

Application de la robotique à la revalidation du membre supérieur après un AVC : apprentissage des mouvements bimanuels avec le REA²PLAN

Natacha Opsomer
Master 3 en médecine
2018

Promoteur : Pr.Vandemeeren



Table des matières

I. INTRODUCTION	3
A. Définition et épidémiologie	3
B. Plasticité cérébrale et apprentissage moteur après AVC.....	3
C. Mécanismes cellulaires et moléculaires.....	4
D. Approches thérapeutiques	5
E. Approches robotiques	8
F. Coordination bimanuelle.....	9
II. HYPOTHÈSE.....	11
III. MATÉRIEL & MÉTHODE	12
A. Matériel : le REA ² plan	12
B. Population	12
C. Méthode	14
1. But de la tâche	14
2. Évaluation.....	16
3. Protocole.....	16
4. Mesures.....	17
5. Traitement des données.....	18
IV. RESULTATS.....	19
A. Apprentissage total: évolution SAT J1S1-J2S2.....	19
1. Vitesse libre	19
2. Vitesse imposée.....	21
B. Rétention : évolution SAT J1S2-J2S1.....	27
1. Vitesse libre	27
2. Vitesse imposée.....	29
C. BBT	34
1. Main non parétique	34
2. Main parétique.....	35
V. DISCUSSION	36
A. Interprétation des résultats	36
B. Hypothèses explicatives	37
C. Limitations de l'étude.....	37
VI. CONCLUSION.....	39
VII. SOURCES	40
VIII. RESUME FRANCAIS	43
IX. ENGLISH SUMMARY	44

I. INTRODUCTION

A. Définition et épidémiologie

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est un évènement cérébrovasculaire au cours duquel l'apport sanguin du cerveau est interrompu suite à une occlusion artérielle (dans 80% des cas), une hémorragie (dans 20% des cas) ou à une thrombo-phlébite (dans moins d'1% des cas).

A travers le monde, une personne sur six présentera un AVC au cours de sa vie (World Stroke Organization). D'après l'Organisation Mondiale de la Santé, une personne subit un AVC toutes les 5 secondes, et 6.2 millions de personnes en meurent chaque année dans le monde (chiffres de 2011). En Belgique, l'incidence est de près de 19.000 nouveaux cas par an (Belgian Stroke Council). Il s'agit donc d'une pathologie fréquente et qui n'est pas sans conséquence, puisqu'elle est la troisième cause de décès dans les pays occidentaux ^[1] et qu'elle constitue une des origines principales d'invalidité à long terme. En effet, plus de la moitié des survivants souffre d'un déficit moteur (hémiparésie/hémiplégie) ^[2], lequel entrave souvent leur autonomie et limite leurs activités. 26% de ces patients chroniques devront emménager en maison de repos ^[3]. L'atteinte de l'extrémité supérieure (bras et main) est particulièrement fréquente.

B. Plasticité cérébrale et apprentissage moteur après AVC

Ces dernières années, de nombreuses études ont été menées afin de comprendre les mécanismes qui permettent au cerveau de récupérer une partie de ses fonctions après un AVC, et ce dans le but de développer de nouvelles approches thérapeutiques ^{[4] [5] [6]}.

Il est généralement admis que le système nerveux central (SNC) a la capacité de se réorganiser ^{[7] [8] [9]}. Il n'est pas immuable, il peut se modeler de façon durable, ce qui lui permet d'apprendre de nouvelles séquences motrices mais aussi de s'adapter face à une lésion. C'est ce qu'on appelle la plasticité cérébrale ^{[7] [8] [9]}. Les lésions cérébrales acquises telles que l'AVC entraînent une cascade d'évènements qui augmente (transitoirement) cette plasticité, rendant le cerveau particulièrement malléable durant la phase (sub-)aiguë. Vu cette plasticité cérébrale, la quantité et la qualité des comportements moteurs sont très importantes car ce sont principalement elles qui détermineront comment le cerveau sera remodelé. L'apprentissage moteur est donc un composant clé dans la récupération des fonctions motrices après un AVC, il est un des modulateurs les plus puissants de la structure et de la fonction neuronales ^[10]. C'est en grande partie grâce à l'apprentissage moteur que l'on observe un certain degré de récupération motrice spontanée après un AVC. Celui-ci est,

malheureusement, rarement satisfaisant puisque seulement 5 à 15% des victimes d'AVC récupèrent totalement la fonction motrice de leur bras et de leur main ^{[11] [12] [13]}.

La plasticité n'est pas le seul processus incriminé dans l'amélioration motrice spontanée qui se développe dans les jours/semaines après un AVC. Il y a aussi, entre autres, une diminution de l'œdème et des changements au niveau de la réaction inflammatoire ^[14]. La mise en place de stratégies de compensation peut aussi être citée : grâce à celles-ci, le patient utilise des mouvements alternatifs pour exécuter une tâche, mobilisant des muscles différents pour arriver au même but ^{[15] [4]}, par exemple en avançant le tronc pour atteindre un objet lorsqu'il n'arrive pas à tendre le bras parétique assez loin.

C. Mécanismes cellulaires et moléculaires

Après un AVC ischémique cortical, on observe pendant une période déterminée des différences quantitatives et qualitatives dans les molécules et gènes exprimés, dans les réponses physiologiques manifestées et dans les changements structurels observés par rapport à un cerveau non lésé ^[16]. D'un point de vue cellulaire et moléculaire, on peut faire un certain parallélisme entre les événements qui ont lieu dans le cerveau après un AVC et le développement cérébral normal chez l'enfant ^[16]. Certaines classes de gènes associées aux phases précoces d'apprentissage moteur ont été identifiées, notamment celles connues pour réguler la plasticité synaptique, la synaptogenèse et la dynamique cytosquelettique ^[15]. Les gènes pro-croissance neuronale seraient davantage exprimés, tandis que les gènes anti-croissance seraient plutôt réprimés. Une partie de ces gènes est up- ou down-réglée en réponse à l'ischémie seulement, une autre partie montrera les mêmes modifications face à un apprentissage moteur chez la personne saine (overlap) ^[16]. L'ensemble mène à un degré de plasticité transitoire qui n'est pas décrit dans un cerveau adulte sain.

On observe aussi des modulations de l'excitabilité dans les zones péri-lésionnelles, c'est-à-dire une augmentation de l'inhibition par diminution de la recapture de l'acide γ -aminobutyrique (GABA) et une diminution de l'excitation dépendante du glutamate et de ses récepteurs à l'acide α -amino-3-hydroxy-5-méthylisoazol-4-propionique (AMPA) et au N-méthyl-D-aspartate (NMDA) ^{[8] [15]}. Le tout entraîne un déséquilibre de la balance inter-hémisphérique inhibition/excitation : le côté qui est déjà lésé est davantage inhibé par le côté sain, car il n'est plus capable de contrer cette inhibition (modèle de la perte de la balance inter-hémisphérique) ^{[10] [14] [16]}.

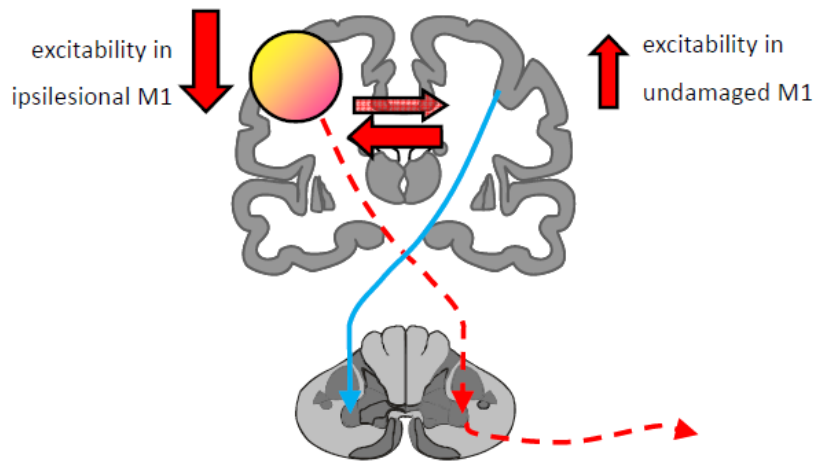


Figure 1 : altération de la balance inter-hémisphérique

Figure reprise de l'exposé de Y.Vandermeeren : « NIBS : is it time to wire upstroke neuro-rehab ? » de 2015

La dopamine aurait peut-être un rôle à jouer dans l'acquisition de nouvelles séquences motrices ^[15]. En effet, si on induit une déplétion dopaminergique chez un rat, on observe une diminution de sa capacité d'apprentissage à extraire une boulette de nourriture. Par contre s'il savait déjà effectuer cette tâche avant la déplétion, elle n'était pas affectée. L'hypothèse est donc que la dopamine joue un rôle dans la consolidation de la mémoire motrice.

En résumé, une modification dans l'expression des gènes, dans la neurotransmission, dans la balance inhibition/excitation et dans la formation synaptique est observée pendant une période limitée après un AVC, améliorant la plasticité.

D. Approches thérapeutiques

La lésion engendrée par un AVC entraîne donc une augmentation transitoire de la plasticité cérébrale, cette plasticité permet un certain remaniement du fonctionnement cérébral, et ce remaniement interagit avec l'apprentissage moteur. Il n'est donc pas étonnant que de nombreuses techniques de neurorevalidation se basent sur l'apprentissage et la répétition de séquences motrices.

Actuellement, le principe de revalidation le plus communément utilisé est celui des séances de mouvements répétitifs : certaines tâches motrices sont répétées de nombreuses fois, et au plus elles sont répétées, au plus grand est l'impact. Malheureusement, ces séances ne sont pas applicables autant de fois ni aussi intensément qu'il le faudrait, notamment à cause de leur

coût et de la disponibilité limitée des kinésithérapeutes ^[17]. Le bénéfice moteur est alors restreint. C'est pourquoi de nombreux scientifiques cherchent de nouvelles solutions.

En 2009, *P.Langhorne et al* ont étudié et comparé différentes méthodes de revalidation dans une revue ^[1], se basant sur l'amélioration de la fonction motrice dans 5 catégories : (1) le bras, (2) la main, (3) le passage de la position assise à debout, (4) l'équilibre et (5) la marche. Il en est ressorti que (1) pour la fonction motrice du bras, 4 techniques montrent une amélioration significative : la CIMT (constraint-induced movement therapy), l'EMG avec biofeedback, les exercices mentaux et la robotique. Cette-dernière sera développée plus longuement ci-dessous. (2) Aucune technique ne montrait d'amélioration significative pour la fonction de la main ; (3) le passage de la position assise à debout n'est amélioré que par l'entraînement répétitif ; (4) pour l'équilibre en position debout, les interventions qui semblent prometteuses sont les suivantes : biofeedback et entraînement sur plateforme mouvante ; enfin, (5) la vitesse de marche est améliorée grâce au fitness (cardiorespiratoire et mixte), à une thérapie hautement intensive et à l'entraînement répétitif de tâches motrices.

Des approches pharmacologiques ont également été testées. Par exemple, chez les rats, un traitement à base de D-amphétamine après un AVC montre une augmentation de la croissance axonale, de la synaptogenèse et une amélioration du point de vue du comportement ^[15]. Chez l'être humain, par contre, les résultats sont plus ambigus et diffèrent selon les études. La Fluoxétine (inhibiteur sélectif de la recapture de la sérotonine, modulateur de l'excitation corticale), de son côté, a donné jusqu'ici des résultats encourageants ^[8]. Une étude de 2011 montre des résultats prometteurs pour la combinaison entre lévodopa et/ou méthylphénidate et des exercices moteurs : on peut voir une petite amélioration des activités quotidiennes du patient ^[18].

Enfin, plusieurs techniques de stimulation cérébrale non invasive se sont développées ces dernières années en vue de rétablir l'équilibre excitation/inhibition qui est perturbé après un AVC : la TMS (transcranial magnetic stimulation), la PNS (peripheral nerve stimulation), la tDCS (transcranial direct current stimulation)...

La dual-tDCS en particulier est une méthode qui consiste à appliquer un courant électrique faible sur le crâne à travers deux électrodes, une anode et une cathode, ce qui entraîne des modifications dans le couplage GABA/glutamate et donc dans l'activité et l'excitabilité corticale ^[14] ^[19]. L'anode (*éclair vert sur la figure 2*) est placée du côté de l'hémisphère cérébral lésé (c'est-à-dire sur l'hémicrâne opposé au membre parétique) et augmente l'excitabilité corticale, tandis que la cathode (*rouge*) est placée du côté sain et diminue

l'excitabilité. Le but est d'augmenter l'activité corticale du côté lésé tout en diminuant l'inhibition exercée sur ce dernier par le côté sain.

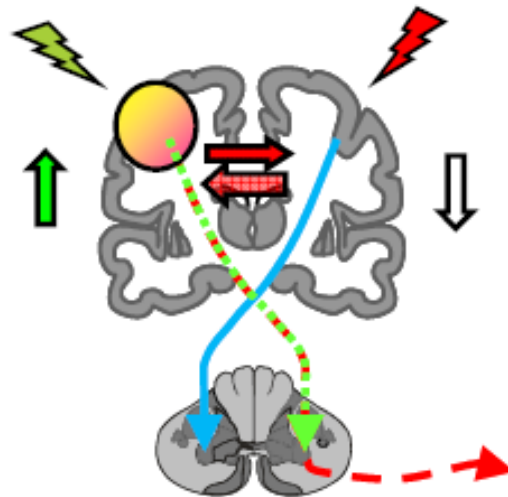


Figure 2 : application de la dual-tDCS pour rétablir la balance inter-hémisphérique

Figure reprise de l'exposé de Y.Vandermeeren : « NIBS : is it time to wire upstroke neuro-rehab ? » de 2015

Il s'agit d'un système qui permettrait d'augmenter la fonction motrice au moment de la stimulation, mais aussi d'augmenter les capacités d'apprentissage moteur. C'est ce dernier point qui permettrait d'avoir un impact à long terme sur l'autonomie du patient. *Lefebvre et al* (2013) ^[10] ont testé cette théorie, comparant les performances motrices de patients qui étaient sous tDCS puis sous placebo ou inversement. Les résultats furent significatifs puisqu'on a vu après une seule session de dual-tDCS une amélioration rapide et importante de l'apprentissage moteur, une amélioration de la qualité de cet apprentissage (augmentation du trade-off vitesse/précision), une bonne rétention du geste appris une semaine plus tard ainsi qu'une généralisation à de nouvelles tâches. En 2015 ^[5], ils ont utilisé l'imagerie par résonance magnétique cérébrale fonctionnelle (IRMf) pour comprendre les mécanismes et ont conclu que le dual-tDCS combiné à l'apprentissage moteur sélectionne un réseau moteur plus efficace, plus ciblé, résultant en une meilleure rétention.

Lefebvre et al ne sont pas les seuls à s'être intéressés à cette méthode. *Kang et al* ont publié une revue systématique sur le sujet, analysant 17 études portant sur les effets de la combinaison entre apprentissage moteur et le tDCS (certaines exploraient uniquement la stimulation anodale, d'autres uniquement la cathodale, d'autres les deux). Ils ont conclu que le protocole tDCS montre des effets bénéfiques significatifs sur le long terme en ce qui

concerne les mouvements volontaires d'un membre parétique après un AVC ^[19]. Il facilite donc l'apprentissage moteur sur le long terme.

E. Approches robotiques

L'approche robotique est en pleine expansion depuis plusieurs années et offre plusieurs avantages, dont le principal est de permettre des mouvements précis reproductibles et des niveaux d'intensité croissante ^[11] ^[20]. Un autre avantage non négligeable du robot est qu'il permet de contrôler et de mesurer l'efficacité thérapeutique ; il permet une quantification de l'évolution ^[23].

Le premier essai clinique impliquant la robotique dans la thérapie post-AVC utilisait le robot pour assister le patient quand il faisait des mouvements uniquement dans le plan horizontal ^[4]. En fait, le patient initiait le mouvement et le robot l'aidait à le compléter. Chez les patients qui ont déjà un certain niveau de récupération, on peut utiliser le robot pour rajouter une difficulté au mouvement (ex : par différents champs de force qui dévient le mouvement), pour apprendre à bouger dans un environnement variable.

De nombreux robots ont été développés pour aider les patients qui ont souffert d'un AVC. On les sépare principalement en deux catégories ^[20] ^[21] : les exosquelettes et les robots « end-effectors ». Les exosquelettes se placent dans l'axe de la structure anatomique du patient. La figure 3 en montre un exemple. Ils ont l'avantage de contrôler le mouvement des articulations et ainsi d'éviter le mauvais positionnement des membres, mais il s'agit d'appareils plus complexes à mettre en place, plus chers et parfois moins bien tolérés par les patients. A l'opposé, pour les appareils « end-effectors », la force ne sera appliquée que sur le segment distal du membre (main ou poignet pour le membre supérieur), qui est le seul point d'attache au robot. Ils sont donc plus faciles à mettre en place mais ne permettent pas de vérifier la position de tout le membre. Le REAplan en est un exemple (voir figure dans la partie III Méthodes).

Brakenridge et al ^[11] utilisent des critères supplémentaires pour caractériser les robots : le mode d'intervention (uni- ou bilatéral, proximal ou distal), la guidance du membre parétique (active ou passive) et la portabilité de l'appareil.



Figure 3
Exemple d'exosquelette : EXO-
UL7 [24]

En 2005 déjà, *Finley et al* ^[25] avaient conclu que l'approche robotique était utile aux patients qui présentaient un déficit moteur majeur au membre supérieur à la fois en aiguë et en chronique, c'est-à-dire qu'elle permettait une amélioration significative de la capacité motrice du membre parétique. Le bénéfice était cependant plus important pour les patients en phase aiguë de l'AVC, au vu de la plasticité cérébrale augmentée pendant les premières semaines.

Quelques années plus tard, comme expliqué ci-dessus, *Langhorne et al.* ^[1] ont également déduit que l'approche robotique avait un effet significatif sur la revalidation du membre supérieur.

D'autres études plus récentes concluent également que l'approche robotique est bénéfique pour le membre supérieur chez les patients chroniques ^{[11] [22] [26] [27] [28]} et subaigus ^{[2] [28] [29]}, en insistant sur le fait que l'utilisation de robots facilite la revalidation seulement si elle est considérée comme un complément aux thérapies conventionnelles : elle ne les remplace pas ^{[11] [22] [23]} ! *Mazzoleni et al.* ont également récemment décrit l'intérêt d'une association de la robotique avec d'autres approches comme la stimulation cérébrale ou la réalité virtuelle ^[30].

F. Coordination bimanuelle

La coordination est définie dans le dictionnaire Larousse comme une « *harmonisation d'activités diverses dans un souci d'efficacité* ». Elle permet à différents membres d'exécuter chacun un mouvement différent mais dans un but commun ^{[31] [32] [34]}.

Les mouvements bimanuels demandant une coordination entre les deux mains sont nombreux et fondamentaux dans la vie de tous les jours ^{[31] [35]} : ouvrir une bouteille, couper de la viande, conduire une voiture... Ceci est permis par un « couplage inter-membres » au niveau du SNC, c'est-à-dire une interaction entre les hémisphères gauche et droit via le corps calleux, et sans

doute des couplages anatomiques et fonctionnels à tous les niveaux du SNC (tronc cérébral, moelle épinière) ^[33]. Les aires impliquées dans la coordination sont principalement les aires somatosensorielles secondaires (S2), qui sont activées en plus des aires intervenant habituellement dans les mouvements bimanuels séparés (non-coordonnés), c'est-à-dire l'aire motrice primaire (M1), l'aire motrice supplémentaire (SMA), le cortex prémoteur et le cervelet ^{[17] [32]}.

Après un AVC, la capacité à effectuer ces mouvements bimanuels du quotidien peut être altérée, non seulement parce que le membre parétique ne peut plus faire sa part du travail correctement (vu la lésion et le déséquilibre de la balance excitation/inhibition), mais aussi parce que la coordination entre le membre sain et le membre atteint est devenue problématique. En effet, le couplage inter-membres est réarrangé : les informations venant du membre atteint vers le membre sain sont diminuées tandis que celles venant du membre sain sont amplifiées. Il y a donc une préservation de la communication du membre sain vers le membre parétique, mais une diminution dans le sens inverse ^[17].

Plus concrètement, *Kantak et al.* ont récemment démontré que les patients ayant souffert d'un AVC étaient en effet moins coordonnés dans le temps et dans l'espace ^[33]. Ils ont également établi que les déficits de coordinations ne sont pas prédictibles par la simple évaluation du déficit moteur du membre parétique ^[34], et que l'amélioration des performances unimanuelles ne se traduit pas automatiquement en une amélioration des performances bimanuelles ^[12].

Vu l'importance des mouvements coordonnés dans la vie de tous les jours et le handicap que l'incapacité à les effectuer constitue, de nombreux articles mettent en évidence l'importance d'intégrer cette composante dans la révalidation afin de restaurer cette aptitude ^{[12] [17] [35] [37]}.

Hsieh et al. en particulier ont exploré le rôle de la robotique dans ce domaine, concluant qu'une approche robotique bimanuelle (avec le Bi-Manu-Track en l'occurrence) précédant l'approche « tâche-orientée » (mouvements répétitifs orientés, comme empiler des cônes ou trier des cartes) entraîne une amélioration des performances de la vie quotidienne en comparaison avec l'approche « tâche-orientée » seule ^[38].

II. HYPOTHÈSE

Dans ce contexte, nous avons testé l'hypothèse suivante : *L'assistance robotique par le REA²plan permet d'améliorer la coordination bimanuelle chez les patients hémiparétiques ayant eu un AVC il y a plus de 6 mois, comparativement à un apprentissage sans assistance robotique.*

La présente étude avait donc pour objectif d'observer les effets sur la tâche « lift-the-tray » du robot REA²plan durant laquelle le sujet doit coordonner les deux membres supérieurs. Nous avons comparé les résultats des patients (AVC chroniques) qui ont reçu une assistance robotique pendant la séance d'entraînement à ceux qui ne l'ont pas reçue. Pendant la séance, trois indices cinématiques ont été enregistrés : la vitesse, la précision et la balance entre les deux (« speed-accuracy trade-off », SAT), le but étant d'augmenter la vitesse sans diminuer la précision du geste, ce qui est une des signatures de l'apprentissage moteur procédural (motor skill learning).

III. MATÉRIEL & MÉTHODE

A. Matériel : le REA²plan

Le REAplan (Créé par Louvain Bionics <https://uclouvain.be/fr/chercher/louvain-bionics>; produit par AXINESIS <http://www.axinesis.com/>) est un robot de type « end-effector » : seule l'extrémité distale du membre supérieur du patient est en contact avec lui. Il est capable de mobiliser le membre supérieur du patient dans un plan horizontal, permettant différents mouvements de l'épaule et du coude ^{[39] [40]}.



Figure 4
Illustration du REAplan
unimanuel

Dans cette étude, c'est un REA²plan qui est utilisé : il possède deux manettes pour que le patient s'entraîne à exercer des tâches bimanuelles.

Chacune des mains du patient est attachée à une manette par une orthèse. Celle-ci nous permet d'être sûrs que même les patients avec une parésie importante auront bien la manette en main. Le robot comprend également des capteurs de force et de position (X ; Y). Face au patient se trouve un écran qui lui permet de voir quel exercice il doit effectuer et d'avoir un feedback visuel en temps réel sur les mouvements qu'il exécute. Sur le côté, un deuxième écran (de contrôle) est présent à l'intention du médecin ou du kinésithérapeute, indiquant les différents indices mesurés et permettant de programmer ou piloter la session.

B. Population

27 patients hémiparétiques ont été recrutés pour cette étude. 4 ont été exclus (2 pour des problèmes techniques liés à l'enregistrement des données, 2 pour des difficultés physiques

ayant entraîné un arrêt précoce). 23 patients ont donc été inclus. Ils étaient dans la phase chronique de leur AVC (> 6 mois) et avaient entre 28 et 84 ans (moyenne d'âge 60.6 ± 15.4).

Ces sujets ont été randomisés en 2 groupes : « avec assistance robotique » (ASSIST) et « sans assistance robotique » (NO-ASSIST).

Tableau 1 : caractéristiques des sujets

N°	Sexe	Âge	Ancienneté de l'AVC	Localisation de la lésion	Type	Main parétique	Main dominante	mRS	NIHSS	ABILHAND ± SD (logits)
1	F	73	1-3 ans	SC	Ischémique	Gauche	Droite	2	2	2.960 ± 0.554
2	F	52	6-12 mois	C	Ischémique	Droite	Droite	3	4	?
3	F	28	1-3 ans	C	Ischémique	Droite	Droite	2	4	0.919 ± 0.372
4	F	76	>3 ans	SC	Hémorragique	Gauche	Gauche	4	3	-1.030 ± 0.416
5	M	78	>3 ans	SC	Hémorragique	Droite	Droite	4	?	?
6	F	63	>3 ans	SC	Ischémique	Droite	Droite	4	4	-6.078 ± 1.687
7	M	69	>3 ans	SC	Ischémique	Gauche	Droite	3	5	-4.455 ± 0.893
8	M	73	>3 ans	SC	Ischémique	Droite	Droite	2	2	3.710 ± 0.919
9	F	62	>3 ans	C	Ischémique	Gauche	Droite	3	1	-3.837 ± 0.715
10	M	50	>3 ans	C	Ischémique	Droite	Droite	3	4	-4.467 ± 0.891
11	F	53	>3 ans	C	Ischémique	Gauche	Droite	2	6	0.008 ± 0.358
12	M	68	>3 ans	SC	Ischémique	Gauche	Droite	2	4	0.676 ± 0.391
13	F	50	1-3 ans	C	Ischémique	Gauche	Droite	2	6	-6.012 ± 1.683
14	M	84	1-3 ans	C	Ischémique	Gauche	Droite	3	4	?
15	F	62	>3 ans	C	Hémorragique	Gauche	Droite	3	6	0.553 ± 0.420
16	M	75	1-3 ans	SC	Ischémique	Gauche	Gauche	2	2	2.716 ± 0.565
17	F	73	1-3 ans	C	Ischémique	Gauche	Droite	3	5	-1.467 ± 0.401
18	F	67	>3 ans	SC	Ischémique	Gauche	Droite	3	4	-2.703 ± 0.521
19	M	39	1-3 ans	C	Ischémique	Gauche	Droite	3	6	-4.43 ± 0.896
20	M	83	>3 ans	C	Ischémique	Gauche	Droite	3	7	-6.078 ± 1.687
21	F	66	1-3 ans	SC	Ischémique	Gauche	Droite	3	4	-3.826 ± 0.715
22	M	41	6-12 mois	C	Ischémique	Gauche	Droite	2	5	-2.165 ± 0.447
23	F	71	>3 ans	C	Ischémique	Droite	Droite	3	6	-3.461 ± 0.617
24	M	63	>3 ans	SC	Ischémique	Droite	Droite	4	5	-6.078 ± 1.687
25	F	57	>3 ans	C	Ischémique	Droite	Droite	3	8	-4.473 ± 0.891
26	M	32	>3 ans	C	Ischémique	Droite	Droite	2	4	-2.061 ± 0.574
27	M	69	1-3 ans	SC	Ischémique	Gauche	Droite	3	2	1.199 ± 0.382

Abréviations : C = corticale ; SC = sous-corticale ; M = masculin ; F = féminin

N= patients exclus ; ABILHAND= score d'évaluation de l'activité bimanuelle cfr IV. Méthode

Tableau 2 : caractéristiques de chaque groupe

	ASSIST	NO-ASSIST
N=	12	11
hommes	7	6
femmes	5	5
Age moyen	66.6 ± 10.5	52.8 ± 17.7
<i>T test</i>	<i>P=0.06 (NS)</i>	
NIHSS moyen	4.0 ± 2.0	4.2 ± 1.5
<i>T test</i>	<i>P=0.17 (NS)</i>	
mRS moyen	2.8 ± 0.7	2.4 ± 0.5
<i>T test</i>	<i>P=0.77 (NS)</i>	
ABILHAND moyen	-2.6 ± 3.5	-0.9 ± 2.3
<i>T test</i>	<i>P=0.29 (NS)</i>	

NS = non significatif

C. Méthode

Il s'agit d'une étude en simple aveugle, randomisée (mis à part les patients 6, 24 et 25 qui avaient été assignés d'emblée au groupe ASSIST au vu de leur atteinte motrice très importante, mais comme le montre le tableau, les patients 6 et 25 ont été exclus). La randomisation était une randomisation par minimisation via le site « Qminim » (<http://qminim.sourceforge.net/demo/>) prenant compte des critères suivants : la localisation de la lésion, l'ancienneté de la lésion, le sexe, l'âge, la latéralité, les médicaments pris par le patient et la sévérité de l'atteinte motrice du membre parétique.

Chaque sujet est venu deux jours d'affilée pour effectuer la tâche « lift-the-tray » qui est décrite ci-dessous.

1. But de la tâche

Le patient est assis sur une chaise face au REA²plan. Ses deux mains sont attachées aux manettes, reliées aux deux bras robotiques indépendants. Les mouvements sont effectués dans le plan horizontal ; le feedback visuel est affiché sur un très large écran (« immersif ») en face du patient. Le but est de faire monter le plateau qui s'affiche à l'écran le plus rapidement et le plus horizontalement possible (double contrainte : vitesse + précision). Pour ce faire, le patient doit tracer un cercle avec chaque manette, chaque cercle représentant une poulie reliée à une des extrémités du plateau. Les deux mains tournent en sens opposé et démarrent avec un décalage de 90° (voir figure 3). Pour que le plateau reste horizontal (contrainte de précision), ce décalage entre les deux mains doit être maintenu constant.

La vitesse et la précision sont aussi importantes l'une que l'autre. Si le plateau monte très vite mais qu'il n'est pas maintenu horizontal (i.e. s'il penche), le score n'augmentera pas beaucoup, de même si le plateau est très horizontal mais ne monte pas assez vite. Pour certaines parties du jeu, la vitesse est imposée, le but n'est donc plus d'aller le plus vite possible mais de se rapprocher le plus possible de la vitesse-cible. Tester différents vitesses d'exécution permet d'évaluer la généralisation, une autre caractéristique fondamentale de l'apprentissage moteur de type motor skill learning.

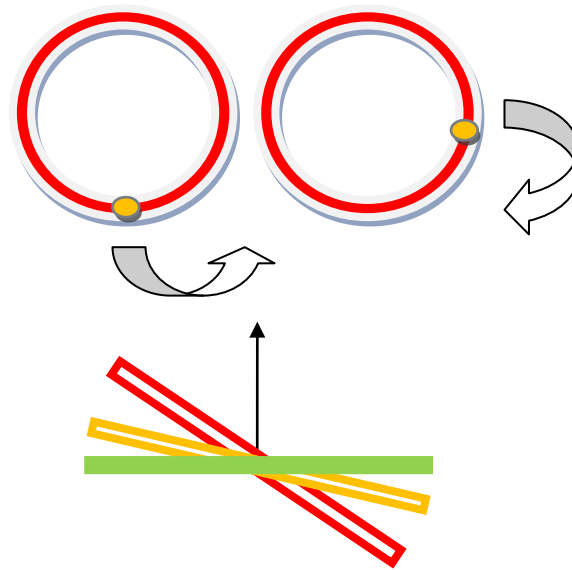


Figure 5

Illustration du jeu « lift-the-tray » sur REA²plan

Si le plateau est vert, cela signifie que le décalage entre les deux mains (représentées par les points jaunes) est maintenu à 90°. Si le sujet s'éloigne des 90° de décalage, le plateau devient jaune puis rouge. L'erreur maximum (c'est-à-dire donnant la couleur rouge au plateau) est un angle de 30°.

Chaque jour, le sujet était d'abord testé une première fois (voir 2.Evaluation ci-dessous), puis s'entraînait avant d'être à nouveau testé. Certains patients ont reçu une assistance du robot pendant la période d'entraînement ; après chaque séquence, l'assistance a diminué par paliers de 7%: ils ont alors fait la première séquence d'entraînement avec 100% d'assistance, c'est-à-dire que le patient devait faire les cercles avec les manettes mais que celles-ci gardaient automatiquement le bon décalage (100% de coordination), puis 93% à la suivante, etc... pour arriver à la 15^{ème} séquence à 0% d'assistance robotique. Les autres sujets ont pratiqué l'entièreté de l'entraînement sans l'aide du robot (0%).

2. *Évaluation*

Avant de commencer la tâche sur le REA²plan, les capacités motrices du patient étaient estimées par le questionnaire ABILHAND, qui évalue les mouvements bilatéraux du quotidien ^{[41] [12]}. Les réponses aux questions ont été transformées en un score (unités : logits) via le site Rehab-scales (<http://www.rehab-scales.org/abilhand.html>). La dextérité motrice unimanuelle était testée par le test Box and Block (BBT) ^{[42] [43]} consistant à déplacer des blocs de bois d'une partie à l'autre d'une boîte séparée en deux par une cloison. Le sujet devait effectuer cet exercice avec sa main non parétique puis avec sa main parétique.

Sur le robot, trois indices cinématiques étaient enregistrés pendant les tests : la vitesse, l'angle par rapport à l'horizontale (c'est-à-dire le degré d'erreur, soit l'inverse de la précision) et le speed/acuracy trade-off (SAT). Le but du jeu est donc d'augmenter le SAT, c'est-à-dire d'augmenter la vitesse sans augmenter le degré d'erreur (ou même de diminuer le degré d'erreur). C'est cet indice qui permettra d'évaluer l'apprentissage moteur et l'évolution de la coordination.

A la fin de la deuxième séance, le sujet était à nouveau évalué par le BBT.

3. *Protocole*

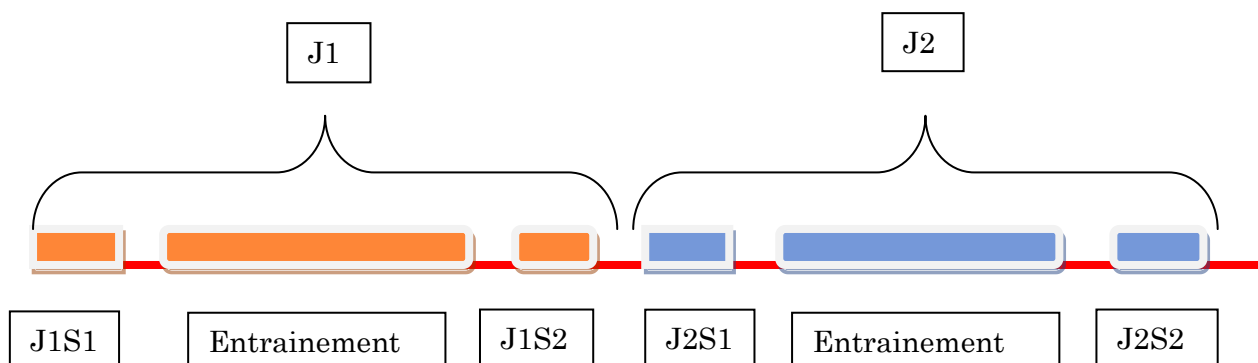
Schéma Jour 1 :

- BBT 3x 60 secondes pour chaque main
- Questionnaire ABILHAND
- Lift-the-tray:
 - Première série de tests (J1S1) = 23 séquences de 20 secondes :
 - a. 8x en vitesse libre
 - b. 5x en vitesse imposée 4 cm/s
 - c. 5x en vitesse imposée 8 cm/s
 - d. 5x en vitesse imposée 12 cm/s
 - Entraînement = 15 séquences de 60 secondes en vitesse libre**
 - Deuxième série de tests (J1S2) = 20 séquences de 20 secondes
 - a. 5x en vitesse libre
 - b. 5x en vitesse imposée 4 cm/s
 - c. 5x en vitesse imposée 8 cm/s
 - d. 5x en vitesse imposée 12 cm/s

Schéma Jour 2 :

- Lift-the-tray :
 - Première série de tests (J2S1) = 20 séquences de 20 secondes :
 - a. 5x en vitesse libre
 - b. 5x en vitesse imposée 4 cm/s
 - c. 5x en vitesse imposée 8 cm/s
 - d. 5x en vitesse imposée 12 cm/s
 - Entraînement = 15 séquences de 60 secondes en vitesse libre**
 - Deuxième série de tests (J2S2) = 20 séquences de 20 secondes
 - a. 5x en vitesse libre
 - b. 5x en vitesse imposée 4 cm/s
 - c. 5x en vitesse imposée 8 cm/s
 - d. 5x en vitesse imposée 12 cm/s
- BBT 3x 60 secondes pour chaque main

** Lors de l'entraînement, les patients avaient été randomisés en deux groupes : « avec assistance robotique » et « sans assistance robotique ».



4. Mesures

Le SAT, l'angle et la vitesse de chaque patient ont été enregistrés par le robot pour chaque exercice, mais seul le SAT moyen et sa dérivée standard ont été pris en compte dans le cadre de ce mémoire.

La mesure principale était le taux total d'apprentissage (d'amélioration) entre le premier test de J1 et le dernier test de J2, c'est-à-dire l'évolution du SAT de J1S1 à J2S2.

Nous nous sommes aussi intéressés à la rétention, c'est-à-dire à la différence entre la fin du premier jour et le début du deuxième, soit entre J1S2 et J2S1. Ceci met en évidence la composante « off-line » de l'apprentissage moteur, puisque cela montre l'évolution du SAT

de J1S2 à J2S1 sans que le patient n'ait effectué le mouvement entre les deux (par opposé à l'apprentissage « online » où l'on compare les indices directement avant et directement après l'exécution d'une tâche).

5. *Traitement des données*

Tout d'abord, les données ont été classées. Les patients ayant bénéficié de l'assistance robotique ont été séparés de ceux qui n'en ont pas bénéficié, puis les données ont été regroupées par exercice : on retrouvait alors assemblés, par exemple, les SAT des patients NO-ASSIST pour le premier essai en vitesse imposée 4cm/s du jour 1 pré-entraînement. Pour chaque exercice et dans chaque groupe, une moyenne des SAT a été effectuée (voir point IV Résultats).

Pour la première partie des résultats (apprentissage total), la différence (delta) entre le SAT moyen de J2S2 et celui de J1S1 a été calculée pour chaque exercice, pour représenter l'amélioration de chaque groupe. Les delta du groupe ASSIST et ceux du groupe NO-ASSIST ont alors été comparés pour chaque catégorie d'exercices (vitesse libre, vitesse imposée 4cm/s, vitesse imposée 8cm/s et vitesse imposée 12cm/s) grâce à un test T Student bilatéral non pairé, avec une valeur seuil de $p=0.05$.

Par la suite, un T test bilatéral pairé a été effectué entre les valeurs J1S1 et J2S2 pour illustrer l'évolution au sein de chacun des deux groupes.

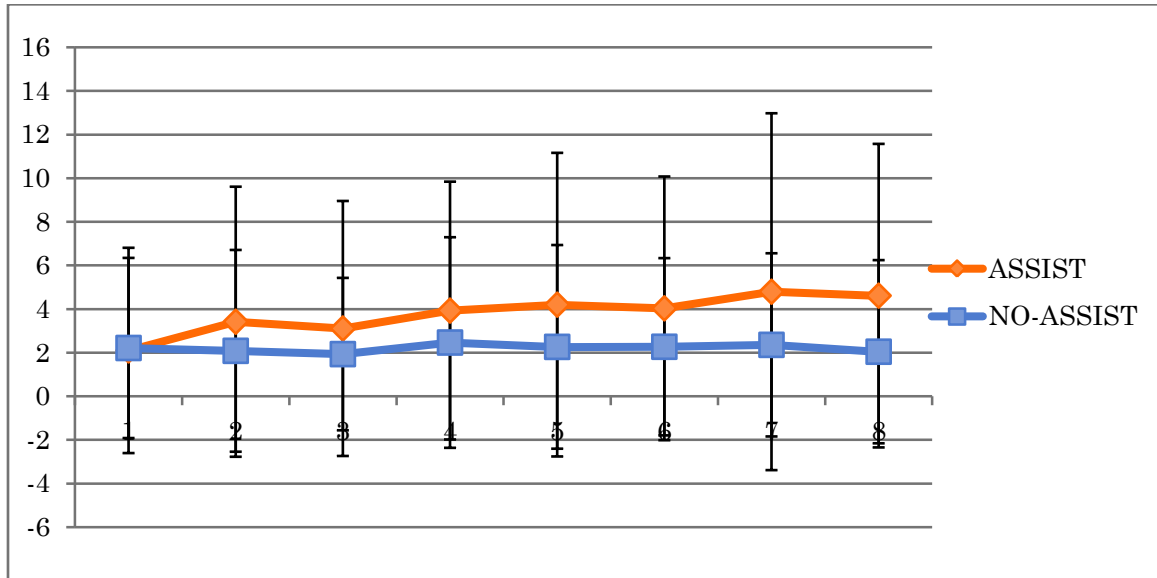
Pour la deuxième partie des résultats (rétention), c'est la différence entre J1S2 et J2S1 du groupe ASSIST qui a été comparée à celle du groupe NO-ASSIST avec la même méthode que celle utilisée pour l'apprentissage total.

IV. RESULTATS

A. Apprentissage total: évolution SAT J1S1-J2S2

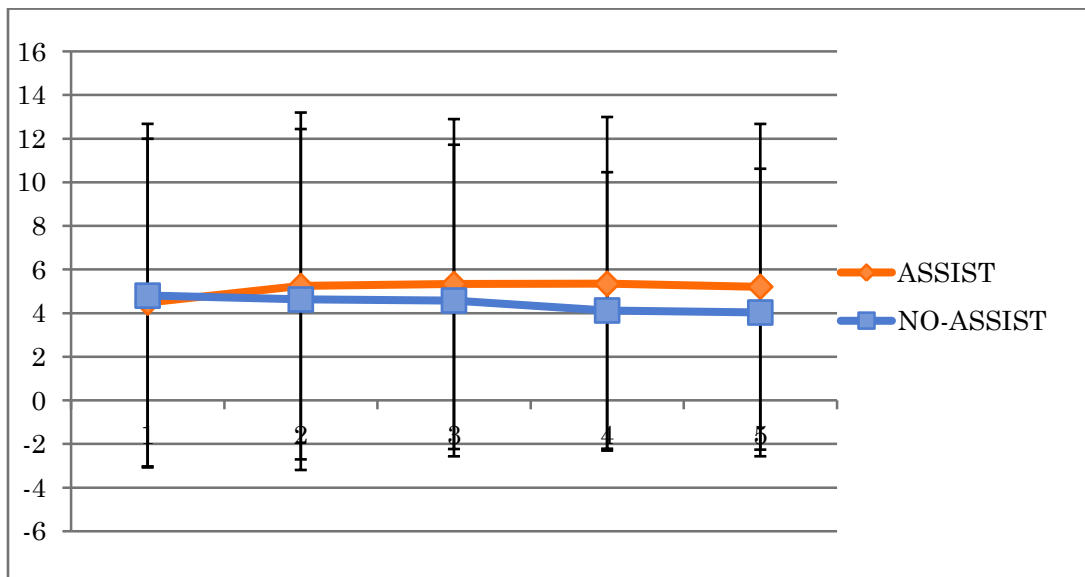
1. Vitesse libre

J1S1 :



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S2 :



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE LIBRE ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2 moy	J2 S2 SD	delta
1	2,09851881	4,70623822	4,48772623	7,5109454	2,38920742
2	3,41460914	6,19121777	5,24963729	7,95264908	1,83502815
3	3,10486322	5,84629785	5,33700101	7,56409923	2,23213779
4	3,92559285	5,91135395	5,34909746	7,6481042	1,42350461
5	4,19717728	6,96108327	5,21178945	7,46743626	1,01461217
6	4,02795098	6,04515166			
7	4,79183409	8,18137732			
8	4,6099555	6,95934046			

VITESSE LIBRE NO-ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2 moy	J2 S2 SD	delta
1	2,21043911	4,13039629	4,80517491	7,87803096	2,5947358
2	2,08021503	4,62573361	4,62819987	7,81746391	2,54798484
3	1,93054896	3,49386865	4,5814813	7,14422782	2,65093234
4	2,46115361	4,82786157	4,12475161	6,33991962	1,663598
5	2,26201893	4,66970457	4,0320813	6,59187173	1,77006237
6	2,26709145	4,06475284			
7	2,35449679	4,20001958			
8	2,03976395	4,20041832			

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S2 moy – J1S1 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de delta : p = **0,2011**

L'évolution des SAT entre J1S1 et J2S2 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse libre.

Entre la ligne de base (J1S1) et J2S2, dans le groupe ASSIST, le SAT a augmenté de **61% ± 34%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **104% ± 30%**.

T test bilatéral pairé entre J1S1 et J2S2 : ASSIST : p = **0.0022**

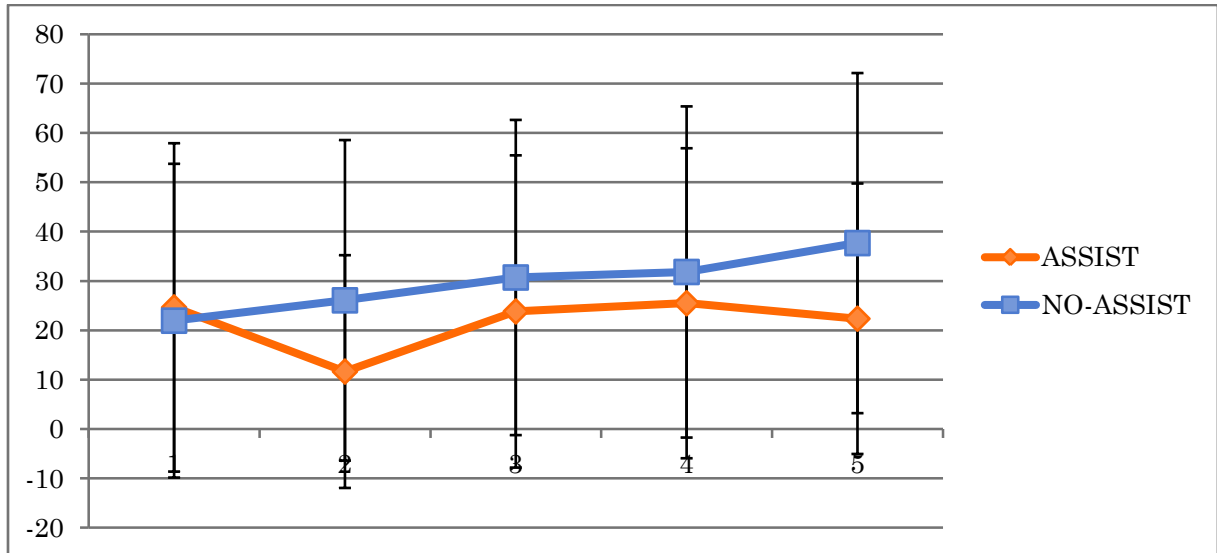
NO-ASSIST : p = **0.0004**

Il y a une amélioration significative du SAT entre le début et la fin de l'étude chez les patients avec assistance et chez les patients sans assistance en vitesse libre.

2. Vitesse imposée

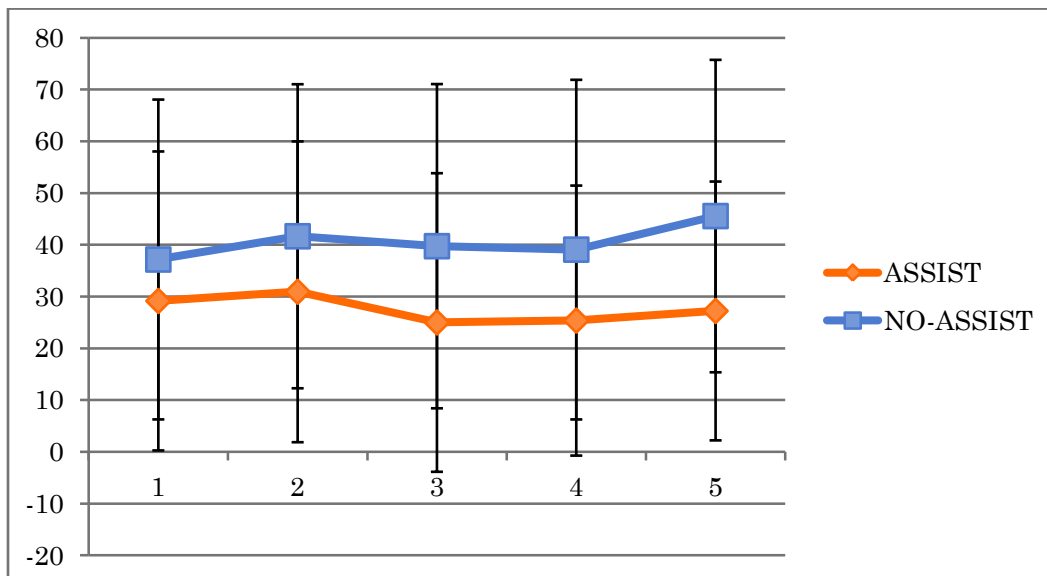
a) 4 cm/s

J1S1 :



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S2



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE IMPOSEE 4 ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2moy	J2 S2 SD	delta
1	24,6740892	33,2644163	29,1657618	28,8905043	4,4916726
2	11,6700438	23,581848	30,9331435	29,0677845	19,2630997
3	23,8507548	31,6336766	25,0025766	28,8502191	1,1518218
4	25,5139349	31,4097208	25,3724339	26,0907076	-0,141501
5	22,3804354	27,4019305	27,2315661	25,0067521	4,8511307

VITESSE IMPOSEE 4 NO-ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2moy	J2 S2 SD	delta
1	21,9843659	31,7883837	37,1785105	30,903199	15,1941446
2	26,1072655	32,4766833	41,6687605	29,377691	15,561495
3	30,7305908	31,9330693	39,7488917	31,3286285	9,01830093
4	31,8532864	33,5506397	39,0853083	32,8166072	7,23202191
5	37,7054119	34,456201	45,5703066	30,1888647	7,86489468

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S2 moy – J1S1 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de soustractions: $p = 0,2445$

L'évolution des SAT entre J1S1 et J2S2 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse imposée 4 cm/s.

Entre la ligne de base (J1S1) et J2S2, dans le groupe ASSIST, le SAT a augmenté **41.8%± 69.5%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **40.33%± 22.42%**

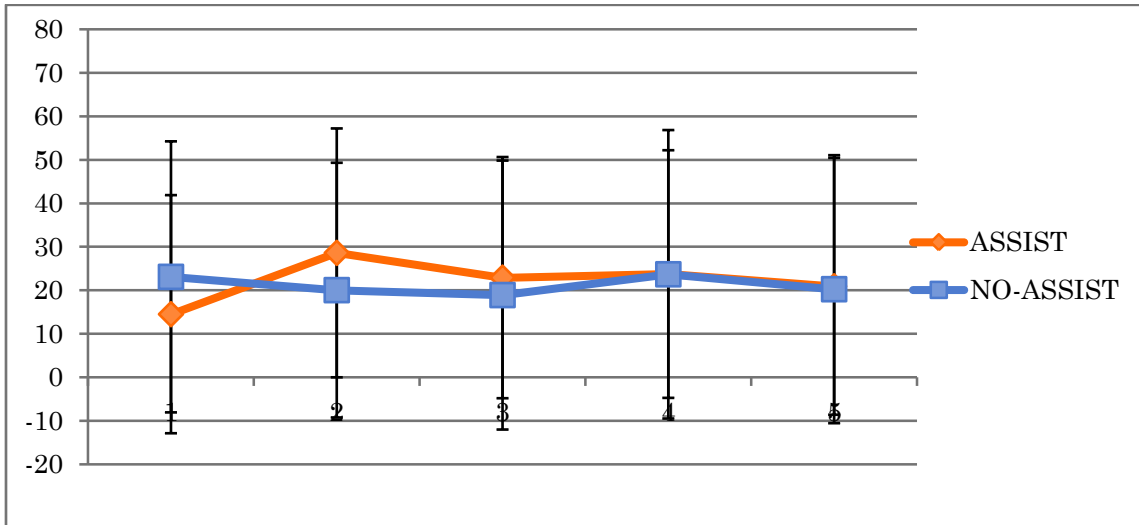
T test bilatéral pairé entre J1S1 et J2S2 : ASSIST : $p = 0.1630$

NO-ASSIST : $p = 0.0038$

Il y a une amélioration significative entre le début et la fin de l'étude chez les patients sans assistance en vitesse imposée 4 cm/s mais pas chez les patients assistés.

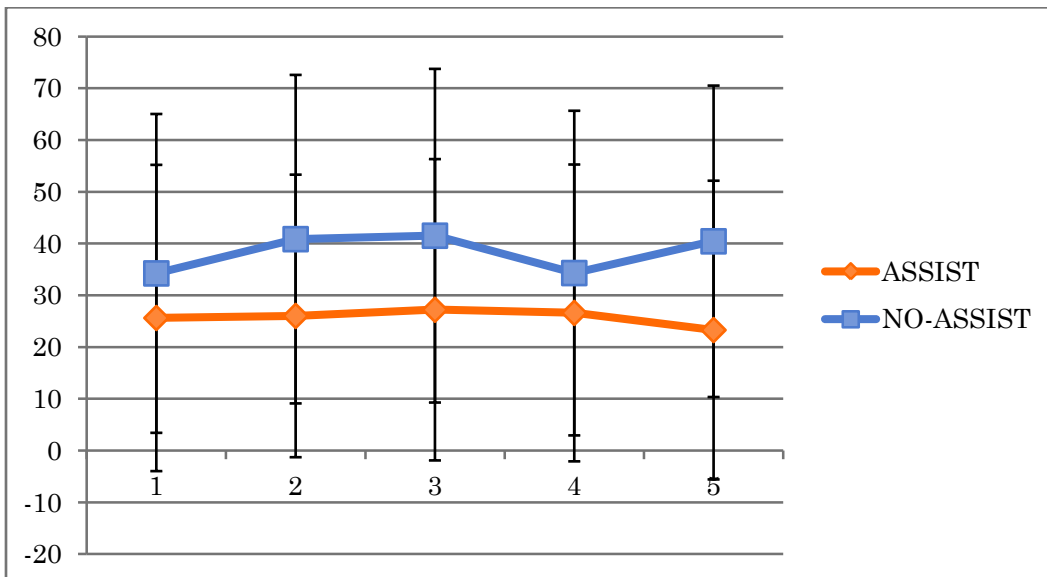
b) *Vitesse imposée 8 cm/s*

J1S1:



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S2 :



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE IMPOSEE 8 ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2moy	J2 S2 SD	delta
1	14,4681672	27,3849952	25,6372288	29,5914878	11,1690616
2	28,5689992	28,6177269	26,0340918	27,304239	-2,5349074
3	22,8770968	27,7371703	27,2269254	29,1155352	4,3498286
4	23,6983217	28,4798794	26,6129464	28,682261	2,9146247
5	20,891098	29,5390782	23,3035524	28,8636682	2,4124544

VITESSE IMPOSEE 8 NO-ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2moy	J2 S2 SD	delta
1	23,0499581	31,1671829	34,2528985	30,8081893	11,2029404
2	20,0011407	29,2926216	40,8718238	31,7421364	20,8706831
3	18,8670644	30,9318297	41,5376661	32,2391628	22,6706017
4	23,645239	33,1702653	34,3163185	31,3663342	10,6710795
5	20,2141429	30,8187638	40,4553311	30,0902232	20,2411882

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S2 moy – J1S1 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de soustractions : $p = 0,0042$

L'évolution des SAT entre J1S1 et J2S2 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse imposée 8 cm/s.

Entre la ligne de base (J1S1) et J2S2, dans le groupe ASSIST, le SAT a augmenté de **22.24%** \pm **32.45%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **83.67%** \pm **34.44%**.

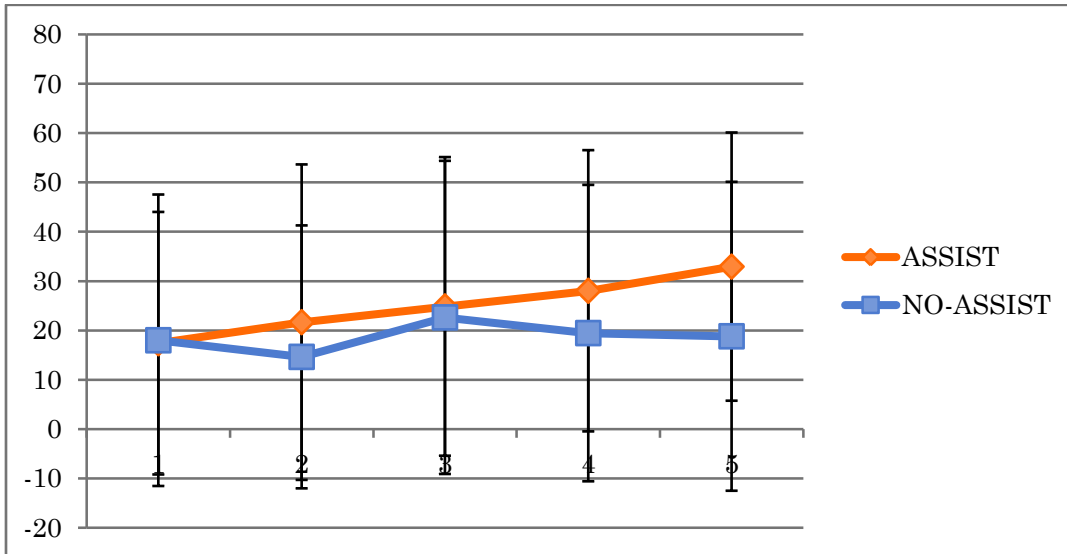
T test bilatéral pairé entre J1S1 et J2S2 : ASSIST : $p = 0.1723$

NO-ASSIST : $p = 0.0030$

Il y a une amélioration significative entre le début et la fin de l'étude chez les patients sans assistance en vitesse imposée 8 cm/s mais pas chez les patients assistés.

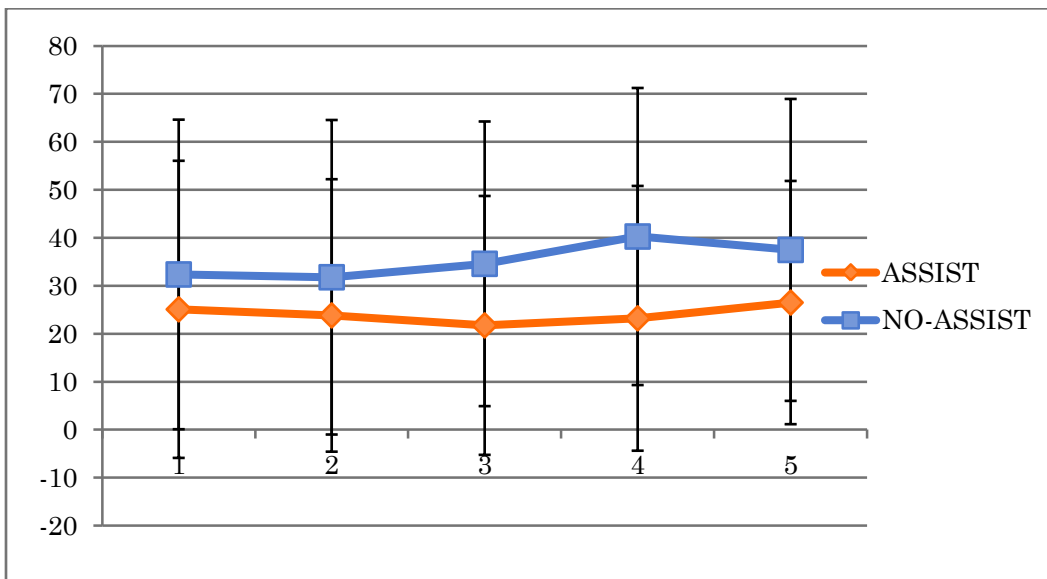
c) *Vitesse imposée 12 cm/s*

J1S1 :



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S2 :



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE IMPOSEE 12 ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2moy	J2 S2 SD	delta
1	17,3829169	26,6022008	25,0972339	30,9655457	7,714317
2	21,6464813	31,9641926	23,8285865	28,3946768	2,1821052
3	24,8416106	30,2581636	21,7515307	26,979686	-3,0900799
4	28,010752	28,49632	23,2255664	27,5925786	-4,7851856
5	32,9031583	27,1755222	26,508152	25,3492854	-6,3950063

VITESSE IMPOSEE 12 NO-ASSIST	J1 S1 moy	J1 S1 SD	J2 S2moy	J2 S2 SD	delta
1	17,9814905	29,5332446	32,3719946	32,2623719	14,3905041
2	14,612659	26,6389201	31,7851477	32,7786943	17,1724887
3	22,6130584	31,731533	34,5880152	29,6632689	11,9749568
4	19,4344836	30,0339953	40,2762286	30,9581498	20,841745
5	18,7851031	31,3011565	37,4854598	31,4652598	18,7003567

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S2 moy – J1S1 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de soustractions: $p = 0,0008$

L'évolution des SAT entre J1S1 et J2S2 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse imposée 12 cm/s.

Entre la ligne de base (J1S1) et J2S2, dans le groupe ASSIST, le SAT a augmenté de $1\% \pm 26.9\%$. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de $91.6\% \pm 25.5\%$.

T test bilatéral pairé entre J1S1 et J2S2 : ASSIST : $p = 0.7522$

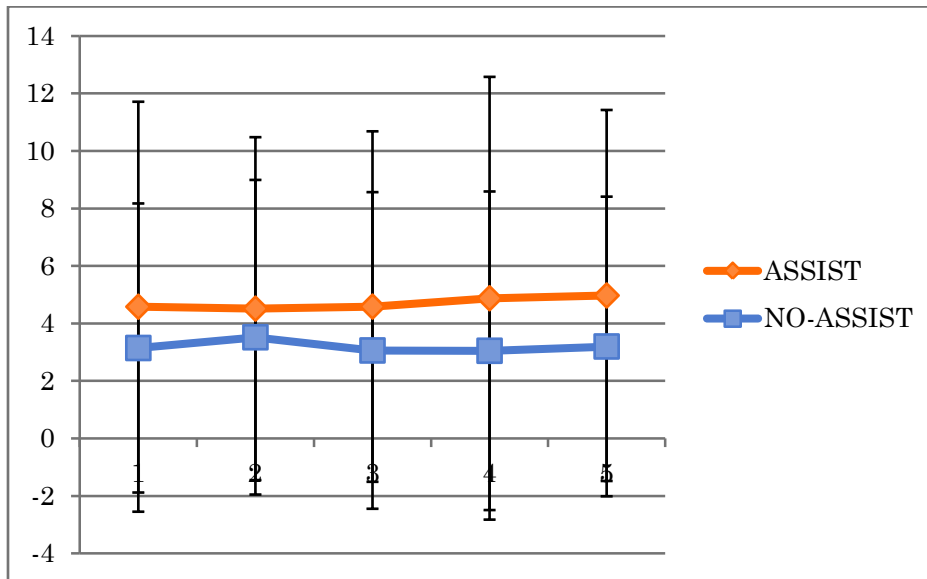
NO-ASSIST : $p = 0.0004$

Il y a une amélioration significative entre le début et la fin de l'étude chez les patients sans assistance en vitesse imposée 12 cm/s mais pas chez les patients assistés.

B. Rétention : évolution SAT J1S2-J2S1

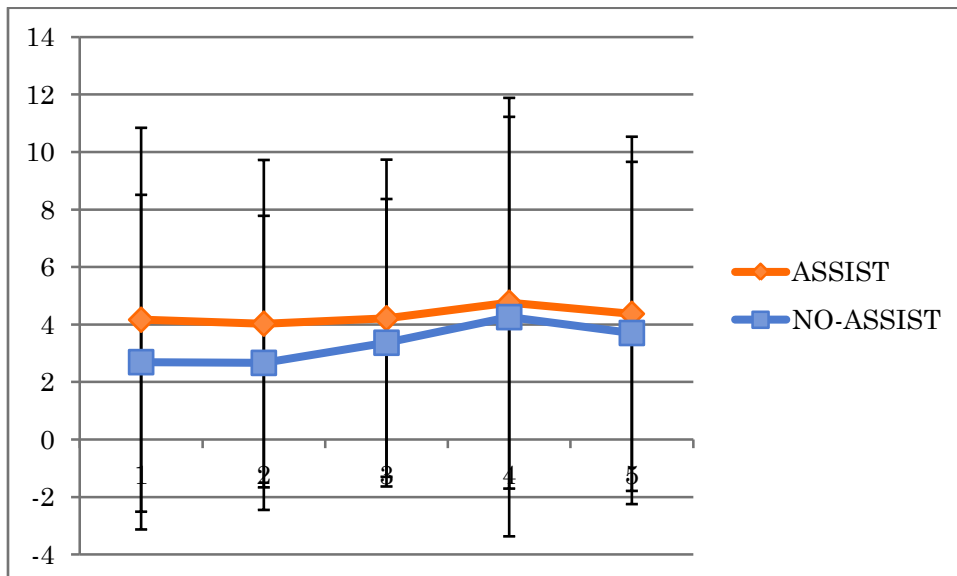
1. Vitesse libre

J1S2



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S1



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE LIBRE ASSISTANCE		J1 S2 moy	J1 S1 SD	J2 S1 moy	J2 S1 SD	delta
	1	4,5772303	7,13082268	4,16743792	6,67657189	-0,4097924
	2	4,51032636	5,96405731	4,03113131	5,69383342	-0,4791951
	3	4,58304415	6,09591886	4,22013008	5,51696634	-0,3629141
	4	4,87180245	7,70102365	4,75981129	6,46546884	-0,1119912
	5	4,96811769	6,45256204	4,37375796	6,16030757	-0,5943597

VITESSE LIBRE NO-ASSIST		J1 S2 moy	J1 S2 SD	J2 S1 moy	J2 S1 SD	delta
	1	3,14192294	5,02767221	2,69267489	5,82029775	-0,4492481
	2	3,51544838	5,47196518	2,66692035	5,11536413	-0,848528
	3	3,0562303	5,50689309	3,36753764	4,99959618	0,31130734
	4	3,04503071	5,54067481	4,25921856	7,62621111	1,21418785
	5	3,19486944	5,21152379	3,70709201	5,9527562	0,51222257

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S1 moy – J1S2 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de delta : p = **0,215**

L'évolution des SAT entre J1S2 et J2S1 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse libre.

Entre J1S2 et J2S1, dans le groupe ASSIST, le SAT a diminué de **8.4% ± 3.7%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **5.5% ± 25.4%**.

T test bilatéral pairé entre J1S2 et J2S1 : ASSIST : p = **0.004**

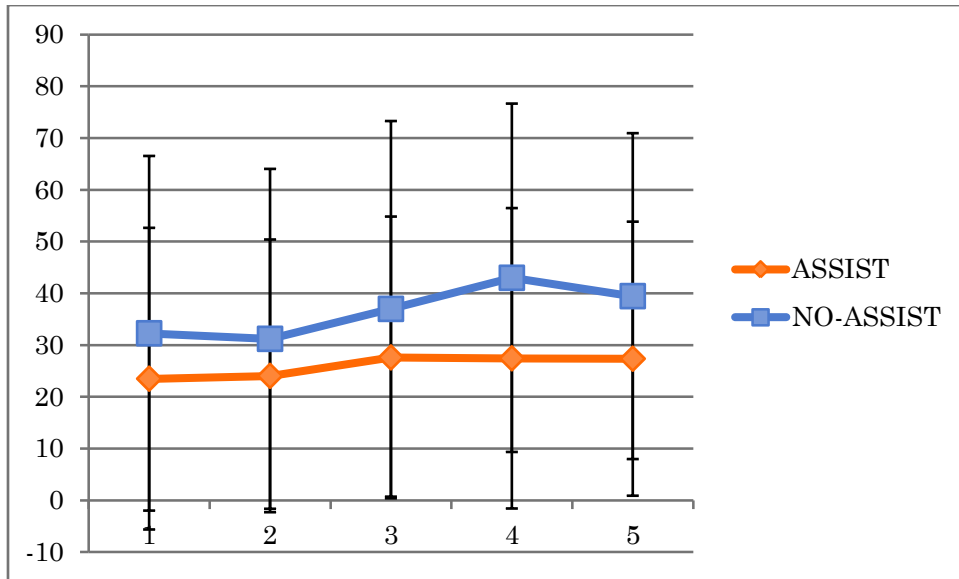
NO-ASSIST : p = **0.705**

Il n'y a d'amélioration significative dans aucun des deux groupes entre la fin du premier jour et le début du deuxième en vitesse libre. Il y a plutôt une diminution significative pour le groupe ASSIST.

2. Vitesse imposée

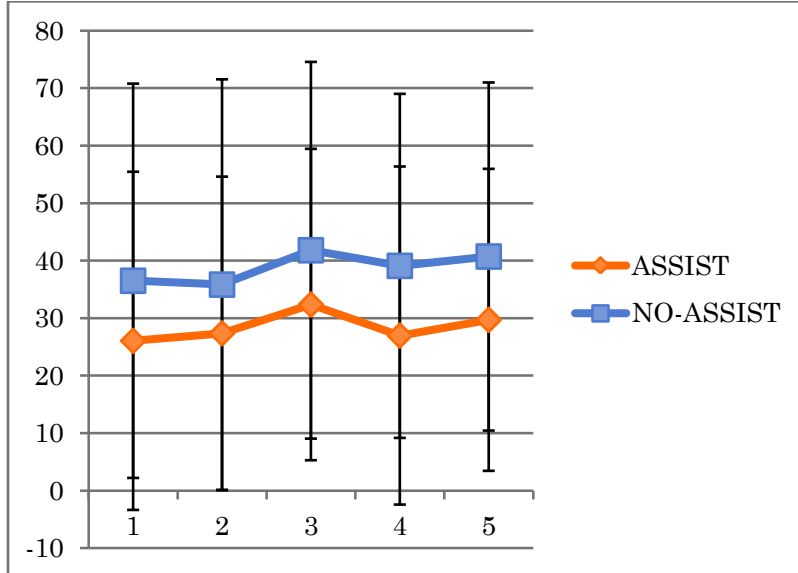
a) 4 cm/s

J1S2



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S1



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE IMPOSEE 4 ASSIST		J1 S2 moy	J1 S2 SD	J2 S1moy	J2 S1 SD	Delta
1		23,4811281	29,1444389	26,0588887	29,4095256	2,5777606
2		24,0279447	26,3481885	27,3564699	27,2642149	3,3285252
3		27,5859487	27,2204468	32,3734763	27,0784116	4,7875276
4		27,4204132	29,0270975	26,9808825	29,4006802	-0,4395307
5		27,3433302	26,4779612	29,7083469	26,2603687	2,3650167

VITESSE IMPOSEE 4 NO-ASSIST		J1 S2 moy	J1 S2 SD	J2 S1moy	J2 S1 SD	Delta
1		32,2548667	34,2676777	36,5051922	34,2873381	4,2503255
2		31,1796021	32,8404411	35,8385802	35,7092734	4,6589781
3		36,9728758	36,2952441	41,8156795	32,7613799	4,8428037
4		42,9780481	33,6617413	39,099132	29,9191192	-3,8789161
5		39,4370187	31,4890241	40,7245597	30,2716232	1,287541

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S1 moy – J1S2 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de delta : p = **0,881**

L'évolution des SAT entre J1S2 et J2S1 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse imposée 4cm/s.

Entre J1S2 et J2S1, dans le groupe ASSIST, le SAT a augmenté de **9.8% ± 7.2%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **7.1%± 10.1%**.

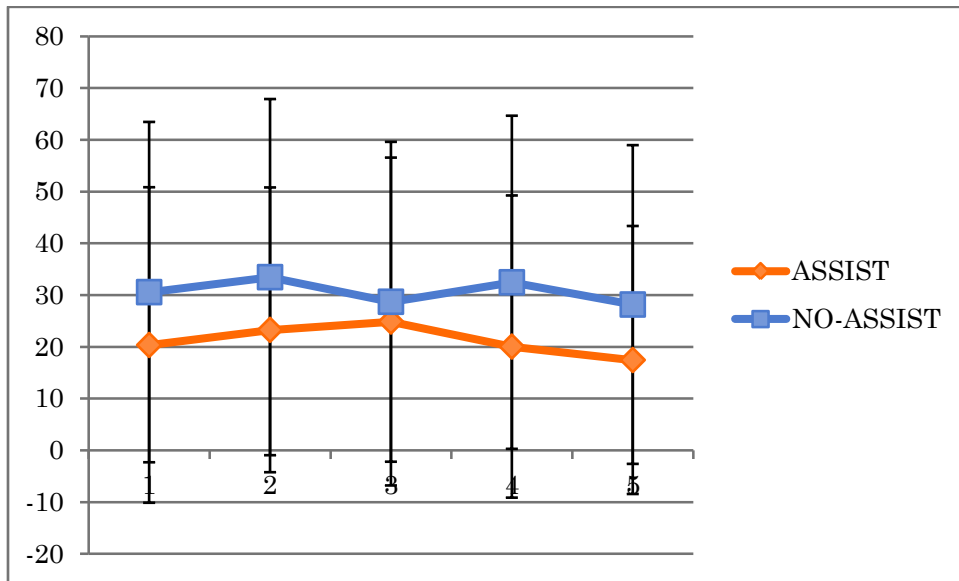
T test bilatéral pairé entre J1S2 et J2S1 : ASSIST : p = **0.0417**

NO-ASSIST : p = **0.2496**

Il y a une amélioration significative entre la fin du premier jour et le début du deuxième chez les patients ASSIST mais pas chez les patients NO-ASSIST en vitesse imposée 4 cm/s.

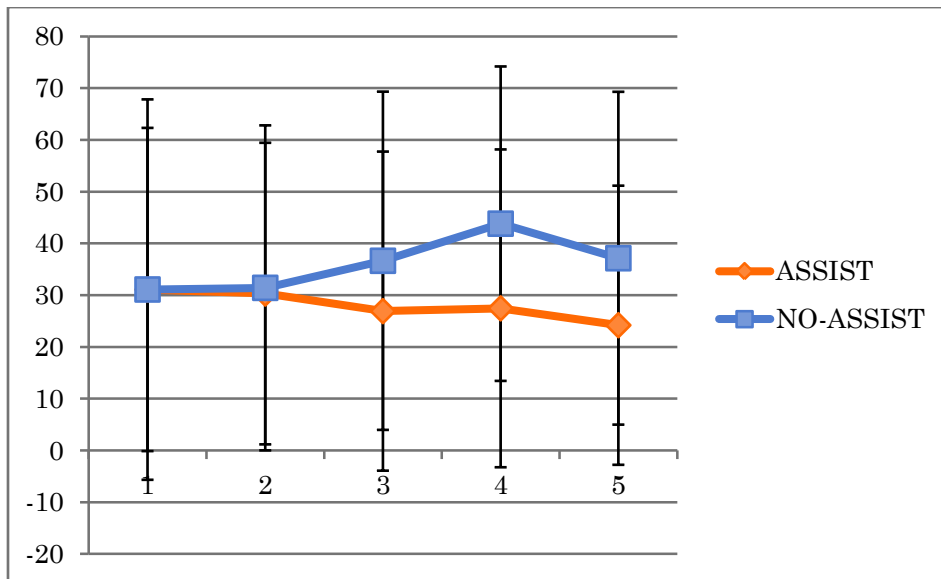
b) 8 cm/s

J1S2



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S1



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE IMPOSEE 8 ASSIST	J1S2 moy	J1S2 SD	J2S1 moy	J2S1 SD	delta
1	20,3313196	30,4854619	31,0843691	36,7569963	10,7530495
2	23,2565415	27,5173972	30,3121524	29,1389038	7,0556109
3	24,8623706	31,6804686	26,9188639	30,8327584	2,0564933
4	20,0284226	29,1976711	27,4589427	30,7113844	7,4305201
5	17,429402	25,8946569	24,1944473	26,9696224	6,7650453

VITESSE IMPOSEE 8 NO-ASSIST	J1 S2 moy	J1 S2 SD	J2 S1moy	J2 S1 SD	delta
1	30,5508191	32,8839959	31,1015755	31,2282559	0,5507564
2	33,4432113	34,413297	31,4167909	31,4038888	-2,0264204
3	28,6826013	30,9091611	36,6523576	32,683923	7,9697563
4	32,4490858	32,190021	43,8194974	30,3816776	11,3704116
5	28,1542704	30,7970633	37,1462271	32,1591985	8,9919567

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S1 moy – J1S2 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de delta : p = **0,641**

L'évolution des SAT entre J1S2 et J2S1 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse imposée 8 cm/s.

Entre J1S2 et J2S1, dans le groupe ASSIST, le SAT a augmenté de **32.1% ± 17%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **18.1%± 18.9%**.

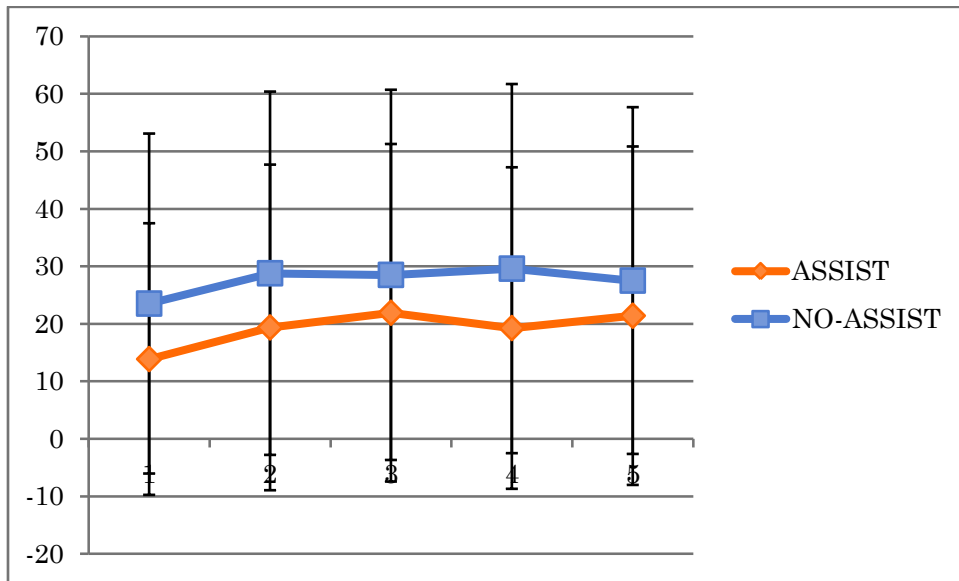
T test bilatéral pairé entre J1S2 et J2S1 : ASSIST : p = **0.0080**

NO-ASSIST : p = **0.1064**

Il y a une amélioration significative entre la fin du premier jour et le début du deuxième chez les patients ASSIST mais pas chez les patients NO-ASSIST en vitesse imposée 8 cm/s.

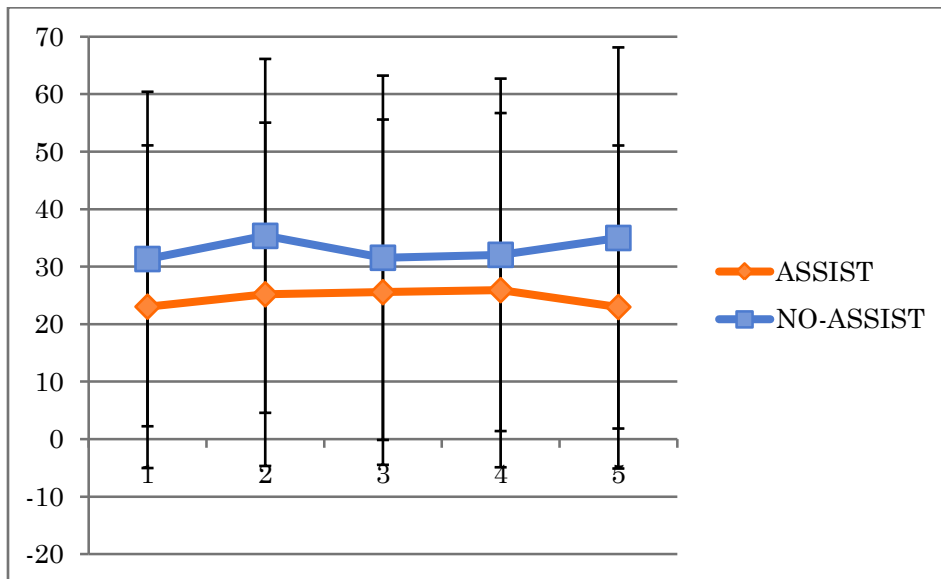
c) 12 cm/s

J1S2



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

J2S1



Axe Y : SAT moyen (unités arbitraires); Axe X : numéro de l'essai.

VITESSE IMPOSEE 12 ASSIST	J1 S2 moy	J1 S2 SD	J2 S1moy	J2 S1 SD	delta
1	13,8473319	23,6210796	23,0400452	28,0595431	9,1927133
2	19,353413	28,3156325	25,1969982	29,8564275	5,8435852
3	21,9039615	29,3491442	25,5666556	30,0269609	3,6626941
4	19,2432567	27,9629536	25,9174744	30,8049153	6,6742177
5	21,3912009	29,4332621	22,9872847	28,091864	1,5960838

VITESSE IMPOSEE 12 NO-ASSIST	J1 S2 moy	J1 S2 SD	J2 S1moy	J2 S1 SD	delta
1	23,5043816	29,5662098	31,3329755	29,0897026	7,8285939
2	28,7754316	31,5920668	35,3579763	30,7750385	6,5825447
3	28,4905461	32,1950366	31,5513512	31,6850936	3,0608051
4	29,5814544	32,1035661	32,0604552	30,6481938	2,4790008
5	27,5035096	30,1522326	34,9941283	33,1453807	7,4906187

Moy = SAT moyen (unités arbitraires); SD = écart type

Delta = J2S1 moy – J1S2 moy

T test bilatéral non pairé entre les deux séries de delta : p = **0.958**

L'évolution des SAT entre J1S2 et J2S1 n'est pas significativement différente d'un groupe à l'autre en vitesse imposée 12 cm/s.

Entre J1S2 et J2S1, dans le groupe ASSIST, le SAT a augmenté de **31.1% ± 22.5%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **20.5% ± 10.7%**.

T test bilatéral pairé entre J1S2 et J2S1 : ASSIST : p = **0.0142**

NO-ASSIST : p = **0.0084**

Il y a une amélioration significative entre la fin du premier jour et le début du deuxième chez les patients des deux groupes en vitesse imposée 12 cm/s.

C. BBT

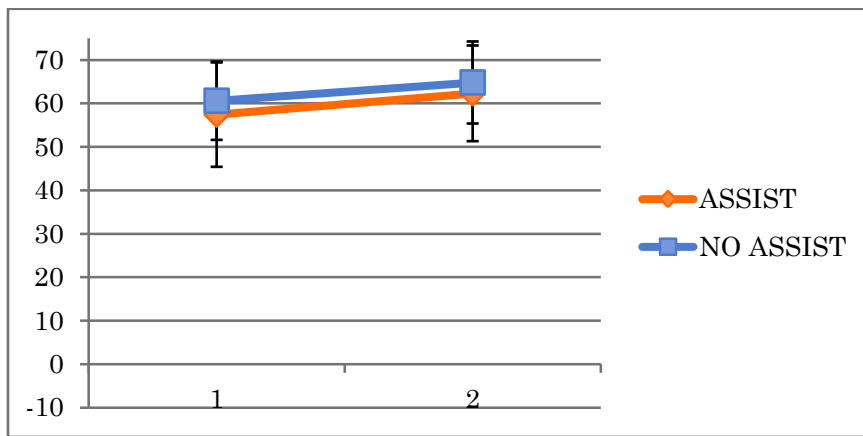
1. Main non parétique

	J1S1 moy	J1S1 SD	J2S2	J2S2 SD	delta
ASSIST	57,4	12.0	62,3	11.0	4,9
NO-ASSIST	60,6	9.0	64,8	4.0	4,2

J1S1 moy = moyenne du nombre de blocs transférés au J1 avant le premier test

J2S2 moy = moyenne du nombre de blocs transférés au J2 après le dernier test

SD = déviation standard ; Delta = J2S2 moy - J1S1 moy



Axe Y : nombre de blocs transférés

Axe X : 1= J1 avant le premier test; 2= J2 après le dernier test

Entre J1S et J2S1, dans le groupe ASSIST, le nombre de blocs transférés avec la main non parétique a augmenté de **8.5%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il augmente de **6.9%**.

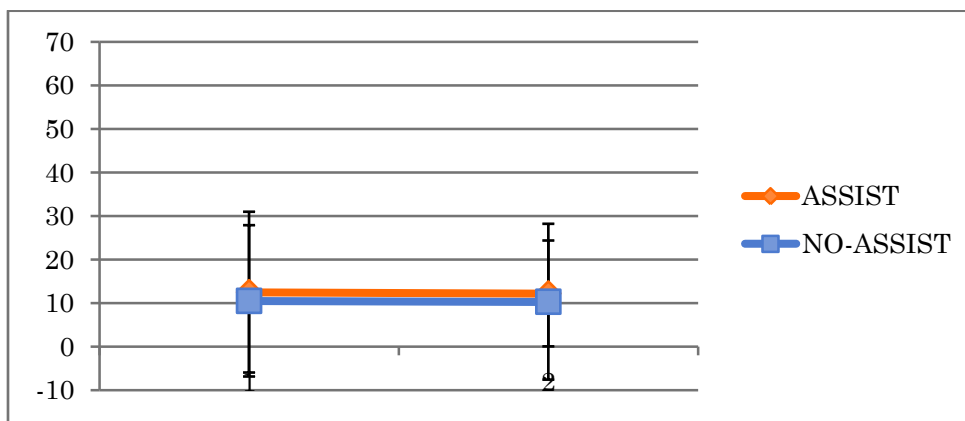
2. Main parétique

	J1S1 moy	J1S1 SD	J2S2 moy	J2S2 SD	delta
ASSIST	12,5	18.5	12,2	12.2	-0,3
NO-ASSIST	10,5	17.4	10,3	17.9	-0,2

J1S1 moy= moyenne du nombre de blocs transférés au J1 avant le premier test

J2S2 moy= moyenne du nombre de blocs transférés au J2 après le dernier test

SD= déviation standard ; Delta = J2S2 moy- J1S1 moy



Axe Y : nombre de blocs transférés

Axe X : 1= J1 avant le premier test; 2= J2 après le dernier test

Entre J1S et J2S1, dans le groupe ASSIST, le nombre de blocs transférés avec la main parétique a diminué de **2.4%**. Dans le groupe NO-ASSIST, il diminue de **1.9%**.

V. DISCUSSION

A. Interprétation des résultats

1. *Apprentissage total*

Il s'agit donc de savoir si les groupes ont bénéficié de l'exercice, c'est-à-dire amélioré leur indice SAT, et de savoir si le groupe ASSIST a un meilleur bénéfice que le groupe NO-ASSIST.

Les résultats montrent que l'évolution du SAT du groupe ASSIST n'est pas significativement meilleure que l'évolution du SAT du groupe NO-ASSIST pour les tâches en vitesse libre et en vitesse imposée à 4 cm/s, puisque les delta J2S2-J1S1 des deux groupes ne sont pas significativement différents. Par contre, pour les tâches en vitesse imposée à 8 et 12 cm/s, le groupe NO-ASSIST affiche un SAT significativement plus important que le groupe ASSIST !

Si l'on compare le premier test et le dernier test au sein de chaque groupe, on remarque qu'il y a une amélioration significative de la SAT en vitesse libre dans le groupe ASSIST et dans le groupe NO-ASSIST ; il y a donc un bénéfice net à effectuer cette tâche bimanuelle dans les deux groupes. Par contre, en vitesse imposée, le groupe ASSIST n'a pas amélioré significativement son SAT à la fin du deuxième jour d'exercice par rapport au premier jour. Donc, non seulement ce groupe n'a pas mieux fait que l'autre groupe, mais il n'a pas eu de bénéfice du tout dans le contexte de la vitesse imposée (absence de généralisation).

Le BBT ne montre d'amélioration significative de l'activité unimanuelle dans aucun des deux groupes, il n'y a donc pas eu de transfert (de généralisation) à partir de l'entraînement robotique bimanuelle vers une tâche « écologique » unimanuelle.

2. *Rétention*

Pour ce qui est de la rétention entre le dernier test du J1 et le premier du J2, on observe qu'aucun des deux groupes n'augmente son SAT de façon significative en vitesse libre. Il n'y a pas non plus d'évidence que le groupe ASSIST l'augmente significativement plus que le groupe NO-ASSIST.

En vitesse imposée, de nouveau, les résultats sont un peu différents : le groupe ASSIST a augmenté son SAT significativement dans toutes les vitesses imposées. Cependant, le groupe NO-ASSIST, lui, n'a pas un SAT significativement meilleur en J2S1 qu'en J1S2 en vitesse 4 et 8 cm/s, alors qu'en 12 cm/s il montre une amélioration. Pourtant, dans aucune vitesse il n'y a de différence significative entre l'évolution (les delta) des deux groupes.

B. Hypothèses explicatives

Ces résultats ne permettent donc pas d'affirmer que l'assistance du REA²plan améliore de façon significative la coordination des deux membres supérieurs. Plusieurs hypothèses peuvent être avancées pour expliquer ceci.

Le premier point à discuter est la durée de l'étude. Chaque patient ne venait que deux fois 45 minutes, et l'entraînement avec l'assistance en tant que tel ne durait que deux fois 15 minutes, ce qui est très court pour pouvoir voir une amélioration de la motricité et de la coordination chez des personnes qui ont des problèmes de motricité depuis plusieurs années (ou minimum 6 mois).

Ensuite, on pourrait penser qu'il y avait un biais dans la répartition des patients dans les deux groupes puisque 3 patients ont été assignés au groupe ASSIST du fait de leur capacité motrice très limitée (ils n'auraient pas pu accomplir la tâche bimanuelle sans assistance). Deux d'entre eux ont cependant été exclus, et les scores NIHSS et mRS des patients inclus n'étaient pas significativement différents d'un groupe à l'autre. Les scores ABILHAND étaient légèrement plus sévères dans le groupe ASSIST mais pas de façon significative non plus.

Subjectivement, le caractère des patients jouait beaucoup, en particulier leur combativité. Certains patients se laissaient vite abattre face à la difficulté et se seraient probablement découragés rapidement s'ils n'avaient pas eu l'aide du robot pour les remettre en confiance. D'autres patients voulaient se voir progresser et avaient besoin de le faire seul, de recommencer encore et encore jusqu'à avoir la satisfaction de faire le mouvement par eux-mêmes. Il est en effet difficile de randomiser selon le caractère des patients pour que les personnalités combatives se retrouvent de façon équitable dans les deux groupes...

Comment expliquer maintenant la différence entre les résultats en vitesse libre et en vitesse imposée ? Le véritable outcome ici était la performance lors des tests en vitesse libre. Les exercices en vitesse imposée, eux, rajoutaient une contrainte, un facteur supplémentaire. Ils permettaient de voir si le sujet pouvait s'adapter, et étaient ainsi une illustration de la capacité de généralisation.

C. Limitations de l'étude

La tâche effectuée était difficile, même pour une personne sans déficit moteur. Elle était alors très ardue pour un patient hémiparétique. Certains patients avaient une capacité motrice du

membre supérieur presque nulle, ce qui rendait la tâche presque impossible pour eux. De plus, la position de ces patients n'était pas optimale : malgré l'orthèse, il est difficile de placer une main presque paralysée et très spastique sur une manette. Ceci compliquait encore plus le mouvement et rajoutait parfois de la douleur. Il aurait peut-être mieux valu exclure ce type de patient et n'inclure que des personnes avec une capacité motrice minimale. On pourrait songer à créer une tâche plus facile, mais ce n'est probablement pas la bonne solution : si le patient arrive directement à accomplir le mouvement, il y a moins de place pour la progression... Il faut dès lors garder une tâche stimulante. Par contre, on pourrait envisager de diminuer la sensibilité de l'erreur. En effet, l'angle maximum était de 30°, ce qui veut dire qu'avec une erreur de 30° le plateau était déjà rouge. Il pourrait être préférable d'augmenter la marge d'erreur, de passer à un angle maximal plus grand, pour que les patients soient dans le rouge moins rapidement et aient plus le temps de se rattraper.

Une autre limitation est, comme dit ci-dessus, la durée de l'étude et le nombre limité de patients. Ceci s'explique par l'importance de commencer par une étude à petite échelle tant au niveau du temps que du nombre de patients pour voir si une étude à grande échelle peut être envisagée, pour évaluer si faire travailler des centaines de patients pendant 10 jours a un sens.

Il paraît nécessaire de préciser que des tests statistiques plus précis et plus poussés sont en cours de réalisation. Ceux-ci concluent pour l'instant à une amélioration significative entre J1S1 et J2S1 chez les patients ASSIST par rapport aux patients NO-ASSIST en vitesse libre. Ce résultat montre bien l'importance de faire des analyses plus poussées que des t-tests dans ce contexte, car ces analyses prennent en compte l'individualité et non juste les moyennes. La limitation principale de ce travail est en effet qu'il tient compte des moyennes seulement alors qu'il y a une variabilité énorme entre les différents patients, et même d'un instant à un autre pour un même patient.

VI. CONCLUSION

Ce travail avait donc pour but d'évaluer l'amélioration de la coordination bimanuelle chez des patients hémiparétiques post-AVC chronique suite à un entraînement avec l'assistance du robot REA²plan (avec la tâche « lift-the-tray » en particulier), comparativement à un apprentissage sans assistance robotique. Il n'aboutit pas à des résultats significatifs et ne permet donc pas de démontrer que l'assistance par le REA²plan augmente significativement l'indice SAT des patients, et donc leur coordination bimanuelle, par rapport à un entraînement par simple mouvement répétitif. La tâche évaluée étant particulièrement difficile, elle nécessite peut-être une étude plus longue ou à plus grande échelle. Des analyses statistiques plus poussées, considérant plutôt des valeurs individuelles que des moyennes, devront être prises en compte. Retenons cependant surtout que les patients des deux groupes ont amélioré leur indice SAT entre le début et la fin de l'étude.

VII. SOURCES

1. Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review. *Lancet Neural*. 2009; 8:741-754
2. Sale P, Franceschini M, Mazzoleni S, Palma E, Agosti M, Posteraro F. Effects of upper limb robot-assisted therapy on motor recovery in subacute stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014 Jun 19;11:104.
3. Alia C, Spalletti C, Lai S, Panarese A, Lamola G, Bertolucci F, Vallone F, Di Garbo A, Chisari C, Micera S, Caleo M. Neuroplastic Changes Following Brain Ischemia and their Contribution to Stroke Recovery: Novel Approaches in Neurorehabilitation. *Frontiers in cellular neuroscience*. 2016;11: 76.
4. Krakauer JW, Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current Opinion In Neurology*. 2006;19:84-90
5. Lefebvre S, Dricot L, Laloux P, Gradkowski W, Desfontaines P, Evrard F, Peeters A, Jamart J, Vandermeeren Y. Neural substrates underlying stimulation enhanced motor skill learning after stroke. *Brain*. 2015 Jan; 138(1): 149–163.
6. Dayan E, Cohen LG. Neuroplasticity subserving motor skill learning, *Neuron review*. 2011 Nov 3; 72(3): 443–454.
7. Allred RP, Kim S.Y, Jones TA. Use it and/or lose it- experience effects on brain remodeling across time after stroke. *Frontiers In Human Neuroscience*. 2014; 8: 379.
8. Krakauer JW, Carmichael ST, Corbett D, Wittenberg GF. Getting neurorehabilitation right: what can we learn from animal models?. *Neurorehabil Neural Repair*. 2012 Oct; 26(8): 923–931.
9. Vandermeeren Y, Bastings E, Good D, Rouiller E, Olivier E, Plasticité des aires motrices corticales: progrès récents et perspectives thérapeutiques. *Revue neurologique*. 2003 ; 159 : 3, 259-275
10. Lefebvre S, Laloux P, Peeters A, Desfontaines P, Jamart J, Vandermeeren Y. Dual t-DCS enhances online motor skill learning and long-term retention in chronic stroke patients. *Frontiers In Human Neuroscience*. 2012; 6: 343.
11. Brackenridge J, Bradnam LV, Lennon S, Costi JJ, Hobbs DA. Review of Rehabilitation Devices to Promote Upper Limb Function Following Stroke. *Neuroscience and Biomedical Engineering*. 2016; 4:25-42.
12. Kantak SS, Jax S, Wittenberg G. Bimanual coordination: a missing piece of arm rehabilitation after stroke. *Restorative neurology and neuroscience*. 2017;35(4):347-364.
13. Rodgers H, Shaw L, Bosomworth H, Aird L, Alvarado N, Andole S, Cohen DL, Dawson J, Eyre J, Finch T, Ford GA, Hislop J, Hogg S, Howel D, Hughes N, Krebs HI, Price C, Rochester L, Stamp E, Ternent L, Turner D, Vale L, Warburton E, van Wijck F, Wilkes S. Robot Assisted Training for the Upper Limb after Stroke (RATULS): study protocol for a randomised controlled trial. *Trials*. 2017 Jul 20;18(1):340.
14. Vandermeeren Y, Lefebvre S. Combining motor learning and brain stimulation to enhance post-stroke neurorehabilitation. *Neural Regeneration Research*. 2015; 10(8): 1218–1220.
15. Nudo RJ. Recovery after brain injury: mechanisms and principles. *Frontiers In Human Neuroscience*. 2013; 7: 887.
16. Zeiler SR, Krakauer JW. The interaction between training and plasticity in post-stroke brain. *Current Opinion In Neurology*. 2013 Dec; 26(6): 609–616.
17. Dietz V, Schrafl-Altermatt M. Control of functional movements in healthy and post-stroke subjects: role of neural interlimb coupling. *Clinical neurophysiology*. 2016 May;127(5):2286-2293
18. Lokk J, Salman Roghani R, Delbari A. Effect of methylphenidate and/or levodopa coupled with physiotherapy on functional and motor recovery after stroke: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial. *Acta neurologica Scandinavia*. 2011

19. Kang N, Summers JJ, Cauraugh JH. Transcranial direct current stimulation facilitates motor learning post-stroke: a systematic review and meta-analysis. *Neuro Neurosurg Psychiatry*. 2015;0:1-11
20. Chang WH, Kim YH. Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation. *Journal of Stroke*. 2013 Sep;15(3):174-81.
21. Pignolo L. Robotics in neuro-rehabilitation. *Journal of rehabilitation medicine*. 2009 Nov;41(12):955-60
22. Kwakkel G, Kollen BJ, Krebs HI. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2008 Mar-Apr;22(2):111-21.
23. Poli P, Morone G, Rosati G, Masiero S. Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy. *BioMed Research International*. 2013:153872
24. VanDelden AEQ, Peper CE, Kwakkel G, Beek PJ. A Systematic Review of Bilateral Upper Limb Training Devices for Poststroke Rehabilitation. *Stroke Research and Treatment*. 2012;2012:972069
25. Finley MA, Fasoli SE, Dipietro L, Ohlhoff J, MacClellan L, Meister C, Whitall J, Macko R, Bever CT Jr, Krebs HI, Hogan N. Short-duration robotic therapy in stroke patients with severe upper-limb motor impairment. *Journal of rehabilitation research and development*. 2005 Sep-Oct;42(5):683-92.
26. Finley MA, Fasoli FE, Dipietro L, Ohlhoff J, MacClellan L, Meister C, Whitall J, Macko R, Bever Jr. CT, Krebs HI, Hogan N. Short-duration robotic therapy in stroke patients with severe upper-limb motor impairment. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2005; 42:683-692
27. Duret C, Gracies JM. La rééducation du membre supérieur assistée par robot contribue-t-elle à améliorer le pronostic de l'hémiplégie vasculaire ? *Revue neurologique*. 2014 Nov;170(11):671-9.
28. Prange GB, Jannink MJ, Groothuis-Oudshoorn CG, Hermens HJ, Ijzerman MJ. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal of rehabilitation research and development*. 2006 Mar-Apr;43(2):171-84.
29. Dimkic Tomic TJ, Savic AM, Vidakovic AS, Rodic SZ, Isakovic MS, Rodríguez-de-Pablo C, Keller T, Konstantinovic LM. ArmAssist Robotic System versus Matched Conventional Therapy for Poststroke Upper Limb Rehabilitation: A Randomized Clinical Trial. *BioMed research international*. 2017;2017:7659893
30. Mazzoleni S, Duret C, Grosmaire AG, Battini E. Combining Upper Limb Robotic Rehabilitation with Other Therapeutic Approaches after Stroke: Current Status, Rationale, and Challenges. *Biomed Research International*. 2017;2017:8905637.
31. Swinnen SP, Wenderoth N. Two hands, one brain: cognitive neuroscience of bimanual skills. *Trends in cognitive science*. 2004 Jan;8(1):18-25.
32. Dietz V, Macaуда G, Schrafl-Altermatt M, Wirz1 M, Kloter E, Michels L. Neural Coupling of Cooperative Hand Movements: A Reflex and fMRI Study. *Cerebral Cortex*. April 2015;25:948–958
33. Kantak S, McGrath R, Zahedi N. Goal conceptualization and symmetry of arm movements affect bimanual coordination in individuals after stroke. *Neuroscience letters*. 2016 Jul 28;626:86-93
34. Kantak SS, Zahedi N, McGrath RL. Task-dependent bimanual coordination after stroke: relationship with sensorimotor impairments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2016 May;97(5):798-806.
35. Sleimen-Malkoun R, Temprado JJ, Thefenne L, Berton E. Bimanual training in stroke: how do coupling and symmetry-breaking matter? *BMC neurology*. 2011 Jan 25;11:11
36. Gooijers J, Swinnen SP. Interactions between brain structure and behavior: The corpus callosum and bimanual coordination. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2014 Jun;43:1-19

37. Shirota C, Jansa J, Diaz J, Balasubramanian S, Mazzoleni S, Borghese NA, Melendez-Calderon A. On the assessment of coordination between upper extremities: towards a common language between rehabilitation engineers, clinicians and neuroscientists. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2016 Sep 8; 13(1):80.
38. Hsieh YW, Wu CY, Wang WE, Lin KC, Chang KC, Chen CC, Liu CT. Bilateral robotic priming before task-oriented approach in subacute stroke rehabilitation: A pilot randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2017 Feb;31(2):225-233.
39. Gilliaux M, Lejeune T, Detrembleur C, Sapin J, Dehez B, Selves C, Stoquart G. Using the robotic device REAplan as a valid, reliable, and sensitive tool to quantify upper limb impairments in stroke patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2014; 46: 117-125
40. Gilliaux M, Lejeune T, Detrembleur C, Sapin J, Dehez B, Stoquart G. A robotic device as a sensitive quantitative tool to assess upper limb impairments in stroke patients: a preliminary prospective cohort study. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2012; 44 : 210-217
41. Ekstrand E, Lindgren I, Lexell J, Brogardh C, Test-retest reliability of ABILHAND questionnaire in persons with chronic stroke. *PM R*. 2014 Apr;6(4):324-31
42. Chanubol R, Wongphaet P, Ot NC, Chira-Adisai W, Kuptniratsaikul P, Jitpraphai C. Correlation between the action research arm test and the box and block test of upper extremity function in stroke patients. *Journal of the Medical Association of Thailand*, 2012 Apr;95(4):590-7.
43. Lin KC, Chuang LL, Wu CY, Hsieh YW, Chang WY. Responsiveness and validity of three dexterous function measures in stroke rehabilitation. *Journal of rehabilitation research and development*. 2010;47(6):563-71.

VIII. RESUME FRANCAIS

Introduction: L'AVC est une pathologie courante qui est une grande cause de décès et d'invalidité. L'atteinte motrice du membre supérieur est fréquente. La coordination entre les deux membres est également perturbée, non seulement parce que le membre parétique ne peut plus jouer son rôle mais aussi par atteinte du couplage inter-membres. De nombreuses techniques thérapeutiques existent et de nombreuses autres sont en train d'être étudiées. Nous nous intéresserons ici à l'approche robotique et plus particulièrement sur son rôle dans l'amélioration de la coordination des membres supérieurs après un AVC.

Hypothèse: L'assistance robotique par le REA²plan permet d'améliorer la coordination bimanuelle chez les patients hémiparétiques ayant eu un AVC il y a plus de 6 mois, comparativement à un apprentissage sans assistance robotique.

Matériel et méthode : Le REA²plan est un robot de type « end-effector » constitué d'un écran et de deux manettes, et qui enregistre la vitesse et la précision du mouvement, ainsi que la balance entre les deux : le SAT (speed-accuracy trade-off). La tâche effectuée sur le robot s'appelle « lift-the-tray » et consiste à tracer un cercle avec chaque manette. Les deux mains tournent en sens opposé et démarrent avec un décalage de 90° qui doit rester constant. Pendant l'entraînement, les patients étaient séparés en 2 groupes : ceux qui recevaient l'assistance du robot et ceux qui ne la recevaient pas. Les mesures principales étaient 1) l'évolution du SAT entre le début et la fin des deux jours de l'étude, et 2) l'évolution du SAT entre la fin du premier jour et le début du deuxième (rétention). Des exercices avec vitesse imposée étaient présents dans le protocole pour illustrer la généralisation.

Résultats : 1) Amélioration du SAT entre le début de J1 et la fin de J2 pour les deux groupes. Pas d'amélioration significativement meilleure pour le groupe assisté. Pas de généralisation : pas d'amélioration en vitesse imposée. 3) Pas d'amélioration du SAT entre la fin de J1 et le début de J2. Pas de différence significative entre les deux groupes.

Discussion : Des analyses plus poussées et plus individuelles doivent être prises en compte. La tâche étant particulièrement difficile, il serait peut-être judicieux d'augmenter la marge d'erreur et/ou d'exiger une capacité motrice minimale pour l'inclusion des patients.

Conclusion : Ce travail ne permet donc pas de démontrer que l'assistance par le REA²plan augmente significativement l'indice SAT des patients, et donc leur coordination bimanuelle, par rapport à un entraînement par simple mouvement répétitif. Retenons cependant surtout que les patients des deux groupes ont amélioré leur indice SAT entre le début et la fin de l'étude.

IX. ENGLISH SUMMARY

Introduction: Strokes are frequent and many patients lose life or abilities because of them. The upper limb motor skills are frequently compromised. Coordination between the two limbs is also often disrupted, not only because the paretic limb can no longer play its role but also because the interlimb coupling is out of sorte. Many therapeutic techniques exist and many others are being studied. This paper focuses on the robotic approach and its role in the coordination of the upper limbs after a stroke.

Hypothesis: The robotic assistance of REA²plan allows hemiparetic stroke patients to improve their bimanual coordination in comparison with patients who weren't assisted.

Equipment and method : REA²plan is an « end-effector » robot that is made up one screen and two levers and that registers movement speed and acuracy, and the speed-acuracy trade-off (SAT). The task is called « lift-the-tray » and consists in making a circle with each lever. The right hand draws a circle in one direction, the left one in the other, and there constantly has to be a 90° angle between them. During practice, patients were separated in two groups : those who were assisted by the robot and those who weren't. Primary outcomes were: 1) SAT evolution from the beginning of day one and the end of day two, and 2) SAT evolution between the end of day one and the beginning of day two (retention). Exercices with forced speed were there to illustrate generalization.

Résultats : 1) Improvement of the SAT between the beginning of day 1 and the end of day 2. The assisted group didn't show a significantly better evolution than the other group. No generalisation : no improvement in forced speeds. 3) No significant improvement of SAT between the end of day 1 and the beginning of day 2, and no significant difference between the two groups.

Discussion : More advanced and more individual-oriented analysis should be considered. The task being challenging, it would be judicious to increase the margin of error and/or to demand minimum motor skills to include patients.

Conclusion : This paper doesn't allow us to assert that the robot assistance improves significantly the patients SAT, and so their bimanual coordination, in comparison with patients who weren't assisted. However let's remember that both groups showed an improvement of their SAT between the beginning of day 1 and the end of day 2.