposerai d'un droit d'accès aux données me concernant ainsi qu'un droit de rectification. Je peux exercer ces droits à tout moment auprès du Pr Jean PAYSANT (03 83 52 67 50 ou par courriel : jean.paysant@ugecamne.fr).

Je donne mon consentement à ma participation à cette recherche.

Je peux à tout moment demander toute information complémentaire au Docteur …….. (Tél : ……..) ou au Pr Jean PAYSANT (03 83 52 67 50 ou par courriel : jean.paysant@ugecamne.fr).

Mon consentement ne décharge en rien l'investigateur et le promoteur de l'ensemble de leurs responsabilités pour faire respecter les termes de ce formulaire de consentement, conciliant le respect des droits et des libertés individuelles et les exigences d'un travail scientifique et je conservai tous mes droits garantis par la loi.

A l'issue de cette étude, je serai informé des résultats globaux de la recherche par courrier ou par information orale lors d'une consultation auprès du médecin de médecine physique et de réadaptation qui me suit et fait partie des médecins recruteurs de l'étude.

A REMPLIR PAR LA PERSONNE PARTICIPANT A LA RECHERCHE :

NOM ……..PRENOM……..

J'accepte librement et volontairement de participer à cette Recherche BioMédicale.

Dans le cas où je suis une femme, je déclare sur mon honneur de ne pas être enceinte, ni être allaitante et je donne mon accord pour me prêter à un test de grossesse au moyen d'une prise de sang lors des bilans d'inclusion.

Je conserverai un exemplaire de la lettre d'information et du formulaire de consentement dûment complétée et signée.

Signature : **Date : ……..**

Fait en deux exemplaires dont l'un sera conservé par l'investigateur et l'autre remis au patient.

A REMPLIR PAR LE MEDECIN INVESTIGATEUR :

Date : ……..

Je soussigné(e) Pr /Dr Signature :

NOM …….. *PRÉNOM*……..

déclare avoir pleinement expliqué au patient le but et les modalités de cette étude ainsi que ses risques potentiels et avoir personnellement recueilli le consentement de sa participation à cette Recherche BioMédicale.

Coordonnées : ……..

……

Coordonnées du médecin à joindre en cas d'urgence : ……

……

Fait en deux exemplaires dont l'un sera conservé par l'investigateur et l'autre remis au patient.

Pour les personnes ne pouvant pas lire le document d'information et/ou dans le cas où celles-ci sont hors d'état de signer le formulaire de consentement mais pouvant consentir oralement à participer à cette Recherche BioMédicale, une tierce personne indépendante du médecin investigateur et du promoteur doit assister à l'entretien puis compléter ce cadre au moment du consentement du participant :

A COMPLETER PAR LE TEMOIN :

Date : ……..

Je soussigné(e) Signature :

NOM …….. *PRÉNOM*……..

Témoin de l'entretien, certifie que le patient

NOM …….. *PRÉNOM*……..

a reçu les explications et informations contenues dans le document d'information, a obtenu les réponses aux questions qu'il a posées, est d'accord avec les dispositions de la présente attestation de consentement et a donné librement après un délai de réflexion suffisant, son consentement oral pour participer à cette Recherche BioMédicale.

Qualité du témoin :

Parent du patient OUI / NON

(Préciser le lien de parenté : ……..)

Autre personne indépendante du médecin investigateur ou du promoteur OUI / NON

(Préciser la qualité……)

Fait en deux exemplaires dont l'un sera conservé par l'investigateur et l'autre remis au patient.

VU

NANCY, le **21 juillet 2014**
Le Président de Thèse

Professeur J. PAYSANT

NANCY, le **25 juillet 2014**
Le Doyen de la Faculté de Médecine
Par délégation,

Professeur H. VESPIGNANI

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le 25/08/2014

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Professeur P. MUTZENHARDT