



HAL
open science

SCED : effets de la rééducation robotisée (LUNA EMG) chez les patients AVC chroniques

Tania Borchtchov

► **To cite this version:**

Tania Borchtchov. SCED : effets de la rééducation robotisée (LUNA EMG) chez les patients AVC chroniques. Sciences du Vivant [q-bio]. 2022. dumas-03783967

HAL Id: dumas-03783967

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03783967v1>

Submitted on 22 Sep 2022

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License



Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie

22, Avenue Camille Desmoulins

29238 Brest CEDEX 3

SCED : Effets de la rééducation robotisée (LUNA EMG) chez les patients AVC chroniques

BORCHTCHOV Tania

En vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Masseur Kinésithérapeute

Promotion 2018-2022

Session « juin 2022 »

Remerciements

Je tiens à remercier mon directeur de mémoire, le docteur Olivier Rémy Nérès, pour la qualité de son accompagnement, ses conseils et sa réactivité tout au long de la réalisation de ce travail.

Je remercie également Marine Bourhis, Marc Le Roy, Gwenaël Cornec qui m'ont accompagnée et aidée dans l'accomplissement de ce projet, ainsi que toute l'équipe de rééducateurs du CHU de Morvan, pour leur soutien et leur bienveillance.

Je remercie le patient, pour sa participation et son enthousiasme à chaque venue dans le service.

Je remercie tous mes proches, famille et amis, pour leurs encouragements, leur soutien, et leur présence dans ma vie. A ma famille loin d'ici, j'ai hâte de vous retrouver et j'espère vous rendre fière par l'aboutissement de ces quatre années de travail.

Table des matières

I.	Introduction	1
I.1	Accident vasculaire cérébral	1
I.2	Rôle de la rééducation robotisée dans la récupération du MS	13
I.3	Problématisation	16
II.	Méthodologie – Matériel et Méthode.....	18
II.1	Population Cible	18
II.2	Description du Design	18
II.3	Description des mesures et du matériel	19
II.4	Contexte	29
II.5	Description de l'intervention.....	29
II.6	Analyse.....	32
II.7	Précision méthodologique.....	34
III.	Résultats	38
III.1.	Recrutement du patient :.....	38
III.2.	Critère de jugement principal : SPARC	38
III.3.	Critères secondaires	45
IV.	Discussion.....	52
IV.1	Discussion autour des résultats.....	52
IV.2	Evaluation psychométrique de l'étude.....	56
IV.3	Evaluation de l'intervention	59
IV.4	Implication et conséquence sur les perspectives extérieures.....	60
V.	Conclusion	61
	<i>Bibliographie</i>	62
	<i>Annexes</i>	70

Liste des Abréviations :

2D : Deux Dimensions

3D : Trois Dimensions

ARAT : Action Research Arm Test

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

AVQ : Activité de Vie Quotidienne

BBT : Box and Block Test

CCI : Corrélation Intra Classe

CM : Centimètre

CHU : Centre Hospitalier Universitaire

EMG : Electromyographie

Ergo : Ergothérapie

EULT : Enhanced Upper Limb Therapy

EVA : Echelle Visuelle Analogique

FMA : Fugl Meyer Assessment

H : Heure

HAS : Haute Autorité de santé

HLH : Hémianopsie latérale homonyme

J : Jour

Kiné : kinésithérapeute

MCID : Différence Minimale Cliniquement Importante

Méta : Métacarpien

MFI : Multidimensional Fatigue Inventory

MI : Membre Inférieur

MS : Membre Supérieur

NAP : Non-Overlap of all Pairs

NT : Non testé

NSA : Nottingham Sensory Assesement

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

RMS : Réponse Moyenne Standardisée

SCED : Single Case Experimental Design

SPARC : Longueur d'Arc Spectral

SUS : System Usability Scale

UL : Upper Limb

Liste des figures :

Figure 1 : Carte mondiale montrant l'incidence de l'AVC (pour 100 000 personnes) par quartiles

Figure 2 : Carte mondiale montrant la mortalité (par 100 000 personnes) de l'AVC ajusté à la population mondiale, par quartiles

Figure 3 : Polygone de Willis, la circulation artérielle cérébrale d'après la fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada

Figure 4 : Design SCED

Figure 5 : Installation du patient au laboratoire du mouvement

Figure 6 : Paramètres d'installation au laboratoire du mouvement

Figure 7 : Installation LUNA EMG

Figure 8 : Bras pour le module coude

Figure 9 : Bras pour le module épaule

Figure 10 : Choix des exercices du LUNA EMG

Figure 11 : Les différents paramètres du retour biofeedback LUNA EMG

Figure 12 : Description du retour biofeedback LUNA EMG lors de l'extension active de coude

Figure 13 : Graphique présentant les résultats du SPARC

Figure 14 : Enveloppe de tendance en ligne de base

Figure 15 : Ligne de niveau des phases A et B

Figure 16 : Ligne de niveau des phases B et C

Figure 17 : Ligne de niveau des phases A et B+C

Figure 18 : Représentation de la variabilité des phases A et B

Figure 19 : Représentation de la variabilité des phases B et C

Figure 20 : Représentation de la variabilité des phases A et B+C

Figure 21 : Représentation de l'immédiateté de l'effet des traitements

Figure 22 : Cohérence des modèles entre les phases B et C

Figure 23 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase A sur la phase B

Figure 24 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase A sur la phase B+C

Figure 25 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase B sur la phase C

Figure 26 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase C sur la phase B

Figure 27 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase A sur la phase C

Figure 28 : *Graphique en barre des résultats du ARAT*

Figure 29 : *Graphique en barre des résultats du FUGL MEYER*

Liste des tableaux :

Tableau 1 : *Tableau clinique de l'AVC*

Tableau 2 : *Interprétation du RHO*

Tableau 3 : *Interprétation de l'alpha de Conbrach*

Tableau 4 : *Interprétation du CCI*

Tableau 5 : *Interprétation de la RMS*

Tableau 6 : *Paramètres d'installation au laboratoire du mouvement*

Tableau 7 : *Classification des différents tests, selon le site « Evidence-Based Review of stroke rehabilitation »*

Tableau 8 : *Propriétés psychométriques du Fugl Meyer*

Tableau 9 : *Propriétés psychométriques de l'ARAT*

Tableau 10 : *Récapitulatif des items évaluant la fidélité procédurale*

Tableau 11 : *Récapitulatif des items de l'échelle ROBINT*

Tableau 12 : *Caractéristiques cliniques et environnementales du patient P0*

Tableau 13 : *Résumé de l'analyse statistique du SPARC*

Tableau 14 : *Résultats du test ARAT*

Tableau 15 : *Résultats du test FUGL MEYER*

Tableau 16 : *Résultats de l'Ashworth Modifié*

I. Introduction

I.1 Accident vasculaire cérébral

I.1.1 Définition de l'AVC

L'accident cérébral vasculaire correspond soit à l'obstruction d'une artère cérébrale (dans 80 à 85% des cas), soit à la rupture d'un vaisseau sanguin dans le cerveau. Cela entraîne un arrêt brutal de la circulation sanguine à l'intérieur du cerveau, aboutissant à la mort des cellules cérébrales (1), soudainement privées d'oxygène et des éléments nutritifs nécessaires à leurs activités.

La haute autorité de santé (HAS), le définit comme étant « un déficit neurologique d'origine vasculaire, d'apparition brutale secondaire à un infarctus (AVC ischémique), ou à une hémorragie cérébrale ou méningée (AVC hémorragique) au niveau du cerveau » (2).

I.1.2 Epidémiologie

En France, l'AVC représente la 1^{ère} cause de handicap acquis chez l'adulte, la 2^{ème} cause de démence, et la 2^{ème} cause de mortalité (la 1^{ère} chez la femme). Il y a 140 000 nouveaux cas par an, soit un AVC toutes les quatre minutes. 20% des individus décèdent l'année qui suit l'accident (référence). 40% des personnes auront des séquelles importantes, tandis que 60% récupèrent leur indépendance, mais, parmi eux, ¼ ne pourra pas reprendre une activité professionnelle. Après 5 ans, il y aurait 30 à 50% de récidence. L'AVC intervient à tout âge : 25% des patients ont moins de 65 ans et 10% moins de 45 ans. L'âge moyen de survenu est de 74 ans (1), (3).

Dans le monde, l'AVC représenterait la 2^{ème} cause de décès et d'invalidité, avec plus de 13 millions de nouveaux cas chaque année. L'étude de Lindsay MP and al de 2019 a constaté qu'entre 1990 et 2016, les taux d'incidence globaux avaient diminué grâce à la prévention et un meilleur contrôle des facteurs de risques. Le seul groupe ayant connu une augmentation de cas est celui de la population âgée de moins de 50 ans. (4). En 2010 17 millions de personnes victimes d'un AVC ont été comptabilisés, et 31% avaient moins de 65 ans (5). L'OMS projette une augmentation de l'incidence à 23 millions en 2030 (6).

Dans l'étude de Kim J, and al de 2019, les auteurs ont effectué une mise à jour grâce à des données récentes de la carte thermique et ont démontré l'incidence des AVC ajustés à la population mondiale de l'OMS par quartile (7) :

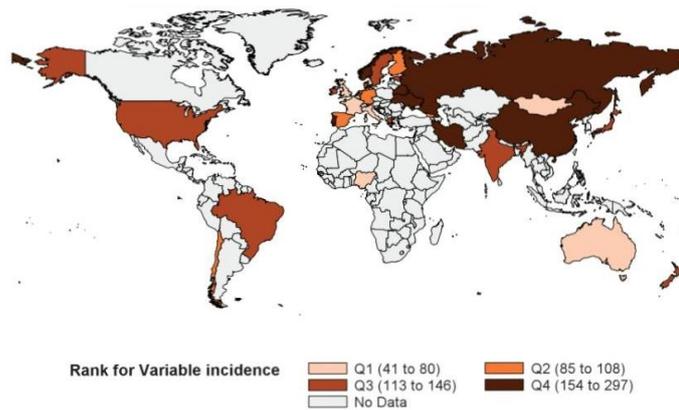


Figure 1 : carte mondiale montrant l'incidence de l'AVC (pour 100 000 personnes) par quartiles (7)

Nous constatons que ce sont les pays de l'Est les plus touchés par cette pathologie, avec une incidence allant de 154 à 297 individus pour 100 000 habitants. Les études réalisées entre 2004 et 2014 démontrent que ce sont la Chine (avec une incidence de 297/100 000 habitants), la République de la Biélorussie, et enfin l'Iran (7), les plus touchés.

Quant à la mortalité, nous retrouvons le même type de carte thermique mise à jour également :

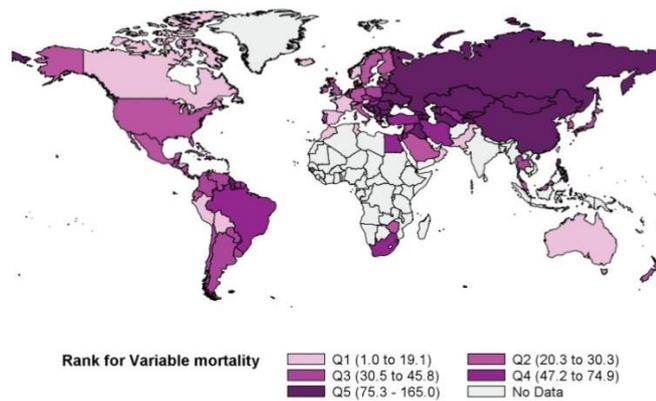


Figure 2 : Carte mondiale montrant la mortalité (par 100 000 personnes) de l'AVC ajusté à la population mondiale, par quartiles (7)

Les pays où le taux de mortalité le plus élevé (selon les données récentes) sont la Bulgarie qui possède le plus fort taux de mortalité brute avec 312 décès pour 100 000 habitants par an, la Lettonie qui occupe la seconde place avec 258 décès pour 100 000 habitants par an, la Roumanie avec 218 décès pour 100 000 habitants par an et enfin la fédération de Russie avec un taux de mortalité de 216 décès pour 100 000 habitants par an. Les îles Malouines et certaines régions rurales de Chine sont également retrouvées dans les pays à plus forte mortalité, cependant leurs données n'ont pas été mises à jour depuis respectivement 1983 et 2000. A contrario, les pays où le taux de mortalité est le

moins élevé sont : le Kazakhstan avec 72 décès pour 100 000 habitants par an, le Qatar avec 3,9 décès pour 100 000 habitants par an mais aussi le Honduras, le Bahreïn, le Maroc et Haïti (7).

Toutefois, il faut faire attention à l'interprétation de ces chiffres : les pays avec des taux élevés de mortalités peuvent être surestimés car leurs données concernent les maladies cérébro-vasculaires en général. Quant aux pays où les taux de mortalités sont les plus faibles, comme Haïti, peuvent être sous-estimés car les données fournies sont anciennes. De manière générale, les auteurs ont constaté que la morbidité de l'AVC est très forte dans les pays à faible revenu, mais contribue proportionnellement moins à la charge de morbidité dans ces pays que dans les autres territoires à revenus élevés (7).

I.1.3 Cout en santé publique

Cette pathologie représente un certain cout pour la santé publique. D'une part pour la prise en charge de ces patients, et d'autre part par l'absence de reprise du travail de certains patients de moins de 65 ans. En France, en 2013, 3,5 milliards d'euros ont été remboursé par l'assurance maladie, tous régimes confondus. Les coûts indirects de cette année-là sont également importants : chez les moins de 45 ans victimes d'AVC, 30 à 50% ne pouvaient pas reprendre une activité professionnelle et 10% restaient dépendants pour, au moins, une activité de vie quotidienne (8).

I.1.4 Les facteurs de risques de l'AVC

Plusieurs facteurs ont été identifiés comme à risque d'apparition d'un AVC. Ils ont été catégorisés en deux, les modifiables et non modifiables. Les facteurs de risques non modifiables sont l'âge, les antécédents familiaux, les facteurs ethniques. En effet, il y aurait une plus grande incidence chez les populations asiatiques et les individus d'origine africaines et hispaniques par rapport aux caucasiens, selon le registre de Manhattan (9).

Les facteurs de risques modifiables sont :

- L'hypertension artérielle, qui joue pour 40% des risques d'AVC
- Le tabac : augmente de 3 fois le risque d'AVC
- L'obésité abdominale : 36% du risque d'AVC
- Alimentation non équilibrée : 33% du risque d'AVC
- Le manque d'activité physique
- La consommation d'alcool
- La fibrillation atriale : augmente de 4 fois le risque d'AVC
- Les facteurs psychosociaux : stress, dépression, isolement social

- Une concentration trop élevée d'un ou plusieurs lipides dans le sang : cholestérol, triglycérides... (10)

Ces derniers facteurs de risque peuvent être accessibles à la prévention primaire, qui joue un grand rôle sur la baisse de l'incidence de cette pathologie : contrôler son hypertension artérielle, l'arrêt du tabac, manger cinq fruits et légumes par jour, faire plus d'activités physiques...(10).

I.1.5 Les différents types d'AVC

I.1.5.1. Les AVC ischémiques :

Les AVC ischémiques représentent environ 80% à 85% des AVC. Ils se définissent comme un défaut d'afflux de sang dû à l'obstruction d'une artère cérébrale, suite à un problème de coagulation sanguine. Il s'en suit une ischémie de la zone concernée par l'artère touchée, provoquant des lésions cérébrales plutôt de type localisé. La circulation cérébrale est assurée par le système carotidien et le système vertébro-basilaire.

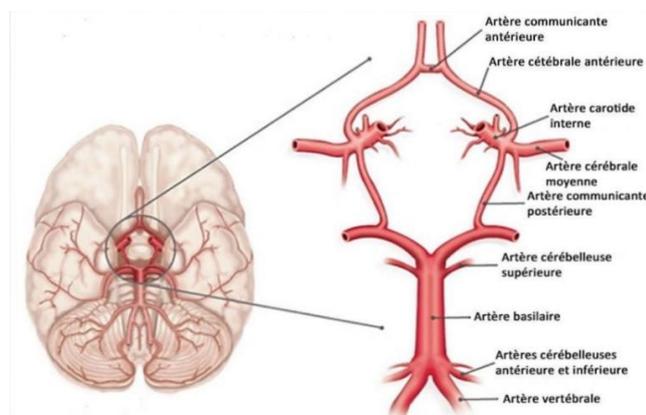


Figure 3 : Polygone de Willis, la circulation artérielle cérébrale d'après la fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada (11)

- Dans le système carotidien, la carotide commune se divise en deux : la carotide externe qui va en direction de la face et la carotide interne qui va se diviser en deux : elles vont former des branches terminales : l'artère cérébrale antérieure et l'artère sylvienne.
- Dans le système vertébro-basilaire, les deux artères vertébrales se réunissent pour former l'artère ou tronc basilaire. Ce dernier se divise en artère cérébrale postérieure droite et gauche.
- Ces deux systèmes communiquent entre eux via des artères communicantes : c'est le polygone de Willis. C'est un système anastomotique de suppléance entre les deux réseaux.

Se distingue donc les AVC ischémiques touchant le territoire carotidien : artère sylvienne et artère cérébrale antérieure, des AVC ischémiques touchant le territoire vertébro-basilaire : artère cérébrale postérieure et troncs basilaires. S'il y a recanalisation spontanée précoce de l'artère cérébrale, il s'agit d'un accident ischémique transitoire. L'ischémie est réversible et les symptômes disparaissent spontanément, dans l'heure qui suit en général, sans laisser de séquelles. Ils représentent 1/3 des AVC ischémiques.

Les étiologies les plus fréquentes sont la présence de plaque athéromateuse dans les artères, les embolies avec détachement et migration d'un fragment de plaque ou d'un thrombus, notamment s'il y a une arythmie cardiaque. Plus rarement, l'infarctus cérébral peut avoir une origine veineuse, c'est la thrombose veineuse cérébrale, qui représente environ 1% des AVC (1), (9).

I.1.5.2. Les AVC hémorragiques :

Les AVC hémorragiques représentent 15 à 20% des AVC. Ils surviennent suite à la rupture d'une artère cérébrale, dans 15% des cas, ou méningée dans 5% des cas, avec diffusion d'un hématome qui endommage la zone cérébrale concernée. En effet, le saignement entraîne une compression du cerveau et des cellules nerveuses suite à l'augmentation de la pression intracrânienne.

Dans les étiologies, est retrouvé l'hypertension artérielle (angiopathie amyloïde) et les troubles de la coagulation (1), (9).

I.1.6 Les atteintes liées à l'AVC

I.1.6.1 Tableau clinique général

L'AVC est à l'origine de déficiences multiples, notamment :

- Motrice : hémiplégie, monoplégie, trouble de la déglutition...
- Sensorielle : hémianesthésie, hémianopsie...
- Cognitive : aphasie, apraxie, agnosie, négligence, fonctions exécutives...

Le tableau clinique est différent selon l'artère cérébrale touchée :

Artère		Déficit neurologique
Artère sylvienne (territoire superficiel et profond)	Hémisphère majeur – artère gauche	<ul style="list-style-type: none"> ○ Hémiplégie à prédominance brachio-faciale ○ Hémianopsie latéral homonyme droite ○ Aphasie motrice ○ Astéognosie ○ Apraxie gestuelle, bucco-linguo-faciale ○ Syndrome de Gertsman
	Hémisphère mineur – artère droite	<ul style="list-style-type: none"> ○ Hémiplégie gauche à prédominance brachio-faciale ○ HLH gauche ○ Syndrome de l'hémisphère mineur ○ Apraxie constructive et de l'habillage ○ Désorientation temporo-spatiale
Artère cérébrale antérieure		<ul style="list-style-type: none"> ○ Hémiplégie controlatérale à la lésion à prédominance crurale ○ Syndrome frontal
Circulation vertébro-basilaire	Artère cérébrale postérieure : territoire superficiel	<ul style="list-style-type: none"> ○ HLH controlatérale à la lésion ○ Alexie ○ Prosopagnosie
	Artère cérébrale postérieure : territoire profond	<ul style="list-style-type: none"> ○ Syndrome thalamique
	Artère cérébrale postérieure : territoire profond et superficiel	<ul style="list-style-type: none"> ○ Cécité corticale ○ Trouble mnésique
	Tronc cérébral	<ul style="list-style-type: none"> ○ Syndrome alterne ○ Atteinte d'un nerf crânien homolatéral à la lésion ○ Atteinte d'une voie longue homolatérale à la lésion
	Cérébelleux	<ul style="list-style-type: none"> ○ Syndrome cérébelleux

Tableau 1 : Tableau clinique de l'AVC (12) (13)

L'hémiplégie et l'aphasie sont les séquelles les plus fréquentes de cette pathologie. La gravité d'un AVC va dépendre de l'âge, du type d'AVC, de sa localisation, de son étendue et de la précocité de la prise en charge.

1.1.6.2 L'hémiplégie

L'hémiplégie se définit par « une perte plus ou moins complète de la motricité volontaire dans une moitié de corps » (14). Elle est contralatérale à la lésion. Elle peut être complète ou partielle. Elle est rarement isolée, le plus souvent elle est accompagnée de trouble associés, spécifique à la localisation de l'atteinte cérébrale (15).

Les déficiences les plus apparentes de l'hémiplégie sont catégorisées classiquement en trois troubles élémentaires : le déficit moteur (déficit de la commande), l'hypertonie pyramidale (spasticité), les syncinésies (co-contraction) accompagnées des modifications musculaires comme l'hypo extensibilité ou encore les rétractions. Le tableau clinique du patient hémiplégique sera donc classiquement constitué de :

- La limitation d'amplitude articulaire qui est le résultat de la rétraction musculaire, favorisée par l'immobilisation due à la paralysie de l'hémicorps atteint (17),
- La spasticité définie comme étant un « trouble moteur caractérisé par une augmentation, vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement, avec exagération des réflexes ostéotendineux » (16) ;
- L'atteinte de la motricité où l'intention et régulation automatique du mouvement est touchée. Cela a pour conséquence la perte de la capacité d'adaptation de la motricité. Cette dernière devient archaïque, désorganisée, dépourvue de fonctionnalité. Ainsi, la réponse à la commande est une motricité essentiellement involontaire, avec des co-contractions, inefficace fonctionnellement, remplaçant les synergies physiologiques. La co-contraction se définit comme une hyperactivité anormale du muscle antagoniste survenant au cours de l'activité de l'agoniste. Cette perte du contrôle moteur rend difficile la production volontaire de mouvement, la dextérité et coordination des doigts, des mains et des bras (17) ;
- L'altération de la sensibilité qui réduit la conscience de la position et du mouvement du membre (17) ;

1.1.7 L'évolution des AVC

1.1.7.1 Plasticité cérébrale

La plasticité cérébrale se définit comme étant un « ensemble des processus visant à développer, modifier ou constituer des connexions, en conformité avec le

modèle fixé génétiquement pour chaque espèce. Il s'agit d'une capacité du cerveau, en particulier chez les grands primates, visant à se modifier par l'expérience » (18), (19).

Plusieurs formes sont décrites, chacune ayant son propre rôle, de la maturation psychique à l'apprentissage. L'une d'entre elle, la plasticité dite post lésionnelle, est celle observée suite à une lésion cérébrale, notamment l'AVC, et permet en grande partie la récupération de la fonction chez un patient donné. Elle permettrait la récupération fonctionnelle, grâce à des mécanismes de restitution ou de compensation (20). La restitution comprend les phénomènes de réparation et la redondance, tandis que la compensation implique notamment le phénomène de vicariance, c'est-à-dire le fait d'utiliser des circuits neuronaux inutilisés pour remplacer la fonction perdue (21). Cette plasticité engendre des changements à la fois structurels, au niveau cellulaire (neurogénèse, gliogénèse, angiogénèse) et anatomiques (sprouting, diaschisis : reprise fonctionnelle des connexions inhibées mais l'anatomie est intacte) mais aussi fonctionnels (synapses) (22). Enfin, une autre forme de plasticité est décrite, la plasticité mal adaptative. Cette dernière peut être responsable de l'altération des fonctions résiduelles et de la récupération motrice post AVC. Elle implique plusieurs phénomènes dont la surutilisation du membre non affecté et le déséquilibre de la balance interhémisphérique. En effet, chez un sujet sain, chaque hémisphère exerce sur l'autre une inhibition, or suite à une lésion, l'équilibre est rompu. L'hémisphère touché exerce moins d'inhibition sur son opposant, qui devient hyperexcitable ce qui peut entraîner une augmentation de l'inhibition de l'hémisphère affecté (23).

1.1.7.2 La récupération motrice post AVC

A. Différents mécanismes mis en place

La récupération motrice après un AVC débute de manière précoce. Plusieurs recherches l'ont décrite comme atteignant un pic dans les premières semaines post AVC puis un plateau aux alentours du 5^{ème} mois (24). Dorénavant, cette vision tend à changer puisqu'il est reconnu que des changements auraient lieu durant le stade chronique (25). Cette récupération motrice intrique plusieurs phénomènes. Tout d'abord, la récupération spontanée qui débute directement après l'AVC puis qui diminue au cours du temps. Sa durée peut varier et s'étendre sur plusieurs semaines. Elle est principalement due à la reperfusion des zones dite de pénombre péri lésionnelle. La récupération spontanée du contrôle moteur du bras se ferait au cours du premier mois suivant l'AVC et atteindrait un plateau au bout d'environ 5 semaines (26). Ensuite, La restitution comportementale se produit grâce aux différents mécanismes de réparations neuronales de la région lésée et de la génération de nouvelles commandes par la région non lésée qui rétablissement le contrôle moteur de la partie du corps affecté (27),(28).

Enfin, la compensation se définit par la substitution d'un certain comportement existant avant l'AVC par une nouvelle approche pour accomplir la tâche demandée. Elle est permise par l'utilisation des muscles et articulations non affectés et contrôlés par des régions cérébrales alternatives. La compensation est très souvent utilisée afin de reprendre rapidement une vie indépendante. Or, elle peut être inadaptée par exemple avec l'utilisation excessive du membre non affectée (29).

B. L'approche de Brunnström

Cette approche décrit un modèle de récupération motrice après un AVC. Trois périodes sont globalement définies. Tout d'abord, immédiatement après son installation, une période de flaccidité, durant laquelle aucun mouvement du côté atteint n'est observé, s'installe. S'en suit la période de récupération où apparaissent la spasticité, les réflexes archaïques et les syncinésies. Peu à peu, la manifestation de ces trois éléments diminue et le patient contrôle de plus en plus ses mouvements, jusqu'à ce qu'ils deviennent quasi normaux (30).

1.1.7.3 Chronologie de la récupération après un AVC

Différentes phases sont décrites (27). Tout d'abord la phase hyper aigüe qui correspond aux premières 24 heures suivant l'AVC. Puis, la phase aigüe qui correspond à la première semaine. Elle est suivie par la phase subaigüe qui se distingue en deux parties, la phase subaigüe précoce correspondant aux trois premiers mois, période très importante car elle implique les phénomènes de plasticité cérébrale, et la phase subaigüe tardive qui se poursuit jusque environ 6 mois. Après ce temps, l'AVC est considéré comme étant chronique (27).

Lorsque l'AVC devient chronique, la plasticité post lésionnelle diminue, et est considérée comme nulle à 1 an. Le déficit se stabilise durant cette période par un équilibre sous optimal du rapport entre plasticité adaptative et plasticité mal adaptative, généralement, les patients ne suivent plus de soin et vivent avec leur déficit par compensation. Cela explique en partie le fait qu'il se disait que la récupération atteignant un plateau. Or, cette idée est aujourd'hui remise en question. En effet, une forme de plasticité serait encore possible, et des études montrent que les patients pourraient encore s'améliorer et bénéficier d'intervention basée sur la répétition et la spécificité des tâches motrices (31),(32).

I.1.8 La rééducation MS POST AVC

I.1.8.1 Prise en charge et recommandations

Concernant la partie rééducative du membre supérieur chez les patients adultes post AVC, plusieurs recommandations ont été publiées, dont celle de la Haute Autorité de Santé en 2012, celle de la revue systématique de Cochrane de 2014, et les recommandations canadiennes de 2016.

I.1.8.2 Phase subaiguë

Pour la phase subaiguë, l'état actuel des connaissances permet de recommander comme thérapie :

- La rééducation manuelle individuelle qui implique les exercices d'amplitudes de mouvements passifs et actifs (grade C) (33) ;
- Les approches neurophysiologiques qui comprennent différents programmes de rééducation neuro développementale, neuro-facilitation proprioceptive et d'intégration sensori-motrice, tel que Bobath, la méthode de Brunnström, la méthode Kabat, la méthode de Rood (Grade AE) (34) ;
- Le myofeedback couplé à la stimulation électrique fonctionnelle du membre supérieur (Grade B) (34) ;
- Les approches thérapeutiques combinées (Grade AE HAS) (34) ;
- La rééducation robotisée couplée à un traitement conventionnel (Grade B) (34) ;
- L'imagerie mentale (Niveau de preuve A) (34),(35) ;
- La stimulation électrique fonctionnelle (FES) seule selon la revue canadienne, pourrait si elle est ciblée sur les muscles du poignet et de l'avant-bras réduire la déficience motrice et améliorer la fonction (niveau de preuve A). En revanche, les publications de l'HAS et la revue Cochrane établissent le manque de preuve pour pouvoir affirmer une réelle conclusion sur son intérêt (34), (33), (35) ;
- La contrainte induite (niveau de preuve discuté selon les revues allant de niveau de preuve A à un niveau de preuve modéré) (34), (33), (35) ;
- La thérapie par le miroir (niveau de preuve discuté selon les revues allant de niveau de preuve A à un niveau de preuve modéré) (34), (33), (35) ;
- La réalité virtuelle (niveau de preuve discuté selon les revues allant de niveau de preuve A à un niveau de preuve modéré) (34), (33), (35) ;

En revanche, en l'état actuel des connaissances, nous ne pouvons pas conclure sur l'intérêt des thérapies suivantes dans la rééducation du membre supérieur pour la phase subaiguë :

- La stimulation sensorielle (Niveau de preuve B) pour l'amélioration de la fonction du MS (35) ;
- Le renforcement musculaire (Selon la revue canadienne, l'entraînement en force musculaire devrait tout de même être envisagé durant la phase subaiguë, pour les personnes dont la fonction des MS est légère ou modérée, en plus du fait que cela n'aggrave ni le tonus, ni la douleur) (34), (33), (35) ;
- La rééducation intensive (34) ;
- Les techniques d'apprentissage moteur (34) ;
- Le myofeedback seul (34), (33) ;
- La répétition de tâche (34) ;
- Les mouvements bilatéraux Selon la revue canadienne, niveau de preuve B : L'entraînement bilatéral des bras ne semble pas supérieur à l'entraînement unilatéral des bras pour améliorer la fonction motrice des membres supérieurs. Selon la revue Cochrane, niveau de preuve modérée : l'entraînement unilatéral semblerait plus efficace que l'entraînement bilatéral quant à la récupération de la fonction et sur l'amélioration des AVQ(34), (33), (35) ;

1.1.8.3 Phase chronique

A. Recommandations

Pour la phase chronique, l'état actuel des connaissances permet de recommander comme thérapie :

- La rééducation manuelle individuelle (Grade C) (34) ;
- Le renforcement musculaire (Grade C) (34), (35) ;
- Les approches neurophysiologiques (Grade) (34) ;
- Le myofeedbak couplé à la stimulation électrique fonctionnelle du MS (Grade B)(34)
- La contrainte induite (Grade B HAS, à condition d'une récupération motrice des muscles de la loge POST de l'AB, niveau de preuve modérée revue Cochrane, Niveau de preuve A recommandation canadienne, selon les conditions déjà citées) (34), (33), (35) ;
- L'entraînement du membre supérieur assisté par robot couplé au traitement conventionnel (Grade B) (34) ;
- L'imagerie mentale motrice associée à d'autres traitements (grade B) (34), (35) ;

- La rééducation intensive (Grade AE) (34) ;
- L'entraînement aux tâches répétitives (34) ;

Ce que l'on ne peut pas conclure pour la phase chronique :

- L'apprentissage moteur (34) ;
- L'électrostimulation musculaire (34) ;
- La stimulation électrique fonctionnelle (34), (35) ;
- Les mouvements bilatéraux (34), (33), (35) ;

Afin de favoriser une meilleure récupération de la fonction motrice du membre supérieur, les maîtres mots sont l'intensité, la répétition, la tâche dirigée vers un but (15). *Nous allons étudier plus en détail les thérapies qui pourraient permettre une meilleure récupération selon ces critères et les phases post AVC.*

B. La rééducation orientée sur la tâche

Une pratique spécifique à la tâche semble favoriser l'apprentissage moteur (36), ainsi entraînant une réorganisation corticale durable de la zone spécifique demandée (36). Plusieurs études obtiennent des données qui montrent une évolution favorable de la fonction du membre supérieur après un traitement par tâche orientée (37), (38).

C. Contrainte induite

La contrainte induite se définit par le fait de limiter la participation du membre supérieur sain dans les tâches effectuées afin de majorer celle du membre atteint par la répétition intensive de tâches spécifiques et/ou fonctionnelles (34). Le protocole CIMT dure 2 à 3 semaines et exige l'immobilisation du bras non parétique sur 90% des heures d'éveil, un entraînement orienté vers la tâche avec un nombre élevé de répétition pendant 6H/jour (39).

Plusieurs études publiées ont voulu démontrer les effets d'un programme de contrainte induite par rapport aux soins habituels sur l'amélioration de la fonction des membres supérieurs chez des patients AVC chronique. Plusieurs critères sont évalués, portant en outre sur la fonction motrice et sur les capacités fonctionnelles. Les résultats démontrent une amélioration significative (40) sur la fonction motrice immédiatement (41) après le traitement et même un an après le traitement (42). En revanche, les effets en termes de capacités fonctionnelles et de handicap ne sont pas démontrés (40).

D. Thérapie intensive

Concernant la thérapie intensive, deux études sorties en 2019 étudient les changements cliniques réalisés par les patients post AVC chronique suite à un

programme de neuro-réhabilitation des membres supérieurs à haute intensité. Les données démontrent une amélioration significative sur la motricité et la fonction du membre supérieur, se poursuivant sur 6 mois (43), (44).

I.2 Rôle de la rééducation robotisée dans la récupération du MS

I.2.1 Définition :

Selon l'HAS, « la rééducation assistée par robotique consiste à réaliser des mouvements contraints par un système électromécanique, couplé ou non à un environnement virtuel » (45), ce couple est retrouvé automatiquement pour la rééducation du membre supérieur, car elle est orientée vers la tâche, en revanche, elle n'est pas systématique pour la rééducation du membre inférieur. On distingue trois solutions pour le mouvement : libre, entièrement guidé ou assisté. Pour les robots du membre supérieur, ils peuvent contrôler d'un jusque six degrés de liberté de mouvement (45).

I.2.2 Le robot dans la rééducation du MS post AVC

I.2.2.1 Fonctionnement :

La rééducation assistée par la robotique, comme son nom l'indique, est un outil de rééducation, permettant au patient qui l'utilise, d'améliorer le fonctionnement du membre cible. Pour atteindre cet objectif, la participation du patient dans la réalisation des différents mouvements est primordiale.

L'interface entre le patient et le système robotisé peut être de différentes natures. Deux types de contacts sont principalement retrouvés :

- Le contact en un seul point : entre l'extrémité du robot et celui du membre supérieur du patient
- Le contact en plusieurs points : retrouvé chez les exosquelettes

Le système robotisé permet par la suite un guidage mécanique du mouvement, résultant du traitement des informations des différents capteurs situés sur le robot (capteur de position, de vitesse...) voire sur le patient (électrode : EMG) et du traitement de la consigne fixée par le thérapeute, via un algorithme. Ce guidage a pour vocation de favoriser l'apprentissage d'un certain profil de mouvement au patient (46).

Le mouvement sera répété plusieurs fois. L'entraînement assisté par le robot permet donc d'effectuer des tâches de manière répétitive dans un cadre contrôlé (47), et permet donc d'augmenter l'intensité de la pratique post AVC, ce qui semble de prime abord être une thérapie sûre (48).

Deux grands types de robots sont retrouvés :

- Types « manipulandum » : ce sont les robots avec une unique surface de contact, entre l'extrémité du robot et du membre du patient. Ils permettent une diminution de la gravité, un guidage sur la trajectoire de travail, et un travail en 2D voire en 3D
- Types « exosquelette » : ce sont des robots avec plusieurs surfaces de contact. Le robot est fixé à plusieurs articulations du patient. Ainsi, il permet une adaptation plus importante au mouvement du patient, chaque articulation pouvant être contrôlée indépendamment. Tout comme le type manipulandum, il permet une réduction de l'impact de la gravité.

(49), (46)

1.2.2.2 Les effets de la rééducation robotisée

Recommandé en grade B selon les recommandations de l'HAS (45), l'intérêt de la rééducation robotisée par rapport au traitement conventionnel sur la récupération du membre supérieur a été le sujet de nombreuses études. Parmi les critères évalués, les plus étudiés sont la motricité, la fonction du membre supérieur ainsi que la performance dans les AVQ.

A. La motricité

L'essai REM AVC s'est intéressé notamment à la comparaison de l'évolution de la motricité chez des patients en phase aiguë de leur AVC après un traitement par assistance robotique et un programme de renforcement musculaire (50). Pour cela ils ont utilisé l'Armeo Spring, une orthèse associée à un exosquelette de soutien permettant d'accompagner le mouvement actif du membre supérieur dans un espace 3D (51). La motricité du membre supérieur, objectivée par le test Fugl Meyer s'est améliorée de manière identique pour les deux groupes de patients, à 3, 6 et 12 mois après le début de leur prise en charge (50).

Des résultats légèrement différents ont été trouvés lors de l'essai RATULS, mené en 2019 sur des patients post AVC en phase subaiguë et chronique. L'objectif était de comparer l'efficacité clinique entre la rééducation robotisée et les tâches fonctionnelles répétitives (EULT) par rapport aux soins habituels sur différents critères, dont la motricité mesurée par le Fugl Meyer. Pour cela, l'équipe de recherche a utilisé le MIT-Manus, robot de type « Manipulandum », permettant au patient de réaliser des mouvements actifs et actifs aidés dans le plan horizontal (52). Les composants épaule-coude, poignet et main ont été intégrés dans l'essai (47). Les patients ayant reçu le traitement avec le

robot MIT MANUS ont eu des améliorations sur le Fugl Meyer plus importantes significativement par rapport au groupe contrôle ayant reçu les soins habituels.

Cette observation est jointe par la revue systématique et méta-analyse de Bertani and al 2017 (53), qui a voulu évaluer l'efficacité des différents dispositifs robotiques par rapport à toute autre intervention. Dix-sept études comprenant 14 essais contrôlés randomisés, 2 examens systématiques et une méta-analyse, soit au total 576 patients qui ont été analysés. Les résultats obtenus ont mené à la conclusion que la rééducation robotisée était plus efficace quant à l'amélioration de la fonction motrice du membre supérieur chez le patient victime d'AVC. En effet, les auteurs soutiennent qu'il existerait une relation intensité-effet entre la quantité de thérapie reçue et les gains des mouvements. Ainsi, en intégrant la rééducation robotisée au traitement conventionnel, cela pourrait améliorer la qualité de réadaptation physique, en offrant la possibilité d'une pratique plus intensive et indépendante.

B. La fonction

Si les études tendent à démontrer par leurs résultats, que la rééducation robotisée permettait d'améliorer la motricité du membre supérieur voire même avec des différences significatives par rapport à d'autre traitement dont la thérapie classique, la supériorité du robot en termes de fonction est davantage discutable.

Le même essai RATULS a évalué ce critère via l'échelle ARAT, et les données obtenues n'ont pas permis de conclure à une supériorité du programme d'entraînement assisté par la robotique par rapport aux autres thérapies sur la fonction du membre supérieur (47). En effet, les scores ARAT se sont améliorés de la même manière pour les trois groupes, rééducation robotisée, EULT et thérapie classique.

C. Activités de vie quotidienne

Les observations faites sur le score des AVQ, mesurés par l'index de Barthel dans l'essai RATULS suivent la même tendance que les données obtenues pour la mesure de la fonction. Les résultats au test se sont également améliorés de la même manière pour le groupe rééducation robotisée et standard, avec une différence significative en faveur du groupe EULT. Dans la discussion, les auteurs soulignent que le programme robotisé ne prévoyait pas de tâche de préhension. Donc, bien que les participants de ce groupe aient pu s'entraîner au contrôle de leur bras dans l'espace lors de mouvements spécifiques, il est possible qu'ils n'aient pas tous pu tirer le meilleur parti de cet entraînement afin de réduire leur handicap dans leur AVQ. En exemple, ils citent le fait que de nombreuses AVQ sollicitent de faire une action coordonnée bilatérale, ce qui a

pu être préparé dans le programme du groupe EULT, et qui pourrait expliquer les résultats moins favorables obtenus pour l'évaluation des AVQ par rapport à ce dernier groupe (54).

D. Fluidité

Quelques études ont déterminé l'impact de la rééducation robotisée sur la fluidité du mouvement chez des patients avec un AVC subaigu et chronique, parmi elles, l'étude de Mazzoleni et son équipe publiée en 2013. L'intervention proposée utilisait le robot In motion, système à 2 degrés de liberté permettant une exécution du mouvement dans le plan horizontal. Les résultats obtenus montrent une amélioration significative de la fluidité des mouvements après l'entraînement assisté par la robotique chez les patients AVC chroniques (55). La même constatation est réalisée par une seconde étude sur les patients AVC subaigu, pour lesquels la rééducation robotisée pourrait avoir un impact sur la récupération des paramètres liés à la qualité du mouvement notamment la régularité du mouvement (56).

I.3 Problématisation

A l'heure actuelle, le plateau de récupération en phase chronique de l'AVC est remis en question. Si une forme de plasticité cérébrale est encore possible, ce sont l'intensité, la répétition et la spécificité des tâches motrices qui sont plutôt indiqués aujourd'hui comme principes de rééducation. L'intégration du robot au traitement conventionnel semble donc être une piste intéressante en permettant un nombre élevé de répétitions sur un certain nombre de mouvements. Tout l'enjeu de ce mémoire est donc de mieux comprendre les effets d'un travail analytique d'un ou plusieurs groupes musculaires déficitaires par un nombre élevé de répétitions via un système de rééducation robotisé. La littérature existante nous aiguille de prime abord sur les résultats que l'on pourrait retrouver, notamment sur l'amélioration des tests cliniques évaluant la motricité et la fonction (53), (54).

Dans le cadre de l'écriture de ce mémoire, nous avons étudié plus précisément un des paramètres du mouvement : la fluidité. La question principale est donc de savoir si des exercices répétitifs proposés par le robot permettraient ou non une amélioration de la fluidité du mouvement sur un geste précis et défini. Des questions secondaires viennent compléter l'étude menée, à savoir si les données sur la motricité et la fonction du membre supérieur suivraient la tendance menée par les résultats de la mesure de la fluidité. Mais aussi si les données obtenues pour ces tests-ci seraient similaires à ceux obtenus dans la littérature étudiée.

Plusieurs hypothèses ont été définies. L'hypothèse principale est diminution des intermittences du mouvement, interprétée par une amélioration significative de l'indice SPARC lors de la phase de traitement robotisé.

Les hypothèses secondaires sont :

- La pérennisation des valeurs de la fluidité du mouvement a posteriori de la mise en place du traitement robotisé,
- La deuxième hypothèse est définie par l'amélioration clinique du patient en parallèle de l'amélioration de la fluidité sur des gestes de pointage.

II. Méthodologie – Matériel et Méthode

Le Single Case Experimental Design (SCED) est la méthode choisie afin d'étudier les effets de la rééducation robotisée. Cette étude expérimentale permet de tester l'efficacité d'une intervention, introduite de manière séquentielle et randomisée, sur un petit nombre de patients, par des mesures répétées et fréquentes du critère de jugement. Chaque patient représente ainsi son propre sujet-contrôle (57). En 2011, Oxford classe les SCED comme niveau de preuve 1 (57).

II.1 Population Cible

La population étudiée dans le cadre de cette recherche sont les patients hémiplegiques victimes d'AVC en phase chronique. Les critères d'inclusions sont :

- Hémiplégie secondaire à un premier AVC > 1 an,
- Membre supérieur fonctionnel : capacité de faire une tache de pointage à 90% de la distance main-acromion (tronc libre),
- Hypertonie spastique des fléchisseurs du coude 1-3/4 sur l'échelle d'Ashworth,
- Patient affilié à la sécurité sociale,
- Patient ayant signé un consentement de participation à la recherche.

Les critères de non inclusion sont :

- Incapacité à signer un consentement écrit,
- Flessum du coude > 30° lors de la mobilisation passive du membre supérieur,
- EVA>3 au membre supérieur au repos ou à la mobilisation,
- Perte complète de la proprioception du membre supérieur,
- Chirurgie neuro-orthopédique du membre supérieur de la spasticité : neurotomie, ténotomie, transfert.

Le recrutement s'est déroulé au centre du CHU de Brest dans le service de médecine physique et de réadaptation.

II.2 Description du Design

Le patient choisi dans le cadre de ce mémoire a suivi un design SCED en ligne de base multiple. Dans ce type de méthode, les critères de jugement sont répétés en ligne de base, c'est-à-dire durant la phase A, ce qui permet d'obtenir une ligne de tendance, représentant le comportement du patient avant l'introduction de l'intervention. Puis les critères sont de nouveau évalués de la même manière durant la phase d'intervention et après celle-ci. Les tendances des mesures obtenues par phase sont comparées les unes

aux autres. L'étude comporte trois phases, étalée sur 6 à 7,5 semaines, décrites comme tel qui suit :

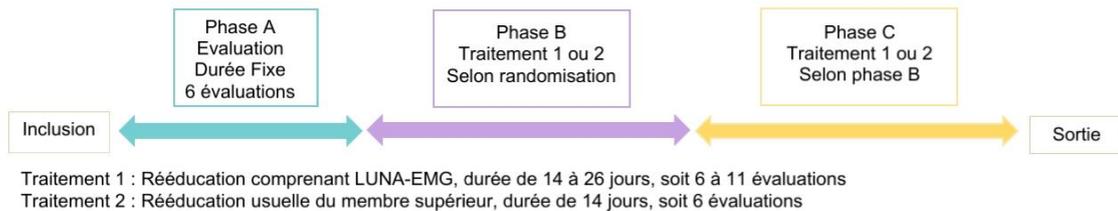


Figure 4 : Design SCED

- Phase A (ligne de base) : Il s'agit de la phase d'évaluation des différents critères. Le patient bénéficie de cinq séances de rééducation par semaine avec un kinésithérapeute, d'une durée de deux heures. L'intervention porte sur la rééducation du membre inférieur, le renforcement global et le travail de l'équilibre. La durée est de deux semaines.
- Phase B : Il s'agit de la phase de traitement 1. Le patient bénéficie de 30min/j de mouvements analytiques du membre supérieur avec le robot LUNA-EMG, ainsi que 1h30 de rééducation classique du membre supérieur (30 minutes avec le kinésithérapeute et 1h avec l'ergothérapeute). La durée de cette phase est randomisée, et peut donc varier entre 2 à 3,5 semaines.
- Phase C : Il s'agit de la phase de traitement 2. Le patient a 2h/j de rééducation usuelle du membre supérieur (respectivement 1h kinésithérapie et 1h d'ergothérapie). La durée est de 2 semaines.

II.3 Description des mesures et du matériel

II.3.1 Qualités métrologiques d'un outil de mesure

II.3.1.1. Validité

Elle évalue la cohérence entre la mesure et l'objet de mesure. Elle divise plusieurs catégories (58) :

- La validité de contenu qui sert à apprécier la représentativité des éléments qui composent l'instrument de mesure,
- La validité de construit qui vérifie que l'outil mesure bien l'objet qu'il est censé évaluer,
- La validité de critère qui évalue la corrélation entre l'outil de mesure et un gold standard.

L'unité de mesure retrouvée pour quantifier la validité est l'ordre de rang de Spearman (ρ), qui mesure le lien entre deux variables.

Valeur	Interprétation
<0	Corrélation négative
0	Pas de Corrélation
>0	Corrélation positive

Tableau 2 : Interprétation du RHO (59)

Si la valeur est positive (maximum +1), cela signifie que la variation entre les deux données va dans le même sens. A contrario, si la valeur est négative (maximum -1), cela signifie que la variation simultanée des deux données se fait en sens inverse. Si la valeur est de 0, cela reflète une relation nulle entre les deux données (59).

II.3.1.2. Fiabilité

Elle représente la cohérence de résultats entre deux tests ou deux examinateurs. On retrouve plusieurs paramètres (58) :

- La cohérence interne mesure le degré de fiabilité avec lequel des items destinés à évaluer un même objet remplissent effectivement la tâche demandée. Un degré de cohérence élevé montre que les items censés évaluer un même concept génèrent des scores similaires. L'unité de mesure est l'alpha de Cronbach.

Valeur	Interprétation
<0.7	Faible
>0.7	Bonne

Tableau 3 : Interprétation de l'alpha de Cronbach (60)

Si l'alpha de Cronbach est supérieur à 0.7, les items de l'étude ou du test mesurent la même compétence ou caractéristique. S'il est inférieur à 0.7, il se peut que les items ne mesurent pas une même compétence ou caractéristique de manière cohérente (60).

- La fiabilité inter juge mesure la capacité de deux ou plusieurs examinateurs à obtenir des résultats identiques pour un même test réalisé dans les mêmes conditions
- La fiabilité intra juge étudie la corrélation entre deux passations d'un test avec le même examinateur
- Le Test Re-Test détecte les erreurs de plusieurs mesures consécutives d'une variable censée être fixe dans le temps. Autrement dit, deux mesures d'une variable

fixe, réalisées à deux instants différents, sur une même personne, doivent donner des résultats identiques.

L'unité de mesure le plus couramment retrouvé dans les études, concernant ces trois paramètres, est le coefficient de corrélation intra classe (CCI).

Valeur	Interprétation
<0.50	Faible
0.50-0.75	Moyen
0.75-0.90	Bon
>0.90	Excellent

Tableau 4 : Interprétation du CCI (61)

Un CCI élevé (proche de 1) signifie une grande similitude entre les valeurs d'un même groupe. Un CCI faible (proche de 0) indique que les valeurs du même groupe ne sont pas similaires. (61)

A cela, se rajoute la sensibilité au changement, qui mesure la capacité discriminante d'un test. Elle s'évalue par la réponse moyenne standardisée (RMS) qui évalue la différence moyenne entre deux mesures.

Valeur	Interprétation
0.2-0.5	Faible
0.5-0.8	Modérée
>0.8	Elevée

Tableau 5 : Interprétation de la RMS (62)

Plus la RMS est grande, plus les individus évoluent de la même manière sur l'indicateur étudié (63).

II.3.2 Mesure principale

Le critère de jugement principal concerne la fluidité du mouvement lors des tâches de pointage. L'évaluation se déroule au laboratoire du mouvement du CHU de Brest, à une fréquence de trois fois par semaine, le lundi, mercredi, et vendredi durant toute la durée du protocole. La mesure de la fluidité est l'un des paramètres que l'on peut évaluer durant l'analyse quantifiée de mouvement. Cette analyse se base sur un système de capture optique de mouvement. Des caméras infra rouges viennent détecter le placement de différents marqueurs passifs réfléchissants mis en place sur le patient, permettant d'obtenir la trajectoire 3D du mouvement réalisé par le patient.



Figure 5 : Installation du patient au laboratoire du mouvement

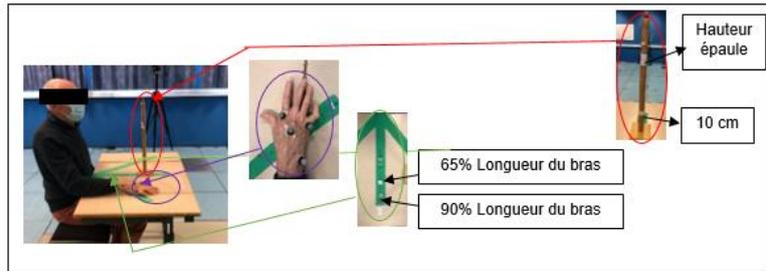


Figure 6 : Paramètres d'installation au laboratoire du mouvement

Pour cela, la capture s'effectue dans un cadre bien précis. Le patient est assis sur un tabouret sans dossier, de manière à ce que les hanches et les genoux soient fléchis à 90°. La table vient se placer contre le ventre du patient, la hauteur est réglée de façon à ce que le coude puisse être à 90° de flexion. Le patient doit être droit, le poing du bras hémiplegique posé sur la table contre son ventre (figure 5).

La cible est interprétée par des marquages placés sur un bâton reposant sur un socle. L'un est situé à 10 cm de hauteur selon la table, l'autre à hauteur d'épaule. La cible est successivement placée à 65% puis 90% de la longueur maximale du bras, face au sternum du patient. Un marqueur ostéo-articulaire est placé au milieu du troisième métatarsien, sur la styloïde ulnaire, et sur la tête du 2^{ème} et 5^{ème} métatarsien (figure 6).

Réglages	Paramètres	Mesures
Réglage cible	Hauteur 1	10 cm
	Hauteur 2 (distance acromion-table)	29 cm
	Placement 1 (65% de la longueur acromion-sommet 3 ^{ème} méta)	44.8 cm
	Placement 2 (90% de la longueur acromion-sommet 3 ^{ème} méta)	62.1 cm
Réglage Table	Hauteur	71 cm
	Placement	Marquage au sol
Réglage tabouret	Hauteur	48 cm
	Placement	Marquage au sol

Tableau 6 : Paramètres d'installation au laboratoire du mouvement

Tous les paramètres ont été définis et retranscrits afin d'assurer la reproductibilité du test (tableau 4).

L'épreuve consiste en la réalisation successive de mouvements de pointage définis tel qui suit :

- 65% de la longueur du membre supérieur, cible située à 10cm de hauteur, vitesse confortable
- 65% de la longueur du membre supérieur, cible située à hauteur d'épaule, vitesse confortable
- 90% de la longueur du membre supérieur, cible située à 10cm de hauteur, vitesse confortable
- 90% de la longueur du membre supérieur, cible située à hauteur d'épaule, vitesse confortable
- 90% de la longueur du membre supérieur, cible située à hauteur d'épaule, vitesse rapide

Une fois les différentes captures du mouvement obtenues, l'indice SPARC (longueur d'arc spectrale) permet par la suite de quantifier leur fluidité (le SPARC quantifie les intermittences d'un mouvement, interprétés sous forme de creux dans le profil de vitesse, d'une période finie durant laquelle la vitesse est nulle ou encore d'une décélération suivie d'une accélération). C'est un indice qui est valide, sensible et fiable. Il possède la caractéristique de ne pas dépendre de l'amplitude ou de la durée du mouvement. Cela représente un avantage face aux autres mesures, puisque pour ces dernières, selon la définition de l'extrait du mouvement à analyser, la fluidité peut varier considérablement (64).

II.3.3 Mesures secondaires

La classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé distingue trois niveaux primaires du fonctionnement humain : le corps ou la partie d'un corps, la personne dans son ensemble, et enfin l'individu en relation avec son contexte social. Ainsi, le patient peut être évalué dans chacune de ces trois catégories par différents tests, évaluant la fonction, l'activité et la participation (65).

Fonction	Activités	Participation
Beck Depression Inventory Behavioral Inattention Test Canadian Neurological Scale Clock Drawing Test Frenchay Aphasia Screening Test Fugl-Meyer Assessment General Health Questionnaire -28 Geriatric Depression Scale Hospital Anxiety and Depression Scale Line Bisection Test Mini Mental State Modified Ashworth Scale Montreal Cognitive Assessment Motor-free Visual Perception Test National Institutes of Health Stroke Scale Orpington Prognostic Scale Stroke Rehabilitation Assessment of Movement	Action Research Arm Test Barthel Index Berg Balance Scale Box and Block Test Chedoke McMaster Stroke Assessment Scale Chedoke Arm and Hand Activity Inventory Clinical Outcome Variables Scale Functional Ambulation Categories Functional Independence Measure Frenchay Activities Index Motor Assessment Scale Nine-hole Peg Test Rankin Handicap Scale Rivermead Mobility Scale Rivermead Motor Assessment Six Minute Walk Test Timed Up and Go Wolf Motor Function Test	Canadian Occupational Performance Measure EuroQol Quality of Life Scale LIFE-H London Handicap Scale Medical Outcomes Study Short-Form 36 Nottingham Health Profile Reintegration to Normal Living Index Stroke Adapted Sickness Impact Profile Stroke Impact Scale Stroke Specific Quality of Life

Tableau 7 : Classification des différents tests, selon le site « evidence-Based Review of stroke rehabilitation » (65)

Parmi les évaluations cliniques disponibles dans le tableau 5, la section motrice du Fugl Meyer et l'ARAT, correspondant aux deux premières catégories, ont été choisis afin d'avoir une idée de l'évolution clinique globale de la motricité et de la fonction du MS chez le patient, avant et après traitement. D'autres mesures secondaires, évaluant la spasticité, la douleur et la sensibilité ont également été prises en compte.

Toutes les mesures secondaires ont été effectués une fois par semaine, le vendredi, durant toute la durée du protocole, hormis pour l'évaluation de la sensibilité, qui a été évaluée seulement lors de l'inclusion du patient.

II.3.3.1. Motricité : Fugl Meyer Assessment

La Fugl-Meyer Assessment (FMA) est un outil standardisé qui a pour objectif de décrire la récupération motrice par l'évaluation de cinq domaines : la fonction motrice des MS, MI, la sensibilité, l'équilibre, l'amplitude articulaire et la douleur (66).

Dans le cadre de cette étude, seule la partie fonction motrice du membre supérieur a été conservée. Elle inclut des items évaluant le mouvement, la coordination et les réflexes au niveau de chaque articulation du membre supérieur. L'évaluation est basée sur la capacité du patient à accomplir le mouvement demandé. La cotation peut ainsi

varier d'un score minimal de 0 lorsque le patient ne peut pas accomplir la consigne, à un score maximal de 2, lorsqu'il réussit l'épreuve en entier, pour un total de 66 points. Un score bas indique une hémiplégié sévère (67). Le MCID est la différence minimale cliniquement importante (68). Ici, elle est de 12.4 points pour la sous échelle motrice du Fugl Meyer, respectivement de 5.6 et 4.9 pour la partie proximale du bras et la partie distale.

L'application de cette échelle nécessite une chaise, un marteau réflexe, un crayon, une carte, un pot, une balle, un bandeau et un chronomètre. Le temps nécessaire à son administration est d'environ 10 minutes. Le patient est assis durant toute l'épreuve. La description détaillée des items est disponible en annexe [1], (69).

Mesure		Résultats	Unités	Etudes
Fidélité	Inter juge	Excellente	CCI = 0.87-0.99	Sullivan and al (2011) (69)
			CCI = 0.99	Platz and al (2005)(70)
	Intra juge	Excellente	CCI = 0.95	Sullivan and al (2011)(69)
	Test Re test	Excellente	CCI = 0.97	Platz and al (2005)(70)
	Cohérence interne	Excellente	A = 0.94-0.98 (Alpha de Conbrach)	Lin and al (2004)(71)
Validité	De contenu	Acceptable		Woodbury and al (2008)(72)
	De critère (Validité concourante)	Excellente	Avec : Arm Motor ability Test R = 0.94	Chae and al (2003)(73)
		Excellente	Avec : ARAT R = 0.94	De Weerd et Harrison (1985)(74)
	De construit	Excellente	Avec : ARAT R=0.93	Platz and al (2005)(70)
		Excellente	Avec : Box and Block Test R=0.92	
Sensibilité au changement	Modérée	RMS = 0.74	Rabadi Rabadi (2005)(75)	

Tableau 8 : Propriétés psychométriques du Fugl Meyer

Les propriétés psychométriques du Fugl Meyer ont bien été établies (tableau 6). Selon plusieurs études, la fidélité (Inter juge, intra juge, test re test et cohérence interne), (69) (70), (71), et la validité, (72), (73), (70), (74), sont considérées comme excellentes. La sensibilité au changement, est dite modérée d'après une étude menée par Rabadi

and al en 2005 (75). Un effet plafond a été démontré par plusieurs auteurs désignant une capacité limitée à discriminer des atteintes motrices discrètes, notamment au niveau des items relatifs à l'extrémité distale du MS (66). Autrement dit, à mesure que la fonction de la main se rétablit, les score du test ARAT évaluant la fonction du MS peuvent continuer à s'améliorer, tandis que les scores de l'échelle du Fugl Meyer peuvent atteindre un plateau (effet plafond) (66).

II.3.3.2. ARAT : Action Research Arm Test

Bien que l'échelle FMA soit valide dans l'évaluation de la récupération dans un contexte de système moteur, elle n'inclut pas d'item dans l'évaluation des tâches fonctionnelles (73). Pour cette raison, l'ARAT vient compléter l'évaluation du patient. En effet, il permet d'évaluer des changements de la fonction du membre supérieur. Plus précisément, il mesure la capacité du patient à manipuler différents objets et est donc considéré comme une mesure des limitations d'activités au niveau du membre supérieur (70). Un total de 19 items regroupés en quatre catégories sont testés : saisir, agripper pincer et les mouvements globaux (76). Pour chaque catégorie, le patient teste en premier lieu l'item le plus difficile, s'il réussit, la catégorie est considérée comme validé, et tous les items se voient attribuer le score maximal. A contrario, s'il échoue, l'item suivant est testé, considéré comme étant le plus facile. Si ce dernier n'est pas rempli, tous les items de la catégorie se voient côtés à 0. La cotation attribuée varie entre 3 points si le patient réussit l'exercice dans un temps imparti, 2 points si le patient réussit mais en dehors du temps imparti, 1 point si l'exercice est partiel et 0 point si l'exercice est impossible. Le score total est sur 57 points (76). Un score bas indique une performance limitée dans les gestes demandés (77). Le MCID est de 5.7 points (78).

Cette échelle est administrée dans un cadre standardisé nécessitant une table de 83 cm de hauteur, une chaise de 45cm de hauteur, une mallette de 93cmx10cm, équipée d'un tapis antidérapant. Les objets à manipuler sont décrits dans l'annexe correspondante [2]. Le temps nécessaire afin de l'appliquer est d'environ 10 minutes. Pour la position de départ, le patient est assis, et doit pouvoir placer les doigts sur le côté supérieur de la mallette. Le dos est collé au siège, la main du côté sain sur la cuisse, la main hémiplegique sur la table en face de lui. (76) (79) La description détaillée des items sont disponibles en annexe [2].

Mesure		Résultats	Unités	Etudes
Fidélité	Inter juge	Excellente	CCI = 0.92	Nijland and al (2010)(80)
			CCI = 0.99	Hsueh, Lee and al (2002) (81)
			CCI = 0.99	Platz and al (2005)(70)
	Intra juge	Excellente	CCI = 0.97	Nijland and al (2010)(80)
	Test Re test	Excellente	CCI = 0.99	Nijland and al and al (2010)(80)
	Cohérence interne	Excellente	A = 0.98 (Alpha de Conbrach)	Nijland and al (2010)(80)
Validité	De critère (Validité concourante)	Adéquate	Avec : FMA, MAL, SIS RHO entre 0.31 et 0.59	Lin Chuang and al (2010)(82)
	De construit	Excellente	Avec Fugl Meyer RHO = 0.92	Platz and al (2005)(70)
		Excellente	Avec : Box and Block Test R=0.95	
Sensibilité au changement		Modérée	RMS = 0.74	Rabadi Rabadi (2005)(75)

Tableau 9 : Propriétés psychométriques de l'ARAT

En ce qui concerne les propriétés psychométriques, les études ont démontré que la fidélité (80),(81),(70), et la validité (82), (70), sont excellentes, tandis que la sensibilité au changement est modérée (75). Des effets de plancher et de plafond ont été identifiés (65). Ainsi, chez des patients présentant des déficiences sévères ou *a contrario*, chez des patients ayant une fonction du MS quasi normale, le test ARAT pourrait ne pas être suffisamment sensible pour détecter des changements dans la performance (83). En le comparant au Fugl Meyer, cela impliquerait que si deux patients ont le même score ARAT, des différences significatives pourraient exister au niveau de la motricité (84).

II.3.3.3. Mesures des critères secondaires non liées aux effets de la thérapie

A. Mesure de la douleur

La douleur est un élément pouvant être considéré comme une variable impactant le déroulement du protocole. Elle est donc prise en compte et évaluée par l'échelle EVA, cotée de 0 à 10, et mesurée une fois par semaine.

B. Mesure de la sensibilité

L'altération de la sensibilité est présente chez 50% des patients atteints d'AVC (85). Cette altération a été retrouvée comme étant un facteur prédictif important de la récupération motrice (86). Il paraît donc important de prendre en compte cette variable étant donné qu'elle pourrait influencer le déroulement de l'intervention. Le Nottingham Sensory Assessment (NSA) permet d'explorer quatre dimensions de la sensibilité : la sensibilité cutanée, la proprioception, la stéréognosie et enfin la discrimination de deux points. Cette mesure a été validée internationalement (87). Contrairement aux autres critères, ce test clinique a été effectué seulement une fois lors de l'inclusion du patient. En effet, la sensibilité n'est pas traitée durant le protocole, elle est donc considérée comme fixe.

C. Mesure de la spasticité

La spasticité, trouble élémentaire décrit dans le tableau clinique du patient post AVC (17) est mesurée par l'échelle Ashworth modifiée. Chaque mouvement est noté sur une échelle de 6 points :

- 0 : pas d'augmentation du tonus
 - 1 : légère augmentation du tonus musculaire qui se manifeste par une sensation d'accrochage ou par une résistance minime en fin de mouvement
 - 1+ : légère augmentation du tonus musculaire, qui se manifeste par une sensation d'accrochage, suivi par une résistance minimale dans le reste de l'amplitude du mouvement
 - 2 : augmentation plus marquée du tonus musculaire sur presque la totalité de l'amplitude de mouvement, mais le segment affecté se déplace avec facilité
 - 3 : augmentation importante du tonus musculaire, le mouvement passif est difficile
 - 4 : le segment affecté est rigide
- (88)

C'est une mesure qui s'avère avoir une bonne fiabilité et une bonne validité (89).

La mesure s'effectue lors de l'inclusion et de la sortie du patient du protocole sur les muscles adducteurs d'épaule, fléchisseurs de coude et extenseurs de coude, fléchisseurs de poignet, extenseurs de poignet et fléchisseurs et extenseurs de doigts. Puis, lors du protocole, l'Ashworth modifié est effectué une fois par semaine sur les groupes musculaires adducteurs d'épaule, fléchisseurs et extenseurs de coude.

D. Mesure de l'acceptabilité du traitement robotisé

Afin de mesurer l'acceptabilité du traitement robotisé en termes d'utilisabilité et de satisfaction, le questionnaire SUS, validé en français (90), a été utilisé dans le cadre de cette étude. C'est un score qui comprend 10 questions, lors desquelles le patient répond en utilisant l'échelle de Likert, côté de 1 à 5 allant de « pas du tout d'accord » à « tout à fait d'accord ». Le calcul du score global nécessitant plusieurs étapes, nous donne un total sur 100 points (90). Ce total reflète l'acceptabilité du traitement proposé, ici la rééducation robotisée pour le patient qui le teste. Il est par conséquent rempli à la fin du protocole.

II.4 Contexte

Les séances d'évaluations du critère principal se sont déroulées au laboratoire du mouvement du CHU du Brest. Les séances d'évaluation des critères secondaires se sont déroulées dans une salle isolée sur le plateau technique dédiée à la recherche du CHU ainsi qu'au laboratoire du mouvement. Les séances de rééducation se sont déroulées sur les plateaux respectifs de kinésithérapie et d'ergothérapie du CHU de Brest.

La mise en place de ce protocole a été validé par le comité d'éthique. Le patient a reçu toutes les informations quant aux objectifs et le contenu du protocole. Son accord a été donné.

II.5 Description de l'intervention

L'intervention est proposée en phase B du traitement. Elle consiste en l'utilisation du robot LUNA EMG proposé par les ingénieurs EGZO TECH durant 30 minutes, cinq fois par semaine. La mise en place technique requiert : la tablette, le robot, l'application. Le Luna EMG est un robot utilisant l'électromyographie afin de percevoir l'activité électrique musculaire, permettant la facilitation du mouvement actif ou a contrario la résistance au mouvement. Le plan de traitement est composé de deux parties, l'une ciblée sur les mouvements analytiques en flexion au niveau de l'épaule et la seconde sur les mouvements analytiques au niveau du coude en flexion et en extension.

II.5.1 Présentation du robot LUNA EMG

Le LUNA EMG est un robot ayant la spécificité d'utiliser l'électromyographie réactive pour entrainer le cortex sensori moteur. En effet, l'assistance du robot est déclenchée lorsque l'EMG dépasse un certain seuil défini. Cette méthode est particulièrement efficace avec les patients souffrant d'une faiblesse musculaire suffisamment importante cliniquement, car elle permet de recruter davantage d'unités motrices pendant l'activation musculaire. Le patient peut travailler en actif ou en passif selon l'objectif souhaité. Un biofeedback sur l'activation musculaire permet au patient de s'autocorriger dans les mouvements.

II.5.2 Installation



Figure 7 :
Installation LUNA
EMG

Le patient est assis sur une chaise avec dossier sans accoudoir, le robot placé du côté hémiplégique, la tablette orientée vers le patient. Les électrodes sont placées respectivement sur le deltoïde antérieur et moyen pour le module de l'épaule, sur le biceps et triceps pour le module du coude. Une électrode de référence est placée sur l'olécrâne.



Figure 8 : Bras pour le module coude



Figure 9 : Bras pour le module épaule

Le bras adapté à l'articulation est choisi et mis en place de manière à ce que le centre articulaire soit aligné avec celui du robot.

II.5.3 Choix exercices

Suite à cela, les exercices sont choisis sur l'application via la tablette.



Figure 10 : Choix des exercices du LUNA EMG

Le programme établi dans le cadre de cette recherche se compose en première partie de 3 minutes de mobilisations passives de flexion-extension de l'épaule, puis 10 minutes

de mobilisations actives contre résistance de flexion d'épaule. Puis en seconde partie, le patient bénéficie de 3 minutes de mobilisations passives de flexion et extension de coude, 10 minutes d'extension active du coude et enfin 10 minutes de flexion et extension actif du coude (figure 10).

II.5.4 Paramétrage

Pour chaque partie, l'amplitude du mouvement souhaitée doit être préalablement réglée. Des paramétrages plus précis correspondant à chaque exercice sont ensuite à effectuer. Pour la mobilisation passive, nous retrouvons notamment le temps d'exercice et la vitesse de mobilisation. Pour l'activité EMG, nous retrouvons en plus la direction du mouvement et le calibrage de la résistance à partir de la contraction maximale du patient. Chaque paramètre est réglé de la même manière pour chaque séance, afin d'assurer la fidélité procédurale de l'intervention. La description détaillée est disponible en annexe (III, IV).

II.5.5 Le retour biofeedback de l'intervention

Lors des différents exercices, l'écran biofeedback permet un retour sur l'activité musculaire du patient.

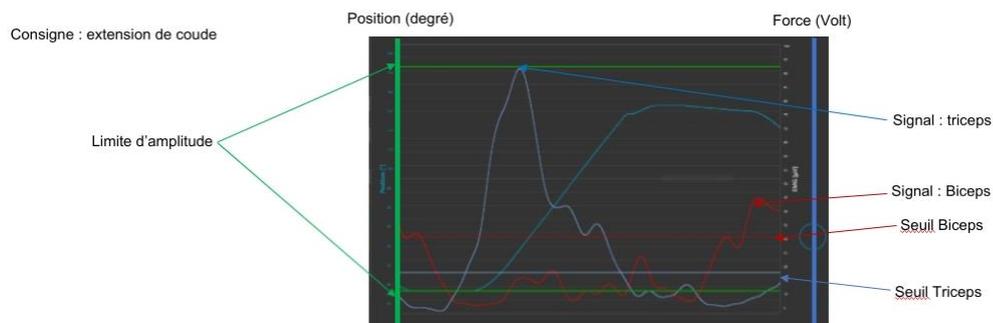


Figure 11 : Les différents paramètres du retour biofeedback LUNA EMG

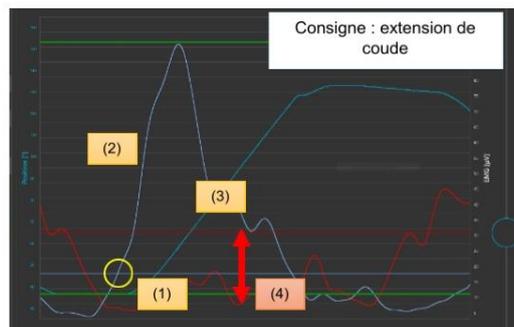


Figure 12 : Description du retour biofeedback LUNA EMG lors de l'extension active de coude

Si nous prenons l'exemple de l'extension de coude, le patient doit étendre activement son articulation dans les amplitudes qui ont été paramétrées initialement, tandis que la flexion se fait de manière passive. Sur la figure 12, lors du début de l'extension active, s'affiche sur l'écran l'augmentation du signal EMG du triceps (1), qui lorsqu'il dépasse le seuil (2), déclenche l'aide de la machine pour le reste du mouvement. La fin de la contraction du triceps est représentée par la diminution de la pente (3). Durant ce mouvement, le signal EMG du biceps doit rester sous le seuil correspondant (4). Le contraire entrainerait un blocage du robot du fait de la co-contraction entre les deux antagonistes.

II.6 Analyse

II.6.1 Analyse du critère principal : SPARC

L'étude, appliquant la méthode SCED pour la mesure du critère principal, se base sur des analyses visuelles, norme acceptée dans les études de cas unique (57) complétée par des calculs statistiques. Les sites suivants ont été utilisés afin d'effectuer les analyses :

- <https://manolov.shinyapps.io/Overlap/>
- <https://manolov.shinyapps.io/Change/>
- <http://singlecaseresearch.org/calculators/tau-u>

II.6.1.1 Analyse visuelle :

Pour évaluer les effets au sein d'un SCED, six caractéristiques sont étudiées en intra et inter phase (91).

Le niveau représente la moyenne de tous les points de données d'une phase. Cela permet par la suite de comparer les changements de niveau d'une phase (57). La courbe de la tendance représente l'évolution des points de données qui augmentent ou diminuent au cours d'une phase. Elle peut être utilisée afin de projeter la ligne de tendance de la phase A dans la phase d'intervention ou phase B, nous permettant de visualiser si la tendance reste la même, reflétant ainsi un progrès probablement dû au suivi de la récupération spontanée observée en ligne de base ou a contrario, si elle s'accélère, reflétant un effet de l'intervention (57). Elle est représentée par une pente en ligne droite (91). La variabilité est représentée par des bandes qui correspondent à la dispersion des données au sein d'une phase. Plus la variabilité est faible dans une phase, plus il est facile de détecter un effet d'intervention. La technique la plus utilisée est la bande à deux écarts type, tracée en calculant la moyenne d'une phase et en y

ajoutant les deux écarts types (57). L'immédiateté de l'effet se traduit par un changement de niveau entre les trois derniers points de données d'une phase et les trois premiers points de données de la phase suivante (91). Le chevauchement est la proportion de données d'une phase qui se superpose avec les données de la phase précédente. Plus la proportion de données se chevauchant est faible, plus la démonstration d'un effet est convaincante (91). Enfin, la cohérence des modèles de données entre les phases similaires : c'est l'examen des données de toutes les phases d'une même conditionne l'examen de la mesure dans laquelle il existe une cohérence dans les modèles de données des phases avec les mêmes conditions. Plus la cohérence est grande, plus il est probable que les données représentent une relation causale. La cohérence des phases similaires examine dans quelle mesure les schémas de données des phases, avec les mêmes procédures, sont similaires (91).

L'analyse visuelle doit respecter six étapes définies par les auteurs Kratochwill, T. R and al en 2010 (91).

La première étape consiste à déterminer si les données de la phase A démontrent bien le problème et si les données fournissent une démonstration suffisante d'un modèle de réponse de base, qui sera utilisé pour évaluer les effets de l'intervention (91). Ensuite, la seconde étape consiste à réaliser l'évaluation du niveau, de la tendance, et de la variabilité des données à l'intérieur de chaque phase. Puis, ces modèles sont comparés pour chacune des phases avec le modèle de la phase adjacente. L'étape 3 permet de compléter l'évaluation de l'étape 2 en comparant le chevauchement, l'immédiateté de l'effet et la cohérence des modèles dans les phases similaires. Enfin, la dernière étape consiste à combiner les informations provenant de chacune des comparaisons de phases pour déterminer si toutes les données du modèle (données de toutes les phases) répondent à la norme de documentation de trois démonstrations d'un effet à différents moments (91). En effet, c'est la démonstration de trois effets (par exemple trois transitions introduction-retrait s'accompagnant du changement prévu chez trois patients à trois moments différents mais correspondant tous à l'introduction du traitement actif) qui permet de conclure à l'efficacité de l'intervention (57).

II.6.1.2 Analyse statistique :

Le NAP est une technique non paramétrique permettant de mesurer le pourcentage de non chevauchement des points. Il présente plusieurs avantages : la simplicité d'utilisation, le non recouvrement visuel et la puissance statistique (92). Il se calcule en comparant les points entre les différentes phases. Plus le pourcentage obtenu est élevé, moins il y a un chevauchement entre les points. Si le NAP est compris entre

0 et 31%, cela signifie un effet faible de la rééducation, l'effet est dit modéré si le NAP se situe entre 32 et 84% et enfin l'effet est considéré comme fort si le NAP est supérieur à 85% (93).

Le TAU-U est un indicateur statistique correspondant au degré de corrélation entre les variables dépendantes et indépendantes (94). Il est compris entre -1 et +1. Il complète la valeur de p . La valeur p montre si l'entraînement a eu un effet et le TAU-U calcule la taille de cet effet. La valeur de p ne doit pas dépasser 0.005 pour signifier un effet significatif (95). Parmi les différents coefficients du TAU-U, le TAU-U a vs B prend en compte l'indépendance des scores de chaque phase mais n'inclut pas la tendance. Pour inclure la tendance d'une phase, il faut utiliser le coefficient TAU U A vs B trend A pour inclure la tendance A et le coefficient TAU U A vs B + trend B pour inclure la tendance B (94).

II.6.2 Mesures des critères secondaires :

Les résultats de l'évaluation des différents critères secondaires ont fait l'objet d'une comparaison intra et interphase à l'aide d'un tableau récapitulatif accompagné de graphiques. Une comparaison pré et post traitement a également été réalisée dans l'objectif de donner une idée sur l'amélioration plus générale des patients.

II.7 Précision méthodologique

II.7.1 Fidélité procédurale

La fidélité procédurale ou fidélité du traitement est la mesure dans laquelle une intervention est mise en œuvre comme prévu. Elle permet ainsi d'accroître la confiance scientifique, car elle démontre que les changements observés dans les résultats sont bien dus à l'intervention testée. Ainsi la fidélité au traitement permet d'améliorer à la fois la validité interne (le traitement est administré comme prévu) et la validité externe (le traitement peut être reproduit et appliqué dans des contextes réels). Plusieurs études ont décrit des items afin d'évaluer la fidélité procédurale menée dans une recherche (96).

Table 1
Percentage of Articles Reporting Use of Treatment Fidelity Strategies

Treatment fidelity strategies	Targeted journals	Targeted journals + referenced articles	n
Treatment design			
1. Provided information about treatment dose in the intervention condition			
Length of contact session(s)	63.0%	67.0%	329
Number of contacts	86.0%	90.0%	331
Content of treatment	94.0%	98.0%	341
Duration of contact over time	92.0%	95.0%	341
2. Provided information about treatment dose in the comparison condition			
Length of contact session(s)	64.0%	67.0%	240
Number of contacts	83.0%	86.0%	246
Content of treatment	90.0%	93.0%	266
Duration of contact over time	87.0%	90.0%	252
3. Mention of provider credentials	64.0%	69.0%	293
4. Mention of a theoretical model or clinical guidelines on which the intervention is based	71.0%	74.0%	338
Training providers			
1. Description of how providers were trained	25.0%	29%	291
2. Standardized provider training	25.0%	29%	291
3. Measured provider skill acquisition posttraining	16.0%	18%	292
4. Described how provider skills maintained over time	22.0%	27%	288
Delivery of treatment			
1. Included method to ensure that the content of the intervention was being delivered as specified (e.g., treatment manual, checklist, computer program)	46.0%	51.0%	332
2. Included method to ensure that the dose of the intervention was being delivered as specified (e.g., records number of contact minutes)	31.0%	34.0%	322
3. Included mechanism to assess if the provider actually adhered to the intervention plan (applies to human providers only?) (e.g., audiotape, observation, self-report of provider, exit interview with participant)	27.0%	30.0%	287
4. Assessed nonspecific treatment effects	6.0%	7.0%	283
5. Used treatment manual	35.0%	38.0%	301
Receipt of treatment			
1. Assessed subject comprehension of the intervention during the intervention period	40.0%	45.0%	332
2. Included a strategy to improve subject comprehension of the intervention above and beyond what is included in the intervention	52.0%	57.0%	331
3. Assessed subject's ability to perform the intervention skills during the intervention period	50.0%	54.0%	326
4. Included a strategy to improve subject performance of intervention skills during the intervention period	53.0%	58.0%	325
Enactment of treatment skills			
1. Assessed subject performance of the intervention skills assessed in settings in which the intervention might be applied	69.0%	73.0%	330
2. Assessed strategy to improve subject performance of the intervention skills in settings in which the intervention might be applied	46.0%	50.0%	327

Tableau 10 : Récapitulatif des items évaluant la fidélité procédurale (96)

Le tableau 8 représente les items évaluant la fidélité procédurale. Pour répondre aux critères de la catégorie Design, nous avons mis en place un planning strict où sont recensés la durée et le nombre de séances ainsi que les moyens de traitements à mettre en œuvre dans chacune des phases (annexe V, VI). Les directives cliniques ont été communiquées lors d'une réunion interdisciplinaire regroupant les différents professionnels concernés, dont les explications sont également disponibles sur la fiche en annexe V, VI.

Concernant la mise en œuvre du traitement, une fiche de suivi disponible en annexe (annexe VII) a été mise en place au cours du protocole afin de s'assurer que le contenu était bien délivré. Les paramètres de l'intervention avec le LUNA EMG ont été définis et retranscrits sur un document partagé aux rééducateurs concernés, afin d'assurer la reproductibilité du traitement.

Enfin, pour la catégorie de la réception du traitement, les modalités quant à l'item sur la compréhension du traitement en cours n'ont pas été particulièrement déterminées pour ce patient-ci. En revanche, un questionnaire d'acceptabilité, le questionnaire SUS, a été distribué à la fin du protocole afin de quantifier cette donnée sur l'utilisabilité et la

satisfaction lors du traitement robotisé. Des stratégies d'amélioration ont été programmées au fur et à mesure de l'avancement du protocole du patient P0.

II.7.2 Validité de l'étude

Les auteurs Tate and al publient en 2013 une échelle d'évaluation de la qualité des méthodes SCED, l'échelle ROBINT. Les items proposés permettent d'objectiver la validité interne et externe de l'étude. (97)

TABLE 1
Commonality of items between the RoBiNT and SCED Scales

Items in RoBiNT Scale	Comparable SCED Scale items
Internal validity subscale	
1.Design	Yes; item 3
2.Randomisation	No; new item for RoBiNT Scale
3.Sampling behaviour (all phases)	Yes; item 4 (baseline) and item 5 (treatment)
4.Blinding patient/therapist	No; new item for RoBiNT Scale
5.Blinding assessors	Yes, Independence of assessors; item 8
6.Inter-rater reliability	Yes; item 7
7.Treatment adherence	No; new item for RoBiNT Scale
External validity and interpretation subscale	
8.Baseline characteristics	Yes, Clinical history; item 1
9.Therapeutic setting	No; new item for RoBiNT Scale
10.Dependent variable (target behaviour)	Yes; item 2
11.Independent variable (intervention)	No; new item for RoBiNT Scale
12.Raw data record	Yes; item 6
13.Data analysis	Yes; item 9
14.Replication	Yes; item 10
15.Generalisation	Yes; item 11

Tableau 11 : Récapitulatif des items de l'échelle ROBINT (97)

Afin de répondre aux différents items de la catégorie validité interne, plusieurs éléments sont mis en place.

Tout d'abord, l'étude est randomisée. La randomisation permet d'augmenter la validité interne de l'étude. Dans un SCED, un certain nombre d'éléments peuvent être randomisé comme par exemple la durée de la ligne de base et de chaque phase, l'ordre de l'introduction de l'intervention auprès des sujets...Cela évite le manque de contrôle sur les variables pouvant covarier avec l'intervention (changement de médicaments, facteur stress...) ou avec la décision de la mise en place de l'intervention (commencer l'intervention au moment qui semble le plus opportun). Ainsi, dans le cadre de cette étude, la randomisation porte sur la durée des phases et non uniquement sur l'application du traitement. La durée de la phase A est fixe car l'intervention ne porte pas sur le membre supérieur. De plus, les patients sont à la phase chronique de leur AVC. On peut donc supposer que l'état est stable et ne dépend pas de la durée de la phase A. Comme l'effet sur le membre supérieur est inconnu dans sa latence, la durée de la phase B est quant à elle randomisée. La durée de la phase C n'est pas randomisée car elle ne sert qu'à démontrer la poursuite ou la stabilité de la progression du critère principal par rapport à lui-même malgré le changement de traitement.

Ensuite, la durée des phases est définie selon l'exigence de cinq mesures par phase à minima. Ainsi, en mesurant le critère de jugement principal trois fois par semaine, nous respectons l'exigence demandée car nous obtenons 6 mesures par phase, chacune durant deux semaines. En revanche, les critères secondaires ont été évalués deux fois par phase.

L'évaluateur choisi est indépendant du thérapeute. C'est-à-dire que les professionnels mettant en place la rééducation du patient n'ont pas mené les évaluations. Il est difficile que l'évaluateur soit totalement aveugle quant à la rééducation du patient, car il reste présent sur le plateau lors des séances de rééducation avec d'autres patients. Dans le cadre de l'écriture de ce mémoire, je me suis chargée de la mesure des critères d'évolution. Une kinésithérapeute ayant un mi-temps recherche du CHU m'a formé sur les différents tests menés. Or, il est important de préciser qu'il s'agissait de la première fois que je les appliquais dans le cadre de la prise en charge d'un patient atteint d'AVC.

Enfin, l'adhérence au traitement est assurée par la signature d'un consentement.

Concernant les items de la validité externe, chacune des données cibles sont enregistrées en brut durant les sessions d'évaluation (item 12). Parmi elles, se retrouve la mesure des caractéristiques de base (item 8), autrement dit les variables pouvant influencer l'intervention, comme la sensibilité, la douleur et la spasticité. Ces éléments sont mesurés par le Nothingam Sensory Assessment lors de l'inclusion, l'EVA, et l'échelle Ashworth modifiée. Les items portant sur le contexte thérapeutique et les différents tests menés ont été définis et décrits lors du point II.3 (item 9, 10, 11). L'analyse des données récoltées pour le critère principal est à la fois visuelle et statistique (item 13). Les critères secondaires, ayant été évalués deux fois par phase, sont analysés à l'aide de tableur, de graphique et du calcul de la moyenne. Enfin, les deux derniers items (14 et 15) concernant la réplication et la généralisation de la réponse à d'autres comportements n'ont pas été traités dans le cadre de l'écriture de ce mémoire.

III. Résultats

III.1. Recrutement du patient :

Un patient en hospitalisation de jour a été sélectionné afin de suivre le protocole, qu'on appellera P0 dans la suite de ce travail. Il s'agit du tout premier patient inclus dans l'étude. Ses résultats ont été utilisés d'une part dans le cadre de l'écriture de ce mémoire et d'autre part afin d'apporter des améliorations à la mise en place du protocole. Les caractéristiques cliniques, le nombre d'évaluations, de séances d'entraînement et la durée d'entraînement du patient ont été décrits dans le tableau suivant :

Caractéristiques		Patient
Age		75 ans
Sexe		Masculin
Type AVC		Ischémique
Localisation AVC		Sylvien gauche
Temps depuis AVC		4 ans
Bras dominant		Droit
Bras affecté		Droit
Nombre d'évaluation en ligne de base	Critère principal	6
	Critères secondaires	3 (inclusion)
	Nothingam Assesment Scale	1
Nombre d'évaluation en traitement 1 (phase B)	Critère principal	6
	Critères secondaires	2
Nombre d'évaluation en traitement 2 (phase C)	Critère principal	6
	Critères secondaires	2
	Questionnaire SUS	1
Nombre de séances par phase		10
Total de temps en traitement, en min par phase		600

Tableau 12 : Caractéristiques cliniques et environnementales du patient P0

Aucun effet indésirable n'a été observé pendant ou après l'intervention.

III.2. Critère de jugement principal : SPARC

Parmi les différentes données obtenues sur la quantification de la fluidité, la mesure du SPARC sur le mouvement de pointage à vitesse lente vers une cible située

à 90% de la longueur totale du bras a été choisie pour être analysée dans la suite de ce travail. Les résultats complets sont disponibles en annexe VIII.

III.2.1 Analyse visuelle

Les graphiques représentés dans cette partie sont extraits des logiciels :

- <https://manolov.shinyapps.io/Overlap/>
- <https://manolov.shinyapps.io/Change/>

L'axe vertical représente les scores obtenus au SPARC, la ligne horizontale représente la chronologie des évaluations (SPARC 1, SPARC 2... SPARC 18). Les phases sont séparées par un trait vertical noir.

III.2.1.1 Caractéristiques de la ligne de base

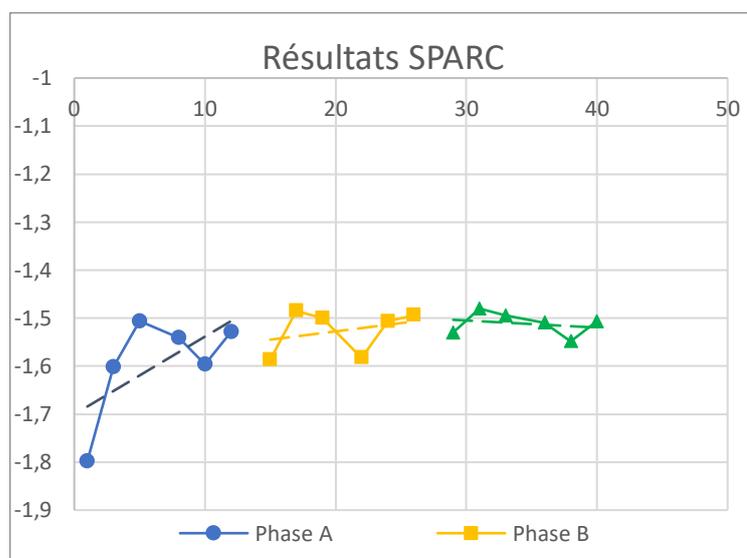


Figure 13 : Graphique présentant les résultats du SPARC

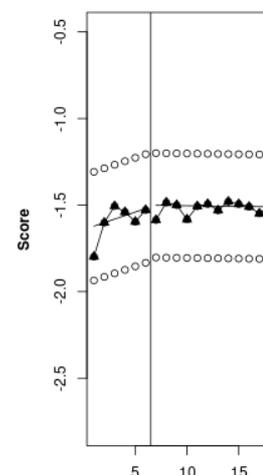


Figure 14 : Enveloppe de tendance en ligne de base

En ce qui concerne la ligne de base (phase A), les données représentées sur la figure 13, par un tracé plein et bleu, montrent les résultats sur six évaluations dont la valeur moyenne est de -1.60. La fourchette du SPARC varie entre -1.80 et -1.51 avec une courbe de tendance, en pointillés bleus, en augmentation tout au long de la phase et une moyenne de -1.56 sur les trois derniers points de la phase. Dans l'hypothèse où le patient ne reçoit pas de traitement, la réponse au SPARC devrait se maintenir entre les deux écarts types, soit dans une fourchette allant de -1.80 et -1.51.

Dans cette même phase, les scores du patient restent assez constants. Sur la figure 14, 100% des points se situent dans l'enveloppe de tendance (représentée en pointillés). Sachant qu'un minimum de 80% des points dans l'enveloppe de tendance est exigé (57), cela signifie que la courbe de tendance représente bien de manière

significative le comportement du patient, et donc que la projection en phase B de la tendance des scores obtenus en phase A est un indicateur pertinent.

III.2.1.2 Représentation des lignes de niveaux

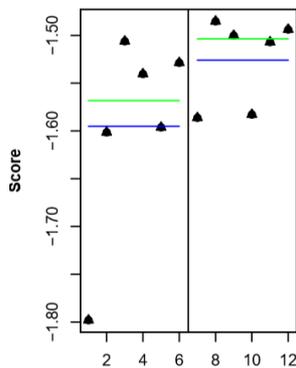


Figure 15 : Ligne de niveau des phases A et B

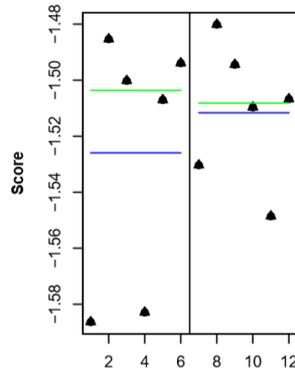


Figure 16 : Ligne de niveau des phases B et C

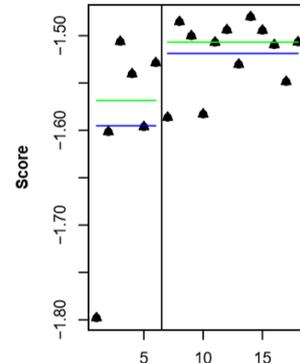


Figure 17 : Ligne de niveau des phases A et B+C

Les figures 15 à 17 représentent la comparaison des lignes de niveaux, représenté par le trait horizontal bleu entre la phase A et B, B et C et A et B+C. Les traits en vert représentent quant à eux la médiane des résultats lors de chaque phase. Visuellement, les lignes de niveaux diffèrent entre chaque phase. En effet, lors des phases A et B, la ligne de niveau augmente de 0.07 entre la ligne de base et l'intervention (figure 15). Entre la phase B et C, les lignes de niveaux diffèrent d'un écart de l'ordre de +0.02 (figure 16). Enfin, entre la phase A et B+C, le niveau augmente de +0.08 (figure 17).

III.2.1.3 Représentation des lignes de tendance

Les lignes de tendance de chacune des phases sont représentées par les lignes en pointillées sur la figure 13. Elles illustrent la comparaison entre les différentes tendances des phases. Visuellement, la ligne de tendance augmente durant la phase A, le SPARC passant de -1.68 à -1.51. La ligne de tendance de la phase B augmente également, de manière moins accentuée qu'en ligne de base. Le SPARC varie de -1.55 en début de phase à -1.50 en fin de phase, valeur autour de laquelle la courbe de tendance de la phase C plafonne. Les résultats de cette phase passent de -1.50 à -1.52.

III.2.1.4 Représentation de la variabilité des phases

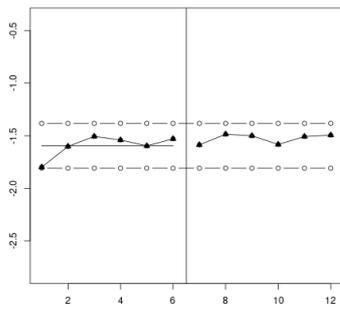


Figure 18 : Représentation de la variabilité des phases A et B

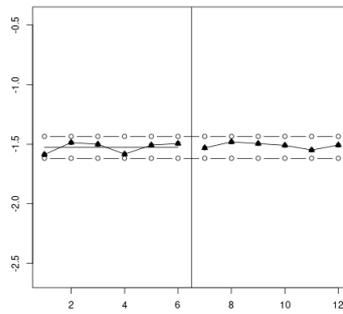


Figure 19 : Représentation de la variabilité des phases B et C

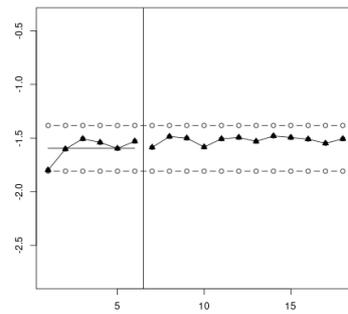


Figure 20 : Représentation de la variabilité des phases A et B+C

Les lignes supérieures et inférieures des figures 18 à 20 illustrent la comparaison de la variabilité des phases. Cela correspond à l'enveloppe des deux écarts type autour de la moyenne. Un effet de l'intervention est démontré si au moins deux mesures consécutives de la phase de thérapie se situent en dehors de l'enveloppe de la phase de ligne de base, projetée en phase de thérapie. Ici, sur la figure 18, aucun point de la phase B n'est en dehors de l'enveloppe, nous ne pouvons donc pas conclure d'effet de la thérapie à ce moment du protocole. La même observation est faite concernant la phase C par rapport à la phase B (figure 19) et la phase B+C par rapport à la phase A (figure 20).

III.2.1.5 Comparaison du chevauchement

La comparaison du chevauchement a été effectuée à l'aide des analyses statistiques NAP qui sera développée plus tard.

III.2.1.6 Immédiateté de l'effet

L'immédiateté de l'effet compare le changement de niveau des trois derniers points de données d'une phase par rapport aux trois premiers points de données dans la phase suivante.

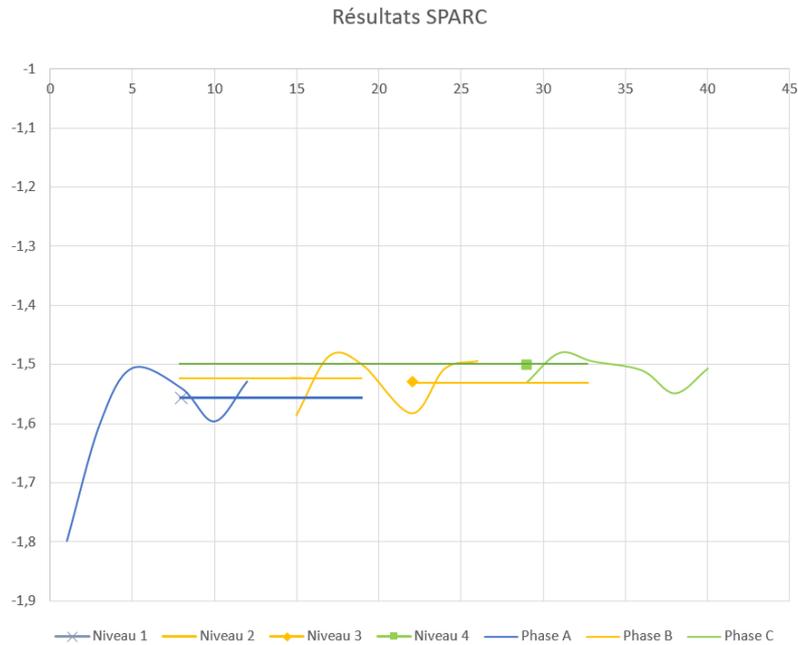


Figure 21 : Représentation de l'immédiateté de l'effet des traitements

Les données de la figure 21 illustrent l'immédiateté de l'effet du traitement. Les lignes de niveaux observées dans ce graphique montrent un écart entre chacune des phase B par rapport à A, C par rapport à B et C par rapport à A. Les données démontrent ainsi une amélioration plutôt progressive de l'état du patient sur l'ensemble des traitements proposés en phase B et C.

III.2.1.7 Cohérence des modèles dans les phases similaires

Cette analyse examine dans quelle mesure les modèles de données dans les phases avec les mêmes procédures (phase B et C), sont similaires.

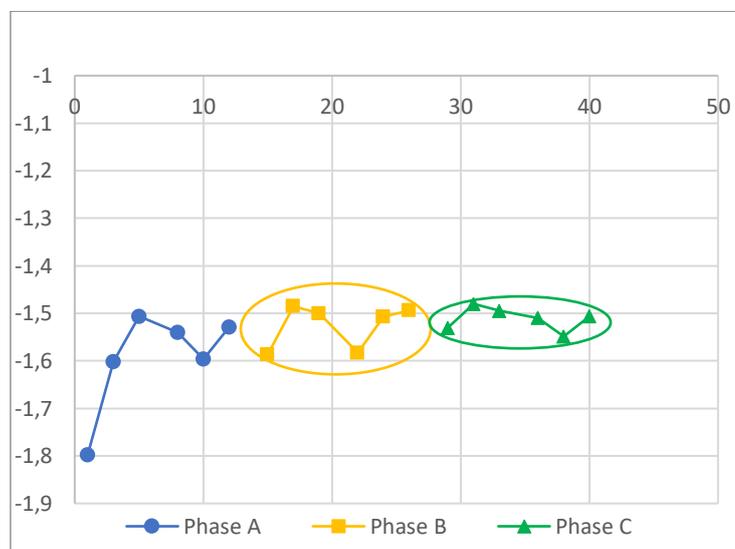


Figure 22 : Cohérence des modèles entre les phases B et C

Les ovales jaune et vert représentés sur la figure 22 illustrent la cohérence entre les deux phases. (91). En les observant, nous pouvons constater qu'ils se situent sur les mêmes niveaux, démontrant le fait que les phase A et B sont associées à des schémas de réponses cohérents.

III.2.1.8 Démonstrations de l'effet : niveau et tendance projetée

La dernière étape de l'analyse visuelle consiste à combiner chacune des comparaisons des informations des phases afin de déterminer si les données de toutes les phases répondent à la norme de trois démonstrations d'un effet à différent point de temps (91).

Ainsi, le modèle de données obtenu en phase A est projeté dans la phase B. Par la suite, si les données de la phase B sont observées en dehors de cette projection, un effet de l'intervention de la phase B est démontré. Cette étape est répétée entre la phase A et la phase C et entre la phase B et la phase C, afin d'obtenir les trois démonstrations à des moments différents.

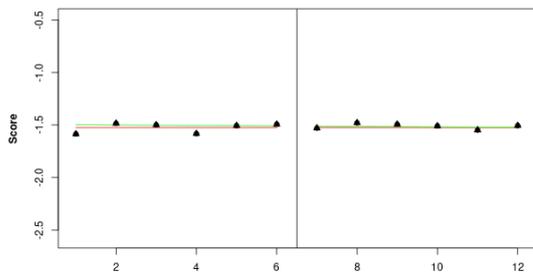


Figure 23 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase A sur la phase B

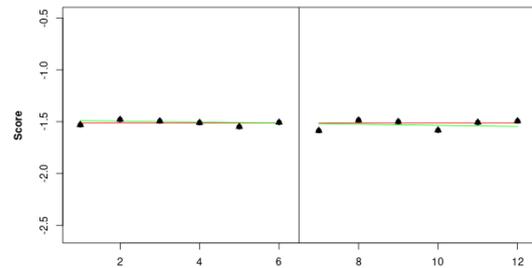


Figure 24 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase A sur la phase

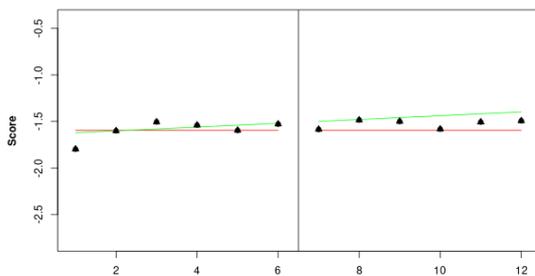


Figure 25 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase B sur la phase C

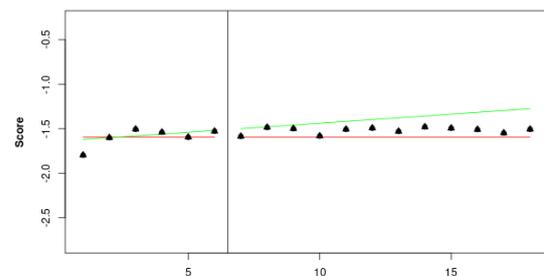


Figure 26 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase C sur la phase B

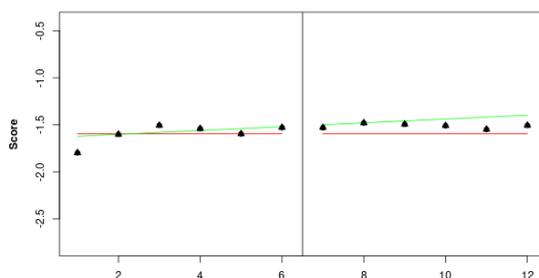


Figure 27 : Courbe de niveau et courbe de tendance projetée de la phase A sur la phase C

Les figures 23 à 27 mettent en évidence la ligne de niveau (ligne rouge) et la ligne de tendance (ligne verte) de la phase en ligne de base (figure 23,24 et 27), de la phase B (figure 25) et de la phase C (figure 26).

Sur la figure 23, qui compare la phase A et B, les points de la phase B dépassent la ligne de niveau projetée de la phase A. En revanche, ils restent en dessous de la ligne de tendance projetée. L'effet de l'intervention robotisée n'est donc pas démontré.

Sur la figure 25 comparant la phase C par rapport à la phase B, seul deux points des données du traitement classique, dépassent ceux des courbes projetées des résultats du traitement robotisé. L'effet du traitement classique par rapport au traitement robotisé ne peut donc pas être vérifié. Si la phase B et C sont intervertis, nous observons quatre points de la phase B légèrement au-dessus des deux courbes projetées de la phase (figure 26). Cependant, le bénéfice du traitement robotisé par rapport à un traitement classique ne peut pas être démontré.

Enfin, sur la figure 27, comparant la phase C et la phase A, les points de la phase C sont situés bien au-dessus de la ligne de niveau projetée de la phase A. En revanche, ils ne dépassent pas la ligne de tendance projetée. L'effet sur la fluidité du mouvement du traitement en phase C n'est donc pas démontré par rapport à la phase A.

III.2.2 Analyse statistique

Les analyses visuelles ont été couplées aux analyses statistiques.

Le NAP permet de mesurer le pourcentage de non chevauchement des points. Si le NAP est compris entre 0 et 31%, cela signifie un effet faible de la rééducation, l'effet est dit modéré si le NAP se situe entre 32 et 84% et enfin l'effet est considéré comme fort si le NAP est supérieur à 85% (93).

Le NAP obtenu entre la phase A et la phase B est de 81%, soit un pourcentage de 19% de chevauchement des points. Le NAP de la phase C par rapport à la phase B

est de 53%, soit un pourcentage de 47% de chevauchement des points. Enfin le NAP de la phase A par rapport à la phase B+C est de 81%. Ces trois données démontrent un effet probable modéré de la rééducation robotisée et classique par rapport à la ligne de base.

Le TAU U a été également calculé. Pour rappel, il s'agit d'un indicateur qui complète la valeur de p . Ce dernier indique si un entraînement a eu un effet significatif (ssi $p < 0.005$) et l'indicateur TAU calcule la taille de l'effet obtenu. Parmi les différents coefficients, le TAU U X vs Y + trend X a été choisi car il considère simultanément l'indépendance des scores entre les phases tout en contrôlant la tendance monotone de la phase de ligne de base (94). Les scores obtenus ont été résumés dans le tableau suivant :

Phase	TAU U XvsY trend X	p
A vs B	0.5405	$P = 0.0293$
B vs C	0.1261	$P = 0.6111$
A vs BC	0.5517	$P = 0.0153$

Tableau 13 : Résumé de l'analyse statistique du SPARC

D'après cette analyse statistique, les données obtenues ne permettent pas de conclure à un effet de la rééducation robotisée par rapport à la ligne de base sur la fluidité du mouvement.

III.3. Critères secondaires

III.3.1 Résultats des scores ARAT

Le tableau 12 présente les résultats des évaluations ARAT menées chez le patient P0. La figure 28 correspond au graphique en barre de l'évolution de ce même score. Elle représente les résultats à l'aide de barres rectangulaires dont la taille est proportionnelle aux valeurs qu'elles représentent. La série de données en rose correspond à l'inclusion du patient, comprise dans la phase A. Les séries en bleue, jaune et verte correspondent respectivement aux dernières évaluations de chacune des phases A, B et C. Enfin, la série de données grise désigne le profil type chez un sujet sain. Les scores totaux sont disponibles en annexe IX.

ARAT								
LUNA STROKE Evaluation Complète	Normes	Inclusion	Phase A		Phase B		Phase C	
			Evaluation 1	Evaluation 2	Evaluation 3	Evaluation 4	Evaluation 5	Evaluation 6
SAISIR	18	18	12	18	18	18	18	18
TENIR	12	6	6	6	7	8	8	12
PINCER DEPLACER	18	8	8	10	12	12	13	11
MOUVEMENTS GLOBAUX	9	8	8	8	8	9	9	9
TOTAL	57	40	34	42	45	47	48	50

Tableau 14 : Résultats du test ARAT

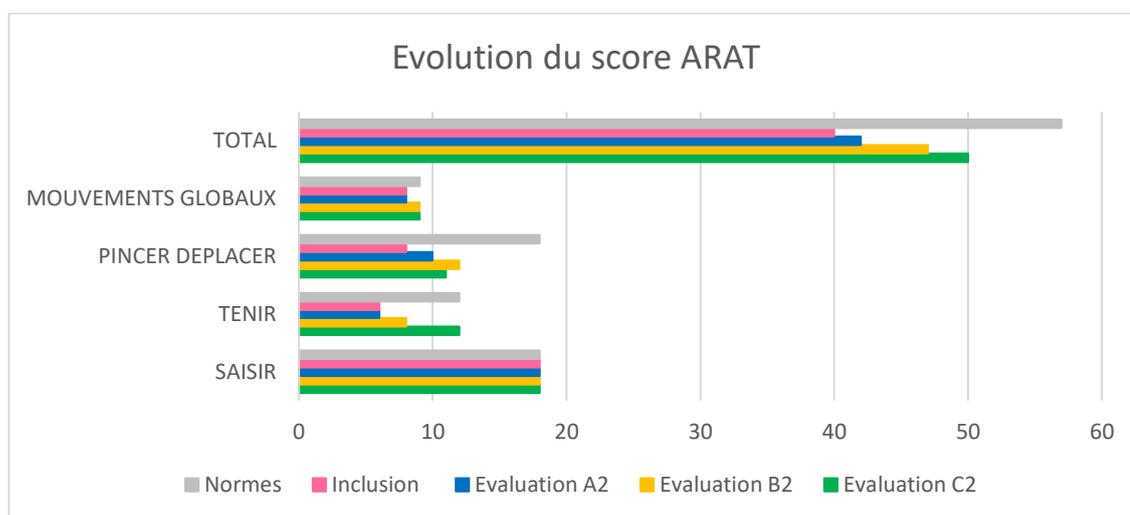


Figure 28 : Graphique en barre des résultats du ARAT

Lors de l'inclusion, en début de phase A, le patient présente un score total de 40 points sur 57 : la fonction du membre supérieur est dégradée. Si nous nous intéressons de plus près aux sous parties, ce sont principalement les items **tenir** et **pincer-déplacer** qui sont déficitaires. En effet, sur la figure 28, la barre rectangulaire rose est plus courte sur ces deux items par rapport au profil type représenté en gris.

En ce qui concerne l'évolution des scores intra-phases, durant la phase A, deux évaluations sont menées, et la moyenne obtenue est de 38. Le score s'améliore de 8 points entre le début et la fin de la phase. Le MCID étant de 5.7, ce gain est considéré comme significatif. Or, il s'agit des résultats en ligne de base, dont les scores sont normalement stabilisés chez le patient chronique. Il est donc intéressant de détailler les sous parties afin de mieux comprendre l'axe de ce changement de valeur. L'item **saisir** diminue de 6 points lors de l'évaluation A1 par rapport à l'inclusion. Cela est expliqué par la différence de vitesse avec laquelle le patient accomplit les épreuves entre les deux sessions. Par la suite, le score de ce même item reste identique à celui obtenu en inclusion lors de toutes les autres sessions d'évaluation. Ainsi, le score obtenu lors de l'évaluation A1 pour l'item **saisir** ne représente pas le comportement global du patient, et est probablement dû à un facteur externe plus qu'à une réelle évolution intra-phase.

Durant la phase B, le patient obtient un score moyen de 46 sur 57 lors des deux évaluations menées. Un gain de deux points est observé entre le début et la fin de la phase. Ce gain est dû à l'amélioration d'un point sur les scores sur les items **tenir** et **mouvements globaux**.

Durant la phase C, deux évaluations sont menées, la moyenne du score ARAT est de 49 sur 57. De même qu'en phase B, le score progresse de deux points entre le début et la fin de la phase, gain permis par l'amélioration de la performance sur l'item **tenir**.

Pour l'évolution des scores en inter phase, les résultats de l'inclusion et ceux des dernières évaluations de chacune des phases sont comparés. Les scores sont sensiblement identiques entre l'inclusion et la phase A. En effet, la figure 28 montre que la barre rectangulaire bleue (fin de phase A) est de la même longueur que celle en rose (inclusion) sur les différents items de l'ARAT, hormis pour l'item **pincer-déplacer**, mais pour laquelle la différence est non significative.

Suite au traitement robotisé, le patient s'améliore de 5 points par rapport à la fin de la phase A. Sur la figure 28, la barre rectangulaire orange (fin de phase B) s'allonge pour les items **tenir** et **pincer-déplacer**, items pour lesquels le patient a progressé. Cependant, cela n'est pas significatif.

A la fin du traitement conventionnel, en phase C, le patient s'améliore de 3 points par rapport à la phase B. Ce gain est dû à l'amélioration de la performance sur l'item **tenir**, tandis que l'item **pincer-déplacer** perd 1 point. Ces changements de valeurs ne sont pas significatifs.

A la fin du protocole, l'amélioration totale du patient P0 est de 10 points, et est donc significative. Sur la figure 28, nous observons que la barre rectangulaire verte (fin de phase C) est plus importante pour tous les items (sauf item **saisir**) par rapport à la barre rectangulaire rose (inclusion) et celle en bleu (fin de phase A). Pour l'item **saisir**, le patient a déjà la cotation maximale dès son inclusion. Cela se traduit par un rapprochement des longueurs sur les scores totaux entre la barre rectangulaire verte (fin de phase C) et la barre rectangulaire grise (norme). La différence est surtout dû aux items **tenir** et **pincer-déplacer** pour lesquelles les changements de valeurs sont les plus importants mais aussi pour lesquels le patient reste déficitaire à sa sortie.

Si nous considérons les moyennes, le score de l'ARAT a régressé en moyenne de 2 points entre l'inclusion et la phase A. Puis le patient s'est amélioré en moyenne de 8 points entre la phase A et la phase B, et de 3 points entre la phase B et la phase C.

Entre l'inclusion et la fin du protocole, le score de l'ARAT a évolué en moyenne de 9 points. Nous pouvons donc affirmer que le patient a progressé de manière significative sur le score moyen du ARAT entre la phase A et B, et entre son inclusion et la fin du protocole.

III.3.2 Résultats score Fugl Meyer

Le tableau 13 présente les résultats des évaluations de la partie motricité du Fugl Meyer menés chez le patient P0. La figure 29 correspond au graphique en barre de l'évolution de ce score. La série de donnée en rose correspond à l'inclusion du patient. Les séries en bleue, jaune et verte correspondent respectivement aux dernières évaluations de chacune des phases A, B et C. Enfin, la série de données grise désigne le profil type chez un sujet sain. Les scores totaux sont disponibles en annexe X.

FUGLMEYER								
LUNA STROKE Evaluation Complète	Normes	Inclusion	Phase A		Phase B		Phase C	
			Evaluation 1	Evaluation 2	Evaluation 3	Evaluation 4	Evaluation 5	Evaluation 6
ACTIVITE REFLEXE	4	4	4	4	4	4	4	4
PROXIMAL	32	22	26	24	25	29	28	28
DISTAL	24	20	18	16	17	18	19	20
COORDI- NATION VITESSE	6	2	3	3	3	3	4	3
TOTAL	66	48	47	47	49	54	55	55

Tableau 15 : Résultats du test FUGL MEYER

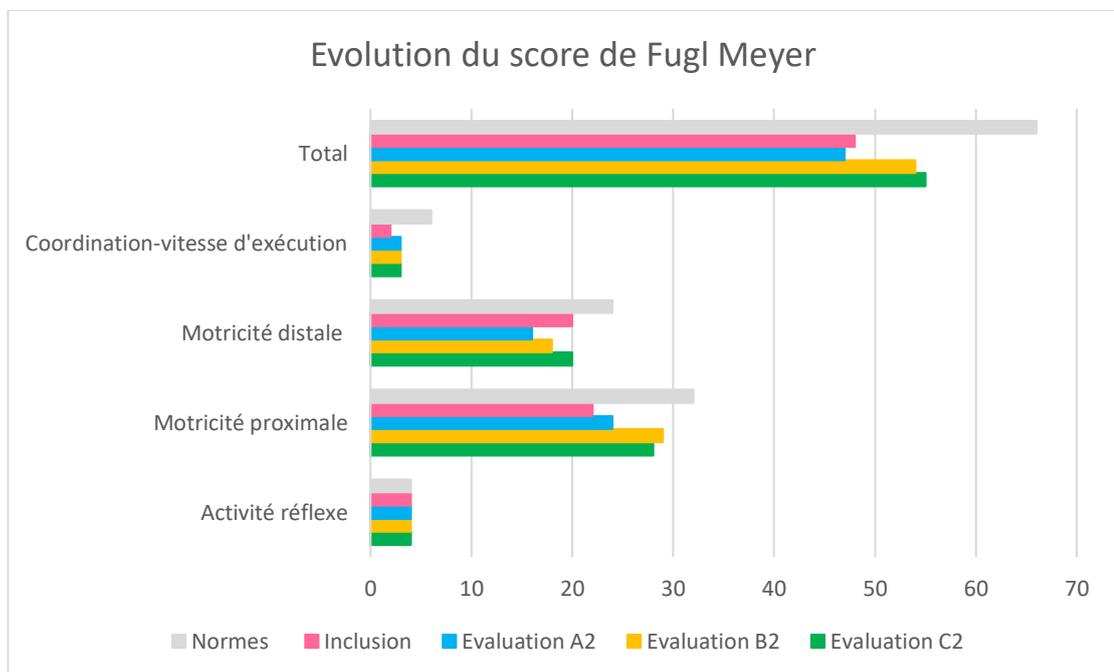


Figure 29 : Graphique en barre des résultats du FUGL MEYER

Lors de l'inclusion, un score total de 48 points sur 66 a été obtenu par le patient. La motricité du membre supérieur est déficitaire. Les items de la **motricité proximale, distale** et de la **coordination-vitesse d'exécution** sont les plus déficients : la barre rectangulaire rose (inclusion) est plus petite par rapport au profil type représenté en gris sur la figure 29.

En considérant l'évolution des scores intra phase, durant la phase A, deux évaluations ont été menées, avec une moyenne de 47 points. Le score total est identique entre l'évaluation 1 et l'évaluation 2. Cependant, si nous regardons les sous parties, le score **proximal** évolue de -2 points et le score **distal** évolue de +2 points entre les deux sessions. Or, pour rappel, le MCID du score proximal est de 5.6 et de 4.9 pour le score distal, ce n'est donc pas significatif.

Durant la phase B, le patient a bénéficié de deux évaluations. Le score moyen de la phase est de 51.5. Le patient s'est amélioré de manière non significative d'un total de 5 points entre les deux sessions de tests. Les changements concernent les deux items **motricité proximale** et **motricité distale**, avec des gains d'une valeur respective de 4 et 1 point.

Lors de la phase C, les deux évaluations effectuées ont montré une moyenne de 55 points pour le score total. Les valeurs des sous tests sont globalement identiques, à la différence d'un point entre les items de **coordination-vitesse d'exécution** et de **motricité distale**, mais la différence est non significative.

Si nous nous intéressons à l'évolution des scores inter phase, en considérant les scores obtenus lors de l'inclusion et lors des dernières sessions de test de chacune des phases, l'inclusion et la phase A montrent des scores quasi identiques, comme en témoigne la figure 29 avec une légère différence au niveau des trois items **motricité proximale, motricité distale**, et de **coordination-vitesse d'exécution**. Cette différence s'observe au niveau de la figure 29 dans laquelle la barre rectangulaire correspondant à l'inclusion est d'une longueur plus proche de celle de la norme au niveau de l'item de **motricité distale** tandis que la barre rectangulaire de la phase A est plus proche de la norme au niveau des deux autres items.

A la fin de l'intervention robotisée, le score du Fugl Meyer s'est amélioré de 7 points par rapport à la phase A, plus précisément sur les scores de **motricité proximale et distale** dans lesquels les gains sont respectivement de 5 et 1 point. En effet, la barre rectangulaire orange représentant la phase B se rapproche visuellement de la barre rectangulaire grise du profil type pour l'item de **motricité proximal** (figure 29). Cependant, cette évolution n'est pas significative.

A la fin de la phase de rééducation classique du membre supérieur, le gain observé sur la totalité du test est de 1 point. La sous partie **motricité distale** est augmentée de 2 points, comme en témoigne la barre rectangulaire verte de la figure 29. En revanche, la sous partie **motricité proximale** a diminué de 1 point. Ces deux différences ne sont pas significatives.

Au total, le patient a gagné 7 points sur le test de la motricité du Fugl Meyer entre l'inclusion et l'évaluation en fin de protocole. La norme du MCID étant de 12.4 points, la différence n'est pas significative. En revanche, en précisant les sous items, le patient a gagné 6 points sur la sous partie **motricité proximale**, différence significative que l'on peut également observer sur la figure 29 représenté par l'écart entre la longueur de barre rectangulaire rose et la barre rectangulaire verte au niveau de cet item.

Si nous prenons en compte les moyennes des scores de chaque phase, le score du Fugl Meyer a régressé en moyenne de 1 point entre l'inclusion et la phase A. Le patient s'est amélioré de 4,5 points en moyenne entre la phase A et la phase B et entre la phase B et C. Enfin, sur la totalité du protocole, le patient a gagné en moyenne 7 points entre l'inclusion et la fin du traitement. Cependant, cette différence entre les moyennes n'est pas significative.

III.3.3 Résultats des critères secondaires non liées aux effets du traitement

La douleur, mesurée par l'échelle EVA à la fréquence de deux mesures par phase, a été cotée à 0 par le patient lors de l'inclusion et s'est maintenue à cette valeur lors des sessions suivantes.

Les données sur la quantification de la spasticité, mesurée par l'échelle Ashworth modifiée à la fréquence de deux mesures par phase, sur les groupes adducteurs d'épaule, fléchisseurs et extenseurs de coude, sont représentées dans le tableau 14. Lors de l'inclusion dans protocole, les groupes musculaires des fléchisseurs et extenseurs du poignet ainsi que les fléchisseurs et extenseurs des doigts ont également été pris en compte. Enfin, lors de la sortie du protocole, les fléchisseurs de doigts et de poignet ont été rajouté à l'évaluation de la spasticité.

LUNA STROKE Évaluation Complète	Inclus- sion	Phase A		Phase B		Phase C	
		Evaluation 1	Evaluation 2	Evaluation 3	Evaluation 4	Evaluation 5	Evaluation n 6
Ashworth							
Adducteurs d'épaule	0	0	0	0	0	0	0
Fléchisseurs de coude	1+	1	1	1	1	1	1+
Extenseurs de coude	1	1+	1+	1	1	1	1
Fléchisseurs de poignet	0	NT	NT	NT	NT	NT	0
Extenseurs de poignet	0	NT	NT	NT	NT	NT	NT
Fléchisseurs des doigts	0	NT	NT	NT	NT	NT	1+
Extenseurs des doigts	0	NT	NT	NT	NT	NT	NT

Tableau 16 : Résultats de l'Ashworth Modifié

Selon ce tableau, la spasticité est restée globalement identique pour les groupes fléchisseurs et extenseurs de coude, vacillant entre 1 et 1+ tandis qu'aucune spasticité n'a été constaté pour les adducteurs d'épaule.

La sensibilité a été mesurée par le Nottingham Sensory Assessment permet seulement lors de l'inclusion du patient. Concernant la partie somesthésie, sur un score total de 44 points, le patient a totalisé un score de 25 points. Plus précisément, la sous partie sur la sensibilité superficielle a été noté à 17/32. Un score de 0/8 a été attribué à la sous partie sur la discrimination de deux points. Et enfin pour la sous partie sur la proprioception, le patient a totalisé un score maximal de 8 points. En seconde partie, concernant la stéréognosie, le patient a obtenu un score de 2 points sur 20. Au total le patient a obtenu une valeur de 27 points sur 66.

Concernant le questionnaire SUS, le score total sur 100 points obtenus quant à l'utilisabilité et la satisfaction du traitement robotisé est de 24 sur 100. Les points négatifs relevés par le patient concernent notamment la dépendance au thérapeute vis-à-vis de l'utilisation du robot, sa difficulté d'utilisation et de compréhension.

IV. Discussion

IV.1 Discussion autour des résultats

Lors de cette partie, nous allons discuter dans un premier temps des résultats obtenus pour le critère de jugement principal, en les mettant en lien avec l'hypothèse principale et la première hypothèse secondaire traitant toutes les deux de la fluidité du mouvement.

Puis dans un second temps, nous traiterons de l'évolution globale du patient, en lien avec la deuxième hypothèse secondaire.

IV.1.1 Critère de jugement principal SPARC

IV.1.1.1 Hypothèse principale et hypothèse secondaire 1

L'hypothèse principale est définie par l'amélioration significative de la fluidité sur le mouvement de pointage durant la phase de traitement robotisé. Le maintien des valeurs de la fluidité *a posteriori* de la rééducation robotisée définit la première hypothèse secondaire.

L'hypothèse principale n'est pas validée. En effet, l'analyse visuelle et l'analyse statistique démontrent une amélioration non significative du SPARC en phase B. La valeur du SPARC plafonne en phase C, comme le montrent les différentes courbes de niveau (figure 16) et de tendance (figure 13 et 25). La première hypothèse secondaire est donc validée.

Il n'y a pas de différence entre les valeurs du SPARC obtenues durant la ligne de base, et celles obtenues en phase B+C. En effet, l'analyse visuelle montre une amélioration de la moyenne du SPARC entre le début de la phase B et la fin de la phase C. Mais la tendance projetée de la phase A sur la phase B + C (figure 24) et l'analyse statistique (tableau 10) confirment que la différence n'est pas significative sur ce critère. La fluidité du patient P0 sur le mouvement de pointage n'a donc significativement pas changé, que ce soit lors du traitement robotisé, lors du traitement classique ou en l'absence de rééducation du membre supérieur.

IV.1.1.2 Lien entre les résultats sur la fluidité avec les données de la littérature

Deux études, publiées en 2011 et 2013 par l'équipe de Mazzoleni démontrent un effet significatif de la rééducation robotisée sur la fluidité du mouvement chez des patients ayant eu un AVC, en stade subaigu ou chronique.

Lors de l'étude de 2011, les patients sont inclus dans un protocole d'une durée de 6 semaines. Les sessions ont lieu à une fréquence de cinq fois par semaine, durant laquelle les patients effectuent des mouvements de pointage vers une cible grâce au robot In motion. Quatre exercices sont effectués comprenant un très grand nombre de répétitions (entre 600 et 700 mouvements). La mesure de la fluidité est effectuée avant et après traitement, par l'indice Jerk, obtenu en calculant l'amplitude de la secousse moyenne par la vitesse de pointe, sur un mouvement de déplacement du bras d'un cible (55). Or, le JERK est dépendant de la durée de mouvement contrairement au SPARC (64). Une durée moins grande influence positivement sur le résultat de la fluidité du mouvement mesuré par le JERK (64). Les résultats indiquent une amélioration du JERK entre l'admission et la fin du traitement robotisé (55).

Lors de l'étude publiée en 2013, les patients suivent un protocole durant lequel ils effectuent 5 séances par semaine durant 4 semaines. Le robot utilisé est également le InMotion. Le paramètre fluidité du mouvement est mesuré avant et après traitement, par une analyse du profil de vitesse, où le nombre de pics de vitesse est mesuré. Une faible valeur de cette mesure indique qu'il y a peu de périodes d'accélération et de décélération lors du mouvement, et donc par conséquent une plus grande fluidité. Les résultats indiquent, chez les patient AVC chroniques, une amélioration de la fluidité au niveau de l'analyse du profil de vitesse entre l'admission et la sortie des patients (98).

Par rapport à ces deux études, plusieurs différences peuvent expliquer le contraste entre les résultats obtenus et ceux de ces études. Parmi elles, se trouvent la différence de méthodologie, la durée du protocole, le robot, le choix et le nombre plus importants de répétitions des mouvements pratiqués lors de l'intervention robotisée et la mesure de la fluidité.

IV.1.1.3 Discussion autour des résultats sur le SPARC

La première valeur du SPARC obtenue lors du protocole semble très inférieure aux autres. Cela relève probablement d'un effet d'apprentissage plus que d'une amélioration. En effet, il a été montré par plusieurs études qu'un effet d'apprentissage a lieu à la fois chez les sujets sains et chez les sujets ayant eu un AVC (99). Cependant, pour ce patient, la suppression de ce point ne changerait pas les résultats obtenus (figure 14). Comme piste d'amélioration, une session d'apprentissage du mouvement de pointage au moment de l'inclusion pourrait être mise en place chez les futurs patients.

IV.1.2 Evolution globale du patient

IV.1.2.1 Hypothèse secondaire 2

A. Résultats

La deuxième hypothèse secondaire est définie par l'amélioration clinique du patient en parallèle de l'amélioration de la fluidité sur des gestes de pointage. Cette hypothèse n'est pas totalement validée.

En effet, la comparaison des critères de motricité et de fonction, entre l'inclusion et la sortie du patient du protocole, démontre une amélioration significative de 10 points pour le test de l'ARAT (MCID : 5.7) et une amélioration non significative de 7 points pour le test du Fugl Meyer (MCID : 12.4). L'amélioration clinique est identique que le patient fasse un travail centré sur la tâche (phase C), ou non (phase B).

B. Littérature

Concernant les résultats des tests cliniques, l'essai RATULS, mené en 2019, montre que les patients ayant reçu le traitement robotisé ont obtenu des gains significativement plus élevés au niveau de la motricité que le groupe ayant reçu les soins conventionnels. En ce qui concerne la fonction du membre supérieur, les scores ont évolué de manière identique entre les deux groupes (47).

Par rapport au SCED, des différences importantes en termes de méthodologie sont présentes et peuvent expliquer le contraste entre les résultats des deux études, notamment pour le Fugl Meyer. En effet, l'essai RATULS est un essai contrôlé randomisé, effectué sur un total de 770 patients, dont 232 affiliés au programme de rééducation robotisé. Cet essai est classé comme un niveau de preuve 1A, c'est-à-dire qu'il présente les résultats les plus fiables et les plus robustes (100). La durée du protocole est le double du notre, soit 12 semaines au total, au cours desquelles les patients ont bénéficié de 3 séances de 45 minutes par semaine.

Concernant le parallèle entre l'amélioration clinique et l'amélioration des paramètres du mouvement, dans l'étude de Mazzoleni de 2013, les auteurs admettent une faible corrélation entre les valeurs de paramètres cinématiques obtenus, y compris la fluidité, et les résultats cliniques. Ils l'expliquent par le fait que les changements dans les mesures d'analyse du mouvement ne représentent pas les mêmes changements dans la performance lors des tests cliniques (98). Malgré les différences notables entre les deux études, la conclusion tirée par les auteurs est commune à celle décrite en réponse à l'hypothèse secondaire 2, la fluidité du mouvement n'évolue pas en parallèle de l'amélioration des résultats cliniques.

C. Discussion autour des résultats

Les sous parties motricité **proximale** et **distale** du Fugl Meyer sont déficitaires lors de l'inclusion du patient. Seule la sous partie **proximale** du Fugl Meyer s'améliore de manière significative entre le début et la fin du protocole. La sous partie **motricité distale** ne change pas, et reste de l'ordre de 20/24. En sachant que le MCID est de 4.9 pour cette sous partie, et que la sensibilité au changement est modérée pour ce test, un effet plafond a possiblement été atteint par le patient. En effet, les scores de l'échelle Fugl Meyer concernant la motricité distale peuvent atteindre un plateau (66). Il n'y a pas de différence au niveau des résultats du test entre la fin de la phase B et la fin de la phase C. Donc, suite à la rééducation robotisée couplée à la rééducation classique, suivie de la rééducation classique seule, le patient a amélioré sa motricité au niveau des muscles proximaux du MS.

Les valeurs obtenues lors du test ARAT augmentent significativement entre l'inclusion et la sortie du patient. Malgré que le test Fugl Meyer et ARAT soient corrélée (70), il peut exister une dissociation entre la motricité et les capacités fonctionnelles. En effet, il existe des effets plafond-plancher pour chacune de deux échelles. La fonction peut s'améliorer tandis que la motricité du MS plafonne et inversement (63),(81). Dans le cas du patient P0, la sous partie **motricité proximale** du Fugl Meyer s'est améliorée de manière significative entre le début et la fin du protocole. L'amélioration de la performance durant l'ARAT peut donc être liée à l'amélioration de la motricité au niveau des muscles proximaux du MS, traité par la rééducation robotisée.

Le patient a donc amélioré sa motricité proximale au niveau du MS, possiblement en lien avec l'amélioration de la fonction du MS, lors de la phase de rééducation classique et de rééducation robotisée, par rapport à l'absence de traitement.

Les effets peuvent intervenir tardivement. Il aurait donc été intéressant d'intégrer dans ce travail les résultats du patient P0 des critères principaux et secondaires, lors d'une évaluation effectuée plusieurs semaines après le protocole. Malheureusement, ils n'ont pas pu être traités pour des questions de délais.

IV.1.2.2 Autres critères secondaires

Les scores obtenus lors du Nottingham démontrent une sensibilité superficielle adéquate ainsi qu'une très bonne proprioception lors de l'inclusion du patient.

L'EVA s'est vu attribuer un score minimal de 0/10 tout au long du protocole. Le robot n'a donc pas été délétère pour le patient.

La spasticité a été cotée entre 1 et 1+, au niveau des fléchisseurs et extenseurs de coude. Cette mesure est restée quasi invariante tout au long des six semaines. Or, la spasticité peut impacter la qualité du mouvement (17). Au sens strict du terme, le LUNA EMG ne traite pas de la spasticité dans les programmes choisis.

Parmi les autres facteurs pouvant limiter la récupération au niveau de la qualité du mouvement, et donc de la fluidité, se trouve les syncinésies et les co-contractions. Ces deux paramètres ont été travaillés via le robot LUNA EMG notamment lors des exercices ciblés du coude. Cependant, nous pouvons questionner le réel impact de cet entraînement, dont la durée est finalement assez courte (200 minutes sur les 2 semaines) sur la correction d'un schéma de mouvement détérioré, installé depuis des années. Afin de l'évaluer, une mesure de l'activité électrique musculaire via EMG au niveau des fléchisseurs et des extenseurs de coude, a été intégrée dans le protocole, et sera mise en place pour les futurs patients.

Enfin, la fatigue liée à l'intensité de la rééducation, est un des risques potentiels décrit dans ce protocole SCED. Elle peut amener à une détérioration de la spasticité (17) et peut impacter la performance lors les évaluations menées. Cependant, elle n'a pas été prise en compte pour ce patient ci. En piste d'amélioration pour les futurs patients de cette recherche, des mesures de la fatigue ont été incluses, le Borg modifié, permettant de mesurer de manière subjective l'effort perçu par le patient après chaque séance, et l'échelle MFI, validée en français (101), mesurée une fois par semaine, explorant les cinq dimensions de la fatigue (fatigue générale, fatigue physique, motivation réduite, activité réduite, fatigue mentale).

Afin de compléter l'évaluation clinique du patient, des critères secondaires ont été ajoutés, la force de la préhension, évalué par le Jamar, et la dextérité, évaluée par le test du Box and block test. Aucun test répertorié dans la dernière colonne du modèle de la CIF sur la participation (tableau 5) n'a été inclus dans le protocole. Cependant, le questionnaire de la MFI sur la fatigue comprend des items sur la qualité de vie du patient (101).

IV.2 Evaluation psychométrique de l'étude

IV.2.1 Fidélité procédurale

L'item sur la conception du traitement a bien fourni les éléments demandés sur la durée, le nombre de séance, les qualités du prestataire et les lignes directrices menées (cf partie II.2 ; II.7.1).

Le rééducateur choisi pour mener les séances avec le patient P0 n'a pas suivi de formation standardisée sur l'utilisation du LUNA EMG. En revanche, il a acquis son savoir-faire auprès d'une des professionnelles du plateau, elle-même formée auprès des concepteurs EGZO TECH. De plus, il a échangé avec ces derniers, lors de différents congrès et webinaires. Il serait donc intéressant pour la mise en place du protocole chez les patients suivants, d'organiser une formation standardisée auprès de l'ensemble des kinésithérapeutes concernés sur l'utilisation du robot LUNA EMG, comprenant son installation, les paramétrages, les consignes à donner aux patients ainsi que sur les données à surveiller.

Concernant la mise en œuvre du traitement, la fiche de suivi a été mise en place tardivement dans le protocole et n'a donc pas été remplie. Ainsi, bien que le patient ait suivi toutes les séances, en respectant les durées de chacune d'entre elle, aucun document ne permet de l'attester. En piste d'amélioration, il serait intéressant de distribuer cette fiche aux professionnels concernés lors de l'inclusion du patient en surveillant son remplissage au fur et à mesure des semaines écoulées.

Les effets non spécifiques du traitement ont été pris en compte par la mesure de la douleur, qui a plafonné à 0/10 selon l'EVA durant tout le protocole. Or, un des risques liés à ce type de rééducation est la fatigue, représentant un possible biais dans la performance du patient lors des différentes évaluations des critères. Ce paramètre a donc été pris en compte par la suite, grâce à différentes mesures, notamment le Borg modifié et l'échelle MFI. Mais les données ne sont pas exploitables dans ce cas-ci car les mesures ont été mises en place tardivement.

La reproductibilité de la séance a été assurée par la mise en place d'une fiche récapitulative sur les différents paramètres de l'intervention du LUNA EMG (Annexe III, IV). La fiche mise en place sur le serveur pourrait être imprimée et affichée sur le robot afin d'avoir un accès plus facile au protocole d'utilisation.

La catégorie sur la réception du traitement a été réalisée par entretien oral avec le patient lors de l'inclusion, et lors des différentes séances. Malgré ces informations orales, un temps d'adaptation a été nécessaire quant à la compréhension du protocole par le patient. A la suite de cette situation, la création d'un document sur les différentes interventions et leur chronologie serait intéressante à mettre en place lors des inclusions des prochains patients.

IV.2.2 Validité interne

Plusieurs items de l'échelle Robint (97) n'ont pas été remplis. Parmi eux, se trouve tout d'abord l'item sur le design dans lequel les trois démonstrations demandées pour montrer l'effet de la thérapie n'ont pas été atteints.

Etant le premier patient à participer au protocole afin d'y apporter les modifications nécessaires, la randomisation n'a pas eu lieu. Le patient P0 s'est vu attribué d'office une durée de traitement de deux semaines pour la phase B, permettant également de répondre à des exigences organisationnelles au niveau des professionnels. Les conditions de la randomisation ont été modifiées lors de l'inclusion du patient P0. En effet, après consultation d'un statisticien, il a été noté qu'il serait préférable de randomiser la durée de la phase A, ainsi que la chronologie entre la phase B et la phase C. Cela permettrait de mieux limiter le risque de biais sur le moment le plus opportun d'introduire l'intervention.

La durée de chacune des phases a bien été de deux semaines chacune, ainsi respectant l'exigence de 5 mesures minimum par phases, car nous en avons 6. Cela nous a permis d'atteindre une stabilité au niveau des résultats de la ligne de base, et ainsi d'assurer la fiabilité de l'élaboration du comportement type du patient sans rééducation. Les critères secondaires n'ont été évalués que deux fois par phase, et ne donnent par conséquent qu'une idée de l'évolution globale du patient.

Pour ce patient, l'évaluateur a bien été indépendant du thérapeute. Cependant la mise en aveugle de l'évaluateur par rapport à la rééducation du patient n'a pas été possible. En effet, l'évaluateur avait d'une part conscience de la durée de chacune des phases de rééducation, mais aussi de leur ordre car il a participé à l'organisation de la mise en place de ce SCED chez le patient. D'autre part, il se trouvait sur le plateau au moment où le patient venait en rééducation. Deux pistes d'amélioration semblent possibles en théorie. La première serait de faire en sorte que l'évaluateur concerné ne soit pas présent sur le plateau de rééducation, au moment où le patient vient. Une seconde piste serait que le kinésithérapeute effectue la séance dans une salle dédiée. Cependant, ces deux possibilités semblent difficiles à mettre en place d'un point de vue organisationnel.

Concernant la fiabilité des différentes évaluations, les tests choisis, le Fugl Meyer et l'ARAT, d'un point de vue psychométrique, ont tous deux une excellente fidélité inter-juge et intra juge (69),(70),(71),(80),(81). Cependant, considérant ma faible expérience dans la réalisation des tests demandés, la fiabilité de l'évaluateur peut être remise en cause, notamment lors des premières sessions. En effet, ma formation sur ces

évaluations a été effectuée sur des sujets sains, à deux reprises, mais jamais sur des patients AVC. Dans ce cas-ci, il aurait été intéressant que j'effectue les premiers bilans avec la professionnelle de recherche, afin de comparer nos résultats et ainsi évaluer la fiabilité avec laquelle je mène les bilans. En ce qui concerne l'évaluation du critère principal, la fluidité, elle s'est effectuée au laboratoire du mouvement par des professionnels certifiés. Tous les paramètres ont été notés afin d'être le plus reproductible possible (cf II.3.2).

IV.2.3 Validité externe

Concernant les items de la validité externe, chacune des données quant à quantification du mouvement a été enregistré en brut. Seul le mouvement de pointage vers une cible située à 90% de la longueur du bras, à hauteur d'épaule et à vitesse lente, a été exploité dans le cadre de l'écriture de ce mémoire (annexe VIII), notamment pour des questions de délai. Une exploitation plus complète, comprenant par exemple le même mouvement à vitesse rapide, aurait été intéressante afin d'analyser l'évolution du SPARC sur une plus large gamme de mouvements. Concernant les données des critères secondaires, les données sur chacun des tests ont été retranscrits en totalité sur le logiciel EXCEL (annexe IX, X).

Les différents indices SPARC ont fait l'objet d'une analyse visuelle et statistique, à l'aide de différents logiciels recommandés par le guide du SCED, publié par Krasny-Pacini et son équipe en 2018 (57). Les critères secondaires ont fait l'objet d'une analyse visuelle aidée de graphique et de tableurs ainsi que du calcul de certaines statistiques telle que la moyenne. Une analyse plus approfondie des critères principaux et secondaires par des personnes formées permettrait d'être plus précis sur les évolutions des résultats lors des différents tests.

Enfin, les deux derniers items (14 et 15) concernant la réplication et la généralisation de la réponse à d'autres comportements n'ont pas été traités dans le cadre de l'écriture de ce mémoire.

IV.3 Evaluation de l'intervention

Concernant l'intervention portant sur la rééducation robotisée, le questionnaire SUS présente la satisfaction du patient quant au traitement robotisé. Le score total obtenu est de 24 sur 100 points, soit une estimation sur la satisfaction faible (90). Les points d'améliorations concernent notamment l'indépendance au thérapeute vis-à-vis de l'utilisation du robot, sa difficulté de compréhension et d'utilisation. Ces différents points s'expliquent notamment par le fait que le retour biofeedback (figure 11 et 12), présente

plusieurs courbes, représentant chacune l'activité musculaire, le seuil d'activation de l'assistance et l'amplitude du mouvement. Cela peut donc rendre difficile la compréhension du patient, et explique le fait que le kinésithérapeute doit rester avec lui afin de réitérer les différentes consignes. Plusieurs sessions d'apprentissage sont donc nécessaires afin que le patient s'approprie les modalités du robot LUNA EMG.

IV.4 Implication et conséquence sur les perspectives extérieures

Le Robot LUNA EMG offre des pistes intéressantes dans la pratique courante en masso-kinésithérapie. En effet, les exercices sont contrôlés par EMG, ce qui permet aux patients dont la motricité est très faible, de réaliser un entraînement assisté avec un retour visuel sur la contraction des muscles ciblés. Ce retour biofeedback permet également une visibilité sur les co-contractions et syncinésies qu'un patient AVC pourrait avoir développé et intégré dans son schéma moteur, et ainsi de les corriger. Pour les patients ayant une motricité plus importante, le robot peut établir une résistance au mouvement en excentrique et concentrique. Les exercices proposés permettent un nombre élevé de répétitions de mouvements analytiques par rapport à ce qui est réalisé lors de la kinésithérapie classique, sur une même durée de thérapie. Après avoir eu plusieurs sessions d'apprentissage, le patient pourra réaliser ses séances en autonomie. Ainsi, l'utilisation du robot LUNA EMG, par les nombreuses possibilités qu'il offre, peut être un adjuvant pertinent dans la rééducation des patients post AVC, comme le montre l'amélioration des résultats du patient P0 sur la motricité proximale et sur la fonction du MS par rapport à l'inclusion du patient.

V. Conclusion

La question de recherche établie lors de ce mémoire était de savoir *quels étaient les effets de la rééducation robotisée sur le membre supérieur chez le patient AVC chronique.*

Plusieurs hypothèses ont été définies, portant sur l'amélioration de la fluidité du mouvement lors du traitement robotisé et *a posteriori*, et sur l'amélioration clinique du patient en parallèle de l'amélioration de la fluidité sur des gestes de pointage. Les hypothèses n'ont pas été validées, hormis sur le maintien des valeurs de la fluidité en phase C (hypothèse secondaire 2). En effet, les réponses obtenues à la suite de ce protocole démontrent le patient P0 n'améliore pas sa fluidité du mouvement de pointage du membre supérieur quel que soit le traitement administré et malgré une intensité notable du traitement qui permet une amélioration progressive fonctionnelle du membre supérieur. L'utilisation du robot n'aggrave pas le patient.

Les données de la littérature démontrent une amélioration significative sur la fluidité, et une amélioration significative sur les évaluations de la motricité et de la fonction du membre supérieur chez les patients AVC chronique après traitement robotisé. Au regard des programmes de ces études, la durée des phases de traitement et l'intensité des exercices (nombre de répétitions) semblent faibles.

Plusieurs éléments concernant la validité de l'étude peuvent être améliorés. Parmi eux, les éléments de fidélité procédurale, la fiabilité de l'évaluateur sur les tests cliniques, la reproduction des différents tests *a posteriori* de l'étude, ou encore les modalités d'intervention, dont la compréhension sur le retour biofeedback par le patient par rapport au traitement robotisé. De nouveaux paramètres ont donc été inclus, afin d'améliorer la méthodologie de ce SCED.

Le robot LUNA EMG semble être une piste prometteuse de rééducation. En effet, son utilisation pourrait compléter la rééducation classique en offrant une possibilité de répétitions plus importante et une correction du schémas moteur chez le patient AVC chronique. Des résultats sont à d'ores et déjà à priori visible sur la motricité proximale et sur la fonction du membre supérieur. Il sera donc intéressant de suivre les résultats du SCED modifié mené par le CHU de Brest à la suite de ce travail, afin de voir si des différences sont constatées lors de l'évaluations des différents critères.

Bibliographie

1. Accident Vasculaire cérébral (AVC) [Internet]. Inserm. [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: <https://www.inserm.fr/dossier/accident-vasculaire-cerebral-avc/>
2. Promotion, , consultation et prescription médicale d'activité physique et sportive pour la santé [Internet]. Haute Autorité de santé. [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_2876862/fr/promotion-consultation-et-prescription-medicale-d-activite-physique-et-sportive-pour-la-sante
3. Accident Vasculaire Cérébral (AVC) - Parcours de soins [Internet]. Haute Autorité de Santé. [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: https://has-sante.fr/jcms/c_2906027/fr/accident-vasculaire-cerebral-avc-parcours-de-soins
4. Lindsay MP, Norrving B, Sacco RL, Brainin M, Hacke W, Martins S, et al. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2019. *International Journal of Stroke*. oct 2019;14(8):806-17.
5. DGOS. La prise en charge des AVC [Internet]. Ministère des Solidarités et de la Santé. [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: <https://solidarites-sante.gouv.fr/soins-et-maladies/maladies/maladies-cardiovasculaires/accident-vasculaire-cerebral-avc/article/la-prise-en-charge-des-avc>
6. Fréquence [Internet]. Fondation pour la Recherche sur les AVC. [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: <http://www.fondation-recherche-avc.org/fr%C3%A9quence>
7. Kim J, Thayabaranathan T, Donnan GA, Howard G, Howard VJ, Rothwell PM, et al. Global Stroke Statistics 2019. *International Journal of Stroke*. oct 2020;15(8):819-38.
8. Bulletin épidémiologique hebdomadaire [Internet]. Bulletin épidémiologique hebdomadaire. [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: http://beh.santepubliquefrance.fr/beh/2017/5/2017_5_1.html
9. Béjot Y, Touzé E, Jacquin A, Giroud M, Mas JL. Épidémiologie des accidents vasculaires cérébraux. *Med Sci (Paris)*. août 2009;25(8-9):727-32.
10. DGOS. La prévention des AVC [Internet]. Ministère des Solidarités et de la Santé. 2021 [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: <https://solidarites-sante.gouv.fr/soins-et-maladies/maladies/maladies-cardiovasculaires/accident-vasculaire-cerebral-avc/article/la-prevention-des-avc>
11. Circulation artérielle cérébrale [Internet]. Site sur les anévrismes cérébraux. 2019 [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: <http://anevrisme.info/circulation-arterielle-cerebrale.htm>
12. de Morand A. Le patient hémiplégique [Internet]. Guide pratique de rééducation neurologique. 2010 [cité 7 avr 2021]. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9782294710919500018>
13. Mega-guide pratique des urgences. Elsevier Masson; 2019.
14. Jokic C, Azouvi P, Monteil I, Bussel B. Hémiplégies. *Traité EMC Neurologie* [Internet]. Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/article/2305/hemiplegies>

15. Yelnik AP, Bonan IV, Simon O, Gellez-Leman MC. Rééducation après accident vasculaire cérébral. *EMC - Neurologie*. janv 2008;5(3):1-15.
16. Lance JW, Feldman RG, Young RR, Koella WP. Pathophysiology of Spasticity and Clinical Experience with Baclofen. :185-204.
17. Daviet J christophe. Rééducation des accidents vasculaires cérébraux. Bilan et prise en charge [Internet]. *EM consulte*. [cité 10 avr 2022]. Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/article/10270/reeducation-des-accidentees-vasculaires-cerebraux-b>
18. Nudo R. Adaptive plasticity in motor cortex: implications for rehabilitation after brain injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 1 oct 2003;35(0):7-10.
19. Gressens P. Protéger le cerveau en comprenant et mobilisant ses capacités de plasticité. *Motricité Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement*. sept 2015;36(3):98-101.
20. Loubinoux I, Brihmat N, Castel-Lacanal E, Marque P. Cerebral imaging of post-stroke plasticity and tissue repair. *Revue Neurologique*. nov 2017;173(9):577-83.
21. Hylin MJ, Kerr AL, Holden R. Understanding the Mechanisms of Recovery and/or Compensation following Injury. *Neural Plasticity*. 2017;2017:1-12.
22. Stinear CM, Byblow WD. Predicting and accelerating motor recovery after stroke. *Current Opinion in Neurology*. déc 2014;27(6):624-30.
23. Furlan L, Conforto AB, Cohen LG, Sterr A. Upper Limb Immobilisation: A Neural Plasticity Model with Relevance to Poststroke Motor Rehabilitation. *Neural Plasticity*. 2016;2016:1-17.
24. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Vive-Larsen J, Støier M, Olsen TS. Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: Time course of recovery. The copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. mai 1995;76(5):406-12.
25. Page SJ, Gater DR, Bach-y-Rita P. Reconsidering the motor recovery plateau in stroke rehabilitation¹¹No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. août 2004;85(8):1377-81.
26. Cortes JC, Goldsmith J, Harran MD, Xu J, Kim N, Schambra HM, et al. A Short and Distinct Time Window for Recovery of Arm Motor Control Early After Stroke Revealed With a Global Measure of Trajectory Kinematics. *Neurorehabil Neural Repair*. juin 2017;31(6):552-60.
27. Bernhardt J, Hayward KS, Kwakkel G, Ward NS, Wolf SL, Borschmann K, et al. Agreed definitions and a shared vision for new standards in stroke recovery research: The Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable taskforce. *International Journal of Stroke*. juill 2017;12(5):444-50.
28. Li S. Spasticity, Motor Recovery, and Neural Plasticity after Stroke. *Front Neurol* [Internet]. 3 avr 2017 [cité 10 avr 2022];8. Disponible sur: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2017.00120/full>

29. Foroud A, Whishaw IQ. Changes in the kinematic structure and non-kinematic features of movements during skilled reaching after stroke: A Laban Movement Analysis in two case studies. *Journal of Neuroscience Methods*. nov 2006;158(1):137-49.
30. Brunnstrom S. *Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach*. New York, Medical Dept, Harper & Row. 1970;
31. Hummel F, Cohen LG. Improvement of Motor Function with Noninvasive Cortical Stimulation in a Patient with Chronic Stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. mars 2005;19(1):14-9.
32. Colomer C, Baldoví A, Torromé S, Navarro MD, Moliner B, Ferri J, et al. Eficacia del sistema Armeo®Spring en la fase crónica del ictus. Estudio en hemiparesias leves-moderadas. *Neurología*. juin 2013;28(5):261-7.
33. Pollock A, Farmer SE, Brady MC, Langhorne P, Mead GE, Mehrholz J, et al. Interventions for improving upper limb function after stroke. *Cochrane Stroke Group, éditeur. Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]*. 12 nov 2014 [cité 10 avr 2022]; Disponible sur: <https://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD010820.pub2>
34. Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte [Internet]. HAS. [cité 10 avr 2022]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_1334330/fr/accident-vasculaire-cerebral-methodes-de-reeducation-de-la-fonction-motrice-chez-l-adulte
35. Hebert D, Lindsay MP, McIntyre A, Kirton A, Rumney PG, Bagg S, et al. Canadian stroke best practice recommendations: Stroke rehabilitation practice guidelines, update 2015. *International Journal of Stroke*. juin 2016;11(4):459-84.
36. Teasell R, Norhayati H, Mirkowski M, Vanderlaan D, Saikaley M, Longval M, et al. *Hemiplegic Upper Extremity Rehabilitation*. 2020;
37. Almhdawi KA, Mathiowetz VG, White M, delMas RC. Efficacy of Occupational Therapy Task-oriented Approach in Upper Extremity Post-stroke Rehabilitation: Task-oriented Therapy Post-stroke. *Occup Ther Int*. déc 2016;23(4):444-56.
38. Smith GV, Silver KHC, Goldberg AP, Macko RF. "Task-Oriented" Exercise Improves Hamstring Strength and Spastic Reflexes in Chronic Stroke Patients. *Stroke*. oct 1999;30(10):2112-8.
39. Veerbeek JM, van Wegen E, van Peppen R, van der Wees PJ, Hendriks E, Rietberg M, et al. What Is the Evidence for Physical Therapy Poststroke? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Quinn TJ, éditeur. PLoS ONE*. 4 févr 2014;9(2):e87987.
40. Corbetta D, Sirtori V, Castellini G, Moja L, Gatti R. Constraint-induced movement therapy for upper extremities in people with stroke. *Cochrane Stroke Group, éditeur. Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]*. 8 oct 2015 [cité 10 avr 2022];2017(9). Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD004433.pub3>
41. Thrane G, Friberg O, Anke A, Indredavik B. A meta-analysis of constraint-induced movement therapy after stroke. *J Rehabil Med*. 2014;46(9):833-42.

42. Wolf SL, Winstein CJ, Miller JP, Taub E, Uswatte G, Morris D, et al. Effect of Constraint-Induced Movement Therapy on Upper Extremity Function 3 to 9 Months After Stroke: The EXCITE Randomized Clinical Trial. *JAMA*. 1 nov 2006;296(17):2095.
43. Cramer SC. Intense rehabilitation therapy produces very large gains in chronic stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. mai 2019;90(5):497-497.
44. Daly JJ, McCabe JP, Holcomb J, Monkiewicz M, Gansen J, Pundik S. Long-Dose Intensive Therapy Is Necessary for Strong, Clinically Significant, Upper Limb Functional Gains and Retained Gains in Severe/Moderate Chronic Stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. juill 2019;33(7):523-37.
45. Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte [Internet]. HAS Méthode « Recommandations pour la pratique clinique ». 2012 [cité 10 avr 2022]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2012-11/11irp01_argu_avc_methodes_de_reeducation.pdf
46. Contribution à l'exploitation d'exosquelettes actifs pour la rééducation neuromotrice [Internet]. [cité 10 avr 2022]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00641079>
47. Rodgers H. Robot-assisted training compared with an enhanced upper limb therapy programme and with usual care for upper limb functional limitation after stroke: the RATULS three-group RCT [Internet]. 2020 [cité 10 avr 2022]. Disponible sur: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK563643/HHS_Vulnerability_Disclosure
48. Veerbeek JM, Langbroek-Amersfoort AC, van Wegen EEH, Meskers CGM, Kwakkel G. Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb After Stroke: A Systematic Review and Meta-analysis. *Neurorehabil Neural Repair*. févr 2017;31(2):107-21.
49. Nef T, Mihelj M, Riener R. ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. *Med Bio Eng Comput*. 8 sept 2007;45(9):887-900.
50. Rémy-Néris O, Médée B, Bensmail D, Daveluy W, Benaim C, Froger J, et al. Rehabilitation robotics of the upper limb after stroke. The REM_AVC trial. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. juill 2018;61:e21.
51. Armeo Spring [Internet]. Médimex. [cité 10 avr 2022]. Disponible sur: <https://www.medimex.fr/armeo-spring.html>
52. Hidler J, Nichols D, Pelliccio M, Brady K. Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices. *Topics in Stroke Rehabilitation*. avr 2005;12(2):22-35.
53. Bertani R, Melegari C, De Cola MC, Bramanti A, Bramanti P, Calabrò RS. Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review with meta-analysis. *Neurol Sci*. sept 2017;38(9):1561-9.
54. Rodgers H, Bosomworth H, Krebs HI, van Wijck F, Howel D, Wilson N, et al. Robot assisted training for the upper limb after stroke (RATULS): a multicentre randomised controlled trial. *The Lancet*. juill 2019;394(10192):51-62.

55. Mazzoleni S, Filippi M, Carrozza MC, Posteraro F, Puzzolante L, Falchi E. Robot-aided therapy on the upper limb of subacute and chronic stroke patients: A biomechanical approach. In: 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics [Internet]. Zurich: IEEE; 2011 [cité 16 avr 2022]. p. 1-6. Disponible sur: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5975422/>
56. Pila O, Duret C, Laborne FX, Gracies JM, Bayle N, Hutin E. Pattern of improvement in upper limb pointing task kinematics after a 3-month training program with robotic assistance in stroke. *J NeuroEngineering Rehabil.* déc 2017;14(1):105.
57. Krasny-Pacini A, Evans J. Single-case experimental designs to assess intervention effectiveness in rehabilitation: A practical guide. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine.* mai 2018;61(3):164-79.
58. Tremblay LE, RIFSSSO, Université d'Ottawa. Répertoire des outils d'évaluation en français pour la réadaptation. Ottawa, Ont.: Regroupement des intervenantes et intervenants francophones en santé et en services sociaux de l'Ontario : Université d'Ottawa : CFORP; 2004.
59. Corrélation de Spearman [Internet]. Biostat. [cité 8 mai 2022]. Disponible sur: http://www.biostat.ulg.ac.be/pages/Site_r/corr_spearman.html
60. Interprétation des résultats principaux pour la fonction Analyse des éléments [Internet]. menu Assistance de Minitab. [cité 8 mai 2022]. Disponible sur: <https://support.minitab.com/fr-fr/minitab/18/help-and-how-to/modeling-statistics/multivariate/how-to/item-analysis/interpret-the-results/key-results/#:~:text=En%20g%C3%A9n%C3%A9ral%2C%20si%20l'alpha,ou%20caract%C3%A9ristique%20de%20fa%C3%A7on%20coh%C3%A9rente>
61. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine.* juin 2016;15(2):155-63.
62. Husted JA, Cook RJ, Farewell VT, Gladman DD. Methods for assessing responsiveness. *Journal of Clinical Epidemiology.* mai 2000;53(5):459-68.
63. Fermanian J. Validation des échelles d'évaluation en médecine physique et de réadaptation : comment apprécier correctement leurs qualités psychométriques. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* juill 2005;48(6):281-7.
64. Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Roby-Brami A, Burdet E. On the analysis of movement smoothness. *J NeuroEngineering Rehabil.* déc 2015;12(1):112.
65. Salter K, Campbell N, Richardson M, Mehta S, Jutai J, Zettler L, et al. Outcome Measures in Stroke Rehabilitation. 2013 [cité 25 avr 2022]; Disponible sur: <http://www.ebrsr.com/>
66. Gladstone DJ, Danells CJ, Black SE. The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties. *Neurorehabil Neural Repair.* sept 2002;16(3):232-40.
67. Crow JL, Harmeling-van der Wel BC. Hierarchical Properties of the Motor Function Sections of the Fugl-Meyer Assessment Scale for People After Stroke: A Retrospective Study. *Physical Therapy.* 1 déc 2008;88(12):1554-67.

68. Chan LS. Minimal Clinically Important Difference (MCID)—Adding Meaning to Statistical Inference. *Am J Public Health*. nov 2013;103(11):e24-5.
69. Sullivan KJ, Tilson JK, Cen SY, Rose DK, Hershberg J, Correa A, et al. Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Function After Stroke: Standardized Training Procedure for Clinical Practice and Clinical Trials. *Stroke*. févr 2011;42(2):427-32.
70. Platz T, Pinkowski C, van Wijck F, Kim IH, di Bella P, Johnson G. Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the Fugl-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: a multicentre study. *Clin Rehabil*. juin 2005;19(4):404-11.
71. Lin JH, Hsueh IP, Sheu CF, Hsieh CL. Psychometric properties of the sensory scale of the Fugl-Meyer Assessment in stroke patients. *Clin Rehabil*. juin 2004;18(4):391-7.
72. Woodbury ML, Velozo CA, Richards LG, Duncan PW, Studenski S, Lai SM. Longitudinal Stability of the Fugl-Meyer Assessment of the Upper Extremity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. août 2008;89(8):1563-9.
73. Chae J, Labatia I, Yang G. Upper Limb Motor Function in Hemiparesis: Concurrent Validity of the Arm Motor Ability Test. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. janv 2003;82(1):1-8.
74. De Weerdt WJG. Measuring recovery of arm-hand function in stroke patients: A comparison of the Brunnstrom-Fugl-Meyer test and the Action Research Arm test. *Physiotherapy Canada*. mars 1985;37(2):65-70.
75. Rabadi MH, Rabadi FM. Comparison of the Action Research Arm Test and the Fugl-Meyer Assessment as Measures of Upper-Extremity Motor Weakness After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. juill 2006;87(7):962-6.
76. Lyle RC. A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research: *International Journal of Rehabilitation Research*. déc 1981;4(4):483-92.
77. Lang CE, Wagner JM, Dromerick AW, Edwards DF. Measurement of Upper-Extremity Function Early After Stroke: Properties of the Action Research Arm Test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. déc 2006;87(12):1605-10.
78. van der Lee JH, de Groot V, Beckerman H, Wagenaar RC, Lankhorst GJ, Bouter LM. The intra- and interrater reliability of the action research arm test: A practical test of upper extremity function in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. janv 2001;82(1):14-9.
79. H. van der Lee, Heleen Beckerman, G J. THE RESPONSIVENESS OF THE ACTION RESEARCH ARM TEST AND THE FUGL-MEYER ASSESSMENT SCALE IN CHRONIC STROKE PATIENTS. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 1 juill 2001;33(3):110-3.
80. van Wegen E, Nijland R, Verbunt J, van Wijk R, van Kordelaar J, Kwakkel G. A comparison of two validated tests for upper limb function after stroke: The Wolf Motor Function Test and the Action Research Arm Test. *J Rehabil Med*. 2010;42(7):694-6.

81. Hsueh IP, Lee MM, Hsieh CL. The Action Research Arm Test: is it necessary for patients being tested to sit at a standardized table? *Clin Rehabil.* juin 2002;16(4):382-8.
82. Lin K chung, Chuang L ling, Wu C yi, Hsieh Y wei, Chang W ying. Responsiveness and validity of three dexterous function measures in stroke rehabilitation. *JRRD.* 2010;47(6):563.
83. van der Lee JH, Roorda LD, Beckerman H, Lankhorst GJ, Bouter LM. Improving the Action Research Arm test: a unidimensional hierarchical scale. *Clin Rehabil.* sept 2002;16(6):646-53.
84. Hsueh IP, Hsieh CL. Responsiveness of two upper extremity function instruments for stroke inpatients receiving rehabilitation. *Clin Rehabil.* sept 2002;16(6):617-24.
85. Carey L. Loss of somatic sensation. In: Selzer M, Clarke S, Cohen L, Duncan P, Gage F, éditeurs. *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation [Internet]*. Cambridge: Cambridge University Press; 2006 [cité 27 mars 2022]. p. 231-47. Disponible sur: https://www.cambridge.org/core/product/identifiant/CBO9780511545078A033/type/book_part
86. Au-Yeung SSY, Hui-Chan CWY. Predicting recovery of dextrous hand function in acute stroke. *Disability and Rehabilitation.* janv 2009;31(5):394-401.
87. Lima DHF, Queiroz AP, De Salvo G, Yoneyama SM, Oberg TD, Lima NMFV. Brazilian version of the Nottingham Sensory Assessment: validity, agreement and reliability. *Rev Bras Fisioter.* avr 2010;14(2):166-74.
88. Bohannon RW, Smith MB. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy.* 1 févr 1987;67(2):206-7.
89. Mehrholz J, Wagner K, Meißner D, Grundmann K, Zange C, Koch R, et al. Reliability of the Modified Tardieu Scale and the Modified Ashworth Scale in adult patients with severe brain injury: a comparison study. *Clin Rehabil.* nov 2005;19(7):751-9.
90. Gronier G, Baudet A. Psychometric Evaluation of the F-SUS: Creation and Validation of the French Version of the System Usability Scale. *International Journal of Human-Computer Interaction.* 2 oct 2021;37(16):1571-82.
91. Kratochwill TR, Hitchcoc J, Horner RH, Levin JR, Odom SL, Rindskopf DM, et al. *What Works Clearinghouse.* 2010; Disponible sur: http://ies.ed.gov/ncee/wwc/pdf/wwc_scd.pdf
92. Parker RI, Vannest K. An Improved Effect Size for Single-Case Research: Nonoverlap of All Pairs. *Behavior Therapy.* déc 2009;40(4):357-67.
93. Parker RI, Vannest KJ, Davis JL, Sauber SB. Combining Nonoverlap and Trend for Single-Case Research: Tau-U. *Behavior Therapy.* juin 2011;42(2):284-99.
94. Brossart DF, Laird VC, Armstrong TW. Interpreting Kendall's Tau and Tau- U for single-case experimental designs. Walla P, éditeur. *Cogent Psychology.* 31 déc 2018;5(1):1518687.

95. Ioannidis JPA. The Proposal to Lower P Value Thresholds to .005. JAMA. 10 avr 2018;319(14):1429.
96. Borrelli B, Sepinwall D, Ernst D, Bellg AJ, Czajkowski S, Breger R, et al. A new tool to assess treatment fidelity and evaluation of treatment fidelity across 10 years of health behavior research. Journal of Consulting and Clinical Psychology. oct 2005;73(5):852-60.
97. Tate RL, Perdices M, Rosenkoetter U, Wakim D, Godbee K, Togher L, et al. Revision of a method quality rating scale for single-case experimental designs and n -of-1 trials: The 15-item Risk of Bias in N -of-1 Trials (RoBiNT) Scale. Neuropsychological Rehabilitation. oct 2013;23(5):619-38.
98. Mazzoleni S, Sale P, Tiboni M, Franceschini M, Carrozza MC, Posteraro F. Upper Limb Robot-Assisted Therapy in Chronic and Subacute Stroke Patients: A Kinematic Analysis. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. oct 2013;92(10):e26-37.
99. Schweighofer N, Wang C, Mottet D, Laffont I, Bakhti K, Reinkensmeyer DJ, et al. Dissociating motor learning from recovery in exoskeleton training post-stroke. J NeuroEngineering Rehabil. déc 2018;15(1):89.
100. Jaillon P. L'essai clinique contrôlé randomisé. Bulletin Académique Nationale de Médecine. 2077;739-58.
101. Gentile S, DELAROZIÈRE JC, Favre F, Sambuc R, San Marco JL. Validation of the French 'multidimensional fatigue inventory' (MFI 20): Validation of multidimensional fatigue inventory. European Journal of Cancer Care. mars 2003;12(1):58-64.

Annexes

Annexe I : Fugl Meyer.....	1
Annexe II : ARAT	3
Annexe III : Présentation des paramètres pour le Module épaule LUNA EMG	5
Annexe IV : Présentation des paramètres pour le module coude LUNA EMG.....	6
Annexe V : Présentation du protocole de Recherche LUNA STROKE pour les kinésithérapeutes.....	7
Annexe VI : Présentation du protocole de recherche LUNA STROKE pour les ergothérapeutes.....	8
Annexe VII : Exemple de Tableau de suivi pour les kinésithérapeutes.....	9
Annexe VIII : Résultats du SPARC	11
Annexe IX : Résultats du ARAT	12
Annexe X : Résultats du Fugl Meyer.....	13

Annexe I : Fugl Meyer

Matériel	Conditions de réalisation
Marteau réflexe, chronomètre, crayon, feuille de papier, une balle de tennis, un objet cylindrique de 4.5cm de diamètre, une chaise sans accoudoir	<p>Patient assis, dos droit contre le dossier</p> <p>Temps : 5 minutes. Toutes les épreuves sont d'abord faites avec le membre sain. Le patient peut faire max 3 essais.</p>



ITEM 1 : Réflexes	Cotations
Réflexes : biceps brachial, fléchisseurs des doigts, triceps brachial	<p>0 = pas de réflexe</p> <p>2 = présence de réflexe</p>
	<p>Pour les items 1 et 2 :</p> <p>0 = mouvement non effectué</p> <p>1 = partiellement effectué</p> <p>2 = complètement effectué</p>

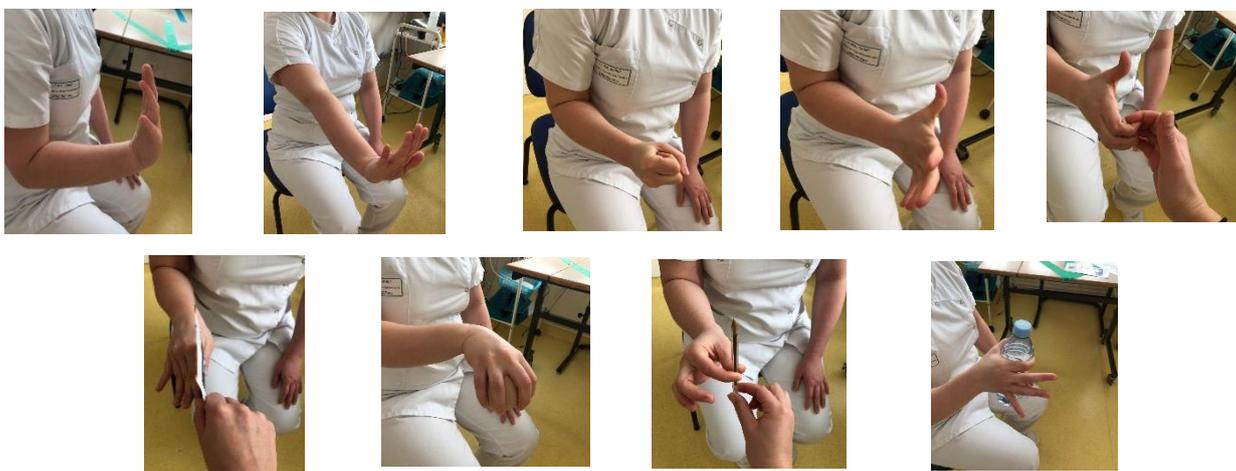
ITEM 2 : Partie proximale du MS

- Flexion (main vers l'oreille) : Evaluer la rétropulsion, élévation, abduction, rotation externe de l'épaule, la flexion du coude et la supination de l'avant-bras
- Extension (main vers le genou sain) : évaluer l'adduction et la rotation interne de l'épaule, l'extension de coude, la pronation de l'avant-bras
- Main au niveau lombaire
- Flexion de l'épaule de 0-90° (main en position neutre)
- Pro-supination de l'avant-bras (coude fléchi à 90°)
- Abduction de l'épaule à 90°
- Flexion de l'épaule de 90-180°
- Pro-supination de l'avant-bras (coude en extension)
- Evaluation de l'activité réflexe du biceps, fléchisseurs des doigts, et du triceps



ITEM 3 : Partie Distale du MS

- Stabilité du poignet : 15° de flexion dorsale, coude fléchi
- Flexion-extension alternée et répétitive du poignet, coude fléchi
- Stabilité du poignet : 15° de flexion dorsale, coude tendu
- Flexion-extension alternée et répétitive du poignet, coude tendu
- Circumduction du poignet, coude tendu
- Flexion massive des doigts, coude fléchi
- Extension massive des doigts, coude fléchi
- Prise en crochet (MP en extension, IPP et IPD en flexion), coude fléchi
- Pince latérale avec adduction du pouce (tenir une carte entre le pouce et le bord de l'index), coude fléchi
- Pince par opposition pouce-index (prendre le crayon entre pulpe pouce et index), coude fléchi
- Prise sub terminale (prendre le pot entre pouce et index), coude fléchi
- Prise sphérique (prendre la balle, avant-bras en pronation), coude fléchi



ITEM 4 : Coordination

Consigne : Toucher 5 fois le nez avec l'index le plus rapidement possible d'abord côté sain puis côté pathologique.

Tremblement : 0 = tremblement important, 1 = tremblement léger, 2 = pas de tremblement

Dysmétrie : 0 = dysmétrie marquée et non systématique, 1 = dysmétrie légère et systématique, 2 = aucune incoordination (précision 1cm)

Vitesse : 0 = 6 secondes de moins que du côté sain, 1 = 2-5 secondes de moins que du côté sain, 2 = moins de 2 secondes de différence avec côté sain

Annexe II : ARAT

Matériel

- Table de 83cm de haut,
- Mallette (93cm 10cm)
- Objets standardisés



Position initiale

- Objets initialement placés sur un tapis antidérapant devant le patient
- La distance entre le patient et la mallette doit être de sorte que le patient puisse poser à plat les doigts sur le côté supérieur de la boîte
- Le dos doit rester contre le dossier de la chaise



Déroulement

- Rythme confortable
- Compter jusque 3 avant le signal de départ
- Cesse le chronomètre quand la main est de retour sur la table

Cotation des exercices

- 0 = Ne peut exécuter aucune partie de l'épreuve
- 1 = Peut exécuter une partie de l'épreuve
- 2 = Peut exécuter l'épreuve mais le temps est long
- 3 = Exécute l'épreuve normalement

ITEM 1 : SAISIR/18 points

- 1 : Saisir et déplacer le bloc de bois de 10 cm³
- 2 : Saisir et déplacer le bloc de bois de 2.5 cm³
- 3 : Saisir et déplacer le bloc de bois de 5 cm³
- 4 : Saisir et déplacer le bloc de bois de 7.5 cm³
- 5 : Saisir et déplacer la sphère de bois de 7cm de diamètre
- 6 : Saisir et déplacer la pierre de 10cm-2.5cm-0.8cm



ITEM 2 : TENIR/12 points

- 1 : Tenir un verre d'eau et transvaser l'eau dans un autre verre
- 2 : Tenir et déplacer un cylindre de 2.25cm de diamètre et 11.5 cm de long
- 3 : Tenir un tube de 1cm de diamètre et 16cm de long
- 4 : Tenir et déplacer un anneau prolongé et le mettre autour d'une cheville



ITEM 3 : PINCER/18 points

Consigne générale : pincer la bille entre deux doigts, la soulever depuis la table jusque-là tablette du bras du côté testé situé sur la face supérieure de la boîte.

- 1 : Bille de 6mm de diamètre entre pouce et annulaire
- 2 : Bille de 1.5cm de diamètre entre le pouce et l'index
- 3 : Bille de 6mm entre le pouce et le majeur
- 4 : Bille de 6mm entre le pouce et l'index
- 5 : Bille de 1.5cm entre le pouce et l'annulaire
- 6 : Bille de 1.5cm entre le pouce et le majeur



ITEM 4 : MOUVEMENTS GLOBAUX/9 points

- 1 : Main-Arrière tête
- 2 : Main-Bouche
- 3 : Main-Sur la tête



Annexe III : Présentation des paramètres pour le Module épaule LUNA EMG

1 : Installation

Placement des électrodes



Nb : placer les câbles au préalable, bien appuyer au milieu de l'électrode une fois placée sur la peau du patient pour la diffusion du produit

Placement du patient

Assis



Alignement des centres articulaires
Sangle au niveau du coude
Sangle au niveau de la main

Nb : penser à placer l'écran face au patient

2 : Choix des exercices

Sélection des programmes



- CPM (Progressive controlled passive movement)
- EMG réactif DM (Trigger Hold)

3 : Réglage des paramètres

Paramètres de base

Réglage de l'amplitude :



Nb : Ne pas toucher aux paramètres de vitesse max/insensibilité

Partir de la position de départ, bras long du corps

Le patient fait le mouvement de flexion et extension de coude en actif

- Accepter l'amplitude

Paramètres CPM



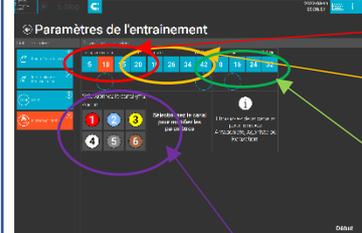
Temps : 3 min

Pause min/max : 0

Vitesse : 10.0°/s

Max couple : 10.0 Nm

Paramètres EMG – Trigger Hold deltoïde



Temps : 10 min

Vitesse : 10.0°/s

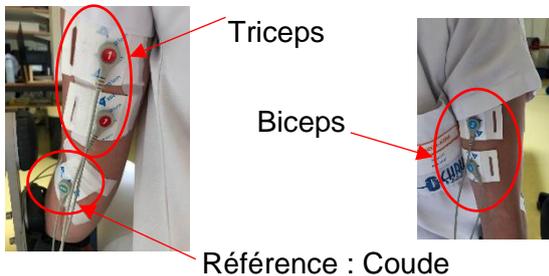
Max couple : 10.0 Nm

Sélection de la direction du canal : vers le mouvement d'extension de coude

Annexe IV : Présentation des paramètres pour le module coude LUNA EMG

1 : Installation

Placement des électrodes



Triceps

Biceps

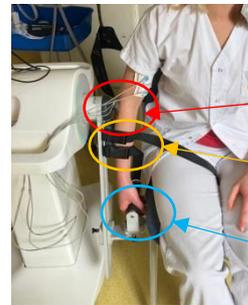
Référence : Coude

Nb : placer les câbles au préalable, bien appuyer au milieu de l'électrode une fois placée sur la peau du patient pour la diffusion du produit

Placement du patient

Assis

Nb : penser à placer l'écran face au patient



Alignement des centres articulaires

Sangle au niveau de l'avant-bras

Préhension de la main

2 : Choix des exercices

Sélection des programmes



- CPM (Progressive controlled passive movement)
- EMG réactif DM (Trigger Hold)
- EMG réactif DM (Trigger Hold Antagonist Mode)

3 : Réglage des paramètres

Paramètres de base

Réglage de l'amplitude :



- Partir de la position de départ, bras long du corps
- Le patient fait le mouvement de flexion et extension de coude en actif
- Accepter l'amplitude

Nb : Ne pas toucher aux paramètres de vitesse max/insensibilité

Paramètres CPM



Temps : 3 min Vitesse : 10.0°/s Max couple : 10.0 Nm
Pause min/max : 0

Paramètres EMG – Trigger Hold triceps



Temps : 10 min

Vitesse : 10.0°/s

Max couple : 10.0 Nm

Sélection de la direction du canal :

Sélection du canal : cocher le chiffre correspondant à celui du triceps canal : vers le mouvement d'extension de coude

Temps : 10 min

Vitesse : 10.0°/s

Max couple : 10.0 Nm

Sélection du canal : cocher les chiffres correspondant à ceux placés sur les électrodes au niveau du biceps et triceps

Sélection de la direction du canal : sélectionner la flexion pour l'électrode correspondant au biceps et l'extension pour celle correspondant au triceps

Paramètres EMG – Antagonist

Annexe V : Présentation du protocole de Recherche LUNA
STROKE pour les kinésithérapeutes

Protocole de Recherche LUNA STROKE KINE

Durée du protocole : 6 à 7,5 semaines

Tableau : Présentation générale de l'organisation du traitement kiné

Phase	Semaine	Fréquence	Durée		Kesako
Phase A	Semaine A1	5x/semaine	2h		Rééducation du MI parétique Renforcement global Equilibre
	Semaine A2				
Phase B	Semaine B1	5x/semaine	1h15	45 min	Rééducation du MS parétique
	Semaine B2			30 min	Rééducation LUNA STROKE (Epaule-coude)
	(Semaine B3)				
Phase C	Semaine C1	5x/semaine	1h		Rééducation du MS parétique
	Semaine C2				

Nb : chaque patient inclus suivra les phases A, B, C.

Plan de traitement kiné phase A (2h) :

Rééducation classique du membre inférieur, de l'équilibre et de la marche

Plan de traitement LUNA STROKE (30 min) :

1 : Epaule (18 minutes)

- Mobilisations passives (3 min)
- EMG mode Trigger Hold pour flexion antérieure (Deltoïde ANT et MED) (10 min)

2 : Coude (23 minutes)

- Mobilisations passives (3 min)
- EMG mode Trigger Hold pour Extension de coude (10 min)
- EMG mode Antagoniste sur le biceps et triceps (10 min)

Plan de traitement kiné phase B (30 min) :

Rééducation classique du membre supérieur

Plan de traitement kiné phase C (1h) :

Rééducation classique du membre supérieur

Annexe VI : Présentation du protocole de recherche LUNA STROKE
pour les ergothérapeutes

Protocole de Recherche LUNA STROKE ERGO

Durée du protocole : 6 à 7,5 semaines

Tableau : Présentation générale de l'organisation du traitement ergo

Phase	Semaine	Fréquence	Durée	Kesako
Phase A	Semaine A1	Pas d'intervention ergo		
	Semaine A2			
Phase B	Semaine B1	5x/semaine	45 min	Rééducation du MS parétique
	Semaine B2			
	(Semaine B3)			
Phase C	Semaine C1	5x/semaine	1h	Rééducation du MS parétique
	Semaine C2			

Nb : chaque patient inclus suivra les phases A, B, C.

Plan de traitement ergo phase B (45 min) :

Rééducation classique

Plan de traitement ergo phase C (1h) :

Rééducation classique

Annexe VII : Exemple de Tableau de suivi pour les kinésithérapeutes

Semaine	Type de rééducation	Séance	Date	Temps réalisé	Si non, pourquoi
Semaine A1	Rééducation kinésithérapique classique du membre inférieur, renforcement global, travail de l'équilibre et de la marche	1			
		2			
		3			
		4			
		5			
Semaine A2	Rééducation kinésithérapique classique du membre inférieur, renforcement global, travail de l'équilibre et de la marche	1			
		2			
		3			
		4			
		5			
Semaine A3	Rééducation kinésithérapique classique du membre inférieur, renforcement global, travail de l'équilibre et de la marche	1			
		2			
		3			
		4			
		5			
Semaine B1	30 minutes de rééducation classique kinésithérapique du membre supérieur 30 minutes de rééducation LUNA EMG	1		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		2		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		3		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		4		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		5		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
Semaine B2	30 minutes de rééducation classique kinésithérapique du membre supérieur 30 minutes de rééducation LUNA EMG	1		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		2		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		3		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		4		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		5		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
Semaine B3	30 minutes de rééducation classique kinésithérapique du membre supérieur	1		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		2		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		3		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :

	30 minutes de rééducation LUNA EMG	4		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
		5		Kiné : Luna :	Kiné : Luna :
Semaine C1	1h de rééducation classique kinésithérapique du membre supérieur	1			
		2			
		3			
		4			
		5			
Semaine C2	1h de rééducation classique kinésithérapique du membre supérieur	1			
		2			
		3			
		4			
		5			

Annexe VIII : Résultats du SPARC

J +	Phase A						Phase B						Phase C					
	1	3	5	8	10	12	15	17	19	22	24	26	29	31	33	36	38	40
M 1	- 1,79 8826 88	- 1,575 6037 29	- 1,452 5449 49	- 1,639 4901 98	- 1,604 7190 06	- 1,460 9663 79	- 1,4 842 5	- 1,43 937 47	- 1,588 8253 44	- 1,53 5492 07	- 1,510 1353 85	- 1,519 3592 65	- 1,623 0080 66	- 1,518 7472 68	- 1,488 7637 68	- 1,506 8837 13	- 1,51 3049 96	- 1,4 824 8
M 2	- 1,83 6499 69	- 1,623 1810 2	- 1,511 6815 08	- 1,537 6492 84	- 1,567 8908 61	- 1,564 6925 18	- 1,6 585 6	- 1,53 241 4	- 1,456 8826 17	- 1,62 1739 54	- 1,486 0274 9	- 1,466 5464 82	- 1,419 7035 56	- 1,491 6220 27	- 1,512 5178 04	- 1,512 4391 44	- 1,64 6648 49	- 1,5 226 9
M 3	- 1,75 8936 52	- 1,605 8022 98	- 1,554 3519 36	- 1,444 0945 43	- 1,616 2791 03	- 1,560 4679 34	- 1,6 161 5	- 1,48 420 25	- 1,454 9080 57	- 1,59 1447 17	- 1,524 9827 02	- 1,495 8336 12	- 1,548 2874 47	- 1,430 0833 99	- 1,482 0585 71		- 1,48 5986 82	- 1,5 15
M O Y	- 1,79 8087 7	- 1,601 5290 16	- 1,506 1927 98	- 1,540 4113 42	- 1,596 2963 23	- 1,528 7089 44	- 1,5 863 2	- 1,48 533 04	- 1,500 2053 4	- 1,58 2892 93	- 1,507 0485 26	- 1,493 9131 2	- 1,530 3330 23	- 1,480 1508 98	- 1,494 4467 14	- 1,509 6614 29	- 1,54 8561 76	- 1,5 067 2

Annexe IX : Résultats du ARAT

LUNA STROKE Evaluation Complète	Normes en seconde (dr / gch)	Inclusion	Evaluation 1	Evaluation 2	Evaluation 3	Evaluation 4	Evaluation 5	Evaluation 6	Evaluation 7
ARAT									
SAISIR									
1. Bloc bois 10 cm	4.1 / 4.3	3	3	2	3	3	3	3	3
2. Bloc bois 2,5 cm	3.6 / 3.5	3	3	2	3	3	3	3	3
3. Bloc bois 5 cm	3.6 / 3.5	3	3	2	3	3	3	3	3
4. Bloc bois 7,5 cm	3.8 / 3.9	3	3	2	3	3	3	3	3
5. Sphère bois 7 cm	3.7 / 3.9	3	3	2	3	3	3	3	3
6. Pierre métallique	3.5 / 3.8	3	3	2	3	3	3	3	3
TENIR									
1. Transvaser un verre d'eau	7.8 / 7.9	2	2	2	2	2	2	2	3
2. Cylindre cuivre 2,25cm x16cm	4.1 / 4.2	2	2	2	2	2	2	3	3
3. Tube blanc 1cm x 16cm	4.1 / 4.4	2	2	2	2	2	3	2	3
4. Anneau en pro-supination	3.9 / 4.1	0	0	0	0	1	1	1	3
PINCER DEPLACER									
1. Bille 6mm pouce/annulaire	4.4 / 4.5	0	0	0	0	2	2	1	1
2. Bille 1,5cm pouce/index	3.9 / 3.7	2	2	2	2	2	2	2	2
3. Bille 1.5cm pouce/majeur	3.8 / 3.9	2	2	2	2	2	2	3	2
4. Bille 1.5 cm pouce/annulaire	3.8 / 4.2	2	2	0	2	2	2	3	2
5. Bille 6mm pouce/index	3.8 / 4.2	0	0	2	2	2	2	2	2
6. Bille 6 mm pouce/majeur	4.0 / 4.1	2	2	2	2	2	2	2	2
MOUVEMENTS GLOBAUX									
1. Main derrière la tête	2.6 / 2.8	2	2	2	2	2	3	3	3
2. Main à la bouche	2.4 / 2.5	3	3	3	3	3	3	3	3
3. Main au-dessus de la tête	2.6 / 2.8	3	3	3	3	3	3	3	3
TOTAL		40	40	34	42	45	47	48	50

Annexe X : Résultats du Fuql Meyer

LUNA STROKE Evaluation Complète	Inclusion	Evaluation 1	Evaluation 2	Evaluation 3	Evaluation 4	Evaluation 5	Evaluation 6	Evaluation 7
FULG MEYER ASSESSMENT : MEMBRE SUPERIEUR								
ACTIVITE REFLEXE								
1.Fléchisseurs	2	2	2	2	2	2	2	2
2.Extenseurs	2	2	2	2	2	2	2	2
SYNERGIE DE FLEXION								
1.Rétropulsion d'épaule	2	2	2	2	2	2	2	2
2. Elévation d'épaule	1	1	1	2	1	2	2	2
3. Abduction d'épaule	1	1	1	2	1	1	2	2
4. Rotation externe	1	1	1	1	1	1	1	1
5. Flexion de coude	2	2	2	2	2	2	2	2
6. Supination de l'avant-bras	1	1	1	1	1	2	1	1
SYNERGIE EN EXTENSION								
1.Epaule en adduction/Ri	2	2	2	2	2	2	2	2
2. Extension de coude	1	1	2	2	2	2	2	2
3. Avant-bras en pronation	2	2	2	1	2	2	2	2
SYNERGIE DE FLEXION ET EXTENSION								
1.Main au niveau lombaire	1	1	1	1	1	2	2	2
2. Flexion épaule 0-90°	2	2	2	2	2	2	2	2
3. Pro-supination de l'avant-bras coude fléchi à 90°	1	1	2	1	1	2	1	1
MOUVEMENTS VOLONTAIRES AVEC PEU OU EN DEHORS DES SYNERGIES								
1.Epaule en abduction 0-90°	1	1	2	1	2	2	2	2
2.Epaule en flexion 90-180°	1	1	2	1	2	2	2	2
3.Pro-supination, coude tendu	1	1	1	1	1	1	1	1
ACTIVITE REFLEXE NORMALE								
1.Biceps, fléchisseurs doigts, triceps	2	2	2	2	2	2	2	2
FONCTION DU POIGNET								
1.Stabilité du poignet coude fléchi à 90°	2	2	2	1	1	2	2	2
2.Flexion-extension répétée, coude fléchi à 90°	1	1	1	1	1	1	1	1
3.Stabilité du poignet, coude tendu	2	2	1	1	2	2	2	2
4.Flexion-extension répétée, coude tendu	1	1	1	1	1	1	1	1
5. Circumduction du poignet	1	1	1	1	1	1	1	1
FONCTION DE LA MAIN								
1.Flexion massive	2	2	2	2	2	2	2	2
2.Extension massive	1	1	1	1	1	1	1	1
3.Prise en crochet	2	2	2	2	2	2	2	2
4.Prise latérale	2	2	1	2	1	1	1	2
5. Prise par opposition pouce index	2	2	2	1	2	2	2	2
6. Prise subterminale	2	2	2	1	1	1	2	2
7.Prise sphérique	2	2	2	2	2	2	2	2
COORDINATION/VITESSE EXECUTION								
1.Vitesse	0	0	1	1	1	1	2	1
2.Dysmétrie	1	1	1	1	1	1	1	1
3.Tremblement	1	1	1	1	1	1	1	1
TOTAL	48	48	47	47	49	54	55	55

NOM : BORCHTCHOV

Prénom : TANIA

Titre : SCED : Effets de la rééducation robotisée (LUNA EMG) chez les patients AVC chroniques

INTRODUCTION : UL paresis has the least favorable recovery ratio after stroke. Thus, in the majority of cases of chronic stroke, patients have to live with deficits. Among stroke recommendation, robotic rehabilitation seems to be promising. **PURPOSE** : To evaluate the effects of robotic rehabilitation on the UL of chronic stroke on measure of fluidity of the movement and to observe if there is a parallel with the clinical evolution of the patient. **METHOD** : Implementing a 6-week multiple baseline SCED comparing baseline with robotic and conventional treatment. Selection criteria were developed. The primary outcome was the fluidity as measured by SPARC. The secondary outcomes were the motor function and motor control, as assessed by the ARAT and FMA. The analysis was visual and statistical. **RESULT** : One chronic stroke patient with UL deficits was included in the SCED. Robotic rehabilitation and conventional treatment showed small but no significant effect on fluidity of movement. Significant effects were found for motor control and for the upper limb capacity between the inclusion and final evaluation of the patient. **DISCUSSION AND CONCLUSION** : The patient doesn't improve his movement's fluidity, regardless of treatments, despite an intensity of practice which provides a clinical progression. The results can be explained by lower intensity and duration of treatment compared to data's literature and by the difference of the design's method. The limitation of the results could be related to a poor understanding of the robot's motor learning. It would be interesting to further investigate the effects of robotic treatment on fluidity.

INTRODUCTION La parésie du MS présente le taux de récupération le moins favorable chez les patients post AVC. Dans la majorité des cas, la fonction du bras reste altérée, et les patients vivent par compensation. Parmi les recommandations portant sur ce thème, se trouve la robotique. Très étudiée dans la littérature, elle semble être une piste prometteuse. **BUT** Evaluer les effets de la rééducation robotisée sur la fluidité du mouvement du MS chez le patient AVC chronique, et observer s'il existe un parallèle avec l'évolution clinique du patient. **METHODE** Mise en place d'un SCED en ligne de base multiple de 6 semaines comparant la ligne de base aux traitements robotisé et classique. Le critère principal est la fluidité, mesuré par le SPARC. Les critères secondaires sont la motricité et la fonction, évalués par le FMA et le ARAT. L'analyse est visuelle et statistique. **RESULTATS** Un patient a été inclus. Les données montrent une amélioration significative clinique mais pas pour la fluidité. **DISCUSSION ET CONCLUSION** Le patient n'améliore pas la fluidité du mouvement quelque soit le traitement administré et malgré une intensité notable de rééducation permettant une amélioration clinique progressive. Au regard des données de la littérature, plusieurs éléments peuvent expliquer l'écart entre les résultats : l'intensité et la durée du traitement, le choix de la méthodologie. Une mauvaise compréhension de l'apprentissage moteur proposé par le robot peut également représenter une limite. Il sera donc intéressant d'approfondir l'étude des effets de la rééducation robotisée sur la fluidité du mouvement.

Keywords : Stroke, Upper Limb, Fluidity, Robotic Rehabilitation

Mots clés : AVC, Membre Supérieur, Fluidité, Rééducation robotisée

INSTITUT DE FORMATION MASSEURS KINESITHERAPEUTES :
22 avenue Camille Desmoulins, 29238 Brest CEDEX 3
TRAVAIL ECRIT DE FIN D'ETUDES – 2018-2022