

THÈSE POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER

En Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

École doctorale ED 463 Sciences du Mouvement Humain

Unité de recherche EA 2991 EUROMOV

La restauration de la complexité de la marche pour la prévention de la chute chez les personnes âgées: l'appariement des complexités

Présentée par **Samar EZZINA**
Le 25 Novembre 2020

Sous la direction de **Didier DELIGNIERES** et **Hubert BLAIN**

Devant le jury composé de

M. Laurent ARSAC, Professeur, Université de Bordeaux

Mme. Martine DUCLOS, Professeur des Universités Praticien Hospitalier, Université Clermont-Auvergne

M. Jean-Jacques TEMPRADO, Professeur des Universités, Aix-Marseille Université

Mme. Emilie SIMONEAU, Professeur des Universités, Université Polytechnique Hauts-de-France

M. Philippe NICOLINO, Directeur Technique National, UNSLL

M. Hubert BLAIN, Professeur des Universités Praticien Hospitalier, Université de Montpellier

M. Didier DELIGNIERES, Professeur des Universités, Université de Montpellier

Rapporteur

Rapporteuse

Examinateur

Examinatrice

Invité

Co-directeur de thèse

Directeur de thèse



UNIVERSITÉ
DE MONTPELLIER

« Ils ont pensé que la balle qui m'a touchée me pousserait à me taire, mais ils ont eu tort. Au lieu du silence, une clameur s'est élevée. Ils ont pensé changer mes objectifs et mes ambitions, mais une seule chose a changé: la faiblesse, la peur et le désespoir ont disparu, le courage et le pouvoir sont nés. »

Malala Yousafzai

Dédicaces

À ma famille :

Mes parents, mon mari et mes sœurs

Remerciements

- Roume, C., Almurad, Z. M. H., Scotti, M., Ezzina, S., Blain, H., & Delignières, D. (2018). Windowed detrended cross-correlation analysis of synchronization processes. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 503, 1131-1150.
<https://doi.org/10.1016/j.physa.2018.08.074>
- Roume, C., Ezzina, S., Blain, H., & Delignieres, D. (2019). Biases in the simulation and analysis of fractal processes. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2019.
<https://doi.org/10.1155/2019/4025305>
- Samar Ezzina, Maxime Scotti, Clément Roume, Simon Pla, Hubert Blain, & Didier Delignières (2020). Interpersonal synchronization processes in discrete and continuous tasks. *Journal of Motor Behavior*, 1-15.
<https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1811629>
- Samar Ezzina, Clément Roume, Simon Pla, Hubert Blain, & Didier Delignières (en révision). Restoring walking complexity in elderly through arm-in-arm walking: In search for a possible experimenter effect. *Motor Control*

Table des matières

Introduction générale	3
Chapitre 1 : La complexité	5
1.1. Qu'est-ce que « la complexité » ?	6
1.2. Un système complexe : robustesse, adaptabilité et dégénérescence	8
1.3. Evaluer la complexité chez l'humain	12
1.4. Etude de la complexité chez l'humain	16
1.5. La complexité de la locomotion humaine	21
Chapitre 2 : La synchronisation pour la réhabilitation	23
2.1. Qu'est-ce que « la synchronisation » ?	24
2.2. La synchronisation dans un contexte de réhabilitation	26
Chapitre 3 : La synchronisation interpersonnelle	29
3.1. L'approche du traitement de l'information	30
3.2. Le modèle des oscillateurs couplés	32
3.3. L'appariement des complexités	34
3.4. Trois approches ?	35
3.5. Evaluation de l'appariement des complexités : la WDCC	35
3.6. La synchronisation et les processus temporels	38
3.7. Méthode	39
3.8. Résultats	44
3.9. Discussion	47
3.10. Conclusion	51
Chapitre 4 : L'appariement des complexités pour la restauration de la complexité de la marche chez les personnes âgées	52
4.1. Méthode	54
4.2. Résultats	58
4.3. Discussion	65
4.4. Conclusion	67

Chapitre 5 : la chute chez les personnes âgées	68
5.1. Qu'est-ce qu'une personne âgée ?	69
5.2. La chute, problématique de santé	69
5.3. Le risque de chute	72
5.3.1. Les facteurs liés à la personne	73
5.3.2. Les facteurs liés à l'environnement	77
5.3.3. Les facteurs liés au comportement	79
5.4. Les facteurs prédisposants et précipitants de la chute	80
5.5. Evaluer le risque de chute	81
5.5.1. Le <i>Short Physical Performance Batterie</i> (SPPB)	82
5.5.2. Le <i>Timed Up & Go</i> (TUG)	82
5.5.3. L'équilibre unipodal	83
5.5.4. La force de serrage manuelle	84
5.5.5. L' <i>International Falls Efficacy Scale</i> (FES-I)	85
5.5.6. Le test de marche de 6 minutes (TM-6)	86
 Chapitre 6 : De la restauration de la complexité chez les seniors vers des mesures cliniques du risque de chute	 88
6.1. Méthode	90
6.2. Résultats	94
6.2.1. Résultats concernant l'évolution de la complexité du système de locomotion... 94	
6.2.2. Résultats concernant les mesures cliniques	99
6.3. Discussion	104
6.4. Conclusion	108
 Conclusion : Donnons le bras à nos aînés et marchons	 109
 Bibliographies	 111
 Annexes	 133

Introduction générale

Aujourd'hui, en France, entre 40 et 50% des sujets âgés de 75 ans ou plus chutent au moins une fois par an (Campbell et al., 1981). Ces chutes justifient d'un recours médical une fois sur 3, pour fracture dans 10% des cas. Après 75 ans, la chute est l'une des principales causes d'hospitalisation (>100000 par an), de dépendance et de décès (9000 par an). Nizard, Potel et Dubois (1999) ont montré que la chute pouvait multiplier par 4 le risque de décès des seniors dans l'année suivant l'accident. Par conséquent, la chute impacte de manière considérable la santé physique des seniors mais aussi leur santé psychologique ; évolution de syndrome dépressif (Pfitzenmeyer, 1999) et psychomoteurs (Murphy et Isaac, 1982). Ainsi, la prévention des chutes est considérée comme l'une des priorités de la santé publique en France et ailleurs.

D'un point de vue physiologique, nous savons que l'avancée en âge conduit à une diminution progressive des capacités de réserve fonctionnelle de l'organisme, entraînant des difficultés d'adaptation. D'un point de vue mathématique, l'organisme humain peut être considéré comme un système complexe, donc, ayant un caractère stable et adaptable pouvant être mesuré dans un signal qu'il génère (exemple : marche, rythme cardiaque...). La théorie des systèmes complexes, constitue, aujourd'hui, une approche théorique fondamentale et originale du vivant. Dans ce champ théorique, la complexité est définie par la coordination de multiples composants en interaction (Whitacre, 2010). Les systèmes complexes présentent des propriétés constitutives essentielles (redondance, dégénérescence) qui leur assurent la robustesse et la flexibilité nécessaires à leur adaptabilité et leur pérennité (Edelman et Gally, 2001). En effet, il a été montré que les sujets jeunes et en bonne santé sont caractérisés par un niveau optimal de complexité contrairement aux sujets âgées et/ou pathologiques, chez lesquels nous observons une perte significative de la complexité (Blaszyk et Klonowski 2001 ; Goldberger et al., 2002 ; Gilden et Hancock, 2007). De plus, plusieurs études ont montré une corrélation entre l'avancée en âge et la perte de complexité dans la tâche de marche (Hausdorff et al., 1997 ; Almurad et al., 2018). Aussi, l'équipe de Hausdorff (1997) a suggéré une corrélation entre la perte de complexité dans la marche et la propension à la chute chez les personnes âgées. **Donc, afin de prévenir la chute, voir la fragilité des personnes âgées, peut-on rendre leur système plus complexe ?**

Ce projet de thèse propose, donc, d'explorer une piste originale suggérant une possible restauration de la complexité du système de locomotion via un protocole d'entraînement à la marche. Ce protocole pourrait, dans ce cas, constituer une solution simple, originale et innovante permettant de prévenir la chute chez la personne âgée.

L'idée serait de tester un protocole induisant, de manière prolongée, un phénomène d'appariement des complexités (« *complexity matching* ») entre un sujet senior et un accompagnateur jeune et en bonne santé. Le concept d'appariement des complexités est considéré comme une sorte de transfert d'information entre systèmes complexes (West et al., 2008). De plus, Mahmoodi et al. (2018) ont suggéré que lorsque deux systèmes de niveaux de complexité différents interagissent, le plus complexe tend à attirer le moins complexe, ce qui pourrait augmenter la complexité de ce dernier.

Par conséquent, lors de ce projet de thèse, nous allons tenter de baser notre protocole expérimental sur un effet d'appariement des complexités pour tenter de restaurer à long terme la complexité du système locomoteur du sujet âgé. De plus, il serait question d'établir un rapprochement entre les résultats fondamentaux autour de la restauration de la complexité de la marche du sujet âgé, d'une part, et les résultats cliniques permettant d'estimer le risque de chute ou la fragilité chez les personnes âgées d'autre part.

Ce projet doctoral s'inscrit dans le cadre d'une convention Cifre entre l'Université de Montpellier à travers le laboratoire Euromov de l'UFR STAPS de Montpellier, et l'Union Nationale Sportive Léo Lagrange. Il a permis de répondre à des interrogations fondamentales essentielles autour de la possible restauration de la complexité chez les personnes âgées, mais également de répondre à des questions cliniques autour de la réhabilitation et la prévention de la chute chez les personnes âgées.

Bonne lecture.

Chapitre 1

La complexité

“There’s nothing more inspiring than the complexity and beauty of the human heart”

Cynthia Hand

1.1. Qu'est-ce que la « complexité » ?

La complexité constitue actuellement une approche fondamentale et originale pour l'analyse des systèmes biologiques. Ce concept fait l'objet de nombreuses études depuis la fin du siècle dernier (Von Neumann et Burks, 1966 ; Hausdorff et al., 1995 ; Atlan, 2011). Plusieurs auteurs ont tenté de définir la complexité tel que Morin (2005) et Rosen (2000) mais les visions restent très éloignées. Par conséquent, il reste difficile aujourd'hui de définir la complexité de manière simple et globale. Le but de cette thèse ne vise pas à comprendre le fondement de la théorie des systèmes complexes, mais de l'utiliser comme outil pour répondre à des questions théoriques et cliniques liées à l'analyse et la réhabilitation du mouvement humain. De ce fait, je préfère humblement considérer que la pensée complexe pourrait se traduire « simplement » dans la citation de Morin (2005) « le tout est plus que la somme des parties ». Cette idée nous permet d'imaginer plus ou moins facilement le concept selon lequel nous considérons qu'un système ne pourrait pas être défini uniquement par la somme de ses composantes. Cette considération est probablement simpliste, mais, elle constitue une base scientifique élégante permettant de définir le système complexe. Prenons l'exemple du cerveau humain (complexe) : son rôle ne pourrait pas être expliqué uniquement par le nombre de neurones qui le composent, mais l'interaction entre les composantes du système (les neurones), fait émerger de nouvelles caractéristiques (excitation, inhibition, fréquences de décharge neuronales...). Finalement, le *tout* complexe, est le résultat d'une multitude d'interactions entre les parties qui le composent. Van Orden et al. (2003) ont considéré que les interactions entre les composantes d'un système complexe sont plus importantes que les composantes elles-mêmes. Les auteurs ont qualifié cette caractéristique de dynamique interaction-dominante.

Un système complexe peut être défini comme un compromis entre l'ordre et le désordre (Morin, 2005) (voir schéma 1). Henri Atlan (1979) considère que la complexité se situe entre la fumée (aléatoire) et le cristal (rigide). À savoir que la fumée est considérée comme processus complètement imprédictible, ce qui s'oppose complètement au cristal, caractérisé par la rigidité de sa structure, ce qui fait de lui un système complètement prédictible. Dans ce contexte, Kauffman (1991) a proposé de définir le système complexe comme un état entre le chaos (désordre absolu) et l'anti-chaos (rigidité stricte) (voir schéma 1). Ainsi, nous pouvons

considérer aujourd'hui, qu'un système complexe tel le système humain, est en oscillation permanente entre l'ordre et le désordre ; selon le contexte, son expression peut contenir plus ou moins d'ordre et plus ou moins de désordre.

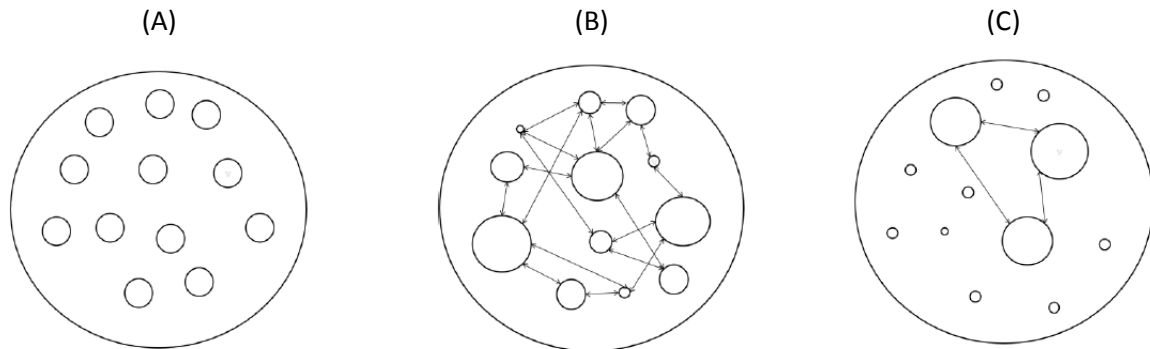


Schéma 1 : Les différents niveaux de complexité des systèmes

(A) Représente le désordre, le système erratique imprédictible. Le cas de certains systèmes pathologiques tel que l'arythmie cardiaque (Golberger et al., 2002) ; (B) Représente le système complexe avec ses multiples composantes et interactions. Le cas du rythme cardiaque chez le sujet sain (Golberger et al., 2002) ; (C) Représente l'ordre, le système rigide, complètement prédictible, l'anti-chaos. Le cas de certains systèmes pathologiques tel que l'infarctus (Golberger et al., 2002).

Il y a consensus sur le fait qu'un système complexe produit un signal caractérisé par une corrélation spécifique appelée bruit $1/f$ ou fractales (Gilden et al., 1995; Gilden et al., 2001 ; Hausdorff et al., 1997 ; Wagenmakers et al., 2004). Cette signature renvoie à la présence de corrélations à long terme entre les événements composant le signal (Delignières et al., 2006 ; Kello et al., 2007) . Ceci veut dire que lorsqu'une valeur, dans le signal, tend à décroître, il y a une forte probabilité pour que la valeur qui la succède ait la même dynamique et vice-versa.

Puisque nous pouvons rechercher la signature d'un système complexe via l'évaluation des corrélation à long terme dans le signal qu'il génère, nous pouvons considérer qu'un système dans lequel nous ne retrouvons pas cette signature est défaillant. Il est vrai que cette analyse peut paraître superficielle, puisque nous ne sommes pas en train d'analyser les composantes du système de manière isolée et rechercher les défaillances dans leurs organisation, mais nous sommes simplement en train d'évaluer la réponse du système dans son ensemble. Mais, à ce

jour, il n'existe pas de moyen permettant d'évaluer les composantes du système et leur interaction de manière isolée. Ceci voudrait dire également que si un système montre une perte de complexité dans son expression, nous ne sommes pas capables d'identifier l'origine de la défaillance observée.

1.2. Un système complexe : robustesse, adaptabilité et dégénérescence

Le système complexe est souvent décrit comme un système robuste et évolutif (Whitacre et Bender, 2010). La robustesse renvoie à une notion de stabilité, et l'évolutivité à une notion d'adaptabilité. De prime abord, ces deux propriétés peuvent paraître contradictoires, mais dans le cas du système complexe, elles sont en parfaite complémentarité permettant au système de perdurer dans le temps (schéma 2). Dans ce sens, les notions de robustesse et d'évolutivité sont en lien étroit permettant au système de se maintenir; s'il n'y a pas de robustesse, il n'y a pas d'évolutivité et vice-versa.

De plus, ces deux propriétés essentielles existent grâce à une troisième caractéristique vitale du système complexe qui est la dégénérescence (schéma 2). La dégénérescence dans la théorie des systèmes complexes ne renvoie pas à une idée d'altération mais à une notion de redondance, voire, une richesse dans le système.

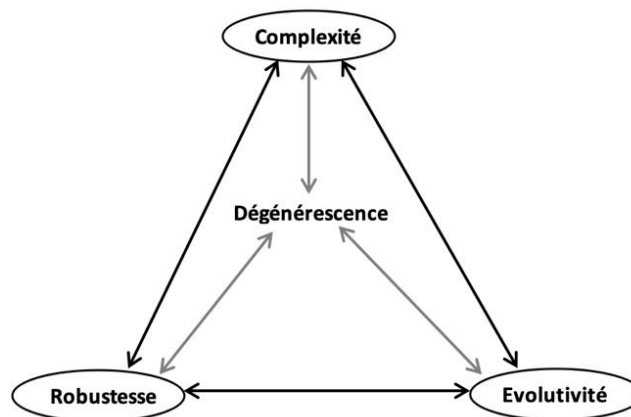


Schéma 2: Relation entre la dégénérescence, la robustesse, l'adaptabilité et la complexité. (adapté de Whitacre et Bender, 2010).

a) La robustesse:

Il existe plusieurs définitions de la robustesse (Stelling et al., 2004), mais en général, nous pouvons décrire la robustesse comme une insensibilité d'un système face à certaines conditions pouvant menacer sa pérennité. La robustesse ou la stabilité a fait l'objet de plusieurs travaux dans le domaine biologique (Siegal et Bergman, 2002; De Visser et al., 2003 ; Kitano, 2004). Il est souvent admis que la robustesse est une propriété vitale du vivant (organes, organismes, cellules, les espèces...) car le système vivant est amené à vivre et évoluer dans des conditions changeantes et imprédictibles. Plusieurs facteurs peuvent contribuer aux changements internes et/ou externes des systèmes biologiques tel que les mutations génotypiques ou l'interaction entre les espèces.

Donc pour préserver la robustesse d'un système, il est nécessaire de stabiliser son phénotype malgré la variabilité de son environnement dans certains cas, alors que dans d'autres cas, pour maintenir et préserver le système, il serait amené à subir des modifications phénotypiques, ce phénomène est appelé : plasticité phénotypique (Kitano, 2004).

b) L'évolutivité:

La notion d'évolutivité provient de la biologie et concerne la sélection phénotypique. Selon Kirschner et Gerhart (1998), l'évolutivité peut être définie par « la capacité d'un organisme à générer une variation phénotypique héréditaire ». En ce sens, l'évolutivité a été considérée comme un potentiel à l'existence d'une variabilité phénotypique (Wagner et Altenberg, 1996).

Par extension, nous pouvons, ainsi, considérer l'évolutivité comme un concept renvoyant à une propriété d'adaptabilité. En effet, la variation phénotypique évoquée précédemment peut être résumée en un processus d'adaptation du système face aux variations de son environnement. Dans ce cadre, un système complexe serait par définition adaptable.

Selon Lasker (1969) « l'adaptation, c'est le changement par lequel les organismes surmontent les défis de la vie ». Donc, cette propriété peut concerner la structure ou les fonctions du système en question pour lui permettre de survivre (exemple, plasticité neuronale, adaptations neuro-musculaires...). Nous pouvons également considérer l'adaptabilité comme l'habileté d'un système à maintenir un état.

c) *La dégénérescence*:

La notion de dégénérescence renvoie à la notion de redondance et robustesse. Nous considérons que la redondance est essentielle pour garantir la robustesse des systèmes biologiques (Edelman et Gally, 2001; Wagner, 2005). La redondance dans un système désigne l'occurrence multiple dans ses parties ; coexistence de composantes identiques ayant une même fonctionnalité. Dans le domaine industriel, la redondance est une propriété connue pour garantir la robustesse d'un système (exemple des pièces redondantes dans une machine qui permettent de prendre le relais en cas de panne ou de sur-production). Dans le domaine biologique, nous pouvons facilement constater la propriété de redondance au niveau cérébral avec la multitude de neurones effectuant la même fonction, ou encore au niveau musculaire avec le nombre important de tête de myosine intervenant dans la contraction des unités contractiles musculaires.

Dans ce sens, Edelman et Gally (2001) définissent la dégénérescence comme un potentiel de chevauchement partiel des fonctions ou capacités des composantes du système. Sauer et al. (2004) ont illustré cette propriété au niveau du métabolisme du glucose qui peut avoir lieu à travers deux voies distinctes, la glycolyse et la voie du pentose phosphate qui peuvent se substituer en cas de nécessité.

Ainsi, ces trois notions (a, b et c) sont en étroite relation permettant de définir et de comprendre le système complexe. Whitacre et Bender (2010) ont proposé un résumé des preuves scientifiques des relations entre ces 3 propriétés évoquées précédemment (tableau 1).

Relation	Résumé	Contexte	Référence
La dégénérescence est une source clé de la robustesse biologique	La robustesse distribuée (et non la redondance pure) représente une grande partie de la robustesse dans les systèmes biologiques	Études de suppression de gènes à grande échelle et autres preuves biologiques (par exemple, variation génétique cryptique)	Wagner, 2005
La dégénérescence a une forte corrélation positive avec complexité du système	La dégénérescence est corrélée et conceptuellement similaire à la complexité. Par exemple, les composants dégénérés sont à la fois fonctionnellement redondants et fonctionnellement indépendants tandis que la complexité décrit des systèmes qui sont fonctionnellement intégrés et fonctionnellement séparés.	Les modèles de simulation des réseaux de neurones artificiels sont évalués sur la base de mesures théoriques de l'information de la redondance, de la dégénérescence et de la complexité	Tononi et al., 1999
L'évolutivité résulte de la robustesse	La robustesse génétique reflète la présence d'un réseau neutre. À long terme, ce réseau neutre donne accès à une large gamme de phénotypes distincts et contribue à assurer l'évolutivité à long terme d'un système.	Modèles de simulation des réseaux de régulation des gènes et de la structure secondaire de l' acide ribonucléique .	Ciliberti et al., 2007 ; Wagner, 2008
L'évolutivité est une condition préalable à la complexité	Toutes les formes de vie complexes ont évolué à travers une succession de changements incrémentiels et ne sont pas irréductiblement complexes (selon la théorie de la sélection naturelle de Darwin). La capacité de générer une variation phénotypique héréditaire (évolutivité) est une condition préalable à l'évolution de formes de plus en plus complexes.		
La complexité augmente pour améliorer la robustesse	Selon la théorie de la tolérance hautement optimisée, les systèmes adaptatifs complexes sont optimisés pour la robustesse aux variations courantes observées des conditions. De plus, la robustesse est améliorée grâce à l'ajout de nouveaux composants / processus qui ajoutent à la complexité de la forme organisationnelle.	Basé sur des arguments théoriques qui ont été appliqués à l'évolution biologique et à la conception technique (par exemple, avion, Internet)	Carlson et Doyle, 1999 ; Csete et Doyle, 2002
La dégénérescence est une condition préalable à l'évolutivité et une source de robustesse plus efficace.	L'accessibilité de phénotypes distincts nécessite une robustesse par dégénérescence	Modèles de simulation abstraits de l'évolution	Whitacre et Bender, 2010

Tableau 1 : Résumé des preuves concernant la dégénérescence, l'évolution, la robustesse et la complexité. Tableau adaptée de l'article de Whitacre et Bender, (2010)

1.3. Evaluer la complexité chez l'humain

Afin d'évaluer la complexité d'un système, nous devons analyser un signal qu'il produit. Comme évoqué auparavant, la complexité peut être altérée par les contraintes de la tâche imposée au sujet. Donc, pour estimer cette propriété, il est essentiel d'enregistrer un signal comportemental ou physiologique dans un contexte écologique permettant de préserver l'expression naturelle de l'organisme. De ce fait, nous retrouvons souvent dans la littérature, dans le cas des études comportementales, des paradigmes expérimentaux basés sur des tâches simples qui ne nécessitent pas d'apprentissage tel que la marche (Hausdorff et al., 1997 ; Almurad et al., 2018), le tapping (Coey et al., 2015), les oscillations posturales (Manabe et al., 2001) et le temps de réaction (Van Orden et al., 2003; Holden, 2005).

Le principe sous-tendant ces analyses est que la complexité du système est exprimée par la complexité des signaux qu'il produit. Afin d'éclaircir les parties qui vont suivre, il convient de présenter le modèle historique de Mandelbrot, qui a introduit le concept de processus fractal dans l'analyse des séries temporelles.

Mandelbrot et Van Ness (1968) partent de l'équation d'Einstein (1905), posant que la variabilité d'un mouvement brownien (défini comme la sommation d'incrémentes aléatoires) est proportionnelle à la racine carrée du temps.

$$\sigma \propto t^{0.5} \quad (1)$$

Les auteurs définissent une famille de processus, les mouvements browniens fractionnaires (fBm), en autorisant l'exposant à prendre toute valeur comprise entre 0 et 1.

$$\sigma \propto t^H \quad (2)$$

H étant l'exposant caractéristique du processus, communément appelé exposant de Hurst. Pour $0 < H < 0.5$, le processus présente des incréments négativement corrélés, et pour $0.5 < H < 1$, des incréments positivement corrélés. Les auteurs définissent une autre famille, les bruits gaussiens fractionnaires, correspondant à la série des incréments dans un fBm. A chaque fBm correspond donc un fGn, et les deux sont caractérisés par le même exposant H . Le fGn correspond à la différenciation du fBm, et le fBm est obtenu par intégration du fGn. Les fBm

sont des processus non-stationnaires, dont la moyenne et la variance évoluent au cours du temps. Les fGn sont stationnaires, ils fluctuent autour d'une valeur moyenne en conservant une variance stable. Pour $H = 0.5$, le fGn est un bruit blanc.

Dans le modèle initial de Mandelbrot et Van Ness, fBm et fGn sont considérés comme deux familles superposées, liées par leurs relations de différenciation ou d'intégration. Par la suite, ces deux familles vont être considérées comme un continuum, débutant au fGn le plus anti-persistant ($H = 0$) et se terminant au fBm le plus persistant ($H = 1$). Au centre de ce continuum apparaît la frontière entre fGn et fBm, au niveau où se confondent le fGn avec $H = 1$ et le fBm avec $H = 0$, deux processus considérés comme équivalents. Delignières (2015) démontre cependant, que le modèle initial de Mandelbrot et van Ness ne supporte pas cette hypothèse de continuité, le fGn tendant asymptotiquement vers un mouvement hypercorrélé lorsque H tend vers 1, et le fBm tendant vers le bruit blanc lors que H tend vers 0. D'autres modèles, cependant, et notamment le modèle spectral, admettent cette continuité, notamment en posant la frontière entre processus stationnaires et processus non-stationnaire au niveau du bruit $1/f$. Ces considérations, qui suggèrent les limites théoriques du modèle initial de Mandelbrot et van Ness, n'obèrent cependant pas Mandelbrot et van Ness sont intéressés dans l'analyse des processus fGn et fBm.

Une partie intéressante des processus décrits par ce modèle est celle des fGn persistants, pour $0.5 < H < 1$. Ces processus sont caractérisés par une propriété de corrélations à long-terme, c'est-à-dire que leur fonction d'auto-corrélation reste de manière persistante positive, et ne tend qu'asymptotiquement vers 0. Un tel processus semble conserver une mémoire longue de son histoire antérieure, et ce d'autant plus que H tend vers 1. C'est dans cette frange étroite que le modèle de Mandelbrot et van Ness se révèle pertinent pour l'étude des relations entre complexité des systèmes et complexité des séries produites. Pour $H = 0.5$ (bruit blanc), la série est caractéristique d'un système composé d'éléments isolés, sans interactions notoires. Plus H s'approche de 1, plus les corrélations à long-terme sont prégnantes dans le signal, et révèlent la complexité du système sous-jacent.

Plusieurs méthodes ont été proposées pour l'analyse des propriétés de corrélation à long-terme des signaux (Delignières et al., 2006 ; Eke et al., 2000, 2002 ; Roume et al., 2019). Nous

en présentons ici trois, les deux premières sont les plus utilisées et la troisième sans doute la plus prometteuse.

- **Detrended fluctuation analysis- DFA**

L'analyse des fluctuations redressées (DFA) est la méthode d'analyse la plus utilisée dans le champ des sciences du mouvement humain. Peng et al., (1994) sont les premiers à introduire cette méthode pour l'analyse des processus de longue mémoire dans les séquences d'ADN.

Cette méthode est basée sur la propriété de proportionnalité de la variance dans les mouvements browniens fractionnaires (fBm). Selon Mandelbrot et Van Ness (1968), la variance σ^2 d'un processus fBm croît en loi puissance selon l'intervalle de temps considéré n .

$$\sigma^2 \propto n^{2H} \quad (3)$$

H étant l'exposant de Hurst, variant de 0 à 1. A noter que la DFA utilise une version discrète du modèle de Mandelbrot, davantage conforme à la nature des données expérimentales généralement collectées. L'estimation de la variance moyenne sur des intervalles de longueur croissante permet d'estimer l'exposant H (on utilise couramment des intervalles partant des longueurs les plus faibles autorisant un calcul raisonnable de la variance, par exemple $n = 10$, et allant jusqu'à $N/4$ ou même $N/2$, N représentant la longueur totale de la série analysée) :

$$H = \frac{1}{2}(\log \sigma^2 / \log n) \quad (4)$$

Pratiquement l'exposant est calculé en estimant la pente de la régression de $\log \sigma$ sur $\log n$. L'algorithme de la DFA commence par l'intégration de la série à analyser. Ainsi une série stationnaire (fGn) devient après intégration un mouvement Brownien fractionnaire, sur lequel les propriétés de dépendance de la variance au temps peuvent s'appliquer. Si le signal est déjà un mouvement fractionnaire, son intégration le transforme un signal sur-diffusif, que Peng et al. (1994) supposent obéir à la loi de diffusion suivante :

$$\sigma^2 \propto n^{2H+1} \quad (5)$$

Ils proposent de mesurer les propriétés de corrélation des signaux selon une métrique unique, l'exposant α , posant que $\alpha = H$ pour les fGn, et $\alpha = H + 1$ pour les fBm.

- **Power spectral density- PSD**

La densité spectrale de puissance est une méthode d'analyse fréquentielle fondée sur le comportement spectral des signaux complexes. Elle repose sur une propriété essentielle de ces signaux, liant la puissance à la fréquence selon une fonction puissance d'exposant β :

$$S(f) = 1/f^\beta \quad (6)$$

La densité spectrale de puissance est estimée par transformée de Fourier, puis, à travers une régression linéaire dans l'espace logarithmique, elle permet d'évaluer l'exposant β . Pour un processus de bruit blanc, $\beta = 0$, et pour un mouvement brownien, $\beta = 2$. Le cas particulier $\beta = 1$, pour lequel la puissance est proportionnelle à l'inverse de la fréquence, correspond à la frontière entre bruits et mouvements, dénommée bruit $1/f$. Comme il a été dit précédemment, ce modèle suppose un (Delignières D. , Correlation Properties of (Discrete) Fractional Gaussian Noise and Fractional Brownian Motion, 2015) e contuité entre bruits et mouvements. (Eke, et al., 2000) (Mandelbrot & Van Ness, Fractional Brownian motions, fractional noises and applications, 1968)

Les exposants α et β sont liés par une simple transformation affine :

$$\alpha = (\beta+1)/2 \quad (7)$$

Cette méthodologie est très simple d'utilisation et fournit une estimation directe des propriétés de corrélation des séries physiologiques (Torre et Delignières , 2008). Cependant plusieurs auteurs ont montré la défaillance de cette méthode d'analyse dans l'estimation du niveau des corrélations à long terme (Eke et al., 2002; Jennane et al., 2001, Delignières et al., 2006, Roume et al., 2019). Cette méthode est notamment peu performante dans l'analyse des mouvements puisqu'elle rajoute de manière artificielle des hautes fréquences de par la non-stationnarité du signal.

- **Les modèles ARFIMA**

Le modèle des processus auto-regressifs, à intégration fractionnaires, et de moyenne mobile (ARFIMA) offre une troisième méthode d'estimation. Ce modèle est une extension des modèles ARIMA, introduits initialement par Box et Jenkins (1964). Les modèles ARIMA étaient

composés potentiellement de trois types de processus : des processus auto-régressifs, des processus de moyenne mobile, et des processus d'intégration entière.

Granger and Joyeux (1980) montrent qu'il est possible de doter ce modèle de propriétés de corrélations à long-terme en remplaçant l'intégration entière par une intégration fractionnaire, d'exposant d . Le modèle ARFIMA est limité aux processus stationnaires (i.e., fGn). Dans ce cas $d = 0$ correspond au bruit blanc, $-0.5 < d < 0$ décrit des bruits anti-corrélés, et $0 < d < 0.5$ des bruits corrélés. Diebold et Guiraud (2005) montrent cependant qu'un processus non-stationnaire peut être soumis aux ARFIMA après différenciation. L'exposant original peut alors être calculé en ajoutant 1 à l'exposant estimé.

L'exposant d ainsi estimé est lié aux exposants α et β par des relations affines :

$$\beta = 2d \text{ et } \alpha = (2d + 1)/2 \quad (8)$$

Alors que les deux méthodes précédentes font appel à une estimation géométrique de l'exposant, les ARFIMA exploitent une estimation itérative, basée sur la méthode du maximum de vraisemblance. La méthode des ARFIMA est encore peu diffusée dans le domaine des sciences du mouvement. Roume et al. (2019) ont cependant montré dans une analyse croisée des trois méthodes décrites que les ARFIMA donnaient les estimations les plus précises et les moins variables.

1.4. Etude de la complexité chez l'humain

Lorsque nous enregistrons un signal physiologique ou comportemental d'un sujet (longueur de pas dans la marche, intervalles inter-battement cardiaques...), nous observons la présence de variabilité dans le signal. Pendant très longtemps, les chercheurs ont considéré cette variabilité comme un bruit aléatoire dans le signal en question, qui serait dû aux outils de mesure. Mais, de plus en plus d'auteurs se sont penchés sur ce type de signaux et ont pu y observer des corrélations à long terme. Ceci a prouvé que la variabilité observée dans le signal n'est pas causée par le bruit mais par un processus complexe (compromis entre l'ordre et le désordre).

Plusieurs travaux se sont penchés sur l'étude du caractère complexe du système humain à travers différents paradigmes expérimentaux. En effet, l'analyse des corrélations à long terme dans un signal comportemental a fait l'objet de grand nombre d'études expérimentales portant sur des tâches de coordination bimanuelle (Torre et al., 2007), de synchronisation avec métronome (Chen et al., 1997 ; Torre et Delignières, 2008), de temps de réaction (Van Orden et al., 2003; Holden, 2005), de marche (Dingwell et Cusumano, 2010 ; Almurad et al., 2018), de pointage réciproque (Slifkin et Eder, 2014), de pointage (Miyazaki et al., 2004), de pédalage (Warlop et al., 2013), ou de production de force des membres supérieurs (Wing et al., 2004).

La complexité a beaucoup été étudiée aux travers de la perte de complexité. Des études fondamentales et cliniques ont tenté d'analyser cette propriété à travers des situations où l'on observe une perte de complexité. Donc, au-delà des études chez le sujet sain, plusieurs auteurs se sont intéressés à l'étude du sujet pathologique tel que Peng et al. (1993). Cette équipe s'est penchée sur les propriétés fractales de l'activité électrique du myocarde. Ils ont montré que chez les sujets jeunes et sains, le signal électrique cardiaque présentait des propriétés de corrélation à long terme ce qui n'est pas le cas chez des sujets pathologiques. Les auteurs ont interprété cette propriété corrélationnelle comme un marqueur d'adaptabilité du système en question, le cœur. En 1994, cette même équipe a confirmé ces résultats avec une nouvelle méthodologie d'analyse (Detrended Fluctuation Analysis- DFA). En effet, ils retrouvent des corrélations à long terme dans les fluctuations d'un cœur sain caractérisée par un exposant α proche de 1. Mais, les signaux collectés chez les patients atteints de pathologies cardiaques, l'exposant α était proche de 1.5. Dans un article plus récent, Goldberger et al., (2002) ont interprété les corrélations à long terme présentes dans le signal comme une signature de la complexité du système (cœur). De manière plus globale, ces travaux suggèrent que la présence de corrélations à long terme dans un signal physiologique serait une signature de la complexité et l'adaptabilité du système mesuré. De plus, les résultats de cette étude suggèrent que la rupture du compromis entre l'ordre et le désordre, caractérisée par un exposant α -DFA dévié de 1, serait une signature de la présence d'une pathologie ou du vieillissement ; l'insuffisance cardiaque congestive était caractérisée par une corrélation excessive dans le signal physiologique et le cas de l'arythmie cardiaque était caractérisé par

une absence de corrélations dans le signal. Ceci nous permettrait, ainsi, d'envisager la complexité comme un marqueur de la santé.

Dans d'autres paradigmes expérimentaux différents, Blaszczyk et Klonowski (2001) ont révélé une perte de complexité dans le signal d'oscillations posturales chez les personnes âgées. Hausdorff (2009) a montré une perte de complexité dans la dynamique de la marche chez les sujets atteints de la maladie de Parkinson. Cette même perte de la complexité a été présente dans la dynamique cérébrale chez des patients Alzheimer (Gómez et al., 2009). Gilden et Hancock (2007) ont également montré une altération de la complexité dans les séries de temps de réaction chez des sujets atteints de troubles de l'attention.

Lipsitz et Goldberger (1992) ont suggéré que le vieillissement pourrait être défini par une perte progressive de la complexité dans la dynamique du système physiologique. Par la suite, cette hypothèse a été développée dans une multitude de travaux (Goldberger et al., 2002 ; Vaillancourt et Newell, 2002 ; Sleimen-Malkoun et al., 2014).

Nous considérons, à ce jour, que la perte de complexité induite par l'âge ou la pathologie, est synonyme d'une altération du potentiel d'adaptabilité du système. Dans ce contexte, Manor et al., (2010) suggèrent une augmentation du contrôle lors d'une tâche chez des sujets présentant des défaillances liées à la pathologie ou à l'avancée en âge, tel un phénomène de compensation de déficit. Dans ce cas, les sujets seront amenés à utiliser essentiellement les modalités non impactées par la pathologie ou l'âge. Lors de ces travaux, les auteurs se sont intéressés à l'étude du caractère complexe des oscillations posturales chez les personnes âgées. Ils ont constitué 4 groupes de sujets seniors : atteinte visuelle seule, atteinte somatosensorielle seule, atteinte combinées et un groupe contrôle sain. Ces travaux ont montré un niveau de complexité, dans le signal postural, plus élevé chez le groupe contrôle par rapport à l'ensemble des autres groupes. Le groupe ayant une atteinte combinée a le niveau de complexité le plus faible. Donc, Manor et al. (2010) ont suggéré un lien entre la complexité et les capacités adaptatives des sujets. Ils considèrent, ainsi, qu'un système ayant une faible complexité serait moins adaptatif face aux perturbations. Toujours dans ce même contexte, plusieurs travaux ont suggéré un déficit dans les capacités d'adaptabilité du système de locomotion chez le sujet âgé ou pathologique. Ce résultat a été validé chez des patients atteints de la maladie d'Alzheimer (Muir et al., 2012), post-AVC (Plummer-D'Amato et al.,

2008), Parkinsoniens (O'Shea et al., 2002) et chez les personnes âgées (Beauchet et al., 2005 ; Toulotte et al., 2006). L'ensemble de ces travaux ont montré des performances altérées chez les sujets âgés ou pathologiques suggérant une altération des capacités adaptatives.

Ce phénomène de perte de complexité pourrait être expliqué par une perte ou dégénérescence d'éléments composant le système. Puisqu'un système est caractérisé par un grand nombre de composantes intervenant dans son organisation, nous pouvons imaginer qu'une perte significative de ces composantes pourrait altérer son organisation globale.

Cette hypothèse pourrait expliquer le phénomène de mortalité neuronale chez les personnes âgées altérant leurs capacités motrices et cognitives (Morrison & Hof, 1997).

Toutefois, tel que nous l'avons défini précédemment, le tout d'un système complexe est plus que la somme de ses parties. Donc, la perte de ses composantes ne peut pas être la seule cause de la perte de sa complexité. En effet, l'interaction entre ses composantes est primordiales pour une organisation « saine ». Par conséquent, la perte totale ou partielle de connexions entre les éléments et/ou une altération de leur qualité pourraient expliquer une perte de complexité du système. A savoir que la perte de connexions renvoie à une rupture de lien entre les composantes et l'altération de la qualité des connexions fait référence à la pertinence et la stabilité des échanges d'informations entre les composantes.

A ce jour, il est vrai que nous ne connaissons pas l'origine des corrélations à long terme que nous retrouvons dans un signal physiologique ou comportemental généré par l'humain. Mais, aujourd'hui, il n'y a plus de doute face au potentiel de cette propriété du signal. En effet, les corrélations à long terme représentent une signature du système complexe qui les a produites. Elles renvoient également au potentiel de stabilité et d'adaptabilité du système face à l'environnement dans lequel il évolue. Nous considérons, aujourd'hui, que l'exposant fractal permet de quantifier la complexité du système étudié et pourrait, ainsi, être considéré comme un marqueur de santé (Hausdorff et al., 1997 ; Kello et al., 2007 ; Almurad et al., 2018) ou d'expertise comportemental (Nourrit-Lucas et al., 2015).

Toutefois, Van Orden et al. (2003) ont suggéré un phénomène de blanchiment de la complexité dans le mouvement humain. Cette hypothèse suppose une altération de l'exposant fractal lorsque le sujet est amené à exécuter une tâche lui imposant trop de

contraintes. Ce résultat serait valide quelque soit l'état de santé du sujet. Dans ce contexte, Beltz et Kello, 2006 ont écrit : « Le bruit $1/f$ dans le comportement humain est plus robuste lorsque le même comportement est répété avec une perturbation minimale des facteurs extrinsèques tels que des changements imprévisibles dans la tâche ». Chen et al., (2001) considèrent que la difficulté de la tâche influe sur l'exposant fractal. Lors d'un paradigme expérimental basé sur la tâche de Fitts, (Slifkin et Ederet al., 2014) ont mis en évidence un phénomène de perte de complexité dans les séries de temps de mouvement lorsque la tâche est exécutée en boucle fermée (cibles éloignées) par rapport à la condition où la tâche est exécutée en boucle ouverte (cibles rapprochées). Cette même hypothèse a été validée lors d'une tâche de marche sur tapis roulant comparée à la marche libre (Terrier et Dériaz, 2012); Dingwell et Cusumano, 2010), dans une tâche de pointage avec ou sans feedback visuel (Miyazaki et al., 2004) ou encore dans une tâche de pédalage avec et sans feedback (Warlop et al., 2013). Dans ce même contexte, Correll (2008) a fait une preuve expérimentale d'une relation corrélacionnelle entre l'effort lié à la tâche et le bruit $1/f$. A savoir, plus l'effort autodéclaré par le sujet été élevé, plus le bruit $1/f$ diminuait.

Le phénomène de blanchiment de la complexité due aux conditions expérimentales peut être traduit par une forme de perte d'adaptabilité voir la dégénérecence. En effet, nous pouvons considérer qu'un système contraint pendant son expression (exemple de la tâche de marche synchronisée avec un métronome) est un système privé de ses choix, donc sa faculté d'adaptation et restreinte. Par conséquent, sa redondance est également restreinte.

Pour résumer, l'exposant fractal peut être altéré dans le cas de la pathologie ou le vieillissement ou si les contraintes liées à l'exécution de la tâche sont importantes. Par conséquent, pour mener une étude dans ce domaine, il est important d'envisager une tâche expérimentale permettant de générer des signaux avec des propriétés de corrélacions à long terme contrôlées.

1.5. La complexité de la locomotion humaine

Plusieurs travaux se sont intéressés au caractère complexe de la marche chez l'humain. Hausdorff, dans une série de travaux (Hausdorff, et al. 1995 ; Hausdorff, et al.1996 ; Hausdorff, et al. 1997), s'est intéressé au caractère complexe de la marche chez l'humain. Ces travaux ont mis en évidence le caractère complexe de la série de pas de marche chez le sujet sain. En effet, les intervalles de pas de marche étaient caractérisés par la présence de corrélations à long terme, traduites par un exposant α -DFA=0.83. Cette signature corrélacionnelle dans le signal semble persister jusqu'à mille pas à minima tandis que l'utilisation d'un métronome au cours de la marche, le système perdrait en complexité ; atténuation des corrélacion à long terme. De plus, le papier de Hausdorff et al. (1997) a montré un lien entre l'avancée en âge et la perte de complexité dans la marche puisque les auteurs ont enregistré un exposant α -DFA=0.87 \pm 0.15 chez les sujets jeunes et en bonne santé alors que chez les seniors, pourtant en en bonne santé, les auteurs ont enregistré un exposant α -DFA=0.68 \pm 0.14.

Cette même équipe a montré l'impact des maladies dégénératives telle que la chorée de Huntington sur la structure de corrélacion dans la marche. En effet, les auteurs ont montré que les patients atteints de cette maladie avaient une perte de complexité significative de la marche. De plus, cette altération des coefficients fractals serait corrélée avec l'évolution de la maladie ; c'est-à-dire, plus la maladie progresse, plus le coefficient fractal diminue pouvant atteindre 0.5. Les résultats de Hausdorff ont permis de considérer l'exposant fractal comme marqueur de santé ; une altération de cette signature pourrait révéler une problématique de santé. Ainsi, l'évaluation de la complexité pourrait constituer un potentiel de diagnostic et de prévention des pathologies.

Avant 2019, n'y a jamais eu d'étude expérimentale permettant de comparer le niveau de complexité d'un groupe de sujets sur six paradigmes expérimentaux. Roume (2019) s'est penché sur la question du choix de la tâche expérimentale pour l'évaluation de la complexité chez le sujet sain. En effet, l'auteur a comparé 6 tâches expérimentales très répandues dans le champ théorique : la marche (Hausdorff et al., 1995 ; Hausdorff, et al., 1997), le *tapping* (Delignières et al., 2009), le pointage (Fitts, 1954), le temps de réaction (Van Orden et al.,2003), l'oscillation uni-manuelle et l'oscillation bi-manuelle (Torre et Delignières, 2008). L'auteur a montré que la marche est la meilleure tâche permettant d'évaluer la complexité

globale d'un sujet sain. En effet, cette étude a montré qu'au cours de la marche, les sujets ont développé un niveau de complexité largement supérieur comparée à toutes les autres tâches.

Ce résultat est intéressant et également attendu car, en vue de ce que nous avons présenté précédemment, les autres tâches expérimentales étudiées (hors la marche) peuvent induire un effet de blanchiment de la complexité. En effet, la tâche de marche reste la plus écologique et permet au sujet de s'exprimer de la manière la plus naturelle possible. Par contre le reste des tâches expérimentales peuvent brider le sujet lors de la réalisation de la tâche, donc induire une aléatriation superficielle de sa complexité.

De plus, dans la poursuite de ses travaux, Roume (2019) réalise une étude comparative entre des groupes de sujets de différents âges sur la tâche de marche. Il a comparé le niveau de complexité chez des sujets jeunes et 3 groupes de seniors ; 63-68 ans, 69-75 ans et 76+.

Comme le montre la figure 1, son étude a confirmé les résultats de Hausdorff (1997) sur la perte de complexité du système locomoteur avec l'avancée en âge. Les résultats suggèrent également que la perte de complexité de la marche due au vieillissement n'est pas un processus ayant une dynamique définie (progressif ou abrupt) étant donné qu'il n'y a pas de différence significative entre les trois groupes de seniors. Ceci est probablement dû à la variabilité interindividuelle.

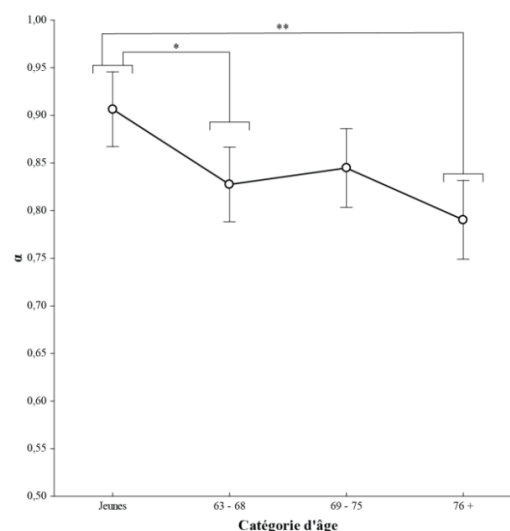


Figure 1 : Exposant fractal moyen (α) au cours de la marche effectuée par 4 groupes de participants de catégorie d'âge différentes *: $p = 0,03$; **: $p = 0,001$

Chapitre 2

La synchronisation pour la réhabilitation

“The hope of the world lies in the rehabilitation of the living human being, not just the body but also the soul”

Vaclav Havel

2.1. Qu'est-ce que « la synchronisation » ?

Nous pouvons définir les tâches de synchronisation comme des tâches rythmiques engageant, à minima, un effecteur corporel (tête, pieds, doigts...) et un stimuli rythmique externe (musique, chorégraphie, applaudissement...). En effet, lorsque nous écoutons de la musique, nous avons tendance à nous mouvoir (basculer la tête, taper des pieds...) sur le rythme musical. Quand nous applaudissons au milieu d'une foule, nous avons également tendance à synchroniser nos mouvements de mains à ceux de la foule afin de produire un même rythme d'applaudissement.

Donc, lorsque nous parlons de synchronisation, nous parlons forcément de la notion de rythme. Et dans un contexte biologique, nous savons que l'être humain vit avec la présence continue de rythmes (rythme cardiaque, rythme respiratoire...). Donc, il semblerait que l'être humain ait une tendance naturelle à se synchroniser avec des stimuli externes sans intention (Issartel, Marin et Cadopi, 2007 ; Schmidt, et al. 2011). Généralement, nous sommes capables, de manière intrinsèque, de détecter et d'intégrer le tempo/fréquence d'un son ou événement afin de le reproduire.

Nous distinguons deux sortes de synchronisation, la première est intentionnelle : tel est le cas pour les performances de danse de couple ou encore d'un orchestre musical. Sinon, il est question de synchronisation non-intentionnelle : tel est le cas de l'émergence d'une synchronisation du rythme de course d'un coureur avec le rythme de la musique qu'il écoute ou encore la synchronisation des foulées de marche de deux personnes marchant côte à côte (Almurad et al., 2017). Ainsi, nous pouvons distinguer trois modalités sensorielles permettant de détecter le tempo nécessaire à la synchronisation : la modalité visuelle (eg. Danse de groupe), auditive (eg. Taper du pied au son de la musique) et proprioceptive (eg. Marche côte-à-côte).

Dans le champ théorique des sciences du mouvement humain, la tâche de synchronisation la plus utilisée est la tâche de tapping avec synchronisation de l'index avec des stimuli externes (Repp et Su., 2013 ; Repp, 2005). La tâche de synchronisation est utilisée pour répondre à plusieurs questions fondamentales telles que l'intégration multisensorielle (Lagarde et Kelso,

2006), l'étude des oscillations cérébrales (Knyazeva et al., 1994), la réhabilitation (Lopez et al., 2014), l'étude de l'appariement des complexités (Almurad et al., 2017)...etc.

Dans le cadre de ce projet de thèse, nous allons nous intéresser essentiellement à la synchronisation au cours de la tâche de marche. En effet, plusieurs auteurs se sont intéressés à l'étude de la marche accompagnée dont l'étude récente de Almurad et al. (2017) qui a tenté d'évaluer la force du couplage entre deux sujets marchant ensemble. Cette étude basée sur 13 dyades de jeunes sujets sains a comparé le niveau de synchronisation des sujets dans 3 conditions expérimentales : marche côte-à-côte sans consigne de synchronisation, marche côte-à-côte avec une consigne explicite de synchronisation des pas entre les 2 sujets et marche bras-dessus-bras-dessous avec la même consigne de synchronisation précédente. Cette étude a montré, tel que nous pouvons le constater sur le figure 2, que lorsque les sujets marchent côte-à-côte, il n'y a pas émergence d'un phénomène de d'appariement des complexités. Toutefois, pour les 2 conditions expérimentales où la synchronisation était exigée, il y a bel et bien un phénomène de synchronisation entre les sujets, sans observation d'un meneur et un suiveur, donc processus de correction de l'asynchronie (expliqué au prochain chapitre). Donc, il est primordial d'explicitier la consigne de synchronisation pour observer ce phénomène dans la dyade de marcheurs.

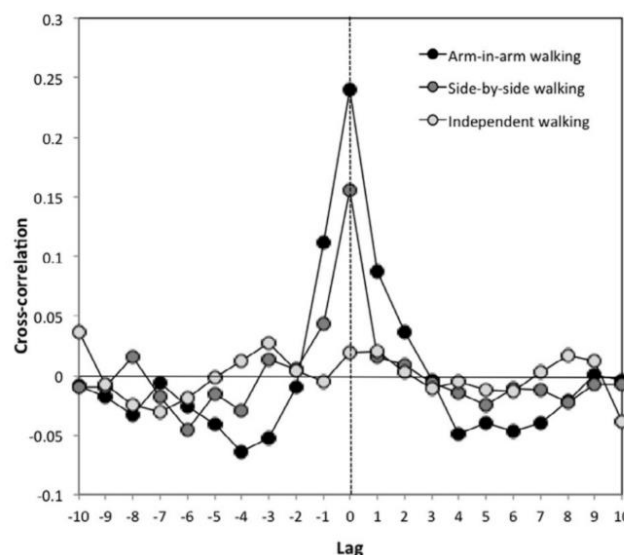


Figure 2 : Moyennes des fonctions de corrélation croisée redressées et fenêtrées, du décalage -10 au décalage 10, pour la marche indépendante (cercles gris clair), la marche côte à côte (cercles gris foncé) et la marche bras dessus bras dessous (cercles noirs).

Un second résultat dans cette étude va nous permettre de développer la réflexion de ce projet doctoral : la différence de synchronisation en fonction de la qualité de couplage. En effet, les auteurs montrent une différence significative entre les deux conditions avec la consigne de synchronisation (côte-à-côte et bras-dessus-bras-dessous) avec un niveau de synchronisation plus important dans la condition bras-dessus-bras-dessous (voir figure 2). Cette différence est probablement due à la force de couplage entre les sujets permettant d'augmenter la qualité de leur synchronisation. Par conséquent, ce résultat a modulé l'ensemble de nos réflexions sur le montage du protocole de réhabilitation à la marche présenté dans le chapitre 4 et 6.

2.2. La synchronisation dans un contexte de réhabilitation

La synchronisation a beaucoup été mise à l'œuvre via différents paradigmes expérimentaux dans un contexte de réhabilitation. En effet, plusieurs études ont tenté de proposer des protocoles expérimentaux basé sur un processus de synchronisation pour répondre à une problématique sanitaire particulière. Dans ce contexte, plusieurs travaux se sont intéressé à la synchronisation de la marche pour la rééducation du patient parkinsonien. En effet, au cours des vingt dernières années, plusieurs travaux ont montré que la stimulation rythmique auditive (*rythmic auditory stimulation* - RAS) pouvait permettre une rééducation efficace de la marche chez les patients atteint de la maladie de Parkinson (Lim et al., 2005 ; Spaulding et al., 2013 ; Benoit et al., 2014). La RAS consiste à présenter un stimuli sonore rythmique permettant au patient de synchroniser ses pas marche au tempo du stimuli (musique, métronome...). Cette méthodologie montre des effets bénéfiques chez les parkinsoniens de manière immédiate (dès la première exposition du sujet au RAS) ; plusieurs auteurs ont noté une amélioration significative de la vitesse de marche et une augmentation de la longueur de pas chez la majorité des patients (McIntosh et al., 1997 ; Rubinstein et al., 2002; Howe et al., 2003). La RAS a également montré son efficacité sur la variabilité de la marche chez ces mêmes patients ; Hausdorff et al. (2007) ont prouvé une diminution de la variabilité de la marche et Dotov et al. (2017) suggèrent une forme de restauration de la complexité de la marche. La RAS n'agit pas simplement sur les paramètres de locomotion mais peut également améliorer le contrôle moteur de la parole (Thaut et al., 2001).

Toujours dans un contexte de réhabilitation, une étude très récente, réalisée au sein de notre équipe de recherche, a permis d'orienter l'ensemble de nos études doctorales. Almurad et al. (2018) ont proposé un protocole de réhabilitation à la marche synchronisée entre des sujets seniors et un guide jeune et en bonne santé. Le protocole se déroulait sur 4 semaines successives à raison de trois séances d'entraînement par semaine. Lors de chaque séance, les sujets effectuaient quatre séquences de marche de 15 minutes. Les sujets du groupe expérimental devaient marcher bras dessus-bras-dessous avec le jeune guide et synchroniser leurs pas de marche avec ce dernier. Le groupe contrôle marchait simplement à côté du jeune guide sans consigne de synchronisation.

Les auteurs ont pu montrer que la synchronisation au cours de la marche, provoquant un effet d'appariement des complexités (présenté dans le chapitre suivant), induit une restauration de la complexité de l'appareil locomoteur chez les seniors (voir figure 3). Ce qui n'est pas le cas chez le groupe contrôle. En d'autres termes, ce résultat montre que la synchronisation entre la dyade (senior + guide jeune) est à l'origine de la restauration de la complexité observée. Ce papier montre que l'effet de restauration de la complexité, enregistré au début de la 4^{ème} semaine, est préservé jusqu'à 2 semaines post-protocole à minima (voir figure 3).

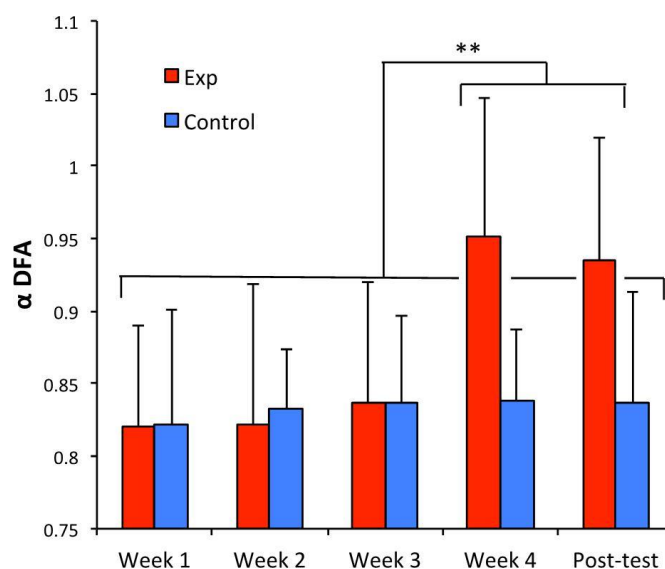


Figure 3 : Exposants α -DFA moyens calculés pour les participants au cours des séquences solo (rouge: groupe expérimental, bleu: groupe témoin), sur les quatre semaines de protocole et le post-test (2 semaines). Les barres d'erreur représentent l'écart type. ** $p < 0,01$ (Almurad et al., 2018).

Toutefois, le protocole proposé dans ce papier s'est déroulé exclusivement avec un seul guide jeune accompagnant l'ensemble des sujets (groupe contrôle + groupe expérimentale). Ceci ne permet pas, à ce jour, une généralisation des résultats. Par conséquent, il nous semblait essentiel de reproduire ce protocole en proposant un autre guide jeune afin de valider ces résultats dans un but de généralisation. Par conséquent, nos 2 études principales (présentées au chapitre 4 et 6), réalisées au cours de ce travail doctoral, se sont basées sur ce protocole et ont tenté d'amener de nouvelles réponses fondamentales et clinique dans un but de validation du protocole de réhabilitation.

Chapitre 3

La synchronisation interpersonnelle

“Together as a nation, we have the obligation to put sunshine into the hearts of our little ones. They are our precious possessions. They deserve what happiness life can offer”

Nelson Mandela

Le premier chapitre de cette thèse a permis de présenter la théorie des systèmes complexes et son lien avec le mouvement humain. Nous avons notamment montré qu'il était possible de quantifier la complexité du mouvement humain via l'estimation de son exposant fractal. Cette estimation pourrait constituer un marqueur de santé du sujet en vue de l'ensemble des travaux montrant une altération de la complexité due à l'âge ou la pathologie. Le second chapitre de cette thèse a permis de présenter le phénomène de synchronisation et son application pour la réhabilitation fonctionnelle.

Par conséquent, ce nouveau chapitre sera dédié à présenter nos premiers travaux autour de l'interaction et la synchronisation entre deux systèmes complexes distincts, notamment deux individus. En effet, la complexité d'un individu pourrait être influencée voire modifiée lorsqu'il est amené à interagir avec un autre. Ceci constitue, aujourd'hui, un axe fondamental original et une ouverture vers de nouvelles possibilités et méthodologies de réhabilitation.

Dans nos articles « Windowed detrended cross-correlation analysis of synchronization processes » (Roume et al., 2017), et « Interpersonal synchronization processes in discrete and continuous tasks » (Ezzina et al., 2020) nous avons tenté d'introduire les trois champs théoriques pouvant expliquer les processus de synchronisation ; à savoir, l'approche du traitement de l'information, le modèle des oscillateurs couplés et le processus d'appariement des complexités.

3.1. L'approche du traitement de l'information

L'approche du traitement de l'information suppose que la synchronisation interpersonnelle repose essentiellement sur des processus représentationnels d'anticipation. Cette approche prend son origine dans des études sur la synchronisation sensorimotrice, en se concentrant sur la synchronisation de mouvements simples tels que le tapotement des doigts avec un métronome périodique (pour des revues, voir Repp, 2005; Repp & Su, 2013). Des preuves expérimentales ont montré que dans de telles situations, la synchronisation est obtenue par une correction de l'intervalle *inter-tapes* présent entre sur la base de la dernière asynchronie.

Vorberg et Wing (1996), et Pressing et Jolley-Rogers, (1997) proposent de rendre compte de ce processus par le modèle suivant:

$$I(n) = I^*(n) - aA(n-1) + g[B(n) - B(n-1)] \quad (9)$$

où $I(n)$ représente la série d'intervalles *inter-tapes* produite par le sujet, $I^*(n)$ les intervalles de temps fournis une horloge interne, et $A(n)$ l'asynchronie entre la n ème prise et le n ème signal de métronome. $B(n)$ est un processus de bruit blanc correspondant à l'erreur du moteur produite à la n ème *tape*. Comme dans les tâches de *tapping*, $I(n)$ est délimité par deux *tapes* successives, l'influence du bruit moteur est modélisée par le terme différencié $[B(n) - B(n-1)]$ (Wing et Kristofferson, 1973). Dans les premières formulations de ce modèle, $I^*(n)$ était considéré comme une source de bruit blanc non corrélée (Vorberg et Wing, 1996; Wing et Kristofferson, 1973). Cependant, l'analyse de séries prolongées a montré que l'horloge interne devrait plutôt être modélisé comme une source $1/f$ (Delignières, Lemoine, et Torre, 2004 ; Gilden, Thornton, et Mallon, 1995).

Puis la recherche s'est étendue à l'étude de la synchronisation avec les métronomes variables, présentant notamment des fluctuations fractales, censées représenter le type de fluctuations rencontrées en situation naturelle (Delignières et Marmelat, 2014 ; Hunt, McGrath, et Stergiou, 2014; Kaipust, McGrath, Mukherjee, et Stergiou, 2013; Marmelat, Torre, Beek, et Daffertshofer, 2014; Rankin et Limb, 2014; Torre, Varlet, et Marmelat, 2013). Ces expériences ont montré que la synchronisation, dans ces situations, était également réalisée par une correction discrète de la dernière asynchronie (Delignières et Marmelat, 2014; Thaut, Tian et Azimi-Sadjadi, 1998 ; Torre et al., 2013).

Enfin, cette approche a été étendue à la synchronisation interpersonnelle, en particulier dans l'étude du *tapping* synchronisé des doigts (Konvalinka, Vuust, et Roepstorff, 2010 ; Nowicki, Prinz, Grosjean, Repp, et Keller, 2013; Pecenka et Keller, 2011). Ici aussi, les résultats suggèrent que la synchronisation interpersonnelle est réalisée par une correction mutuelle de la dernière asynchronie. Le modèle initial peut être étendu pour le *tapping* synchronisé :

$$\begin{cases} I_1(n) = I_1^*(n) - a_1A_1(n-1) + g_1[B_1(n) - B_1(n-1)] \\ I_2(n) = I_2^*(n) - a_2A_2(n-1) + g_2[B_2(n) - B_2(n-1)] \end{cases} \quad (10)$$

où les index font référence aux participants 1 et 2, respectivement. Les asynchronies ($A_1(n)$ et $A_2(n)$) correspondent à l'intervalle de temps entre les n èmes tapes produites par les deux participants (alors $A_1(n) = -A_2(n)$).

3.2. Le modèle des oscillateurs couplés

Le modèle des oscillateurs couplés a été initialement développé pour rendre compte de la coordination bimanuelle (voir illustration 1) (Haken et al., 1985; Schöner et al., 1986). Ce modèle suppose un couplage continu entre les deux effecteurs, considérés comme des oscillateurs auto-entretenus, et pourrait s'exprimer comme suit:

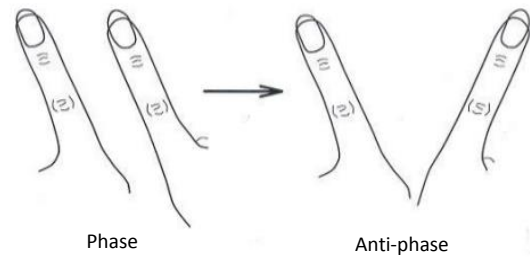


Illustration 1 : tâche bimanuelle en phase (gauche) et en antiphase (à droite)

$$\begin{cases} \ddot{x}_1 + \delta \dot{x}_1 + \lambda \dot{x}_1^3 + \gamma x_1^2 \dot{x}_1 + \omega^2 x_1 = (\dot{x}_1 - \dot{x}_2)[a + b(x_1 - x_2)^2] + q_1 \varepsilon_1 \\ \ddot{x}_2 + \delta \dot{x}_2 + \lambda \dot{x}_2^3 + \gamma x_2^2 \dot{x}_2 + \omega^2 x_2 = (\dot{x}_2 - \dot{x}_1)[a + b(x_2 - x_1)^2] + q_2 \varepsilon_2 \end{cases} \quad (11)$$

où x_i représente la position de l'oscillateur i et la notation pointée renvoie à la dérivation par rapport au temps. Le côté gauche des équations modélise la dynamique du cycle limite de chaque oscillateur, avec un paramètre de raideur linéaire (ω) et des paramètres d'amortissement (δ , λ et γ). Le côté droit représente la fonction de couplage déterminée par les paramètres a et b . $\varepsilon_{1,2}$ représentent des perturbations de bruit blanc qui affectent en permanence le système. Il a été démontré que ce modèle rend compte des caractéristiques empiriques typiques dans les tâches de coordination bimanuelle, telles que la stabilité différentielle des modes de coordination en phase et anti-phase, et la transition de la coordination anti-phase à la coordination en phase lorsque la fréquence d'oscillation est progressivement augmentée (Haken et al., 1985; Schöner et al., 1986).

Schmidt, Carello, et Turvey (1990) ont mis en évidence des caractéristiques similaires dans une tâche de synchronisation interpersonnelle: dans une expérience dans laquelle deux participants assis ont été invités à coordonner visuellement leurs jambes inférieures, ils ont

montré que les modèles de coordination de types *anti-phase* et *en phase* émergeaient comme des comportements intrinsèquement stables, l'*antiphase* étant moins stable que la coordination *en phase*. Les auteurs ont également mis en évidence une transition spontanée de l'*anti-phase* à la coordination *en phase* lorsque la fréquence d'oscillation était progressivement augmentée. Des résultats similaires ont été obtenus dans d'autres tâches interpersonnelles impliquant différents effecteurs (Richardson et al., 2007 ; Schmidt et al., 1998), ce qui suggère que le modèle d'oscillateurs couplés pourrait être étendu à la coordination interpersonnelle, pour des mouvements continus.

Contrairement à l'approche précédente, ce modèle suppose un couplage continu entre les deux systèmes et exclut toute forme de correction discrète, cycle à cycle, des asynchronies.

Dans le modèle initial, les deux oscillateurs étaient supposés être entraînés par le même paramètre de raideur (ω), stable sur des oscillations successives. Cependant, Torre et Delignières (2008) ont montré qu'un modèle plus réaliste devrait considérer ω comme présentant des fluctuations fractales dans le temps.

Considérant que le paramètre de raideur, dans l'équation (11), représente le principal déterminant de la fréquence des oscillations, Roume et al. (2018) ont proposé de traduire le modèle précédent au niveau du cycle comme suit, en utilisant la notation précédente:

$$\begin{cases} I_1(n) = I^*(n) + g_1 B_1(n) \\ I_2(n) = I^*(n) + g_2 B_2(n) \end{cases} \quad (12)$$

où $I^*(n)$ représente une « horloge interne » commune, correspondant à la série de raideurs dans Eq. (11), et les termes de bruit résumant les perturbations au niveau du cycle. Évidemment, le terme « horloge interne » ne se réfère pas dans ce modèle au concept originel d'horloge interne cognitive introduite par Wing et Kristofferson, (1973), mais à une propriété émergente des systèmes. Contrairement au modèle de l'Eq. (10), la synchronisation n'est pas obtenue au moyen d'une correction cycle à cycle des asynchronies, mais simplement par la présence d'une « horloge interne » commune.

3.3. L'appariement des complexités

Le concept d'appariement de complexité a été initialement introduit par West et al. (2008), et postule que le transfert d'information entre réseaux complexes est maximisé lorsqu'ils partagent une complexité similaire. Les auteurs ont montré que la réponse d'un réseau complexe à la stimulation d'un autre réseau est fonction de l'adéquation de leurs complexités. Mahmoodi et al. (2018) ont souligné le rôle des événements cruciaux dans un tel transfert d'informations: les événements cruciaux sont générés par les processus d'auto-organisation, et la série d'intervalles séparant les événements cruciaux successifs présente des propriétés en $1/f$. Le transfert d'information entre les systèmes se fait par l'harmonisation des propriétés fractales des séries d'intervalles des deux systèmes en interaction.

Marmelat et Delignières (2012) ont proposé d'appliquer ce cadre d'appariement de la complexité à la coordination interpersonnelle, présumant que les systèmes en interaction ont tendance à appairer leurs complexités, afin d'optimiser l'échange d'informations et d'améliorer leur synchronisation. Une telle harmonisation des complexités a en effet été observée dans plusieurs expériences (Abney et al., 2014; Almurad et al., 2017; Coey et al., 2016; Delignières et Marmelat, 2014; Marmelat et Delignières, 2012; Stephen et al., 2008).

Roume et al. (2018) ont proposé un modèle très général pour rendre compte de l'effet d'appariement de complexités entre deux systèmes en interaction. Ce modèle est assez similaire à celui préconisé pour le modèle de couplage continu, sauf que les deux systèmes ne sont pas pilotés par une « horloge interne » commune, mais tendent simplement à harmoniser leurs complexités:

$$\begin{cases} I_1(n) = I_1^*(n) + g_1 B_1(n) \\ I_2(n) = I_2^*(n) + g_2 B_2(n) \end{cases} \quad (13)$$

où $I_1^*(n)$ et $I_2^*(n)$ sont considérés comme des séries fractales cross-corrélées à long-terme. Comme le modèle précédent, l'hypothèse d'appariement de complexité suppose que la synchronisation est réalisée sans aucun processus de correction des asynchronies.

3.4. Trois approches ?

Les trois cadres théoriques que je viens de présenter ont constitué des bases fondamentales largement supportées dans leurs champs d'émergence respectifs, notamment dans le cadre de la synchronisation interpersonnelle. Toutefois, les tâches de synchronisation étudiées dans la littérature peuvent être très différentes. Par conséquent, chaque cadre théorique pourrait expliquer une tâche spécifique en fonction de sa nature.

En effet, l'approche du traitement de l'information, expliquée précédemment, a été développée pour rendre compte des processus de synchronisation observés lors de tâches discrètes tel que le *tapping* (Repp, 2005 ; Konvalinka et al., 2010). L'approche fondamentale des oscillateurs couplés semble pertinente pour décrire les tâches de synchronisation de mouvements continus (Schmidt et al., 1990). Finalement, l'approche de l'appariement des complexités est la plus récente, elle a été appliquée dans diverses tâches expérimentales tel que la marche (Almurad et al., 2018 ; Almurad et al., 2017). Les travaux de Delignières et al., (2016) et Almurad et al., (2017) ont proposé des formalismes statistiques permettant d'identifier les processus de synchronisation interpersonnelle. Dans la continuité de ces travaux, nous avons proposé, dans notre article « Windowed detrended cross-correlation analysis of synchronization processes » (Roume et al., 2018), une nouvelle méthodologie permettant d'étudier le phénomène de synchronisation lors de différentes tâches expérimentales tel que le *tapping* avec un métronome et la synchronisation bi-manuelle en plus des tâches de synchronisation interpersonnelles tels que la marche accompagnée et l'oscillation de pendule.

3.5. Evaluation de l'appariement des complexités : la WDCC

Les trois cadres théoriques présentés précédemment sont basés sur des hypothèses très distinctes, qui ne sont pas si faciles à distinguer dans les données expérimentales. Par exemple, l'appariement de complexités était initialement supposé être révélée par une correspondance étroite des propriétés d'échelle de la série produite par les deux partenaires en interaction. Cependant Delignières et Marmelat (2012) ont montré que l'appariement des

complexités pourrait simplement représenter la conséquence des corrections locales des asynchronies. De plus, Fine et al. (2015), dans une expérience où les dyades ont coordonné des pendules oscillants, ont montré que l'appariement de la complexité globale pouvait être lié au couplage continu local.

Dans nos travaux dans Roume et al. (2018) nous proposons une méthode pour distinguer sans ambiguïté ces trois hypothèses: l'analyse de corrélation croisée détendancée et fenêtrée (WDCC). Cette méthode calcule la fonction de corrélation croisée moyenne entre les séries produites par les deux partenaires, sur de courts intervalles (par exemple, 15 points successifs). Les données sont redressées dans chaque intervalle afin d'éviter des inflations parasites de corrélation dues à des signaux locaux non-stationnaires.

Nous avons proposé une analyse formelle des propriétés du WDCC. Nous avons d'abord soumis à analyse des séries produite par le modèle de correction des asynchronies (équation (10), voir figure 4). Cette simulation montre que la correction mutuelle des asynchronies devrait produire des pics positifs dans la fonction de corrélation croisée, aux retards (*lag*) 1 et -1 (dans le cas simple où les participants corrigent leurs performances actuelles sur la base de l'asynchronie précédente).

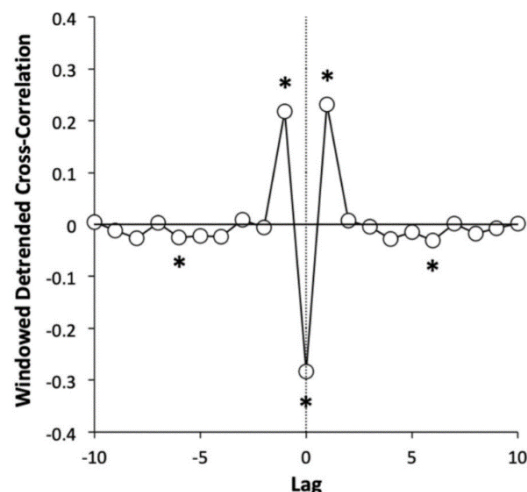


Figure 4: Fonction WDCC moyenne obtenue avec des séries simulées avec le modèle de correction des asynchronies (Eq. (10)).

Dans cette simulation, nous avons utilisé le même paramètre de correction pour les deux participants ($\alpha_1 = \alpha_2$), supposant un cas parfait de correction symétrique des asynchronies. Une relation leader / suiveur pourrait également être modélisée en attribuant différents paramètres aux participants (par exemple, $\alpha_1 > \alpha_2$). Dans ce cas, le décalage -1 WDCC est supérieur au décalage 1 WDCC, ce qui suggère que le participant 1 a tendance à suivre le participant 2, qui à son tour a tendance à diriger la synchronisation.

Nous avons proposé une analyse similaire avec des séries simulées avec le modèle d'oscillateur couplé (Eq. (11)). Les résultats sont reportés sur la figure 5. La caractéristique principale est un fort pic positif à décalage 0, ce qui n'est pas surprenant étant donné que les deux oscillateurs partagent la même série de raideur.

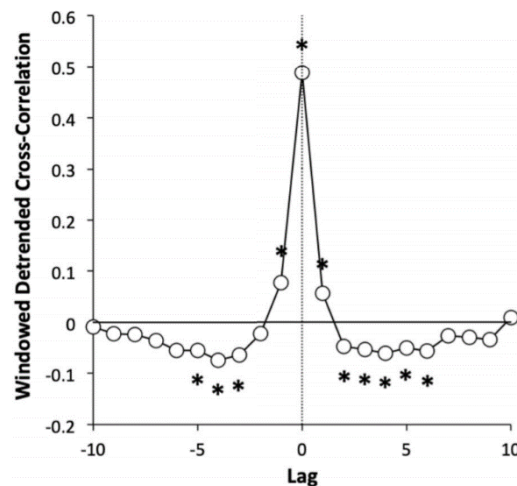


Figure 5: Fonction WDCC moyenne obtenue avec des séries simulées avec le modèle d'oscillateurs couplés (Eq. (11)).

Enfin, nous avons analysé les séries produites par le modèle d'appariement de complexité (Eq. (13)). Dans ce cas, $I_1^*(n)$ et $I_2^*(n)$ ont été modélisés avec des séries de corrélations croisées à long terme, obtenues avec la méthode décrite par Zebende (2011) et Balocchi et al. (2013). Les résultats sont présentés sur la figure 6 et sont assez similaires à ceux obtenus avec le modèle d'oscillateur couplé avec, cependant, un niveau de corrélation croisée généralement plus faible au décalage 0.

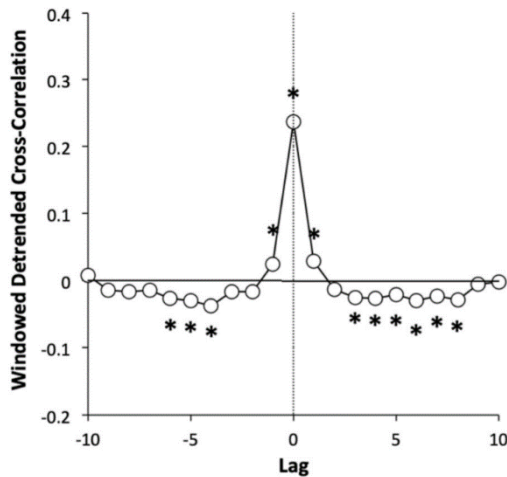


Figure 6: Foncton WDCC moyenne obtenue avec des séries simulées avec le modèle d'appariement de complexité (Eq. (13)).

3.6. La synchronisation et les processus temporels

Les cadres théoriques que nous avons présentés au début de ce chapitre ont été introduits sur la base de paradigmes expérimentaux très spécifiques. L'approche cognitive a principalement exploité des tâches rythmiques discrètes telles que le tapping digital (Repp, 2005), et l'approche dynamique de la coordination a fait référence à des tâches continues telles que les oscillations de l'avant-bras (Kelso, 1995). Cette observation est importante, car il a été démontré que des tâches discrètes et continues sollicitent des processus de synchronisation très différents (Delignières et al., 2004; Robertson et al., 1999), en tant que *timing événementiel* dans le premier cas, et *timing émergent* dans le second (Delignières et Torre, 2011; Ivry et al., 2002).

L'approche originelle du timing événementiel a été introduite par Wing et Kristofferson (1973a; 1973b), qui ont suggéré que dans les tâches discrètes telles que le *tapping* unimanuel, le comportement rythmique était régi par une horloge interne, générant des événements cognitifs périodiques qui déclenchent des réponses motrices discrètes. En revanche, Schöner (2002) a développé une théorie dynamique du timing, suggérant que dans des tâches continues telles que les oscillations de l'avant-bras, le comportement rythmique émerge des propriétés de l'effecteur, conçu comme un oscillateur auto-entretenu, et en particulier ses

propriétés de raideur. Ces deux modèles opposaient une conception cognitive descendante et à une approche ascendante ascendante du contrôle moteur. Cependant, Delignières et al. (2004), analysant les séries d'intervalles inter-tapes produits dans une tâche de *tapping* et la série de périodes produites pendant les oscillations de l'avant-bras, ont fourni un support pour les deux approches, suggérant la nature tâche-dépendante du timing.

Par extension, on pourrait évidemment émettre l'hypothèse que la synchronisation interpersonnelle, dans des tâches discrètes, était régie par des processus discrets, comme la correction mutuelle des asynchronies décrite par Eq (10). En revanche, la synchronisation en tâche continue devait être basée sur un couplage continu des effecteurs. Le premier objectif du présent travail était de tester cette hypothèse, dans des situations où les participants étaient invités à effectuer des tâches de synchronisation interpersonnelle, d'une part dans une tâche de *tapping*, et d'autre part dans une tâche d'oscillation de l'avant-bras.

Au-delà de la nature discrète / continue des tâches, on pouvait également s'interroger sur l'effet des informations disponibles pour soutenir la synchronisation. Dans les tâches discrètes, les informations essentielles semblent concentrées autour des événements locaux, en particulier l'asynchronie entre les tapes. Par conséquent, la concentration des informations sur ces événements ne devrait pas affecter les processus de synchronisation. En revanche, dans les tâches continues, un accès illimité au comportement du partenaire semble nécessaire pour réaliser la synchronisation. Ensuite, le deuxième objectif du présent travail était de comparer, dans les deux tâches, une situation où les informations étaient pleinement disponibles et une situation où les informations sur le comportement rythmique du partenaire étaient réduites à une série d'événements auditifs discrets.

3.7. Méthode

Participants

20 sujets (âge moyen: 22,5 ans +/- 4,3), 9 femmes et 11 hommes ont participé à l'expérience. Tous étaient droitiers et aucun d'entre eux n'avait une expertise particulière ou une pratique approfondie de la musique. Ils ont été répartis au hasard en 10 dyades.

Tâches et dispositifs

Chaque dyade a effectué deux tâches: *tapping* synchronisé des doigts et oscillations synchronisées de l'avant-bras. Les deux participants se sont assis face à face des deux côtés d'une table. Dans la première tâche, chaque participant avait son index droit sur un bouton poussoir fixé sur la table. Ils ont été invités à effectuer des *tapes* discrètes (l'index restant en extension entre deux *tapes* successives), et les deux participants ont été invités à synchroniser leurs *tapes* avec ceux de son/ sa partenaire. Dans la deuxième tâche, ils ont effectué des oscillations avec un joystick de 15 cm, avec un seul degré de liberté dans le plan frontal. Les participants ont été invités à effectuer des oscillations régulières, avec une amplitude d'environ 60 degrés de chaque côté de la position verticale, et à synchroniser leurs oscillations dans le temps et la direction avec celles de leur partenaire. La pronation maximale pour le participant A correspondait à la supination maximale du participant B, et vice-versa.

Chaque tâche a été effectuée suivant le paradigme de synchronisation-continuation: au début de chaque essai, le tempo était rythmé par un métronome régulier qui fournissait une série de 10 signaux auditifs, suivant une fréquence de 1 Hz. Dans la première tâche, les participants ont été invités à synchroniser leurs *tapes*. Dans la seconde tâche, ils devaient synchroniser la pronation maximale du participant A et la supination maximale du participant B, en suivant le tempo imposé par le métronome. Ensuite, le métronome était retiré et les dyades étaient invitées à poursuivre la tâche pendant 10 minutes, en suivant le tempo initial.

Ces deux tâches ont été effectuées dans deux conditions. Dans la condition « complète », les participants avaient un accès complet (visuel, auditif) au comportement de leur partenaire. Dans la condition « digitale », les participants étaient séparés par un rideau opaque pour éviter les informations visuelles, ils travaillaient sur des tables séparées pour éviter les informations proprioceptives et portaient des casques antibruit pour éviter toute information auditive. Ils recevaient seulement des informations via des écouteurs, sous forme de bips discrets, correspondant à la *tape* de leur partenaire dans la première tâche, et aux revirements d'oscillation dans la seconde. Donc, le participant A a entendu un bip lorsque le participant B était à son inversion en supination, et le participant B a entendu un bip lorsque le participant A était à son inversion en pronation.

Les quatre conditions expérimentales ont été réalisées dans un ordre aléatoire pour chaque dyade, et au sein de chaque dyade, les participants ont été assignés au hasard aux positions A ou B dans les tâches d'oscillation.

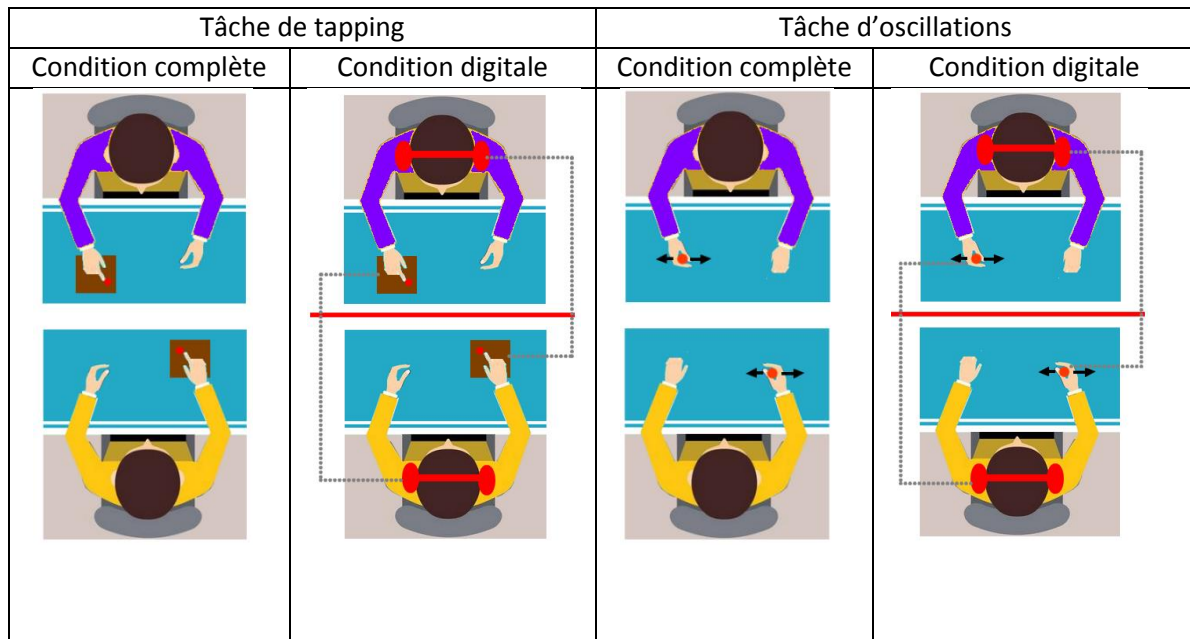


Illustration 2: Conditions expérimentales: De gauche à droite, tapotement en condition « complète », tapotement en condition « numérique », oscillations en condition « complète » et oscillations en condition « numérique ».

Collecte des données

Dans la tâche de tapping, les participants ont réalisé les tapes sur un micro-interrupteur (Technologie Service) et les intervalles inter-tapes ont été calculés comme la différence de temps entre les tapes successives. Dans la tâche d'oscillation, les mouvements angulaires ont été enregistrés avec un potentiomètre (BOURNS 6639S-1-103, résistance de 10k et linéarité de 15%) situé sur l'axe du joystick. La sortie était une onde sinusoïdale et un algorithme de recherche de pic a été utilisé pour déterminer la date des pics positifs (pronation) et négatifs (supination). Les périodes ont été calculées comme la différence de temps entre les pics positifs successifs, pour le participant A et entre les pics négatifs pour le participant B. Dans chaque série, nous avons supprimé les 10 premières données correspondant à la phase initiale

de synchronisation avec le métronome, et nous avons conservé les 512 données suivantes pour des analyses subséquentes. Dans les deux cas, les données ont été enregistrées via une carte d'acquisition National Instrument (NI USB-6002) avec une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz. Dans les conditions « digitales », nous avons utilisé un microcontrôleur Arduino Uno pour générer les bips. Dans la tâche de *tapping*, le microcontrôleur a émis un bip lorsqu'une tape a été détecté. Pour les tâches d'oscillation, le contrôleur a été programmé de sorte qu'il génère un bip à chaque passage à zéro, de positif à négatif, de la dérivée du signal pour le participant A, et chaque passage à zéro de négatif à positif pour le participant B.

Analyses statistiques

Nous avons d'abord caractérisé les séries d'intervalles de temps produits par chaque participant, en termes de moyenne et de variabilité (intervalles inter-tapes dans les tâches de *tapping* ou périodes dans les tâches d'oscillations). Étant donné que l'écart-type, dans de telles tâches prolongées, pouvait être fortement affecté par les dérives (Collier et Ogden, 2001), nous avons évalué la variabilité par le biais de la variance locale, définie comme la variance des incréments de la série (Marmelat, Torre et Delignières, 2012).

$$LV(I_i) = \text{Var}(I_i - I_{i-1}) \quad (14)$$

Afin d'évaluer les propriétés d'invariance d'échelle de la série d'intervalles de temps produits par les participants, nous avons appliqué l'analyse des fluctuations redressées (« *Detrended Fluctuation Analysis* », Peng et al., 1993). Nous avons utilisé l'algorithme DFA proposé par Almurad et Delignières (2016), basé sur une répartition régulière des points dans le graphe de diffusion. Enfin, pour chaque condition, nous avons calculé le coefficient de corrélation entre les échantillons d'exposants α caractérisant la série produite par les participants A et B.

Nous avons ensuite caractérisé la synchronisation au sein des dyades en calculant la série d'asynchronies. Notez que les positions A et B étant interchangeable dans les dyades et attribuées au hasard, nous avons écarté les signes en considérant les valeurs absolues des asynchronies. Enfin, afin d'obtenir une comparaison valide entre les conditions, nous avons calculé les asynchronies relatives (RelAsyn), définies comme la différence de temps entre les

deux événements produits par les participants A et B, divisée par l'intervalle précédent produit par le participant A:

$$RelAsyn_i = ABS(t_{Ai} - t_{Bi}) / I_{Ai} \quad (15)$$

Nous avons également calculé la variabilité (écart-type) de la variabilité relative. Toutes ces variables ont été analysées par une ANOVA à 2 facteurs : 2 Tâches (*Tapping* / *Oscillations*) X 2 Conditions (*Complète* / *Digitale*).

Enfin, nous avons appliqué l'algorithme WDCC (Roume et al., 2018), afin de révéler la nature de la synchronisation interpersonnelle. Nous avons calculé les fonctions de corrélation croisée, du décalage -10 au décalage 10, en considérant des fenêtres de 15 points de données. Nous avons utilisé la version glissante de WDCC: la fonction de corrélation croisée a été calculée sur le premier intervalle disponible (du point 11 au point 26), puis l'intervalle a été décalé d'un point, et le processus a été répété jusqu'au dernier intervalle disponible. Avant le calcul de chaque fonction de corrélation croisée, les données dans chacune des fenêtres des deux séries étaient linéairement redressées. Les fonctions de corrélation croisée sont ensuite moyennées point par point. Avant moyennage, les coefficients de corrélation croisée sont transformés en scores z-Fisher. Ces scores standardisés sont moyennés point par point et les moyennes sont ensuite retransformées dans la métrique des corrélations. Comme proposé par Roume et al. (2018) nous avons testé les signes de coefficients moyens avec des tests *t* de localisation bilatéraux, en comparant les valeurs obtenues à zéro.

Une première application du WDCC a révélé des relations évidentes de leader / suiveur au sein des dyades. Étant donné que les positions A et B ont été assignées au hasard pendant l'expérience, nous avons réorganisé les positions dans les dyades afin que le participant A soit systématiquement le suiveur et le participant B le leader, et nous avons recalculé les fonctions de WDCC.

3.8. Résultats

Nous présentons dans le tableau 1 la description des moyennes et des écarts-types pour les statistiques descriptives susmentionnées.

	Tapping		Oscillations	
	Full	Digital	Full	Digital
Intervalles (sec)	0.767 (0.095)	0.748 (0.079)	0.960 (0.099)	1.330 (0.222)
Variance locale (sec ²)	0.007 (0.004)	0.010 (0.004)	0.006 (0.003)	0.022 (0.013)
α DFA	0.892 (0.132)	0.906 (0.122)	0.881 (0.088)	0.944 (0.160)
Corrélation α DFA	0.986	0.982	0.963	0.991
Asynchronie relative (%)	6.363 (1.760)	10.583 (2.863)	4.227 (0.647)	8.240 (2.764)
Variabilité des asynchronies (%)	5.406 (1.972)	10.319 (4.715)	3.316 (0.614)	5.758 (1.327)

Tableau 1: Statistiques descriptives des séries et des asynchronies (écart-type entre parenthèses): intervalles de temps, variance locale, α DFA, corrélation entre les échantillons α DFA, asynchronies relatives et variabilité des asynchronies.

L'ANOVA sur les intervalles a révélé un effet principal de la tâche ($F(1,19) = 208,824$, $p < 0,01$, η^2 partiel = 0,917). Les moyennes d'intervalles étaient significativement plus élevées en oscillation qu'en tapping. Nous avons également obtenu un effet principal de la Condition ($F(1,19) = 32,430$, $p < 0,01$; η^2 partiel = 0,631), indiquant que les moyennes d'intervalles étaient significativement plus élevées en conditions digitales qu'en conditions complètes. L'effet d'interaction était également significatif ($F(1,19) = 59,352$, $p < 0,01$, η^2 partiel = 0,758). Des tests post-hoc de Sheffé ont révélé que les moyennes d'intervalles produites en oscillation numérique étaient plus élevées que celles produites dans toutes les autres conditions. Notez que dans la tâche d'oscillation, en condition numérique, les séries étaient souvent caractérisées par des dérives linéaires, révélant une augmentation progressive de la fréquence.

L'analyse de la variance locale a montré un effet principal de la tâche ($F(1,19) = 19,801$, $p < 0,01$, η^2 partiel = 0,510): la variance locale était plus élevée en oscillation qu'en tapping.

Nous avons obtenu un effet significatif pour la condition ($F(1,19) = 28,552, p < 0,01; \eta^2$ partiel = 0,600): la variance locale était plus élevée en conditions digitales qu'en conditions complètes. Enfin, l'effet d'interaction était également significatif ($F(1,19) = 21,207, p < 0,01, \eta^2$ partiel = 0,527). Le test de Scheffé a indiqué que la variance locale était plus élevée en oscillation numérique que dans les trois autres conditions.

Le calcul des exposants d'invariance d'échelle α DFA a révélé dans toutes les conditions la présence de fluctuations $1/f$, avec des valeurs α proches de 0,9. Il n'y a eu aucun effet pour la tâche ($F(1,19) = 0,301, p > 0,05$), ni pour la condition ($F(1,19) = 1,637, p > 0,05$), ni d'effet d'interaction ($F(1,19) = 1,818, p > 0,05$). Enfin dans toutes les conditions, nous avons observé une étroite corrélation entre les exposants α caractérisant les séries produites par les participants A et B.

L'analyse de l'asynchronie relative a révélé un effet principal pour la tâche ($F(1,9) = 14,765, p < 0,01, \eta^2$ partiel = 0,621): les asynchronies étaient plus élevées dans les tâches de *tapping* que dans les tâches d'oscillation. L'effet Condition était significatif ($F(1,9) = 36,409, p < 0,01, \eta^2$ partiel = 0,802): l'asynchronie relative était plus faible en conditions complètes qu'en conditions digitales. L'effet d'interaction n'était pas significatif ($F(1,9) = 0,018, p > 0,05$).

Enfin, pour la variabilité des asynchronies relatives, nous avons obtenu un effet principal pour la tâche ($F(1,9) = 28,983, p < 0,01, \eta^2$ partiel = 0,763): les asynchronies étaient plus variables pour le *tapping* par rapport aux tâches d'oscillation. L'effet Condition était significatif ($F(1,9) = 14,484, p < 0,01, \eta^2$ partiel = 0,617), montrant que les asynchronies étaient plus variables dans les conditions digitales. Il n'y avait aucun effet d'interaction ($F(1,9) = 2,197, p > 0,01$).

Nous présentons sur la figure 7 les fonctions de corrélation croisées fenêtrées, pour chaque condition expérimentale. L'observation la plus importante est que, dans toutes les conditions, nous avons obtenu des pics positifs aux décalages 1 et -1. Pour le *tapping* complet WDCC lag-1 = 0,30 ($t = 8,20, p < 0,01$) et WDCC lag 1 = 0,13 ($t = 5,01, p < 0,01$), pour le *tapping* digital WDCC lag-1 = 0,40 ($t = 9,89, p < 0,01$) et WDCC lag 1 = 0,17 ($t = 7,48, p < 0,01$), pour les oscillations complètes, WDCC lag-1 = 0,23 ($t = 10,51, p < 0,01$) et WDCC lag 1 = 0,10 ($t = 4,12, p < 0,01$), pour les oscillations numériques, WDCC lag-1 = 0,36 ($t = 8,17, p < 0,01$) et WDCC lag 1 =

0,18 ($t = 5,58, p < 0,01$). Ce résultat montre que dans toutes les conditions, la synchronisation impliquait une correction mutuelle des asynchronies.

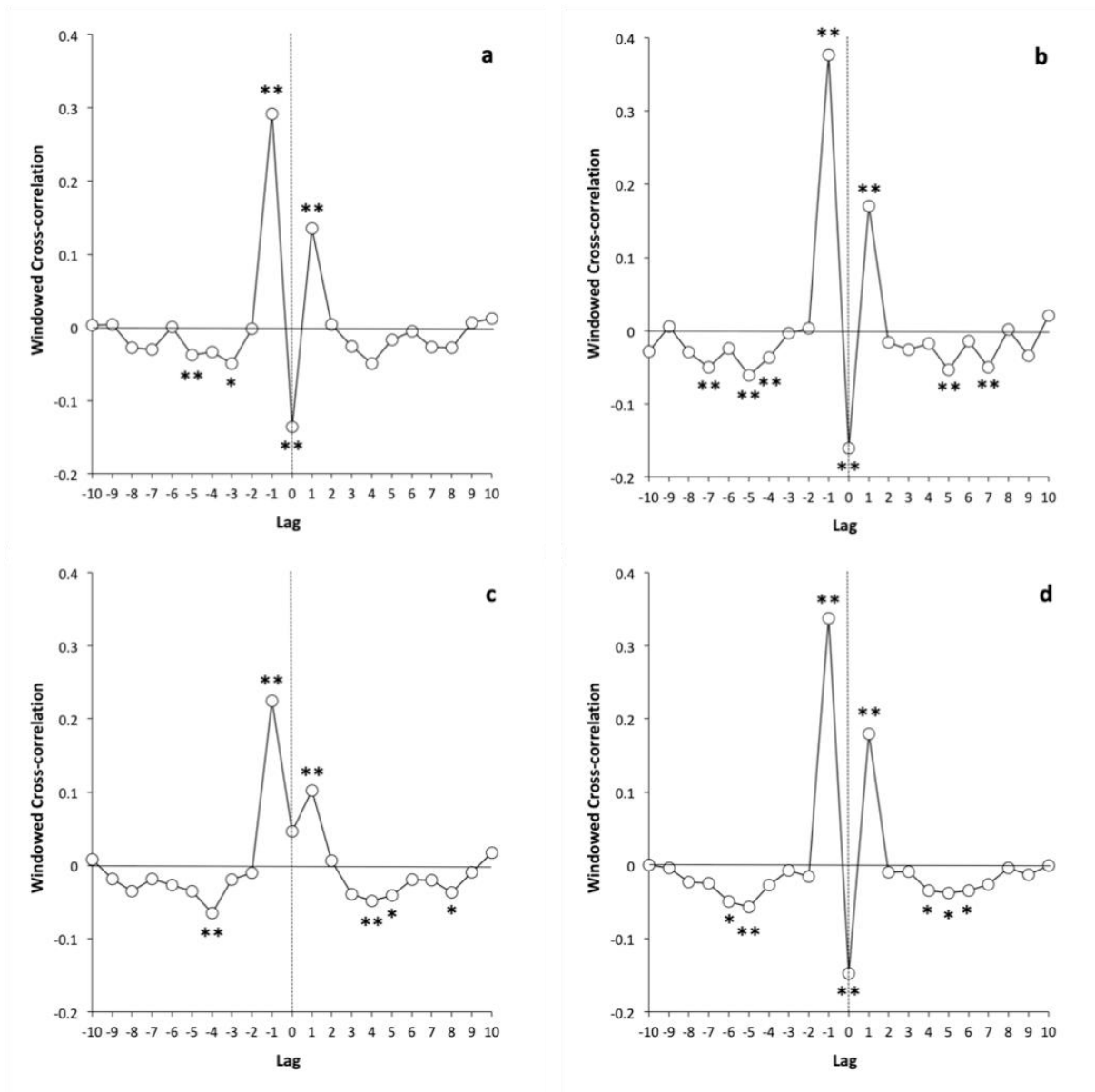


Figure 7: Fonctions de corrélation croisée détendancée en moyenne. Panneau a: Tapping complet, Panneau b: Tapping digital, Panneau c: Oscillations complètes, Panneau d: Oscillations digitales. (*: $p < 0,05$; **: $p < 0,01$).

En ce qui concerne la corrélation croisée moyenne au décalage 0, un pic négatif a été obtenu pour le tapping complet (WCC 0 = -0,14, $t = -3,78, p < 0,01$), pour le tapping numérique (WCC 0 = -0,17, $t = -3,91, p < 0,01$), et pour les oscillations numériques (WCC 0 = -0,15, $t = -5,24, p < 0,01$). En revanche, la corrélation croisée moyenne au décalage 0 était positive pour

l'oscillation complète, bien que non significativement différente de zéro (décalage WDCC 0 = 0,05, $t = 1,37$, $p > 0,05$).

3.9. Discussion

L'analyse des séries produites par les participants a révélé que l'intervalle moyen était plus long dans les oscillations que dans les tâches de *tapping*. Comme indiqué précédemment, ce résultat semble essentiellement lié à la présence de dérives linéaires en fréquence, apparaissant fréquemment dans les tâches d'oscillations. Torre et Delignières (2008) n'ont pas rapporté de tels résultats dans une expérience où les participants effectuaient individuellement des tâches de *tapping* et d'oscillation. En coordination interpersonnelle, le maintien du tempo initial semble plus difficile dans les tâches d'oscillations. Cela pourrait être lié à la nature émergente des processus de synchronisation impliqués dans ces tâches. L'intervalle moyen était également plus élevé dans les conditions digitales, et en particulier dans les tâches d'oscillations, ce qui suggère que la limitation de la quantité d'information disponible perturbe le maintien du tempo prescrit. Bien que nous ayons utilisé la variance locale plutôt que globale, nous avons trouvé des effets similaires concernant la variabilité des séries.

En revanche, les asynchronies étaient plus faibles et moins variables dans les oscillations que dans les tâches de *tapping*. À notre connaissance, ce résultat n'a jamais été rapporté dans la littérature. Cela pourrait être lié au caractère discret des tapes, qui sont censées être déclenchées brusquement sur la base de processus cognitifs d'anticipation. En revanche, les oscillations permettent des adaptations plus appropriées, la correction étant répartie sur une grande partie du cycle des oscillateurs (Torre et al., 2010). Enfin, les asynchronies étaient plus grandes et plus variables dans des conditions digitales, mettant en évidence le rôle essentiel de l'information visuelle dans la synchronisation.

Le principal résultat de cette expérience est la mise en évidence systématique de processus de correction d'erreurs, quelle que soit la tâche (*tapping* ou oscillations) et les conditions de pratique (complète ou digitale). Si l'on pouvait s'attendre à ce résultat dans des tâches de *tapping* simultanées (voir Konvalinka et al., 2010), cela semble plus surprenant dans les tâches

d'oscillation, quand on connaît le nombre d'expériences qui ont utilisé le cadre conceptuel des oscillateurs couplés dans ce type de tâche (par exemple, Fine, et al., 2015; Peper, Stins, et De Poel, 2013; Ouwehand et Peper, 2015; Schmidt, Bienvenu, Fitzpatrick, et Amazeen, 1998). Ce résultat rappelle cependant celui obtenu il y a quelques années par Delignières et Marmelat (2014), dans une tâche où les participants devaient synchroniser les oscillations des pendules. Dans cette expérience, les participants étaient assis côte à côte, entre les deux pendules. Le participant A tenait son pendule avec la main droite et le participant B avec la main gauche. Les pendules oscillaient dans le plan sagittal, ils avaient une longueur de 0,48 m (du bas de la poignée au bas du pendule), et une masse de 0,150 kg était fixée au bas de chaque pendule. Les auteurs ont rapporté une fonction de corrélation croisée fenêtrée qui mettait également en évidence des processus de correction discrets, avec des pics positifs aux décalages -2 et -1, et aux décalages 1 et 2. Dans cette situation, les corrections mutuelles ne se concentraient pas uniquement sur l'asynchronie précédente, mais sur les deux dernières asynchronies (figure 8). Dans deux expériences différentes, différant dans les positions respectives des participants dans les dyades (face à face vs côte à côte), et par la nature des oscillations (petits joysticks vs longs pendules), on a donc mis en évidence des processus similaires de correction mutuelles discrètes.

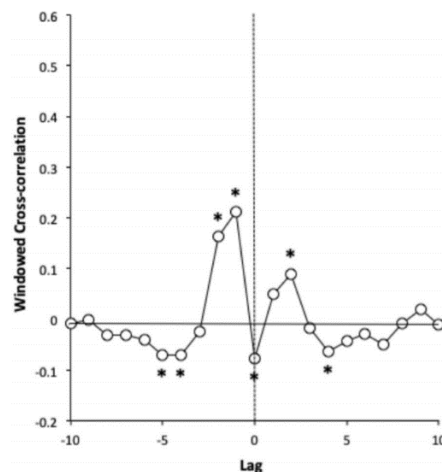


Figure 8: Fonction de corrélation croisée détendancée fenêtrée, dans une expérience où les participants ont été invités à osciller les pendules en synchronie. Adapté de Delignières et Marmelat (2014).

Les fonctions WDCC présentent un autre résultat intrigant, pour le décalage 0 CC, avec des coefficients négatifs pour les tâches de *tapping* et pour les oscillations en condition numérique, mais positifs (bien que non significatifs), en condition d'oscillations complètes. Nous avons précédemment présenté sur la figure 8 la fonction WDCC moyenne obtenue avec des séries simulées avec le modèle de correction des asynchronies (Eq. 10). Dans cette simulation, les deux horloges internes $I^*_1(n)$ et $I^*_2(n)$ ont été modélisées comme sources indépendantes en $1/f$.

Roume et al. (2018) ont analysé l'effet de la simulation de divers niveaux de corrélation croisée entre les deux horloges internes. Nous présentons sur la figure 9 quelques résultats typiques qu'ils ont obtenus. De droite à gauche, cette figure montre les fonctions WDCC obtenues (1) pour des horloges indépendantes ($r = 0$), (2) pour deux horloges à corrélation croisée modérée ($r = 0,5$) et (3) pour des horloges identiques ($r = 1$). Les coefficients de corrélation croisée lag - 1 et lag 1 n'ont pas été affectés par la manipulation de la corrélation croisée entre les « horloges internes ». En revanche, la corrélation croisée au décalage 0 était négative lorsque les horloges internes étaient indépendantes, et augmentait progressivement vers des valeurs positives à mesure que les horloges internes devenaient de plus en plus corrélés.

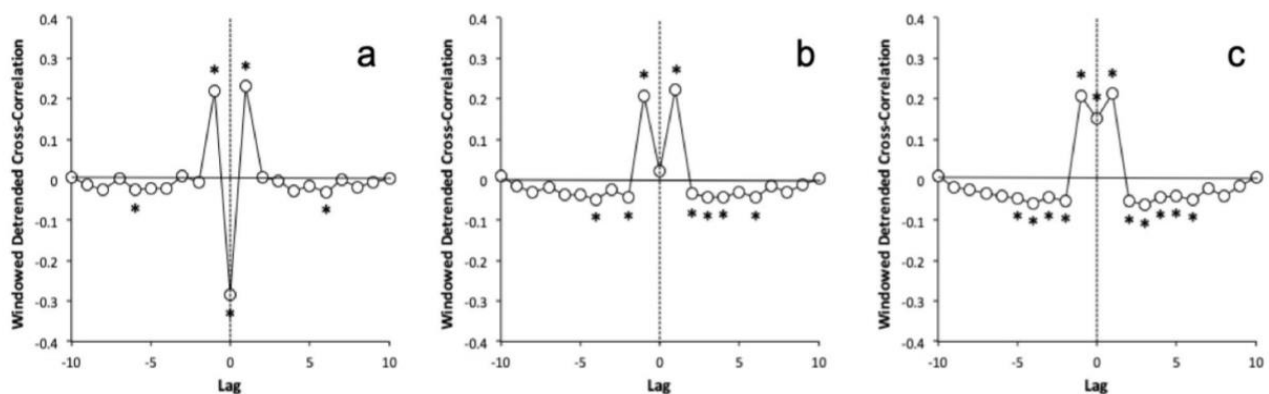


Figure 9: Fonctions WDCC moyennes, obtenues par simulation du modèle de correction des asynchronies (Eq. 10), avec différents niveaux de corrélation croisée entre les deux horloges internes. a: horloges indépendantes; b: horloges à corrélation croisée de portée moyenne ($r = 0,5$); c: horloges identiques (adapté de Roume et al., 2018).

Les résultats de la présente expérience suggèrent que dans les tâches de *tapping*, les deux horloges internes restent indépendantes, et que la synchronie est essentiellement obtenue

grâce à une correction de l'asynchronie mutuelle. La fonction WDCC pour la tâche d'oscillation « complète » montre que les « horloges internes » sont (modérément) corrélés entre elles, ce qui suggère un léger appariement de complexité entre les deux participants. L'idée de modèles mixtes, combinant des corrections d'asynchronies discrètes et un appariement de complexité, a déjà été proposée par Roume et al. (2018). Par exemple, dans la marche côte à côte, la synchronisation semble principalement obtenue grâce à l'appariement des complexités, mais un léger processus de correction des asynchronies est également présent dans les fonctions WDCC (voir également Almurad et al., 2018). La synchronisation semble dominée par un processus, mais ajustée par un second. Dans la tâche d'oscillation, la synchronisation est clairement dominée par la correction des asynchronies. Fait intéressant, l'effet d'appariement des complexités disparaît lorsque des oscillations sont effectuées en condition digitale, ce qui suggère qu'un accès complet aux informations relatives au comportement du partenaire est essentiel pour l'émergence de l'appariement des complexités.

Nous avons trouvé une corrélation étroite entre les exposants α , dans toutes les conditions. Cette corrélation était parfois considérée comme une signature de l'appariement de complexité (Den Hartigh, Marmelat, et Cox, 2018; Marmelat et Delignières, 2012; Stephen et al., 2008). Cependant, Delignières, Almurad, Roume, et Marmelat (2016) ont émis des doutes quant au fait que cet appariement statistique entre exposants mono-fractals puisse représenter une signature non ambiguë d'un véritable appariement des complexités. Ils ont proposé une méthode plus contraignante, basée sur la corrélation entre les spectres multifractaux caractérisant les séries produites par les participants.

Les résultats actuels suggèrent que la corrélation étroite entre les exposants α n'est que la conséquence de la synchronisation et ne fournit pas d'informations sur les processus qui sous-tendent la synchronisation. En revanche, l'obtention d'un pic positif à décalage 0 dans la fonction WDCC moyenne représente une signature non ambiguë de la présence d'un effet d'appariement des complexités (Roume et al., 2018).

3.10. Conclusion

Le principal résultat de cette étude est l'ubiquité de la correction discrète des asynchronies, dans les quatre conditions expérimentales. Cela était attendu pour les tâches de *tapping*, mais sa mise en évidence dans les tâches d'oscillations remet en question la pertinence de la perspective de la dynamique de coordination dans la synchronisation interpersonnelle. Comme indiqué dans l'introduction, le modèle des oscillateurs couplés a reçu un soutien considérable dans les expériences interpersonnelles (Fine et al., 2015; Richardson et al., 2007; Schmidt et al., 1998, 1990; Schmidt & Richardson, 2008; Schmidt & Turvey, 1994). Dans leur article fondateur, Schmidt et al. (1990) ont montré que les principales caractéristiques mises en évidence dans la coordination bimanuelle (c'est-à-dire l'émergence de deux modes de coordination stables, en phase et anti-phase, l'antiphase étant moins stable que le mode en phase, et une transition de l'anti-phase au mode de coordination en phase sous une augmentation de la fréquence de stimulation), étaient également présents dans la coordination interpersonnelle, soutenant l'extension de la pertinence du modèle HKB au cas interpersonnel. Une attente peut-être plus contraignante du modèle HKB est l'effet d'une différence entre les fréquences propres des deux oscillateurs, qui est censée produire un décalage de phase typique dans la coordination. Cet effet a également été observé dans la coordination interpersonnelle, renforçant la pertinence du modèle des oscillateurs couplés dans de telles situations (Fine et al., 2015; Schmidt et al., 1998). Nous concevons que nos résultats dans cette étude pourraient être décevants à cet égard, et nous avons évidemment questionné les procédures expérimentales que nous avons utilisées dans cette étude, mais sans trouver d'explication convaincante pour cette mise en évidence récurrente d'une correction discrète des asynchronies. Nous invitons nos collègues à appliquer notre analyse WDCC sur leurs données d'origine, afin de vérifier la présence éventuelle d'une correction discrète des asynchronies, et également d'évaluer le niveau de corrélation croisée de décalage 0 entre leurs séries. Dans les résultats actuels, cette corrélation croisée suggérait souvent l'indépendance des séries de raideur caractérisant les deux systèmes. Nous ne sommes pas sûrs que la fonction de couplage continu définie dans le modèle HKB soit capable de faire face à cet écart entre les systèmes en coordination. Un effort théorique devrait être nécessaire pour concilier ces résultats contradictoires dans un modèle réunifié.

Chapitre 4

L'appariement des complexités pour la restauration de la complexité de la marche chez les personnes âgées

“Problems can become opportunities when the right people come together”

Robert Redford

Dans les chapitres précédents, nous avons évoqué le phénomène de perte de complexité induit par l'avancée en âge ou la pathologie, retrouvé notamment dans la marche chez les personnes âgées. En effet, l'analyse de la dynamique de la durée des pas pendant la marche a mis en évidence une perte de complexité chez les personnes âgées par rapport aux sujets jeunes et en bonne santé. Les travaux de Hausdorff et al., (1997) ont mis en évidence une corrélation entre cette perte de complexité et la propension à chuter. De plus, la théorie de l'appariement des complexités suggère que lorsque deux systèmes de niveaux de complexité différents interagissent, le plus complexe tend à attirer le moins complexe, ce qui augmente la complexité de ce dernier (Mahmoodi, West, et Grigolini, 2018).

Par conséquent, notre étude, faisant l'objet de l'article « Restoring walking complexity in elderly through arm-in-arm walking: In search for a possible experimenter effect » (Ezzina et al., en révision), propose de tester l'effet d'un entraînement prolongé à la marche synchronisée sur la complexité du système de locomotion des personnes âgées. En effet, l'idée consiste à inviter le sujet senior à marcher en étroite synchronie avec un jeune accompagnateur en bonne santé, leur synchronie sera régie par un effet de d'appariement des complexités et entraînerait une augmentation de la complexité de la marche chez le participant plus âgé.

Les hypothèses expérimentales étaient les suivantes:

- Si une personne âgée est invitée à marcher en synchronie, bras dessus bras dessous avec un jeune guide en bonne santé, nous devrions observer un effet d'appariement des complexités au sein de la dyade.
- Compte tenu de l'asymétrie des complexités (les participants plus âgés présentant des niveaux de complexité inférieurs à ceux de leur compagnon), l'appariement des complexités devrait entraîner une augmentation de la complexité chez la personne âgée.
- Un entraînement prolongé de la marche en synchronie avec des partenaires sains devrait induire une restauration pérenne de la complexité chez les participants plus âgés.

Ces hypothèses doivent être vérifiées quel que soit l'expérimentateur servant de guide au cours du protocole.

4.1. Méthode

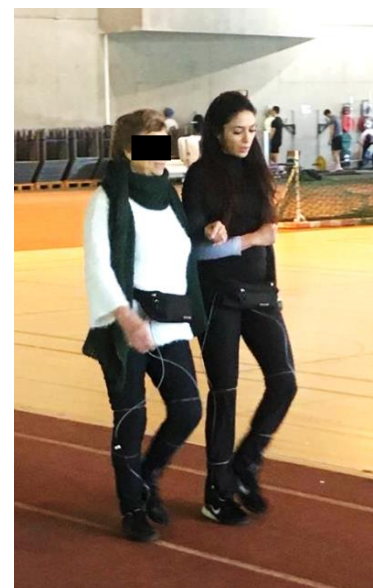
Participants

11 participants (3 hommes et 8 femmes, âge moyen: $72,18 \pm 8,0$) ont été impliqués dans l'étude. Ils ont été recrutés au sein d'associations ou via des publicités auprès des professionnels de santé. Ils ne présentaient aucune contre-indication à la pratique de la marche autonome (pathologies musculo-squelettiques, cardiovasculaires, respiratoires ou neurologiques). Ils ont été répartis au hasard en deux groupes : un groupe expérimental (N = 6, 1 homme et 5 femmes, âge moyen: $69,83 \text{ ans} \pm 7,2$, poids moyen: $78,33 \text{ kg} \pm 12,5$, taille moyenne: $166,67 \text{ cm} \pm 11,5$) et un groupe contrôle (N = 5, 2 hommes et 3 femmes, âge moyen: $75,3 \text{ ans} \pm 8,8$, poids moyen: $74 \text{ kg} \pm 10,4$, taille moyenne: $165,2 \text{ cm} \pm 10,3$). Deux expérimentateurs ont accompagné les sujets en tant que « guides sains » (2 femmes, 28 et 46 ans, respectivement). Chaque guide a accompagné la marche de 6 participants du groupe expérimental et 5 participants du groupe contrôle.

Cette étude a été menée conformément à la Déclaration d'Helsinki de 1964 et validée par le Comité d'examen international Euromov (n ° 1711C). Les participants ont signé un formulaire de consentement éclairé et n'ont pas été récompensés pour leur participation.

Procédure expérimentale

Le protocole expérimental a été réalisé sur une piste d'athlétisme couverte (circonférence 200 m). Les participants ont été invités à effectuer un entraînement à la marche pendant quatre semaines consécutives. Chaque semaine comprenait trois séances d'entraînement, exécutées le lundi, le mercredi et le vendredi. Au cours de chaque session, les participants devaient effectuer quatre séquences de marche de 15 minutes. Lors de la séance du lundi, les participants commençaient par une séquence solo pendant laquelle ils devaient marcher seuls, de la manière la plus régulière possible, pendant 15 minutes, à leur



vitesse préférentielle. Cette séquence solo nous a permis d'évaluer la complexité de la série de durées de pas produites par le sujet au début de chaque semaine. Nous évaluons donc le niveau de complexité du système de locomotion des sujets en début de chaque semaine d'entraînement.

Chaque participant était accompagné de son guide pour tous les autres essais des séquences de marche de la semaine (3 séquences le lundi, 4 séquences le mercredi et 4 séquences le vendredi) (voir tableau 2). Les participants du groupe expérimental marchaient bras-dessus-bras-dessous avec leur expérimentateur avec une instruction explicite leur demandant de synchroniser leurs pas avec ceux de leur guide. Les participants du groupe contrôle marchaient à côté de leur guide sans contact physique et sans aucune instruction de synchronisation. Pour les deux groupes, l'expérimentatrice adaptait sa vitesse de marche à celle du participant.

Semaine 1	Lundi	Solo	Duo	Duo	Duo
	Mercredi	Duo	Duo	Duo	Duo
	Vendredi	Duo	Duo	Duo	Duo
Semaine 2	Lundi	Solo	Duo	Duo	Duo
	Mercredi	Duo	Duo	Duo	Duo
	Vendredi	Duo	Duo	Duo	Duo
Semaine 3	Lundi	Solo	Duo	Duo	Duo
	Mercredi	Duo	Duo	Duo	Duo
	Vendredi	Duo	Duo	Duo	Duo
Semaine 4	Lundi	Solo	Duo	Duo	Duo
	Mercredi	Duo	Duo	Duo	Duo
	Vendredi	Duo	Duo	Duo	Duo

15mn
15mn
15mn
15mn

Tableau 2 : Architecture du protocole expérimental

Entre deux séquences de marche successives, les participants avaient un temps de récupération d'environ 10 à 15 minutes. Tous les participants ont effectué la même quantité d'entraînement (44 séquences, 12 heures de marche). La différence entre le groupe

expérimental et le groupe contrôle ne concernait que le contact physique et la synchronisation des pas pendant la marche.

Enfin, les participants ont effectué un post-test (séquence solo) deux semaines après la fin du protocole (semaine 7).

Collecte des données

Nous avons enregistré des données via deux semelles contenant des capteurs sensibles à la force (FSR) posés au niveau du talon. Les semelles étaient connectées à un déclencheur Schmitt (LM 393AN), un appareil qui rend numérique le signal analogique des capteurs FSR. De plus, ce système élimine le bruit du signal d'origine et active les capteurs FSR tels qu'un interrupteur (marche / arrêt). La sortie du déclencheur Schmitt était connectée à l'interface GPIO d'un modèle Raspberry Pi A +. Un dongle Wi-Fi (EDIMAX EW7811Un) connecté au port USB du Raspberry a été configuré comme Hotspot, ce qui a permis de



lancer et de distancer les deux appareils. Nous avons développé un petit boîtier contenant le Raspberry Pi, le déclencheur Schmitt et une batterie (2000 mAh). Cet appareil a été placé dans un sac porté à la ceinture des participants et des guides lors du protocole d'entraînement (voir la photo). Le sac dans son intégralité pesait 0,4 kg. Concernant le logiciel d'acquisition, nous avons propulsé le Raspberry Pi par la version de la distribution Raspbian du 9 février 2016. Ensuite, pour enregistrer les données, nous avons écrit un script en Python 3, qui utilise l'horloge interne du Raspberry pour chronométrer chaque touche du talon contre le sol, puis calculer la série de durées de pas du sujet et de son guide.

Analyse statistique

Dans cet article, toutes nos analyses ont été réalisées sur la série des durées de foulée de la jambe droite. Chaque série brute contenait entre 700 et 1400 points de données. Lors de l'analyse des données de cette expérience, nous avons noté des tendances locales liées aux

périodes d'augmentation ou de diminution de la vitesse de marche, en particulier au début de la série, en raison du temps nécessaire aux participants pour atteindre une vitesse confortable pour effectuer son essai. Par conséquent, comme nous savons que les analyses fractales peuvent être faussées en raison des tendances locales dans la série, ces phases d'accélération / décélération ont été supprimées pour chaque série.

Les séquences solos avaient une longueur moyenne de 647.58 points (+/- 191, max = 1101, min = 222) et les séquences duos avaient 633.78 points (+/- 140, max = 1004, min = 222). La majorité des séries enregistrées présentaient le nombre minimum de points requis pour une analyse fractale valide (Delignières et al., 2006).

Nous avons utilisé l'analyse de la fluctuation détendancée (Peng et al., 1994) pour estimer la complexité de chaque série de données. Pour cette analyse, nous avons choisi de commencer les intervalles de 10 à $N/2$ (N étant la longueur de la série). Nous avons utilisé l'algorithme proposé par Almurad et Delignières (2016), qui s'est avéré aboutir à une meilleure estimation d'invariance d'échelle.

Afin d'évaluer les effets du protocole expérimental sur la complexité des séries de foulées dans les essais solos, nous avons appliqué une ANOVA à 2 facteurs : 2 (groupe) X 5 (semaine), avec des mesures répétées sur le deuxième facteur (comprenant les 4 semaines du protocole d'entraînement et le post-test). Nous avons utilisé le test post-hoc Fisher LSD pour localiser les effets ANOVA significatifs. Dans un second temps, nous avons appliqué une ANOVA à 7 facteurs (semaine), avec des mesures répétées, afin d'évaluer la persistance des effets de la marche synchronisée dans le groupe expérimental sur les trois post-tests réalisés après la fin du protocole de rééducation.

Enfin, afin de comparer nos données avec celles obtenues par Almurad et al. (2018), nous avons appliqué une ANOVA à 3 facteurs: 2 (groupe) X 5 (semaine) X 2 (guide), avec des mesures répétées sur le deuxième facteur (incluant les 4 semaines du protocole et le post-test à 2 semaines).

Nous avons appliqué l'analyse de corrélation croisée redressée fenêtrée (WDCC) proposée par Roume et al. (2018) pour évaluer la nature et la force de la synchronisation entre les dyades lors des essais en duo. Le WDCC calcule la fonction de corrélation croisée dans de courtes

fenêtres de 15 points, avec des décalages allant de -10 à 10. Les données sont linéairement redressées dans chaque intervalle avant le calcul des coefficients de corrélation croisée. Une procédure de fenêtre glissante est utilisée pour obtenir plusieurs évaluations de la fonction de corrélation croisée, et enfin une fonction moyenne a été calculée. Les signes des coefficients de corrélation croisée avec les tests t de localisation bilatéraux, comparant les valeurs obtenues à zéro (Roume et al., 2018).

4.2. Résultats

Nous présentons sur la figure 10 les fonctions WDCC moyennes pour les 4 semaines du protocole, pour le groupe expérimental (figures du haut) et le groupe contrôle (figures du bas). Ces fonctions présentaient systématiquement un pic positif au décalage 0, révélant la synchronisation immédiate attendue d'un effet d'appariement des complexités. Le pic avait une valeur moyenne plus élevée pour le groupe expérimental (environ 0,3) que dans le groupe contrôle (environ 0,1). Ces résultats permettent de confirmer que la marche synchronisée bras-dans-bras était dominée par un effet d'appariement de complexité. Les résultats observés dans le groupe contrôle suggèrent une synchronisation légère, voire intermittente. Dans le groupe expérimental, ces fonctions ont également révélé des pics positifs significatifs entre le décalage -1 et le décalage 1, suggérant un processus de correction des asynchronies discrètes (marginal) (voir Roume et al., 2018, pour une analyse plus détaillée des propriétés du WDCC). Notez que ce processus discret est asymétrique, suggérant que les participants ont corrigé la durée de foulée actuelle sur la base de l'asynchronie précédente avec leur guide (pas précédent). Ces corrections discrètes n'étaient pas perceptibles dans le groupe contrôle.

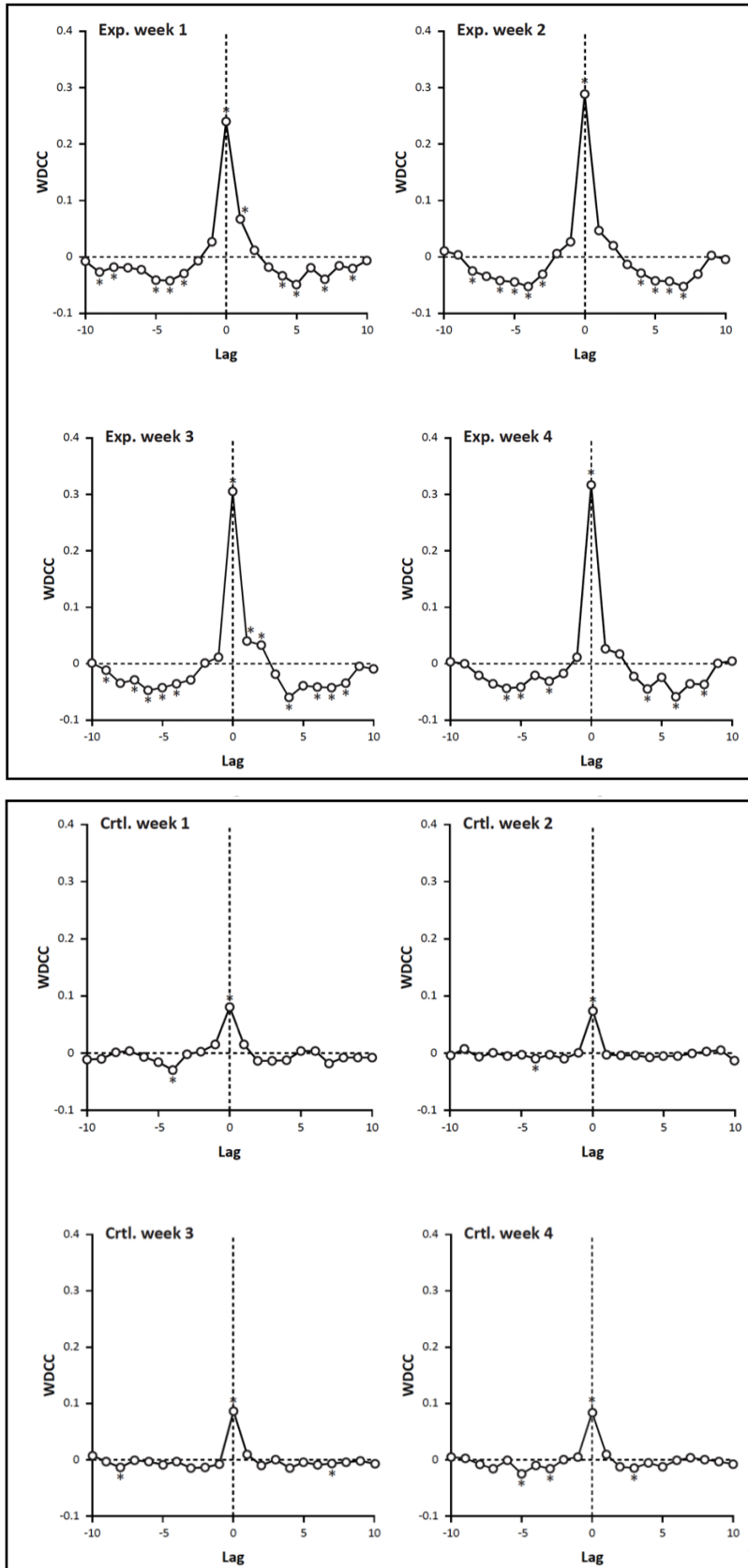


Figure 10: évolution de la fonction de corrélation croisée détendancée fenêtrée, pour le groupe expérimental (figure du haut) et le groupe contrôle (figure du bas), au cours des quatre semaines de l'expérience. *: coefficient significativement différent de zéro ($p < 0,05$).

Nous rapportons dans le tableau 3 la moyenne et l'écart type des estimations de α -DFA, pour chaque groupe et chaque séquence solo, pour les quatre semaines du protocole de rééducation et le premier post-test, et dans le tableau 4 les résultats de l'ANOVA à deux facteurs réalisée sur les échantillons associés. Ces résultats sont illustrés à la figure 11, dans une combinaison de boîtes à moustaches et de nuages de points (Campbell, 2020). L'ANOVA a révélé un effet d'interaction significatif entre le groupe et la semaine ($F(4,36) = 4.413, p = 0.005, \text{partial } \eta^2 = 0.329$), et le test post-hoc Fisher LSD a montré une différence significative entre l' α -DFA moyen obtenu dans le groupe expérimental au cours de la quatrième semaine et le post-test d'une part, et toutes les autres moyennes d'autre part ($p < 0,01$). Le test post-hoc a également révélé une différence significative, pour le groupe expérimental, entre l'exposant DFA moyen observé au cours de la troisième semaine et celui du début de l'expérience ($p < 0,05$). Ces résultats ont confirmé qu'une expérience prolongée de marche accompagnée et synchronisée, avec un guide jeune et en bonne santé, permet de restaurer la complexité de la marche chez les participants âgés. De plus, cet effet persiste deux semaines après la fin des entraînements.

	Semaine 1	Semaine 2	Semaine 3	Semaine 4	Post-test
Groupe expérimental ($n = 6$)	0.777 (0.073)	0.798 (0.109)	0.863 (0.087)	0.959 (0.097)	0.964 (0.075)
Groupe contrôle ($n = 5$)	0.845 (0.063)	0.810 (0.145)	0.808 (0.043)	0.837 (0.047)	0.827 (0.048)

Tableau 3: Estimations moyennes de α -DFA (écarts types entre parenthèses), pour chaque groupe et chaque séquence solo, pour les quatre semaines du protocole expérimental et du premier post-test.

	dl	F	p	Eta carré partiel η^2
Groupe	1	1.715	.222	0.160
Erreur	9			
Semaine	4	4.816	.003	0.349
Semaine X Groupe	4	4.413	.005	0.329
Erreur	36			

Tableau 4: Résultats de l'ANOVA à 2 facteurs: 2 (groupe) X 5 (semaine).

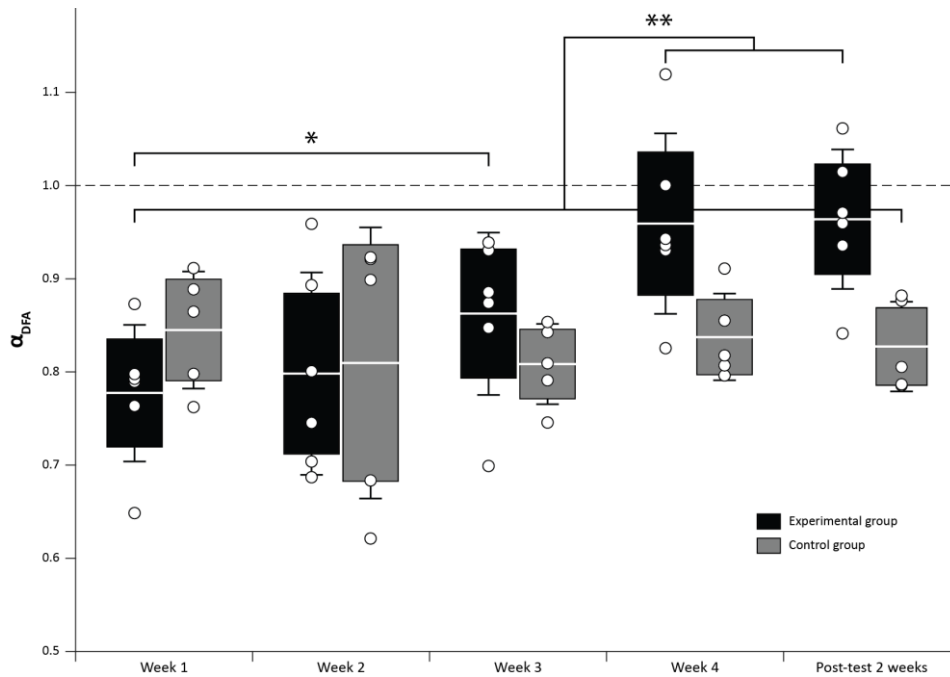


Figure 11: Evolution des exposants α -DFA calculés pour les participants au cours des séquences solo (noir: groupe expérimental, gris: groupe témoin), sur les quatre semaines de protocole et le post-test. Le graphique présente une combinaison de boîtes à moustaches et de nuages de points (Campbell, 2020). L'interaction Groupe X Semaine était significative ($F(4,36) = 4,413$, $p = 0,005$, η^2 partiel = $0,329$). *: $p < 0,05$; **: $p < 0,01$.

Nous rapportons sur la figure 12 l'évolution des exposants moyens α -DFA au cours des quatre semaines du protocole expérimental, pour les séquences solo et duo. Le graphique du haut représente les résultats du groupe expérimental, et celui du bas ceux du groupe contrôle. Ces graphiques mettent en évidence le niveau de complexité plus faible des participants, lors des séquences solos, notamment au début de l'expérience, par rapport à celui de leur guide. Ils illustrent également l'attraction de la complexité des participants vers celle de leur guide lors de séquences en duo, dans le groupe expérimental. A noter que cette convergence des exposants α -DFA est apparue très précocement, dès la première semaine de l'expérience. Cette convergence paraît moins perceptible dans le groupe contrôle. Enfin, le niveau de l'exposant α -DFA moyen dans le groupe expérimental atteint au début de la quatrième semaine le niveau du guide, au cours du test solo, ce qui n'était pas le cas pour le groupe contrôle.

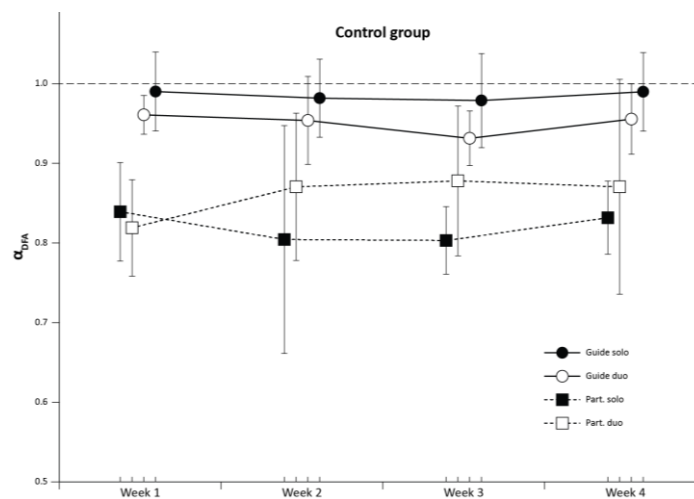
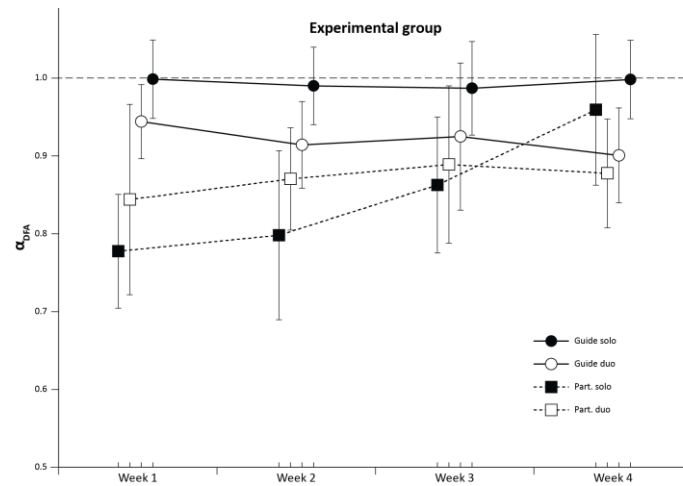


Figure 12: Exposants α -DFA moyens calculés pour les guides (traits pleins) et les participants (traits discontinus) dans des séquences solo (marqueurs pleins) et des séquences duo (marqueurs vides), sur les quatre semaines de protocole et le post-test. Les résultats sont affichés pour le groupe expérimental (en haut) et le groupe contrôle (en bas)

Sur la figure 13, nous présentons l'évolution des exposants α -DFA moyens pendant les quatre semaines du protocole et les trois post-tests (2 semaines, 4 semaines et 6 semaines après la fin du protocole) pour le groupe expérimental. L'ANOVA a révélé un effet significatif ($F(6,30) = 6,119, p = 0,0002, \text{partiel } \eta^2 = 0,550$), et le test post-hoc Fisher LSD a montré que l'exposant α -DFA moyen était plus élevé lors du test solo effectué au début la quatrième semaine et pendant les trois post-tests, par rapport à la première semaine du protocole ($p < 0,01$). Comme précédemment, le test post-hoc a également révélé une augmentation significative de

l'exposant α -DFA moyen au cours du test solo de la troisième semaine, par rapport à la première semaine du protocole ($p < 0,05$).

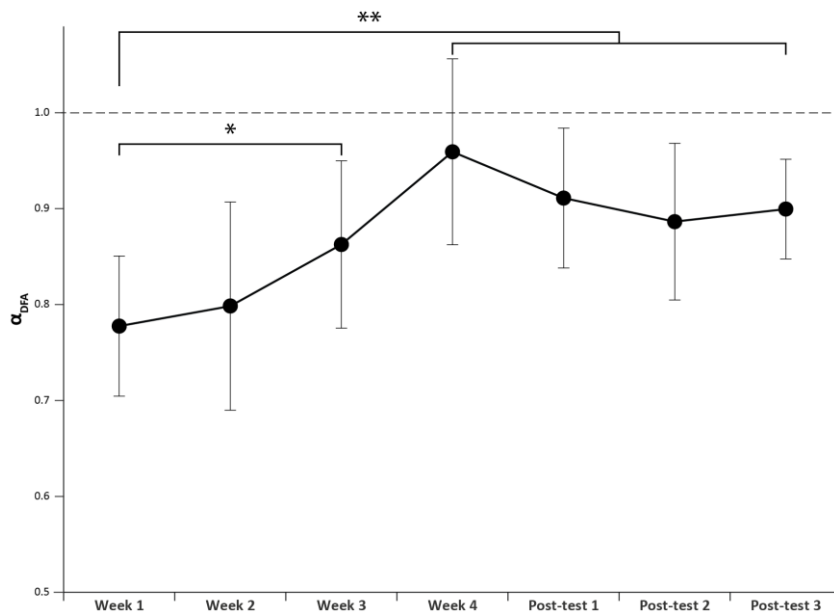


Figure 13: Les exposants α -DFA moyens calculés chez les participants du groupe expérimental en séquences solo, sur les quatre semaines de protocole, post-protocole et 3 post-tests (2, 4 et 6 semaines après la fin du protocole). Les barres d'erreur représentent l'écart type. *: $p < 0,05$; **: $p < 0,01$.

Enfin, nous présentons dans le tableau 5 les résultats de l'ANOVA à 3 facteurs réalisée sur les exposants α -DFA calculés pour les participants de la présente expérience et celle d'Almurad et al. (2018), lors des séquences solos. L'ANOVA a montré un effet d'interaction significatif entre le groupe et la semaine ($F(4,124) = 8,620$, $p = 0,0000$, η^2 partiel = 0,218), et le test post-hoc Fisher LSD a révélé une différence significative entre l' α -DFA moyen obtenu dans le groupe expérimental pendant la quatrième semaine et le post-test d'une part, et tous les autres moyennes d'autre part. Ces résultats confirment qu'une expérience prolongée de marche synchronisée rapprochée, avec un jeune guide en bonne santé, permet de restaurer la complexité de la marche chez les participants âgés. De plus, cet effet persiste deux semaines après la fin du protocole de réhabilitation. Mais surtout, il n'y avait aucun effet principal pour les guides, ni aucun effet de l'interaction des guides avec les autres facteurs.

	dl	F	p	Eta carré partiel η^2
Groupe	1	5.438	.026	0.149
Guide	1	0.043	.837	0.001
Groupe X Guide	1	0.039	.845	0.001
Erreur	31			
Semaine	4	10.668	.000	0.256
Semaine X Groupe	4	8.620	.000	0.218
Semaine X Guide	4	0.328	.859	0.010
Semaine X Groupe X Guide	4	0.960	.432	0.030
Erreur	124			

Tableau 5: Résultats de l'ANOVA à 3 facteurs: 2 (groupe) X 5 (semaine) X 2 (guide)

Ces résultats sont illustrés sur la figure 14. Cette figure met en évidence la similitude de l'évolution de la complexité de la marche chez les participants, quel que soit le guide. Dans les deux cas, une augmentation significative de la complexité a été observée au début de la quatrième semaine (c'est-à-dire après trois semaines de protocole).

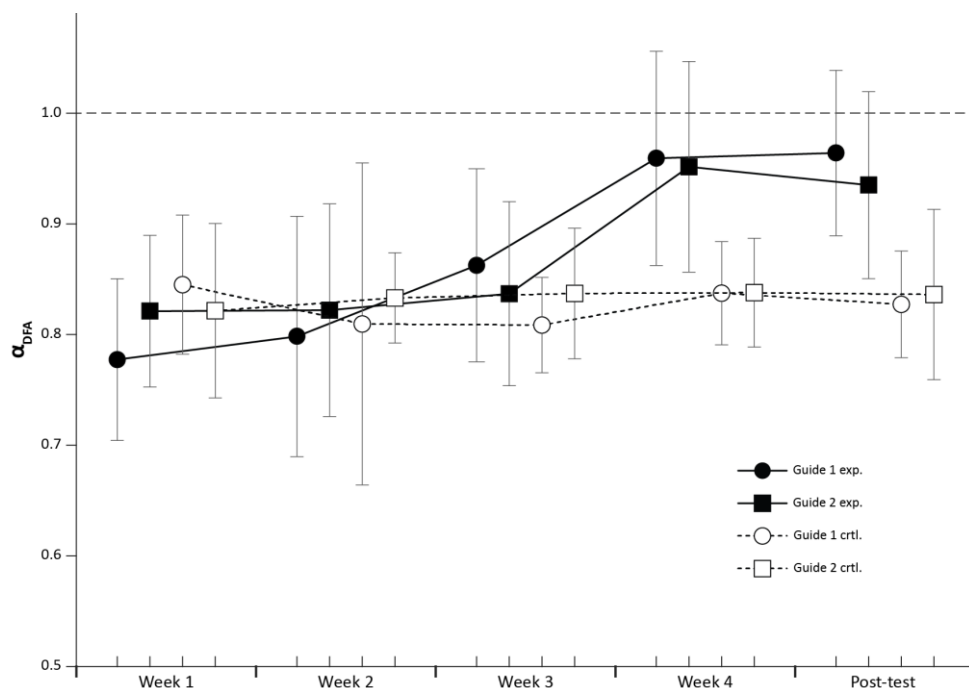


Figure 14: Evolution des exposants α -DFA moyens calculés pour les sujets pendant séquences solo, au cours des quatre semaines de protocole et du post-test. Les résultats sont affichés pour les groupes expérimental (noir) et contrôle (blanc), et pour les deux guides (cercles: guide 1, expérience actuelle; carrés: guide 2, expérience d'Almurad et al. (2018)). L'interaction Groupe X Semaine était significative ($F(4, 124) = 8,620$, $p = 0,0000$, η^2 partiel = 0,218). Les barres d'erreur représentent l'écart type.

4.3. Discussion

Les hypothèses de cette étude ont été clairement validées:

En effet, lorsque nous invitons une personne âgée à marcher en synchronie, bras-dessus-bras-dessous, avec un partenaire jeune et en bonne santé, la synchronisation est principalement dominée par un effet d'appariement de complexité. Nous avons pu vérifier cette hypothèse par l'analyse WDCC. Cette fonction a révélé un pic positif au décalage 0 montrant une synchronisation immédiate entre les deux systèmes en interaction, ce qui représente la signature typique de l'appariement de complexité. Ce pic au décalage 0 est apparu dans les deux groupes, mais était plus élevé dans le groupe expérimental, confirmant que l'effet d'appariement de complexité est lié à la force du couplage entre partenaires. Nous avons cependant remarqué que le pic au décalage 0 pour le groupe contrôle était plus faible que celui rapporté dans Almurad et al. (2018). Cela pourrait être dû à un effet expérimentateur influençant la force de la synchronisation dans la dyade. Enfin, l'effet d'appariement des complexités était présent dès les premières séquences duo réalisées lors du protocole d'entraînement, indiquant que cet effet est apparu spontanément, et n'était pas le résultat d'un apprentissage spécifique. Ces résultats confirment ceux d'Almurad et al. (2018).

L'attraction de la complexité des participants vers celle de leur guide représente une belle validation expérimentale du résultat formel de Mahmoodi et al. (2018), indiquant que lorsque deux systèmes ayant deux niveaux de complexités différents interagissent, le plus complexe a tendance à attirer le moins complexe. Les présents résultats confirment que cet effet dépend de la force du couplage entre les deux systèmes en interaction.

Nous confirmons que l'expérience prolongée de l'appariement des complexités permet de restaurer la complexité de la marche chez les personnes âgées, comme en témoigne l'augmentation des exposants DFA au début de la quatrième semaine et lors du post-test. Cette expérience et les travaux antérieurs d'Almurad et al. (2018) indiquent que trois semaines de pratique intensive pourraient être suffisantes pour obtenir une restauration significative de la complexité. L'absence d'évolution significative des exposants DFA dans le groupe contrôle montre que l'effet d'appariement des complexités est essentiel dans la restauration de la complexité, et que l'activité physique seule n'est pas suffisante pour induire

un effet sur la complexité de la dynamique de la marche (le groupe contrôle ayant effectué la même charge d'entraînement que le groupe expérimental).

Nous avons montré que nos résultats sont similaires à ceux obtenus par Almurad et al. (2018). Cela montre que l'effet de la restauration de la complexité ne dépend pas du guide impliqué dans le protocole, mais de l'effet d'appariement des complexités induit lors de la marche synchronisée. Cela représente un point essentiel, permettant de poursuivre avec une certaine confiance les perspectives de rééducation offertes par ce type de protocole. Enfin, nos résultats montrent que l'effet de la restauration persiste jusqu'à 6 semaines après le protocole. Cette persistance à moyen terme, qui n'a pas été testée dans l'expérience précédente, représente un résultat très encourageant d'un point de vue thérapeutique.

Nous réalisons que le nombre de participants à cette expérience reste modeste, mais notre objectif principal était de reproduire l'expérience et de vérifier l'absence de tout effet expérimentateur, afin de généraliser ce protocole.

Nous sommes, cependant, conscients que la portée de ces expérimentations reste limitée à une question tout à fait fondamentale: est-il possible, grâce à l'effet d'appariement des complexités, de restaurer la complexité dans des systèmes déficients? Le protocole que nous avons testé est très difficile pour les participants (environ 36 km de marche pendant les quatre semaines). Pour des raisons évidentes, nous avons recruté des participants dans une population de personnes âgées avec un vieillissement non pathologique et une perte de complexité modérée. Des efforts supplémentaires sont évidemment nécessaires pour adapter et tester ce type de protocole auprès de patients plus fragiles (personnes âgées, patients parkinsoniens, etc.).

Les présents résultats montrent qu'une restauration de la complexité est envisageable, et on pourrait penser que cette augmentation de la complexité devrait induire une marche plus stable et adaptable, et une réduction de la propension à la chute chez les personnes âgées. Cependant, les preuves cliniques font encore défaut et nous avons engagé une nouvelle expérience pour étudier l'impact de ce protocole de marche synchronisée bras-dans-bras sur les mesures cliniques évaluant le risque de chute.

Enfin, nous n'avons aucune indication sur la durabilité de cette restauration, au-delà des six semaines, qui séparent la fin de l'expérience et les post-tests. Par conséquent, notre dernière étude expérimentale dans le cadre de ce projet de thèse a tenté de vérifier cette durabilité, avec des post-tests retardés jusqu'à 2 mois post-protocole.

4.4. Conclusion

Cette étude reste de nature fondamentale mais ouvre évidemment des perspectives essentielles et originales au niveau clinique. Ce travail nous a permis de poursuivre avec plus de confiance ces perspectives cliniques. Mais, nous tenons à souligner que la mise en œuvre opérationnelle de ce protocole reste très abordable financièrement car elle ne nécessite aucune technologie coûteuse mais simplement d'implication d'un jeune volontaire en bonne santé. Nous croyons que ce lien intergénérationnel pourrait être un moyen efficace et bon marché de prévenir la chute de nos aînés.

Chapitre 5

La chute chez les personnes âgées

“Falling down is a part of life. Getting back up is living”

José. N Harris

5.1. Qu'est-ce qu'une personne âgée ?

« Quand la vieillesse dure 30 ans, elle n'est plus une part de vie à occuper mais une part de vie à accomplir »

Michèle Delaunay

Aujourd'hui, il est très difficile de trouver une définition de la personne âgée dans la littérature. En effet, nous savons que le vieillissement est un processus biologique réel ayant sa propre dynamique et qui dépasse le contrôle humain. Mais la question de l'âge à partir duquel nous considérons qu'une personne est âgée n'est pas tranchée. Très souvent les auteurs situent le début du vieillissement entre 60 et 65 ans. Gorman (2000) explique que chaque société a ses propres constructions par rapport au sens de la vieillesse. Mais, dans la plupart des pays développés, l'âge de 60-65 correspondant à l'âge de la retraite, représente également l'âge du début de vieillissement. Cependant, selon la HAS (2009), les personnes âgées de 75 ans et plus et présentant un état fragile (la fragilité définie comme un état médico-psycho-social instable) sont les plus concernées par les chutes répétées.

Par conséquent, lors de notre première étude clinique (chapitre 4), nous avons fait le choix de recruter un public de plus de 60 ans, car nous tentions de valider un protocole destiné à toute les personnes âgées d'une part et nous visons à prévenir la chute avant sa première survenue d'autre part. Donc, il était intéressant d'inclure des « jeunes » seniors dans notre étude. De plus, l'étude d'Almurad et al. (2018) que nous tentons de répliquer a inclut des sujets de 60 ans et plus. Par contre, lors de notre seconde étude clinique (chapitre 6), nous avons décidé de recruter des sujets de 65 ans et plus pour vérifier l'effet du protocole de réhabilitation sur la restauration de la complexité de la marche chez un public plus âgé, donc susceptible d'être plus « fragile ».

5.2. La chute, problématique de santé

Tout d'abord, avant de traiter la problématique de la chute, il serait intéressant de la définir. Intuitivement, nous savons tous ce que c'est une chute, mais il reste difficile à ce jour de définir

concrètement cet évènement et dans la littérature, il est question de plusieurs définitions. En 1987, le Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly propose de définir la chute, pour la première fois, comme « tout évènement au cours duquel la personne se retrouve involontairement au sol ou sur tout autre niveau inférieur et qui ne soit pas lié aux conséquences suivantes : une violente poussée, une perte de connaissance, la survenue brutale d'une paralysie comme dans un AVC ou une crise d'épilepsie ». Par la suite, plusieurs auteurs ont livré des définitions plus ou moins différentes. Zecevic et al. (2006) ont tenté d'établir un recensement des différentes définitions dans la littérature (tableau 6).

En 2007, l'Organisation Mondiale de la santé a proposé une nouvelle définition de la chute : « une chute désigne tout évènement au cours duquel une personne est brusquement contrainte de prendre involontairement appui sur le sol, un plancher ou toute autre surface située à un niveau inférieur » (WHO, 2007). Mais une nouvelle définition semble faire consensus depuis plusieurs années, elle a été proposée par Hauer et al. (2006): « perte brutale et totalement accidentelle de l'équilibre postural lors de la marche ou de la réalisation de toute autre activité et faisant tomber la personne sur le sol ou toute autre surface plus basse que celle où elle se trouvait ».

En 2007, l'Organisation Mondiale de la santé a proposé une nouvelle définition de la chute : « une chute désigne tout évènement au cours duquel une personne est brusquement contrainte de prendre involontairement appui sur le sol, un plancher ou toute autre surface située à un niveau inférieur » (WHO, 2007). Mais une nouvelle définition semble faire consensus depuis plusieurs années, elle a été proposée par Hauer et al. (2006): « perte brutale et totalement accidentelle de l'équilibre postural lors de la marche ou de la réalisation de toute autre activité et faisant tomber la personne sur le sol ou toute autre surface plus basse que celle où elle se trouvait ».

Il est important de noter que l'ensemble de ces définitions (à l'exception de celle de Berg et al., 1997), cités ci-dessous, ont un point commun : le caractère involontaire de cet évènement. En effet, les auteurs ont employé plusieurs termes différents pour attribuer cette propriété : « non intentionnelle », « involontaire », « soudaine », « inattendue », ...

REFERENCE	DEFINITIONS DE LA CHUTE
Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly, 1987	« Une chute est un événement au cours duquel la personne se retrouve involontairement au sol ou sur tout autre niveau inférieur et qui ne soit pas lié aux conséquences suivantes : une violente poussée, une perte de connaissance, la survenue brutale d'une paralysie comme dans un AVC ou une crise d'épilepsie »
Lach et al., 1991	« ... une perte d'équilibre inattendue avec pour résultat de se retrouver au sol ou sur tout autre niveau inférieur au genou. »
Buchner et al., 1993	« Se retrouver au sol ou tout niveau inférieur de façon involontaire excluant tout appui contre un meuble, un mur ou toute autre structure.»
Means et al., 1996	« ... tout changement involontaire de la position bipodale (être debout, marcher, se pencher, se déplacer...) vers une position où il y a une perte d'appui des deux pieds qui s'accompagne d'un contact (partiel ou total) avec le sol. »
Berg et al., 1997	« ... perdre l'équilibre au point que vos mains, bras, genoux, fesses ou corps touchent ou heurtent le sol. »
Canadian Institute For Health Information, 2002	« ... un changement de position involontaire où la personne âgée se retrouve sur le sol. »
Carter et al., 2002	« ... se retrouver au sol ou tout niveau inférieur de façon non intentionnelle avec ou sans perte de conscience par toute autre conséquence qu'une paralysie brutale, une crise d'épilepsie, un excès d'alcool ou d'une poussée extérieure violente. »
Cesari et al., 2002	« ... une soudaine perte d'équilibre causant un heurt d'une partie du corps sur le sol... »
Tideiksaar, 2002	« ... n'importe quel évènement au cours duquel une personne se retrouve involontairement ou intentionnellement allongée au sol ou sur tout autre niveau inférieur tel qu'une chaise, des toilettes ou un lit.»

Tableau 6 : Définitions des chutes d'après Zecevic et al. (2006), traduit et publié par l'INSERM (2015)
«Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées».

La chute est un phénomène fréquent chez les personnes âgées et souvent sous-estimé. Outre sa gravité et sa conséquence immédiate, la chute constitue un facteur majeur de perte

d'autonomie, de dépendance, de désinsertion sociale et parfois d'institutionnalisation. Elle constitue, selon l'INPES, la première cause de décès par accident pour les personnes ayant plus de 65 ans. En effet, aujourd'hui en France, entre 40 et 50% des sujets âgés de 75 ans ou plus chutent au moins une fois par an (Campbell, Reinken, Allan, & Martinez, 1981) . Ces chutes justifient d'un recours médical une fois sur 3, pour fracture dans 10% des cas. Après 75 ans, la chute est l'une des principales causes d'hospitalisation (>100000 par an), de dépendance et de décès (9000 par an). Nizard, Potel et Dubois (1999) ont montré que la chute pouvait multiplier par 4 le risque de décès des seniors dans l'année suivant l'accident.

Par conséquent, la chute impacte de manière considérable la santé physique des seniors mais aussi leur santé psychologique ; évolution de syndrome dépressif (Pfitzenmeyer, 1999) et psychomoteurs (Murphy et Isaac, 1982). Ainsi, la prévention des chutes est considérée comme l'une des priorités de la santé publique en France. De ce fait, l'HAS (2013) comme l'INPES (2005) recommandent un dépistage systématique du risque de chute chez les personnes ayant plus de 65 ans quel que soit leur état de santé.

5.3. Le risque de chute

La chute n'est pas un incident dû à l'avancée en âge mais c'est une conséquence d'un cumul de plusieurs facteurs à risques combinés à un état général fragilisé (Campbell, et al., 1989 ; Davison, et al., 2005 ; Rubenstein, 2006). Plusieurs facteurs de risques sont déjà connus tel que l'ostéoporose, les troubles de l'équilibre, les perturbations auditives et visuelles...

Ainsi, nous pouvons distinguer 3 catégories de risques de chute selon l'INPES :

- Les facteurs liés à la personne : baisse des performances cognitives, pathologies, troubles de l'équilibre et de la marche, déclin neuromusculaire...
- Les facteurs liés à l'environnement : le lieu de vie (éclairage, escaliers...), environnement extérieur (terrains accidentés, trottoirs...) et facteurs socioéconomiques (mariage, finances...).
- Les facteurs liés au comportement : la sédentarité, le sommeil, la peur de tomber, la prise de médicaments...

Les travaux de Tinetti et al. (1988) montrent que sans la présence de facteurs de risque, le pourcentage de personnes sujettes à la chute atteint les 8% et ce pourcentage augmente de façon linéaire et peut atteindre 78% lorsque le sujet présente 4 facteurs de risque ou plus (voir figure 15).

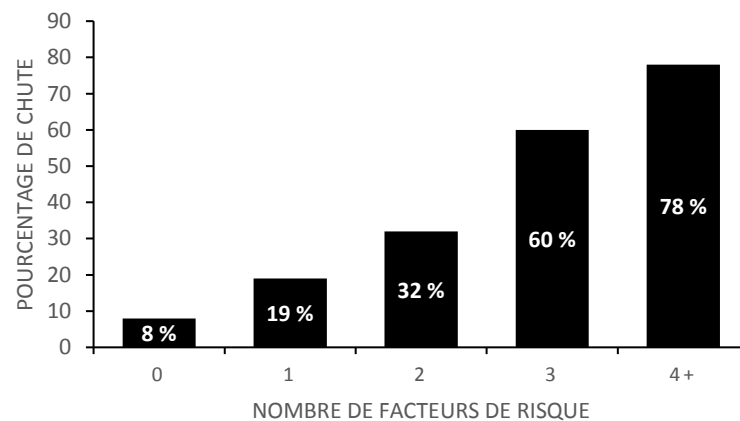


Figure 15 : Occurrence de chutes en fonction du nombre de facteurs de risque (figure adaptée de l'article de Tinetti et al., (1988))

5.3.1. Les facteurs liés à la personne

○ Les facteurs neuromusculaires

Il est évident que les facteurs neuromusculaires sont majeurs pour l'évitement de la chute chez les personnes âgées. En effet, le vieillissement induit une diminution progressive de la masse musculaire appelée : sarcopénie. Ce phénomène provoque, ainsi, une perte de la force notamment au niveau des muscles des membres inférieurs, essentiels dans le maintien de l'équilibre. Les travaux de Woollacott et al. (1986) ont montré qu'un risque élevé de chute est en partie lié à une faible capacité des membres inférieurs à produire la force nécessaire au maintien continu de l'équilibre. Ces résultats s'accordent avec ceux, plus récents, de Pijnappels et al. (2008) qui montrent que la force maximale développée par les membres inférieurs serait un excellent prédicteur du risque de chute.

Plus particulièrement, les muscles mobilisateurs de la cheville (les fléchisseurs dorsaux et plantaires) sont essentiels pour la récupération de l'équilibre et leur faiblesse engendrerait

un risque accru de chute chez les personnes âgées (Gehlsen & Whaley, 1990; Fukagawa et al., 1995).

Au-delà de la perte de force induite par l'avancée en âge, la vitesse de contraction musculaire est également altérée. Dans ce sens, Dean et al. (2004) montrent que la vitesse de contraction des muscles mobilisateurs de la hanche serait en partie responsable d'un risque de chute accru.

Malgré que les membres supérieurs ne semblent pas impliqués dans le maintien de l'équilibre, ils sont essentiels dans l'évitement de l'incident de la chute. En effet, la force des membres supérieurs et leur vitesse de contraction sont des facteurs pouvant prévenir une chute ou limiter son impact (Sabick et al., 1999; Robinovitch et al., 2003).

- L'équilibre

La chute, tel qu'elle est définie dans la littérature est considérée comme un accident causé par une perte d'équilibre involontaire entraînant un contact avec le sol. Donc, l'équilibre, peut être considéré comme facteur central de la problématique de la chute chez les personnes âgées.

Selon Shumway-Cook et al. (1988), l'équilibre est la capacité à maintenir la ligne de gravité (ligne verticale du centre de masse) à l'intérieur de son polygone de sustentation avec un minimum d'oscillations. Les processus d'équilibration sont issus de réactions neuromusculaires permettant de créer et/ou maintenir un état d'équilibre. Maintenir un équilibre postural nécessite une coordination complexe de plusieurs systèmes sensoriels ; les systèmes vestibulaire, somatosensoriel et visuel (Gribble & Hertel, 2004) afin d'identifier la position relative du corps dans l'espace. Toutefois, pour obtenir une posture d'équilibre, il est nécessaire de produire une réponse motrice, via le système musculo-squelettique, intégrant les informations sensorielles issues des 3 systèmes évoqués précédemment. En effet, selon Sturnieks et al. (2008), l'équilibre dépend de la vision, du système vestibulaire, de la proprioception, de la force musculaire et du temps de réaction. Une défaillance dans ces systèmes, pourrait provoquer des troubles de l'équilibre chez les sujets âgés. Par conséquent, la perte de l'équilibre est un facteur majeur de la chute chez

les seniors. Plusieurs études ont montré qu'une amélioration de l'équilibre pouvait réduire la chute chez le sujet âgé (Barnett et al., 2003 ; Buchner, et al., 1997 ; Wolf, et al., 1996).

- Les facteurs démographiques

Aujourd'hui, quand on s'intéresse à la problématique de la chute, on s'intéresse forcément à l'âge des sujets. En effet, âge est considéré comme un facteur de risque de chute. Les études ont montré qu'entre 28 et 35 % des personnes de 65 ans et plus chutent à raison d'une fois par an à minima. Pour les personnes ayant 75 ans et plus, ce pourcentage est compris entre 40 et 50% (Campbell, Reinken, Allan, & Martinez, 1981). Ces chutes justifient d'un recours médical une fois sur 3, pour fracture dans 10% des cas. Après 75 ans, la chute est l'une des principales causes d'hospitalisation (>100000 par an), de dépendance et de décès (9000 par an). Plusieurs études ont montré une augmentation du nombre de chutes avec l'avancée en âge (Menz, et al., 2003 ; WHO, 2007 ; HSE, 2008).

Il semble y avoir consensus sur une différence liée au du genre sur l'incidence des chutes chez les personnes âgées. Plusieurs travaux ont montré que les femmes chuteraient plus que les hommes (Tinetti et al., 1988 ; Stevens & Sogolow, 2005; Lehtola et al., 2006; Painter & Elliott, 2009).

- La locomotion

La locomotion est le mouvement des segments du corps dans l'espace. Nos mouvements sont souvent effectués de manière automatique et presque inconsciente. Mais cela nécessite un contrôle postural, par conséquent, l'intégration multisensorielle de divers stimuli de l'espace. Le vieillissement affecte de manière négative la locomotion. L'étude de Verghese et al., (2006) a montré que 35% des sujets ayant 70 ans et plus présentaient des troubles de la marche qu'ils soient hommes ou femmes.

De plus, le sujet âgé présente une vitesse de marche et une longueur de pas significativement plus faible que chez les sujets jeunes et en bonne santé (Lockhart et al., 2005). Woo et al., (1999) ont effectué une étude longitudinale incluant plus de 2000 sujets de plus de 70 ans sur 3 ans. Leurs travaux montrent que la vitesse de la marche et la

longueur de pas chez les sujets seniors seraient des prédicteurs du risque de perte d'autonomie, d'institutionnalisation et de mortalité.

Les travaux de De Rekeneire et al. (2003) ont mis en évidence un lien direct entre la vitesse de la marche et le nombre de chutes chez les hommes ayant entre 70 et 80 ans. Avec l'avancée en âge, la variabilité de la marche (longueur de pas, durée du pas...) serait augmentée chez les sujets seniors. Les travaux de Kobayashi et al. (2014) montrent une surexpression de la variabilité des différents segments du corps chez les sujets chuteurs. Ceci valide les résultats de Maki (1997) montrant que la variabilité de la vitesse de la marche serait un réel prédicteur de la chute chez les personnes âgées.

○ La cognition

La cognition peut être définie comme l'ensemble des processus mentaux engagés dans les liens avec notre environnement. Nous pouvons identifier dans la littérature 4 fonctions cognitives :

- La mémoire : permet de mémoriser des informations issues de l'environnements.
- Les fonctions exécutives : permettent d'initier et de contrôler les processus cognitifs et les activités motrices.
- Les fonctions instrumentales : comprennent le langage, le calcul, les capacités visio-spaciales et la motricité.
- Les fonctions attentionnelles : permettent de moduler l'attention portée sur une tâche et de sélectionner les informations d'intérêt (Van Zomeren et Brouwer, 1994)

Plusieurs travaux se sont intéressés à la relation entre le vieillissement et le déclin cognitif dont Orsini et al. (1986) qui ont montré une altération de la mémoire à court terme avec l'avancée en âge. Jacqmin-Gadda et al. (1997) a réalisé une étude longitudinale sur des seniors âgés entre 65 et 90 ans. Il a montré que la cognition globale chez des sujets âgés sains (selon le test du Mini Mentale State) semblaient préservée de manière globale. Ceci serait dû au niveau d'éducation des sujets (Gadda et al., 1997). De nombreux travaux ont tenté d'étudier le lien entre la cognition et la locomotion (Camicioli et al., 1998; Atkinson et al., 2007; Yogev-Seligmann et al., 2008). Mais plus récemment Best et al. (2016) ont montré que les performances de marche étaient plus à même de prédire les troubles cognitifs que l'inverse.

- La double tâche

La double tâche est définie par l'exécution de deux tâches de manière simultanée ; une tâche « primaire » et un tâche « secondaire », exemple : marcher en discutant. Beauchet et al. (2006) suggèrent une interférence entre deux tâches réalisées de manière simultanée si leurs ressources fonctionnelles ou cérébrales sont identiques. C'est ce qui est observé lorsqu'une personne s'arrête d'écrire lorsqu'elle se met à parler ou encore s'arrête de marcher lorsqu'elle a besoin de parler. Lundin-Olsson et al. (1997) étaient les premiers à introduire la de la double tâche : marche et paroles. Ils ont pu montrer que la double tâche avait un potentiel prédictif du risque de chute chez les personnes âgées plus précis que comparé à la méthodologie de Tinetti et al. (1986). Malgré que cette tâche soit simple à mettre en place et peu coûteuse, elle présente cependant plusieurs biais expérimentaux puisque le sujet peut adopter plusieurs stratégies de priorisation des tâches.

- Les pathologies

L'avancée en âge peut induire des pathologies chroniques tel que le diabète, Parkinson, troubles cardiovasculaires, l'incontinence...

Plusieurs études ont montré le lien entre la pathologie et le système de locomotion. En effet, la pathologie peut altérer le système locomoteur et augmenter de manière significative le risque de chute chez les personnes âgées. L'hypertension artérielle semble affecter négativement la vitesse de marche (Rosano et al., 2011) et l'équilibre (Di Iorio et al., 2009). Encore, le risque de chute chez les seniors peut être augmenté de manière significative en cas de dépression (Deandrea et al., 2010), d'Alzheimer (Stark et al., 2013), d'incontinence (Chiarelli et al., 2009).

5.3.2. Les facteurs liés à l'environnement

- Le lieu de vie (éclairage, escaliers...)

En effet, le lieu de vie des seniors impacte significativement la chute. Il est important de noter que la moitié des chutes des personnes âgées se déroulent dans le domicile et 47% des chutes

sont associées à des facteurs environnementaux tel que les escaliers (Nevitt, 1989). En effet, les travaux de Nevitt et al. (1989) ont montré que des facteurs de l'environnement tel qu'un éclairage faible ou des chaises basses peuvent accroître le risque de chute chez les seniors. Les pièces de la maison les plus utilisées sont les lieux de la majorité des chutes des personnes âgées : le salon et la salle à manger (27.4%), la chambre (21.4%) et la cuisine (19.1%) (Campbell et al., 1990). Un sol glissant peut causer 34% de chutes, la présence d'escaliers y contribuent également pour 8% (Kelsey et al., 2010). Les personnes chutant dans leur domicile subissent généralement des conséquences plus graves, ceci est probablement dû à leur sédentarité et un état de santé plus altéré. Ces personnes présenteraient des risques plus importants de développement de trouble de la mobilité suite à l'accident de chute (Mänty et al., 2009).

- Facteurs socioéconomiques (mariage, finances...)

Plusieurs études ont mis en évidence un lien entre des facteurs socioéconomiques et la chute chez les sujets âgés. En effet, dans une étude réalisée au Royaume-Uni, il a été démontré que le nombre de chute dans la population défavorisée était 50% supérieur à celui noté au sein de la population aisée (Gribbin et al., 2009). De plus, la méta-analyse de Deandrea et al. (2010) a mis en évidence un risque de chute 1.33 fois plus élevé chez les personnes âgées vivant seules. Ce résultat s'accorde également à celui de la méta-analyse de Bloch et al. (2010) qui montre que le mariage pourrait prévenir la chute des personnes âgées de plus de 80 ans.

Encore, beaucoup de travaux se sont intéressés aux chutes des seniors institutionnalisés. C'est le cas de l'étude de Fisher et al., (2005) qui montre que 43 % des seniors institutionnalisés de plus de 65 ans étaient concernés par la chute. 29% de ces chuteurs ont subi des fractures et plus de la moitié étaient multi-chuteurs.

- Environnement extérieur (terrains accidentés, trottoirs...)

L'environnement extérieur représente certainement et évidemment un facteur pouvant causer les chutes. Mais ce facteur, n'est pas tout à fait contrôlable, donc non évitable car il est souvent expliqué par des conditions ou situations complètement extrinsèques au senior. Kelsey et al. (2010) ont montré que la moitié des chutes enregistrées au cours de ses travaux ont eu lieu en extérieur. Toutefois, cette étude montre également que les personnes chutant

en extérieur, aurait une meilleure santé que les personnes qui chutent en intérieur. Ceci est probablement dû à un mode de vie moins sédentaire.

5.3.3. Les facteurs liés au comportement

- La peur de tomber

La peur de tomber serait le 3^{ème} facteur de risque de chute (Deandrea et al., 2010). La revue de Bloch et al. (2013) suggère de placer les « antécédents de chute » comme facteur de risque parmi les plus importants. En effet, il paraît logique que les personnes âgées, après une première chute, aient tendance à adopter un mode de vie plus sédentaire et par conséquent, à s'isoler socialement. Ceci affecte de manière négative le système musculo-squelettique et la qualité de vie (Lachman et al., 1998).

- Les médicaments

La polymédication (prise de plusieurs médicaments au cours du même jour) augmente significativement le risque de chute chez les personnes âgées (Tinetti et al., 1988 ; Ambrose et al., 2013). En effet, la prise de plusieurs médicaments de manière simultanée augmente le nombre d'interactions médicamenteuses non contrôlées, ce qui accroît le risque de chute (Kojima et al., 2011; Chen et al., 2014). Certains types de médicaments ont été étudiés de manière spécifique tel que la prise de psychotropes (Hill et We, 2012) et les antihypertenseurs (Shuto et al., 2010; Peron et al., 2011) qui ont montré leur impact dans l'augmentation du risque de chute chez les seniors. Aujourd'hui en France, environ 85% des personnes âgées de 65 ans et plus consomment au moins un médicament par jour et 48% en consomment trois et plus.

- La sédentarité

Il paraît évident que le mode de vie, et notamment la sédentarité, serait un facteur du risque de chute. Des auteurs se sont penchés sur l'étude de ce lien et ont montré que l'activité journalière, comme le temps passé assis, influent négativement sur le risque de chute (Rosengren et al., 2012). Dans ce sens, Van Schooten et al. (2015) ont montré un lien entre la

quantité d'activité journalière des seniors, mesurée par accéléromètre, et le risque de chute. Il faut également noter que les conditions climatiques peuvent favoriser la sédentarité, et par conséquent, augmenter le risque de chute (Ebrahim et Kalache, 1996).

- Le sommeil

50% des personnes âgées sont affectées par des problématiques de sommeil tel que les difficultés d'endormissement et les réveils nocturnes (Crowley, 2011). De plus, la qualité de sommeil semble altérer la marche et notamment la vitesse de marche (Dam, et al., 2008) et la variabilité du pas (Agmon et al., 2016).

Il paraît également évident que le manque de récupération due à l'inefficacité du sommeil chez les personnes âgées, pourrait augmenter le risque d'accident et notamment la chute.

5.4. Les facteurs prédisposants et précipitants de la chute

Au-delà de la notion de facteurs liées à la personne, au comportement et à l'environnement, depuis 2003, il existe une notion de plus en plus répandue dans l'étude de la chute: la notion de facteurs prédisposants et précipitants (Tinetti., 2003).

- Facteurs prédisposants

Il paraît intuitif de considérer qu'une sommation de plusieurs facteurs de risque de chute (énoncés précédemment) prédispose à la survenue d'une chute. Selon le HAS (2009), les facteurs prédisposants correspondent au cumul de facteurs de risque intrinsèques (dépendant de l'état de santé de la personne); âge, sexe, antécédents de fractures traumatiques, polymédication...etc.

- Facteurs précipitants

Tout facteur intervenant de manière ponctuelle dans le mécanisme de chute est considéré comme facteur précipitant cet incident (HAS, 2009). Ces facteurs sont liées à la récurrence des

chutes chez les personnes âgées et sont classés en cinq grandes catégories : facteurs d'origine cardio-vasculaire, neurologique, vestibulaire, métabolique ou environnementaux.

5.5. Evaluer le risque de chute

Aujourd'hui, une multitude de travaux tentent d'évaluer le risque de chute. Mais, comme nous l'avons évoqué précédemment, il existe plusieurs facteurs pouvant causer la chute chez les personnes âgées. Toutefois, il est évident qu'une mesure globale du risque de chute reste très difficile à envisager. Donc, nous pouvons trouver dans la littérature une multitude de méthodologies permettant d'évaluer des paramètres distincts corrélés au risque de chute (vitesse de marche, équilibre, force des membres inférieurs, appréhension à la chute...). En effet, il existe un grand nombre de paradigmes expérimentaux permettant d'évaluer les facteurs de risques de chute présentés dans la section précédente ; notamment des tests d'évaluation de l'équilibre, la locomotion...

Dans le cadre notre seconde étude expérimentale, afin d'évaluer l'impact de la restauration de la complexité sur le risque de chute chez les personnes âgées, nous avons établi une batterie de tests cliniques fréquemment utilisés dans la littérature et en milieu clinique. En effet, dans le cadre d'une étude expérimentale, il n'est pas possible d'évaluer l'ensemble des facteurs de risque de chute. Donc, en fonction de nos hypothèses cliniques, nous avons établi une batterie de tests cliniques que nous avons proposés aux seniors avant et après la réalisation de notre protocole de marche synchronisée.

Nous nous sommes beaucoup intéressés aux facteurs liés à la personne, qui nous semblaient pertinents et en lien avec notre protocole de marche : la locomotion, l'équilibre, la force (paramètre neuromusculaire). De plus, nous avons souhaité évaluer un facteur lié au comportement : la peur de chuter, qui en vue de la littérature, semble pertinent pour évaluer l'impact de notre protocole expérimental.

Par conséquent, notre batterie de tests était composée de 6 évaluations : le *Short Physical Performance Batterie* (SPPB), le *Timed Up & Go* (TUG), l'équilibre unipodal, la force de serrage manuel, l'International Falls Efficacy Scale (FES-I) et le test de marche de 6 minutes (TM-6).

5.5.1. Le *Short Physical Performance Batterie (SPPB)*

Le SPPB a été décrit pour la première fois en 1994 par Guralnik et ses collaborateurs. Il permet d'évaluer l'état fonctionnel d'un sujet via un score reflétant la vitesse de la marche, l'équilibre en position debout et la force des membres inférieurs. Ce test est communément utilisé pour évaluer et établir un suivi des personnes âgées dans le milieu sanitaire (Fairhall et al., 2017; Van den Berg et al., 2016). Le score du SPPB est calculé à partir de trois sous-tests : la capacité de se tenir en position debout jusqu'à 30 secondes avec les pieds positionnés de 3 manières (joints, semi-tandem et tandem), le temps permettant de parcourir une marche de 4 mètres à vitesse *normale*, et le temps permettant d'effectuer 5 levées de chaises successives à vitesse maximale.

Plusieurs travaux dans la littérature ont utilisé le SPPB comme outil d'évaluation et de diagnostic de plusieurs problématiques sanitaires chez le sujet seniors. En effet, un faible score au SPPB pourrait être prédictif d'un risque de chute accru (Veronese, et al., 2014), la perte d'autonomie (Guralnik et al., 1995 ; Volpato et al., 2011), le déclin de la santé (Studenski et al., 2003), le décès (Guralnik et al., 1994 ; Volpato et al., 2011 ; Penninx et al., 2000)... Les travaux de Freiburger et al. (2012) ont montré que le SPPB avait un haut niveau de validité, fiabilité et reproductivité et serait largement recommandé pour le suivi des personnes âgées.

5.5.2. Le *Timed Up & Go (TUG)*

Le transfert de la chaise (de la position assise à la position debout) et la marche sont des activités de référence pour les personnes âgées. En 1986, Mathias et al., ont publié le test Get-up and Go en tant que test évaluant l'équilibre fonctionnel et le risque de chute chez les seniors. Au cours de ce test, le sujet devait s'asseoir sur une chaise avec le dos en contact avec celle-ci, se mettre en position debout, marcher 3 mètres à vitesse habituelle, faire demi-tour au niveau du plot, s'asseoir sur la chaise et reposer le dos sur le dossier de cette dernière (voir schéma 3 et les fiches du tests en annexe). Cette première version du test nécessitait l'observation d'un expérimentateur pour la quantification de la performance sur une échelle de cinq points où 1 représente une performance normale et 5 indique une performance gravement anormale.

En 1991, une nouvelle version a été proposée par Podsiadlo et Richardson appelé *Timed Up and Go (TUG)*. Cette version conserve les mêmes consignes que la version originale mais propose simplement de mesurer une performance chronométrée (temps en seconde) du sujet (le temps nécessaire au sujet pour parcourir le parcours). Les travaux de Shumway-Cook et al., (2000) ont été les premiers à utiliser le TUG pour l'évaluation du risque de chute chez les seniors autonomes. Ils ont fixé une performance minimale de 14 secondes, au-dessus de laquelle, ils considèrent que le sujet a un haut risque de chute. Depuis ces résultats innovants, le TUG a été largement utilisé pour l'évaluation du risque de chute chez des personnes âgées en milieu clinique (Thomas et Lane, 2005; Nordin et al., 2008 ; Schoene et al., 2013 ; APTA, 2014) et recommandé par l'*American Geriatrics Society* (2011).

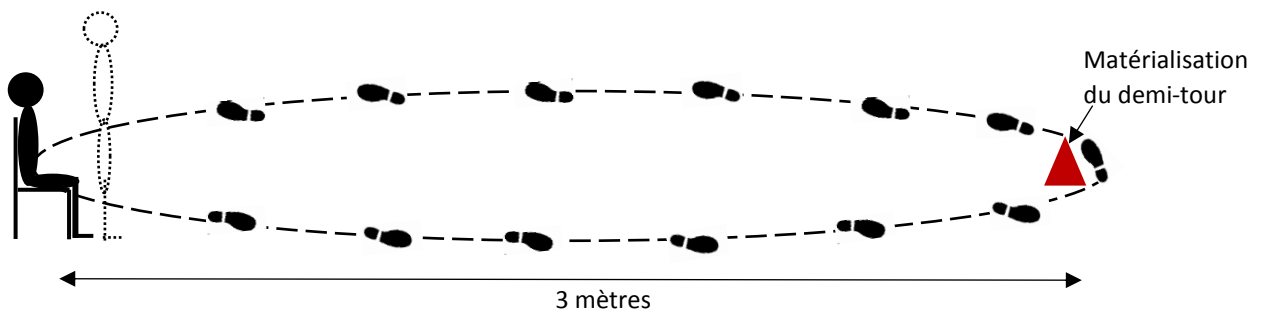


Schéma 3 : Illustration de la mise en place du test Timed Up & Go

Selon l'INPES, il existerait deux facteurs pouvant nous permettre d'évaluer le risque de chute : l'antécédent de chute et la performance au TUG. En effet, l'INPES considère que le sujet a un risque de chute élevé s'il a un antécédent de chute et qu'il réalise une performance supérieure à 14 secondes au TUG. Le risque de chute serait modéré si le sujet présente un facteur sur les deux. Enfin le risque de chute est considéré faible si le sujet n'a jamais chuté et que sa performance au TUG est inférieure à 14 secondes.

5.5.3. L'équilibre unipodal

Comme évoqué dans la section précédente, l'équilibre est un facteur de chute majeur chez les personnes âgées. Ce facteur dépend de la vision, du système vestibulaire, de la proprioception, de la force musculaire et du temps de réaction. Plusieurs travaux ont souligné

le lien entre l'amélioration de l'équilibre et la réduction du risque de chute chez les personnes âgées (Barnett et al., 2003 ; Buchner et al., 1997 ; Wolf et al., 1996).

Selon la HAS (2013), un sujet est considéré à très haut risque de chute lorsqu'il réalise un temps inférieur à 5 secondes sur une jambe. A contrario, une performance supérieure à 30 secondes est prédictive d'un risque très faible de chute.

Hurvitz et al. (2000) ont réalisé une étude sur des sujets sains ayant 50 ans et plus. Les auteurs ont mesuré le temps maximal que peut atteindre le sujet en équilibre unipodal sur sa jambe préférée. Ils ont montré qu'une faible performance sur le test d'équilibre unipodal est directement associée à la chute. En effet, les sujets ayant eu des antécédents de chute ont montré des performances significativement plus faibles que celles effectuées par des sujets sans antécédents de chute ($p < 0.00001$). De plus, les auteurs valident également le seuil de 30 secondes en dessous duquel le sujet peut être considéré à haut risque de chute. L'étude de Sakamoto et al. (2006) réalisée sur des sujets ayant entre 37 et 102 ans montre également l'efficacité du test d'équilibre unipodal pour la prévention de la chute.

Par conséquent, pour notre expérimentation, nous avons décidé d'inclure le test d'appui unipodal dans notre batterie de tests cliniques. Les sujets étaient invités à maintenir une position debout sur une jambe pendant un temps maximal de 30 secondes. Deux essais sont réalisés, deux essais avec les yeux ouverts fixant une cible placée sur le mur (voir la photo) pour la jambe droite et gauche en et deux essais avec les yeux fermés (un essai sur chaque jambe) (voir fiche de passation en annexe).

5.5.4. La force de serrage manuelle

L'évaluation de la force de préhension manuelle est utilisée dans plusieurs domaines tels que la gériatrie, la pédiatrie, la neurologie... Il semble que ce test reflète plus qu'une simple mesure de la force des membres supérieurs mais pourrait avoir un pouvoir prédictif d'un état de santé global chez le sujet adulte et âgé. En effet, la revue de Bohannon (2008), basé sur 45 articles scientifiques, démontre qu'une faible force de préhension est systématiquement associée à une probabilité plus importante de mortalité prématurée (Metter et al., 2000, 2002; Rantanen

et al., 2003), au développement d'une invalidité et à un risque accru de complications ou d'une durée de séjour prolongée suite à une hospitalisation (Mahalakshmi et al., 2004 ; Vecchiarino et al., 2004). Plusieurs travaux ont montré relation forte entre la force de préhension chez des sujets âgés non-pathologiques et la mortalité (Newman et al., 2006 ; Al. Snih et al., 2002 ; Anstey et al., 2001).

Dans la littérature, nous retrouvons plusieurs méthodologies pour l'évaluation du grip force. En effet, les auteurs ne mesurent pas forcément le même effecteur et/nous ne traitent pas les performances de la même manière; analyse exclusive sur la main dominante/non-dominante, évaluation de la moyenne des performances des deux mains, Calcul du score de performance total des 2 mains... (Bohannon et al., 2008).

Pour notre expérimentation, nous avons décidé de faire l'analyse sur la performance moyenne entre les deux mains du sujet. C'est-à-dire que nous procédons au calcul de la moyenne de la force exprimée par la main droite et par la main gauche lors du pré-test et nous faisons de même pour les performances lors du post-test (à la fin du protocole).

Pour notre expérimentation, nous avons utilisé l'outil *KForce Grip* pour mesurer la force de préhension des sujets. Le *KForce Grip* a une fréquence d'acquisition de 75 Hz, une précision de 100 grammes et pèse 200 grammes. (fiche de passation du test en annexe).

5.5.5. L'International Falls Efficacy Scale (FES-I)

Le *Falls Efficacy Scale (FES)* est un questionnaire proposé pour la première fois par Tinetti et al. (1990). Cet outil permet d'évaluer l'effet de l'appréhension de la chute sur les fonctionnalités et l'indépendance des personnes âgées. Il évalue le sentiment de sécurité du sujet face à dix préoccupations liées aux activités de la vie courante (physiques et sociales) tel que prendre un bain, rendre visite à un ami, s'habiller, faire les courses... Chaque item du questionnaire est coté sur 10 points, le score le plus élevé révèle un sentiment d'insécurité majeur. Un score global inférieur à 70 indique une peur de chuter significative. Depuis sa création, le FES a été amené à évoluer ; plusieurs équipes ont proposé des variantes tel que le *mFES* (Hill et al., 1996), le *aFES* (Lusardi et Smith, 1997), le *amFES* (Kressig et al., 2001)... Enfin,

l'*International FES (FES-I, Kempen et al., 2007 ; Yardley et al., 2005)* est la dernière version du FES.

Le FES-I est composé de 16 items avec une cotation sur 4 niveaux (1 : pas du tout inquiet ; 4 : très inquiet) (voir le questionnaire en annexe).

Robson et al. (2003) définissent l'appréhension à la chute comme « un phénomène d'anxiété associée généralement à la chute qui peut avoir un impact significatif sur les activités et l'indépendance de la personne, et peut conduire au déconditionnement de ses capacités fonctionnelles ». En effet, la peur de chuter peut amener le sujet à restreindre les activités de sa vie quotidienne et même utiliser des aides techniques pour se déplacer, ceci va favoriser sa perte d'autonomie et augmenter son risque de chute même si le sujet n'a pas d'antécédents de chute (Young et Williams, 2015).

Delbaere et al., (2010) ont réalisé une étude longitudinale sur 500 personnes âgées de 70 à 90 ans et montrent que le FES-I pouvait constituer un outil valide et fiable pour évaluer la peur de tomber. De plus, ces travaux ont proposé un *cut-point* fixé à 23 ; c'est-à-dire qu'un score supérieur ou égal à 23 au FES-I serait révélateur d'une grande peur de chuter.

5.5.6. Le test de marche de 6 minutes (TM-6)

Le test de marche de 6 minutes est très répandu et utilisé dans le suivi d'un public fragilisé et/ou pathologique dont les personnes âgées. De par sa validité, fiabilité et reproductibilité. Ce test est mondialement utilisé dans le milieu de la santé (hôpitaux, centre de réhabilitation...). Le TM-6 est un test sous-maximal à vitesse librement adoptée (auto-régulée) par le sujet, dérivé du test de course « *Cooper* » de 12 minutes proposé aux sujets sains (Cooper, 1968). Les travaux de Butland et al. (1982) ont proposé une adaptation du test de *Cooper* en réduisant sa durée afin de l'utiliser en tant que test clinique pour les sujets atteints de BPCO. Ensuite, plusieurs adaptations ont été proposées, mais le TM-6, tel que nous le connaissons aujourd'hui, est devenu le test de référence le plus utilisé. Lipkin et al., (1986) ont été les premiers à introduire le test de 6 minutes de marche comme test d'évaluation fonctionnelle. En effet, ce test permet d'établir un pronostic et/ou d'évaluer la tolérance à

l'effort, l'endurance et les réponses à un traitement en situation écologique (Fleg et al., 2000 ; Solway et al., 2001). Beaucoup d'auteurs ont recommandé l'utilisation du TM-6 chez les personnes âgées en bonne santé et en milieu clinique (Enright et al., 2003 ; Kervio et al., 2003). Bautmans et al. (2004) ont montré que plus l'état de santé de la personne âgée est altéré, plus sa performance au TM-6 régresse. Ce résultat est aussi vérifié avec l'avancée en âge ; plus le sujet vieillit, plus sa performance au TM-6 diminue.

Selon la HAS (2019), le TM-6 est prédictif de mortalité et de morbidité. Le changement de 50 mètres au niveau de la performance est considéré comme un changement cliniquement significatif.

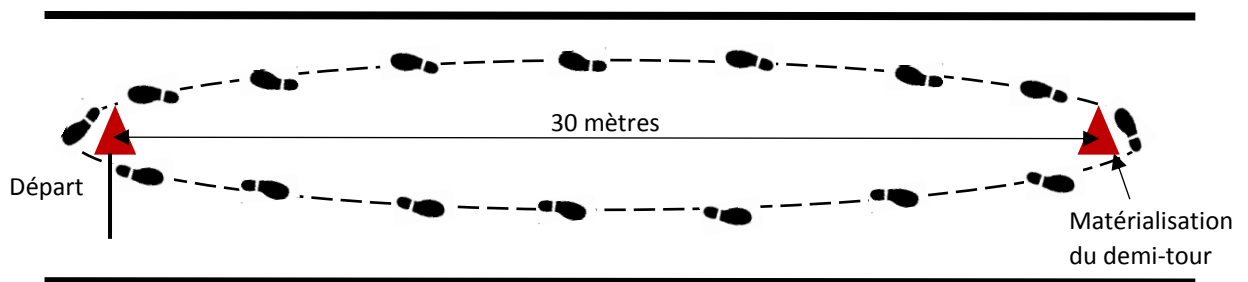


Schéma 4 : Illustration de la mise en place du test TM-6

Les conditions de passation du test sont standardisées (schéma4), la distance parcourue est mesurée en mètre. Dans le cadre de notre étude, nous avons établi une fiche de passation du test permettant d'explicitier les consignes et l'ensemble des étapes de mises en place du test afin de garantir une standardisation optimale (voir fiche en annexe).

Chapitre 6

De la restauration de la complexité chez les seniors vers des mesures cliniques du risque de chute

“Live a good, honourable life. Then when you get older and look back, you’ll be able to enjoy it a second time”

Dalai Lama

Cette dernière étude menée dans le cadre de mon projet doctoral s'inscrit dans la continuité de l'étude présentée dans le chapitre 4. En effet, les résultats de nos travaux présentés dans le chapitre 4 nous semblaient très prometteurs pour formuler des hypothèses cliniques permettant, éventuellement, de généraliser nos conclusions et les rendre plus convaincantes pour les acteurs de la santé publique. Je rappelle que ce projet doctoral est conduit dans le cadre d'une convention Cifre portée par l'Union Nationale Sportive Léo Lagrange et cofinancé par des organismes publics (Carsat, DRJSCS...). Par conséquent, nous avons souhaité aboutir, en fin de ce projet doctoral, à une recherche opérationnelle basée sur nos conclusions fondamentales et permettant de livrer un programme de réhabilitation de la marche validé scientifiquement. Cette dernière étude constitue un potentiel d'arguments cliniques pour la généralisation du protocole d'entraînement à la marche synchronisée présenté précédemment.

En effet, notre dernière étude a proposé 2 guides pour accompagner les personnes âgées au cours du protocole de marche. Ces 2 guides étaient directement impliqués sur ce projet de par leur statut de doctorants. Par conséquent, ceci pouvait constituer un biais expérimental. Mais la nature très engageante du protocole expérimental (environ un an d'expérimentations) ne nous avait pas permis de varier les guides pendant le protocole. Par conséquent, pour cette nouvelle étude, nous avons fait le choix de recruter deux jeunes volontaires en service civique afin d'accompagner les personnes âgées dans leur participation au protocole d'entraînement. De plus, sur la base de nos travaux antérieurs et ceux de Almurad et al. (2018), nous avons décidé de proposer un protocole d'entraînement de 3 semaines et non 4 semaines (étant donné que l'effet de restauration de la complexité était observé suite à 3 semaines d'entraînement).

Par conséquent, en vue de ces modifications dans le protocole expérimental, l'objectif de cette étude consiste, d'une part, à valider les hypothèses formulées lors de notre étude précédente en augmentant l'échantillon de participants et les guides, et d'autre part, à montrer l'impact de la restauration de la complexité sur des mesures cliniques évaluant le risque de chute chez les personnes âgées.

Nos hypothèses étaient les suivantes :

- Si une personne âgée est invitée à marcher en synchronie, bras-dessus-bras-dessous avec un jeune guide en bonne santé, nous devrions observer un effet d'appariement des complexités au sein de la dyade.
- Compte tenu de l'asymétrie des complexités (les participants plus âgés présentant des niveaux de complexité inférieurs à ceux de leurs guides), l'appariement des complexités devrait entraîner une augmentation de la complexité chez la personne âgée.
- Un entraînement prolongé de la marche en synchronie avec des partenaires sains devrait induire une restauration pérenne de la complexité chez les participants plus âgés.
- La restauration de la complexité devrait amener de meilleures performances sur des tests cliniques globaux permettant d'évaluer le risque de chute.

6.1. Méthode

Participants

36 participants ont participé cette étude (22 femmes et 14 hommes), ayant un âge moyen de 75.44 ± 6.24 . Ils ont été recrutés au sein d'associations locales ou via des annonces (cabinets médicaux et articles de journaux). Ils ne présentaient aucune contre-indication à la pratique de la marche autonome et régulière (absence de pathologies musculo-squelettiques, cardiovasculaires, respiratoires ou neurologiques). Nous avons formé, au hasard, deux groupes : un groupe expérimental (N = 20, 9 hommes et 11 femmes, âge moyen : 77 ans \pm 6.72, poids moyen : 66,55 kg \pm 10.78, taille moyenne: 165,1 cm \pm 9.28 cm), et un groupe contrôle (N = 16, 5 hommes et 11 femmes, âge moyen: 73.5 ans \pm 5.14, poids moyen: 68.63 kg \pm 14.84, taille moyenne: 163.06 cm \pm 8.10 cm). Deux jeunes volontaires en service civique accompagnaient la marche des personnes âgées (une femme et un homme, âgés respectivement de 20 et 21 ans). Chaque guide a marché avec 6 sujets du groupe expérimental.

Cette étude a été menée conformément à la Déclaration d'Helsinki de 1964 et validée par l'Institutional Review Board d'Euromov (n ° 2001A). Les participants ont signé un formulaire

de consentement éclairé avant le début du protocole et n'ont pas été rétribués pour leur participation.

Procédure expérimentale

Cette étude a été réalisée dans les mêmes conditions que notre étude précédente, à savoir, sur une piste d'athlétisme couverte (circonférence 200 m). Les participants ont été invités à effectuer un entraînement à la marche pendant trois semaines consécutives. Chaque semaine comprenait trois séances d'entraînement, exécutées le lundi, mercredi et vendredi. Au cours de chaque session, les



participants devaient effectuer quatre séquences de marche de 15 minutes. Lors de la séance du lundi, les participants commençaient par une séquence solo pendant laquelle ils devaient marcher seul, de la manière la plus régulière, pendant 15 minutes, à une vitesse préférentielle. Cette séquence solo nous a permis d'évaluer la complexité de la série de durées de pas produites par le sujet au début de chaque semaine.

Chaque participant était accompagné de son guide pour tous les autres essais des séquences de marche de la semaine (3 séquences le lundi, 4 séquences le mercredi et 4 séquences le vendredi) (tableau 7). Les participants du groupe expérimental ont marché bras-dessus-bras-dessous avec leur expérimentateur avec une instruction explicite leur demandant de synchroniser leurs pas de marche avec ceux de leur guide. Pour le groupe contrôle, nous avons formé des duos de sujets. Le duo était invité à marcher ensemble, côte à côte sans contact physique et sans aucune instruction de synchronisation. Entre deux séquences de marche successives, les participants ont eu un repos d'environ 10 à 15 minutes. Tous les participants ont effectué la même quantité d'entraînement (36 séquences, 9 heures de marche). La différence entre le groupe expérimental et le groupe contrôle concernait la présence d'un guide jeune, le contact physique et la synchronisation des pas pendant la marche.

Enfin, les participants ont effectué 2 post-tests (séquence solo) à un et deux mois après la fin du protocole de marche.

Tests cliniques					
Semaine 1	Lundi	Solo	Duo	Duo	Duo
	Mercredi	Duo	Duo	Duo	Duo
	Vendredi	Duo	Duo	Duo	Duo
Semaine 2	Lundi	Solo	Duo	Duo	Duo
	Mercredi	Duo	Duo	Duo	Duo
	Vendredi	Duo	Duo	Duo	Duo
Semaine 3	Lundi	Solo	Duo	Duo	Duo
	Mercredi	Duo	Duo	Duo	Duo
	Vendredi	Duo	Duo	Duo	Duo
		15mn	15mn	15mn	15mn
Solo + Tests clinique					
Post-test à 1 mois + post-test à 2 mois					

Tableau 7 : architecture du protocole expérimental

Tests cliniques

Une batterie de tests cliniques, utilisés au sein du département gériatrie du CHU de Montpellier, a été proposées aux sujets avant et après le protocole de réhabilitation (voir le tableau 7). L'ensemble des sujets de cette étude ont effectué une batterie de tests cliniques quatre jours avant et après le protocole de réhabilitation. L'ordre des tests proposés dans cette batterie a été randomisé pour chaque participant afin d'éviter tout effet d'ordre.



La batterie de test comportait l'ensemble des évaluations détaillées dans le 5^{ème} chapitre à savoir : le TM-6, le SPPB, le test d'équilibre unipodal, le FES-I, le test de force de serrage manuelle et le TUG (fiches de passation du protocole en annexe).

Collecte des données

Pour enregistrer la marche, nous avons utilisé le même dispositif expérimental que dans l'expérimentation précédente : semelles contenant des capteurs sensibles à la force au niveau des chaussures, les participants portaient un sac à la ceinture, contenant le boîtier permettant de collecter les données des capteurs en temps réel (voir page 58 pour davantage de détails).

Puisque le groupe contrôle n'avait pas de séquence en duo, nous avons enregistré uniquement leurs séquences de marche en solo en début de semaine, comme indiqué dans le design du protocole ci-dessus.

Analyse statistique

Dans cet article, toutes nos analyses ont été réalisées sur la série des durées de foulée de la jambe droite. Chaque série brute contenait entre 700 et 1300 points de données. Lors de l'analyse des données de cette expérience, nous avons noté des tendances locales liées aux périodes d'augmentation ou de diminution de la vitesse de marche, en particulier au début de la série, en raison du temps nécessaire aux participants pour atteindre une vitesse confortable. Par conséquent, comme nous savons que les analyses fractales peuvent être faussées en raison des tendances locales dans la série, ces phases d'accélération / décélération ont été supprimées en début de chaque série.

Les séries soumises au traitement présentaient pour les séquences solos une longueur moyenne de 624 points (+/- 93.34, max = 1197.75, min = 470) et pour les séquences duos une moyenne de 660 points (+/- 70.87, max = 815.35, min = 460). La majorité des séries enregistrées présentaient le nombre minimum de points requis pour une analyse fractale valide (Delignières et al., 2006).

Nous avons utilisé l'analyse des fluctuations redressées (Peng et al., 1994) pour estimer la complexité de chaque série de données. Pour cette analyse, nous avons choisi de commencer les intervalles de 10 à $N / 2$ (N étant la longueur de la série). Nous avons utilisé l'algorithme proposé par Almurad et Delignières (2016), qui s'est avéré aboutir à une meilleure estimation de l'exposant de mise à l'échelle.

Afin d'évaluer les effets du protocole expérimental sur la complexité des séries de pas dans les essais en solos, nous avons appliqué une ANOVA à 3 facteurs: 2 (groupe) X 7 (semaine) X 2 (guide), avec des mesures répétées sur le second facteur (incluant les 3 semaines du protocole d'entraînement et les post-tests). Nous avons utilisé le LSD de Fisher comme test post-hoc pour localiser les effets ANOVA significatifs.

Nous avons appliqué l'analyse de corrélation croisée redressée fenêtrée (WDCC) proposée par Roume et al. (2018) pour évaluer la nature et la force de la synchronisation au sein des dyades lors des essais en duo. Le WDCC calcule la fonction de corrélation croisée dans de courtes fenêtres de 15 points, avec des décalages allant de -10 à 10. Les données sont linéairement redressées dans chaque intervalle avant le calcul des coefficients de corrélation croisée. Une procédure de fenêtre glissante est utilisée pour obtenir plusieurs évaluations de la fonction de corrélation croisée, et enfin une fonction moyenne est calculée. Les signes des coefficients de corrélation croisée avec les tests de localisation bilatéraux, comparant les valeurs obtenues à zéro (Roume et al., 2018).

Afin d'évaluer l'effet du protocole d'entraînement sur les mesures cliniques, nous avons appliqué une ANOVA à 2 facteurs pour chaque test : 2 (groupes) x 2 (performance), avec une mesure répétée sur le second facteur (performance réalisée avant et après le protocole de marche).

6.2. Résultats

6.2.1. Résultats concernant l'évolution de la complexité du système de locomotion

Sur la figure 16, nous présentons les fonctions WDCC moyennes pour les 3 semaines du protocole, pour le groupe expérimental (le groupe contrôle n'ayant pas été accompagné par un guide). Ces fonctions présentaient systématiquement un pic positif au décalage 0, révélant un effet d'appariement des complexités immédiat (dès la première semaine), dû à la synchronisation au sein de la dyade. Ces résultats permettent de confirmer que la marche synchronisée bras-dessus-bras-dessous était dominée par un effet d'appariement de complexité. Dans le groupe expérimental, ces fonctions ont également révélé des pics positifs

significatifs entre le décalage -1 et le décalage 1, suggérant un processus de correction discrète des asynchronies (voir Roume et al., 2018, pour une analyse plus détaillée des propriétés de la WDCC). Ce processus discret était asymétrique, suggérant que les participants ont corrigé la durée de foulée actuelle sur la base de l'asynchronie précédente avec leur guide. De plus, nous remarquons dans la figure 17, présentant les fonctions WDCC moyennes au cours des 3 semaines de protocole pour le guide 1 (figures du haut) et le guide 2 (figures du bas), que les fonctions obtenues avec les 2 guides sont assez similaires. Ces résultats permettent de confirmer que l'effet d'appariement des complexités est systématiquement présent quel que soit le guide.

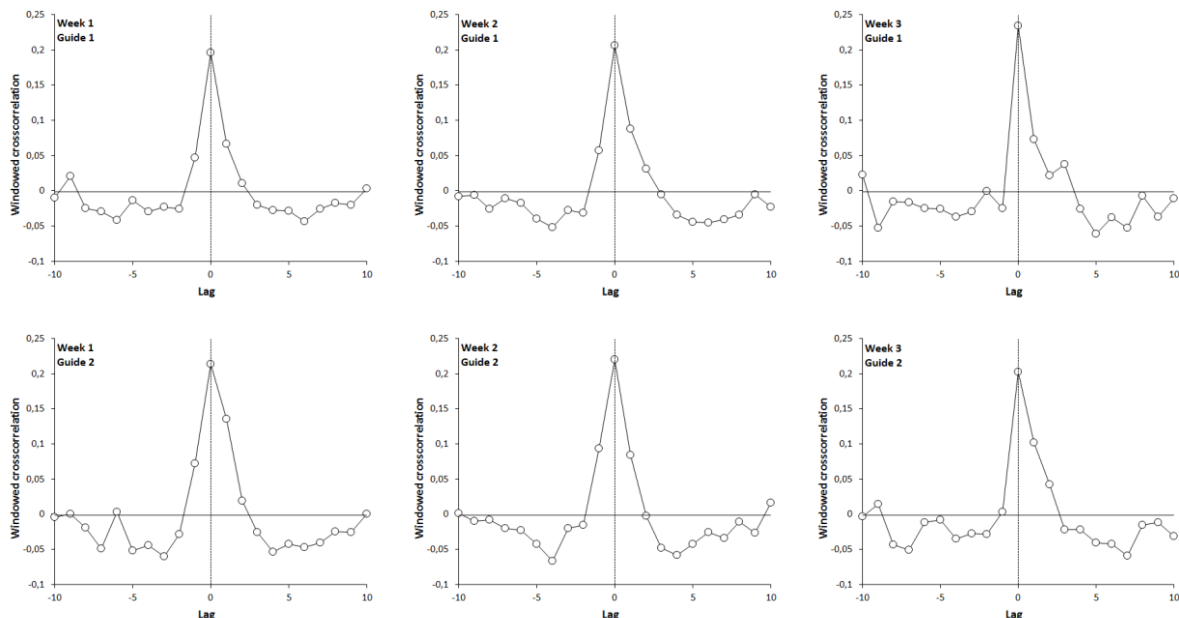


Figure 17: évolution de la fonction de corrélation croisée redressée fenêtrée, pour le groupe expérimental, au cours des trois semaines de l'expérience. Figures du haut : groupe du guide 1, figures du bas : groupe du guide 2.

Nous rapportons dans le tableau 8 les résultats de l'ANOVA à 3 facteurs effectuée sur les exposants α -DFA calculés pour les participants pendant les séquences solos. Ces résultats sont illustrés dans la figure 18. L'ANOVA a permis de montrer un effet d'interaction significatif entre le groupe et la semaine [$F(5,90) = 6,031, p = 0,0000, \text{partiel } \eta^2 = 0,250$], et

le test post-hoc Fisher LSD indique que les valeurs obtenues dans le groupe expérimental durant le test post-protocole et les deux post-test sont supérieures à celle observées lors de la première semaine ($p < .01$). Nous n'obtenons aucun effet du facteur guide, ni des interactions Groupe X Guide, Semaine X Guide, et Semaine X Groupe X Guide. Le contexte sanitaire lié au COVID-19 a provoqué une mortalité expérimentale exceptionnelle. Par conséquent, le post-test à 1 mois n'a inclus que 15 sujets dans le groupe expérimental et 12 sujets du groupe contrôle. Concernant le post-test à 2 mois, il n'a inclus que 12 sujets dans le groupe expérimental et 10 sujets du groupe contrôle.

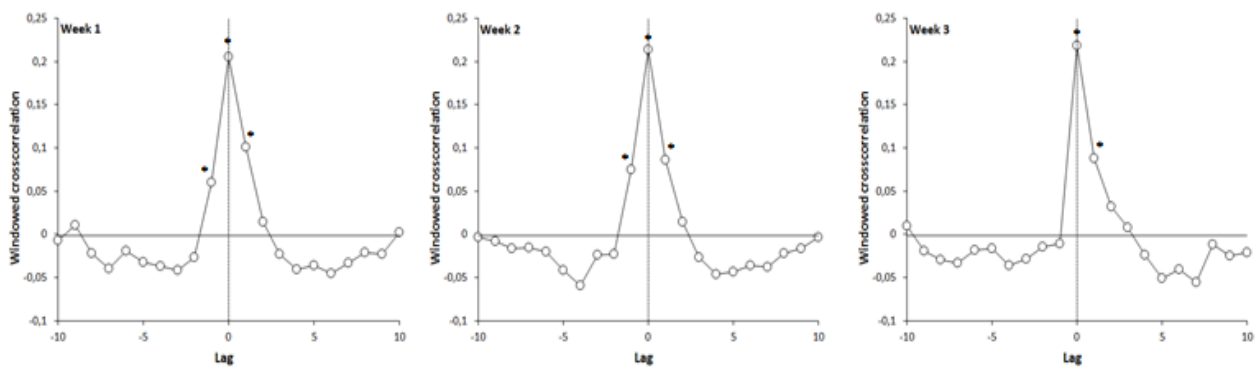


Figure 16: évolution de la fonction de corrélation croisée redressée fenêtrée, pour le groupe expérimental, au cours des trois semaines de l'expérience. *: coefficient significativement différent de zéro ($p < 0,05$).

	<i>F</i>	<i>P</i>	<i>Eta carré partiel</i> η^2
Groupe	11.097	.003	0.381
Guide	0.235	.633	0.012
Groupe X Guide	1.388	.254	0.071
Semaine	9.009	.000	0.336
Semaine X Groupe	6.031	.000	0.250
Semaine X Guide	1.402	.231	0.072
Semaine X Groupe X Guide	1.960	.092	0.098

Tableau 8: Résultats de l'ANOVA à 3 facteurs: 2 (groupe) X 6 (semaine) X 2 (guide)

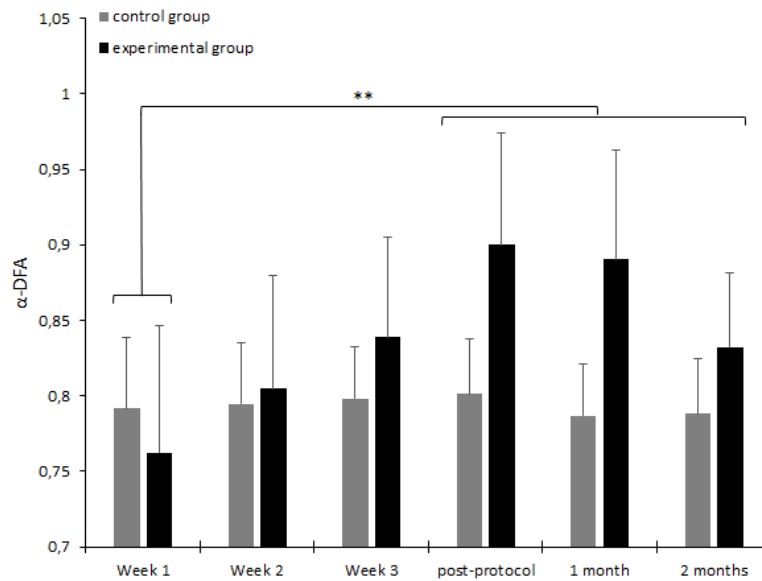


Figure 18 : Exposants α -DFA moyens calculés pour les participants dans des séquences en solo (noir: groupe expérimental, gris: groupe contrôle), sur les trois semaines d'entraînement, le post-protocole et les post-tests. Les barres d'erreur représentent l'écart type. ** $p < 0,01$.

Nous rapportons dans la figure 19 l'évolution des exposants moyens α -DFA au cours des trois semaines du protocole expérimental, au cours des séquences solos et en duo. Le graphique du haut représente les résultats du groupe expérimental et celui du bas ceux du groupe contrôle. Ces graphiques mettent en évidence le niveau de complexité plus faible des participants, lors des séquences solos, en particulier au début de l'expérience, par rapport à celui de leurs guides. Ces figures illustrent également l'attraction de la complexité des participants vers celle de leurs guides lors de séquences en duo, dans le groupe expérimental. A noter que cette convergence des exposants α -DFA est apparue dès la première semaine de l'expérience. Enfin, le niveau de l'exposant α -DFA moyen dans le test solo, pour le groupe expérimental a atteint lors du test post-protocole celui des guides.

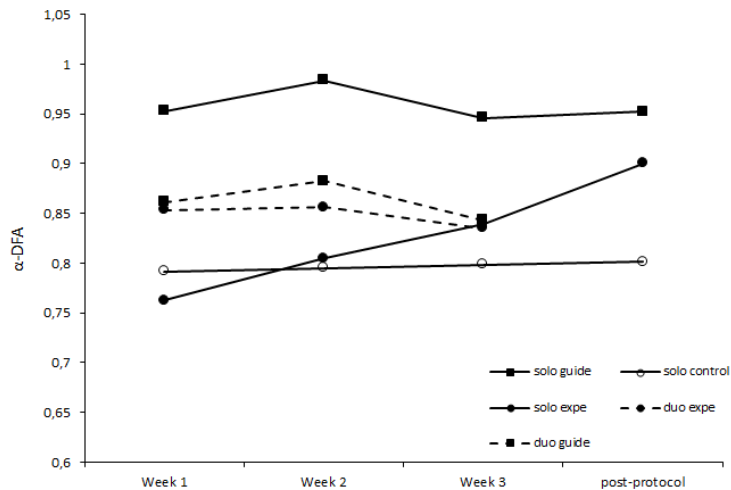


Figure 19: Exposants α -DFA moyens calculés pour les guides (carré) et les participants (cercles) dans des séquences solo (traits pleins) et des séquences duo (traits en pointillés), sur les trois semaines de protocole et le post-protocole. Les résultats sont affichés pour le groupe expérimental (l'ensemble des marqueurs pleins) et le groupe contrôle (cercle vide).

Sur la figure 20, nous illustrons l'évolution des exposants moyens α -DFA au cours des trois semaines de protocoles en plus des post-tests au cours des séquences solos. Les lignes pleines représentent les sujets du groupe expérimental et les lignes discontinues représentent le groupe contrôle. Nous rappelons que le groupe expérimental devait effectuer la marche de manière accompagnée et synchronisée avec le guide 1 ou 2, ce qui n'était pas le cas pour le groupe contrôle. Concernant le groupe expérimental, les marqueurs ronds représentent les sujets ayant marché avec le guide 1 (jeune femme) et les marqueurs carrés représentent les sujets ayant marché avec le guide 2 (jeune homme).

Comme mentionné sur le tableau 8, l'ANOVA à 3 facteurs (semaine x groupe x guide) ne montre aucune différence significative du guide sur l'évolution des exposants moyens α -DFA. Par conséquent, l'effet de restauration de la complexité du système de locomotion est non-dépendant du guide.

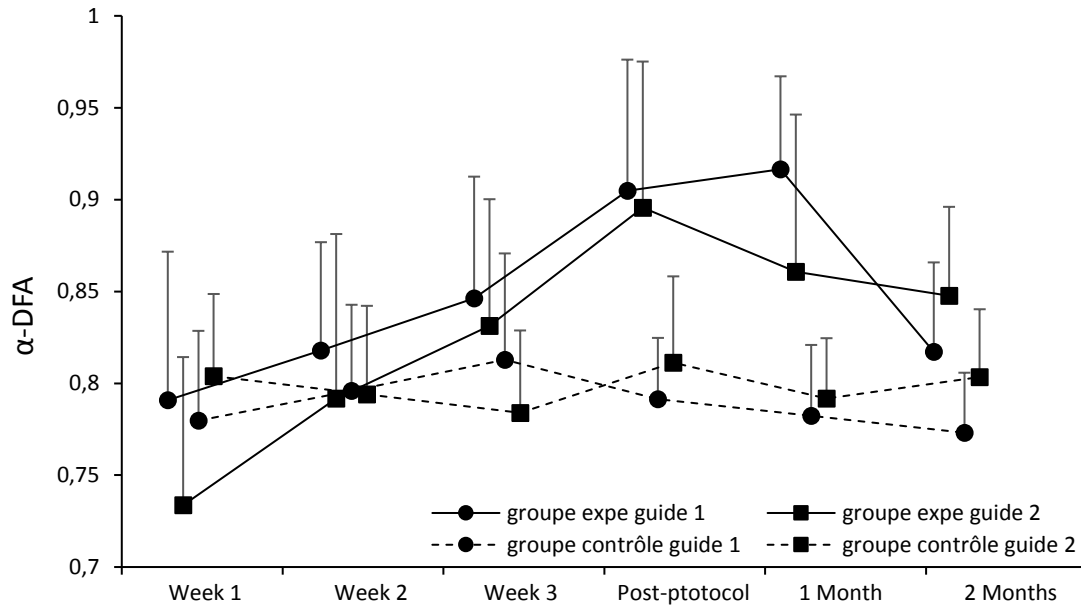


Figure 20 : Exposants α -DFA moyens calculés pour les participants dans des séquences en solo (traits pleins: groupe expérimental, traits discontinus: groupe contrôle), sur les trois semaines d'entraînement, le post-protocole et les post-tests. Les marqueurs ronds représentent le sujets pris en charge par le guide 1 (féminin) et les marqueurs carrés représentent les sujets pris en charge par le guide 2 (masculin). Les barres d'erreur représentent l'écart type.

6.2.2. Résultats concernant les mesures cliniques

Sur la figure 21, nous rapportons l'évolution de la performance en serrage manuel pour le groupe expérimental et le groupe contrôle avant et après la participation au protocole expérimental de la marche. La ligne pleine représente la moyenne des résultats du groupe expérimental et la ligne discontinue représente la moyenne des résultats du groupe contrôle.

L'ANOVA à 2 facteurs montre un effet significatif du protocole sur la performance en serrage manuel [$F(1,34) = 4,824, p = 0,03497, \text{partiel } \eta^2 = 0,124$]. Le test post-hoc Fisher LSD a révélé une amélioration significative de la performance de serrage manuel chez le groupe expérimental avant et après leur participation au protocole de marche accompagné ($p = 0,0178$). Concernant le groupe contrôle, nous n'avons noté aucun effet significatif du protocole sur la performance en serrage manuel.

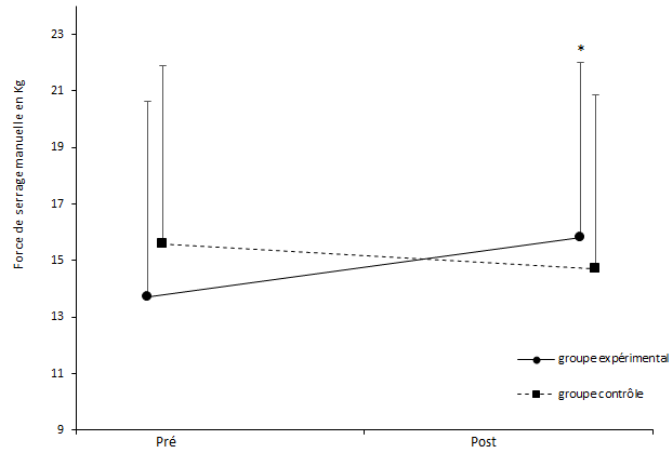


Figure 21: Evolution de la moyenne des performances (addition des 2 mains) du groupe expérimental et le groupe contrôle avant et après le protocole d'entraînement. * $p < 0,05$. Les barres d'erreur représentent l'écart type.

Nous rapportons dans la figure 22 l'évolution du score du questionnaire FES-I avant et après les trois semaines d'entraînement. Le trait plein représente le groupe expérimental et le trait discontinu représente le groupe contrôle. Nous avons appliqué une ANOVA à 2 facteurs qui a montré un effet significatif du protocole sur le score du FES-I [$F(1,34) = 4,25$, $p = 0,04697$, partiel $\eta^2 = 0,1111$]. Le test post-hoc Fisher LSD a révélé une amélioration significative du score du FES-I chez le groupe expérimental avant et après leur participation au protocole de marche accompagné, $p = 0,001$. Ce résultat montre que le protocole expérimental a un effet sur l'appréhension à la chute. Les sujets du groupe expérimental présentent des scores révélant une peur de chuter significativement plus faible comparée aux scores enregistrés avant leur participation à notre protocole expérimental. Cette amélioration du score du FES-I ne concerne que le groupe expérimental.

Sur la figure 23, nous rapportons l'évolution de la performance des sujets en équilibre unipodal avant et après leurs participations au protocole de marche. La ligne pleine représente la moyenne des performances du groupe expérimental et la ligne discontinue représente la moyenne des performances du groupe contrôle. L'ANOVA à 2 facteurs ne montre aucun effet significatif du protocole sur la performance en équilibre unipodal [$F(1,34) = 1.5548$, $p = 0,22199$, partiel $\eta^2 = 0,044$]. Ce résultat révèle un effet de l'entraînement à la

marche sur l'équilibre unipodal (résultat présent chez les 2 groupes : expérimental et contrôle). L'appariement des complexités n'a pas d'effet sur l'amélioration de l'équilibre unipodal chez nos sujets.

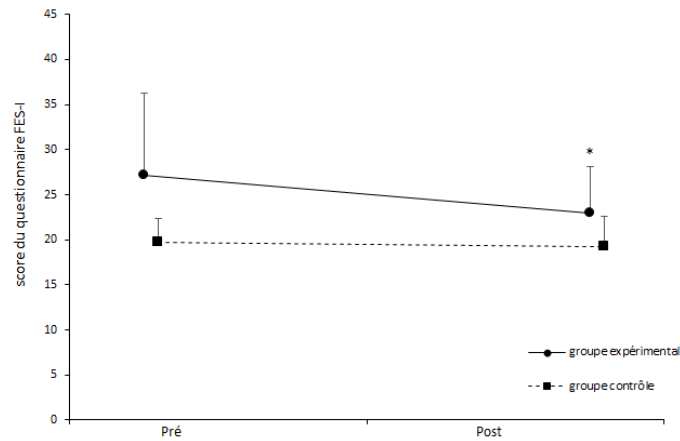


Figure 22: Evolution de la moyenne des scores du groupe expérimental et le groupe contrôle avant et après le protocole d'entraînement. * $p < 0,05$. Les barres d'erreur représentent l'écart type.

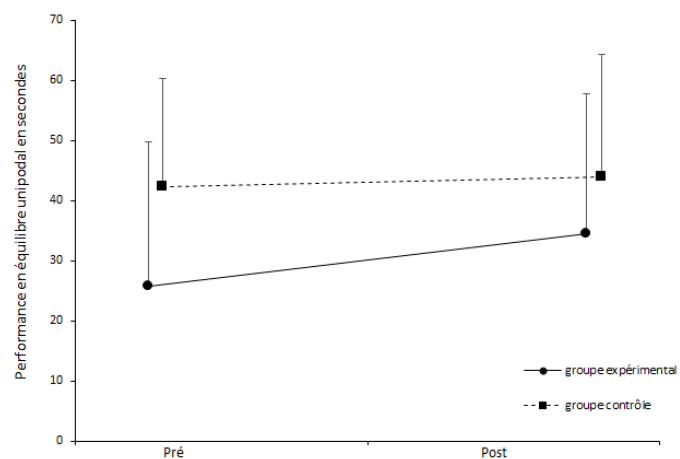


Figure 23: Evolution de la performance (somme des 2 jambes) en équilibre unipodal avant et après le protocole d'entraînement pour le groupe contrôle et le groupe expérimental. Les barres d'erreur représentent l'écart type.

Nous illustrons dans la figure 24 l'évolution du score du SPPB des sujets avant et après leur participation à notre protocole expérimental. Le trait plein représente la moyenne des performances du groupe expérimental et le trait discontinu représente la moyenne des performances du groupe contrôle. L'ANOVA à 2 facteurs ne montre pas d'effet significatif de l'interaction entre les 2 facteurs (groupe/semaine) [$F(1,34) = 3.222, p = 0,081, \text{partiel } \eta^2 = 0,087$]. Néanmoins, l'ANOVA révèle un effet significatif du protocole sur la performance au SPPB quel que soit le groupe de sujets [$F(1,34) = 9.662, p = 0,003, \text{partiel } \eta^2 = 0,2213$].

Par conséquent, nos résultats montrent que l'entraînement à la marche pourrait avoir un effet positif (amélioration) du score du SPPB (révélant un meilleur état fonctionnel des sujets). Ceci reflète une absence de lien entre l'appariement des complexités induits chez le groupe expérimental et l'amélioration du score du test SPPB.

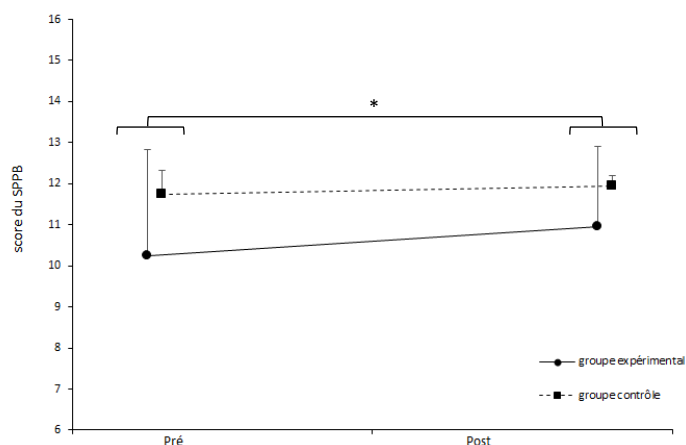


Figure 24: Evolution du score du SPPB du groupe expérimental et le groupe contrôle avant et après le protocole d'entraînement. * $p < 0,05$. Les barres d'erreur représentent l'écart type.

Nous rapportons dans la figure 25 l'évolution de la performance des sujets sur le test de marche de 6 minutes (TM6) avant et après les trois semaines d'entraînement. Le trait plein représente le groupe expérimental et le trait discontinu représente le groupe contrôle. Nous avons appliqué une ANOVA à 2 facteurs qui n'a pas montré un effet significatif de l'interaction entre les deux facteurs (groupe/semaine) [$F(1,34) = 0,689, p = 0,41234, \text{partiel } \eta^2 = 0,0199$]. Toutefois, nous avons noté un effet significatif du protocole d'entraînement sur la performance au TM6 chez l'ensemble des sujets (groupes expérimental et contrôle) [$F(1,34)$

= 27,022, $p = 0,00000$, partiel $\eta^2 = 0,4428$]. Par conséquent, ce test ne permet pas d'expliquer l'effet de restauration de la complexité observé chez le groupe expérimental, mais il permet simplement de montrer une amélioration de l'endurance chez l'ensemble des participants grâce à l'entraînement à la marche.

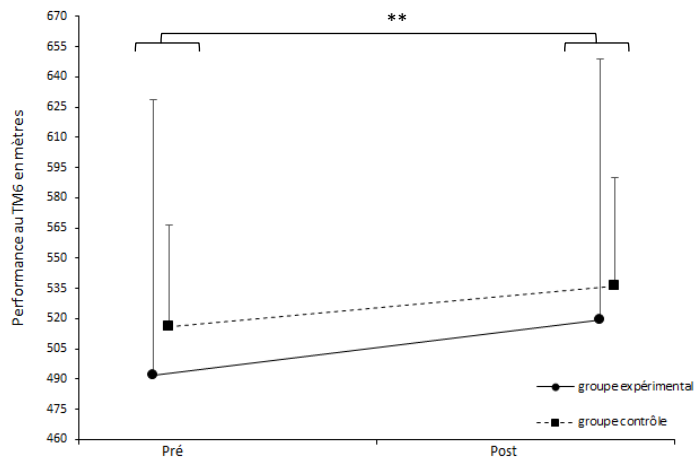


Figure 25: Evolution de la moyenne des performances au TM6 du groupe expérimental et le groupe contrôle avant et après le protocole d'entraînement. Les barres d'erreur représentent l'écart type. ** $p < 0,01$. Les barres d'erreur représentent l'écart type.

Sur la figure 26, nous illustrons l'évolution de la performance des sujets sur le test TuGo avant et après leurs participations au protocole expérimental. Le trait plein représente le groupe expérimental et le trait discontinu représente le groupe contrôle. L'ANOVA à 2 facteurs n'a pas montré un effet significatif de l'interaction entre les deux facteurs (groupe/semaine) [$F(1,34) = 0,056$, $p = 0,81372$, partiel $\eta^2 = 0,0017$]. Mais, nous avons noté un effet significatif du protocole d'entraînement sur la performance au TuGo chez l'ensemble des sujets (groupes expérimental et contrôle) [$F(1,34) = 20,696$, $p = 0,00006$, partiel $\eta^2 = 0,3784$]. Ces résultats montrent qu'un entraînement prolongé à la marche permet d'améliorer la performance au TuGo, mais ce test n'a pas permis de discriminer les performances des deux groupes.

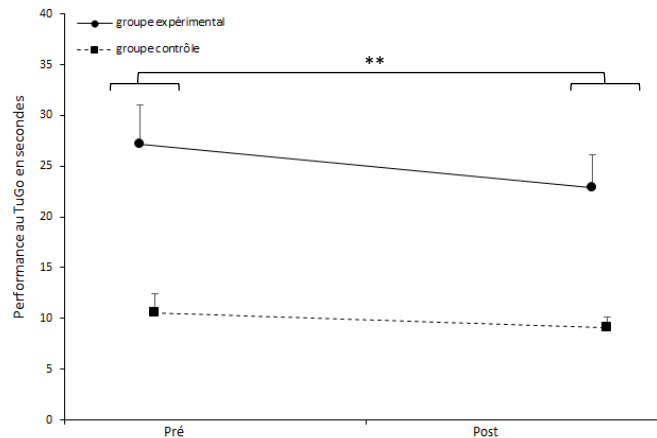


Figure 26: Evolution de la moyenne des performances au TuGo du groupe expérimental et le groupe contrôle avant et après le protocole d'entraînement. * $p < 0,01$. Les barres d'erreur représentent l'écart type.

6.3. Discussion

L'ensemble de nos hypothèses autour de la restauration de la complexité ont été validées :

Lorsque nous invitons une personne âgée à marcher en synchronie, bras-dessus-bras-dessous, avec un partenaire jeune et en bonne santé, la synchronisation est principalement dominée par un effet d'appariement des complexités. Cette hypothèse a été vérifiée à travers l'analyse WDCC. Cette fonction a révélé un pic positif au décalage 0 montrant une synchronisation immédiate entre les systèmes en interaction (sujet et guide). De plus, cet appariement des complexités apparaît dès les premières séquences en duo réalisées au cours du protocole d'entraînement. Ces résultats confirment nos résultats antérieurs (Ezzina et al., soumis) et ceux d'Almurad et al. (2018).

De plus, nos résultats ont permis encore une fois de valider les résultats fondamentaux de Mahmoodi et al. (2018), montrant que lorsque deux systèmes de niveaux de complexité différents interagissent, le plus complexe tend à attirer le moins complexe.

Ce travail a permis également de confirmer que l'expérience prolongée de l'appariement des complexités (au cours d'un protocole de 3 semaines) permet la restauration de la complexité du système de locomotion chez les personnes âgées, comme en témoigne l'augmentation des

exposants α -DFA à la fin du protocole et pendant les post-tests. Par conséquent, cette expérience, comme nos travaux antérieurs (Ezzina et al., 2020) et les travaux d'Almurad et al (2018) montrent que trois semaines de pratique intensive à la marche synchronisée pourraient permettre une restauration significative de la complexité. De plus, l'absence d'évolution significative des exposants α -DFA des sujets du groupe contrôle indique que l'effet de la restauration de la complexité, obtenue suite à 3 semaines de protocole, dépend de l'effet d'appariement des complexités. Par conséquent, l'activité physique seule n'est pas suffisante pour induire une amélioration de la complexité dans la dynamique des foulées (le groupe contrôle a réalisé la même charge d'entraînement que le groupe expérimental).

Nous avons obtenu des résultats semblables avec les deux guides, suggérant que les conclusions de nos travaux antérieurs (chapitre 4) et ceux d'Almurad et al (2018) pourraient être généralisées. En effet, lors des 2 expériences précédentes concernant ce type de protocole, les guides étaient toujours des doctorants (l'expérimentation faisant partie de leur travail doctoral), ce qui pouvait représenter un biais expérimental (Gidron et al., 2020 ; Doyen et al., 2012). Lors de cette expérience, nos guides étaient en mission de service civique au sein de notre unité de recherche pendant 6 mois, ils n'avaient pas de lien direct avec le projet scientifique. Par conséquent, nos résultats ont permis de montrer que l'effet de restauration de la complexité obtenu chez le groupe expérimental était non-dépendant du guide. Ceci représente un résultat essentiel, permettant de poursuivre avec davantage de confiance, les perspectives de réhabilitation et de prévention offertes par ce type de protocole.

Enfin, ce travail a permis de révéler une persistance de l'effet de restauration de la complexité jusqu'à 2 mois post-protocole. Néanmoins, nous observons une tendance à la dégradation lors du post-test à 2 mois, ceci nous amène à envisager de nouvelles formes de protocoles de rappels afin d'éviter une dégradation totale de l'effet obtenu.

Lors de cette étude exploratoire, nous avons souhaité mettre en place une batterie de tests cliniques classiquement utilisés et répandus dans la littérature et dans les services de gériatrie pour la mesure du risque de chute et/ou la fragilité chez le sujet âgé. Cette batterie de test ne devait pas dépasser les 30 minutes (pauses comprises) afin d'éviter les effets de fatigues.

Il était attendu d'enregistrer des améliorations de performances chez l'ensemble des sujets de l'expérimentation (groupe contrôle et groupe expérimental). Cette amélioration serait due à l'entraînement régulier à la marche induit par notre protocole expérimental (Okubo et al., 2016 ; Shimada et al., 2003). Toutefois, nous avons pour hypothèse d'obtenir des améliorations significativement plus importantes au sein du groupe expérimentale comparé au groupe contrôle. Effectivement, nous avons obtenu une amélioration des performances de l'ensemble des sujets (2 groupes) sur trois tests cliniques : TuGo, TM6 et SPPB. Néanmoins, seuls deux tests cliniques ont permis de faire la distinction entre les 2 groupes : le test de force de serrage manuelle et le questionnaire FES-I.

En effet, ces deux tests ont permis de révéler une différence significative entre le groupe expérimental et le groupe contrôle pouvant permettre de traduire l'effet de restauration de la complexité obtenu chez le groupe expérimental. Le test de la force de serrage manuel, contrairement au reste des tests physiques pratiqués, est le seul test réalisé avec un appareillage électronique automatisé (dynamomètre électronique). Donc, nous estimons que ce test peut se révéler plus objectif et fiable comparé aux autres tests de notre batterie (mesure manuelle via chronomètre).

Par conséquent, étant donné que la force de serrage manuelle est révélatrice d'un état de santé global et du risque de mortalité, les résultats de notre étude permettent d'établir un éventuel lien entre la restauration de la complexité enregistrée chez le groupe expérimental et l'amélioration de la santé globale des sujets du groupe expérimental en plus d'une diminution du risque de mortalité. Ce résultat est très original et prometteur mais nous sommes conscients qu'une augmentation de l'échantillon de sujets est nécessaire pour le confirmer.

Le FES-I était le seul questionnaire de notre batterie de test. Il permet d'évaluer de façon directe la peur de chuter des sujets. Les résultats de ce questionnaire permettent d'établir un lien entre la restauration de la complexité du système de locomotion et la diminution de l'appréhension de la chute. Nous sommes conscients que la taille de l'effet obtenu reste modeste ($\eta^2 = 0,1111$), donc une augmentation de l'échantillon des participants semble nécessaire pour confirmer ce résultat. Notons que le contexte sanitaire lié au COVID-19, nous a amené à interrompre nos expérimentations et perdre des données expérimentales.

Il était difficile de randomiser de manière totale les échantillons de sujets puisque l'étude demande un travail logistique conséquent. Ceci peut expliquer probablement la différence de niveau entre les 2 groupes (le groupe expérimental a des performances physiques plus faibles que le groupe contrôle). Nous pensons que le reste des tests cliniques ne pourrait pas traduire de manière objective une restauration de la complexité du système de locomotion puisque les tests en question sont évalués manuellement et manquent probablement de précision dans la mesure.

Cette étude est la première à tenter de réaliser un rapprochement entre la question fondamentale de la restauration de la complexité d'un système déficient et l'hypothèse de Hausdorff et al. (1997) suggérant un lien entre la perte de la complexité et la propension à la chute. Néanmoins, le protocole que nous proposons reste difficile pour les sujets (environ 36 km de marche pendant les trois semaines de protocole). Ceci nous oblige à recruter des participants autonomes n'ayant pas de contre-indications à la pratique de l'activité physique régulière. Ceci pourrait également expliquer une perte de complexité modérée chez les sujets de cette étude. Bien évidemment, il serait intéressant d'imaginer des adaptations de ce protocole pour des patients plus fragiles (patients parkinsoniens, post-AVC, ...). De plus, une batterie de tests mesurés de manière manuelle pourrait être insuffisante pour traduire un effet de restauration de la complexité, donc, des efforts supplémentaires sont nécessaires pour imaginer des tests objectifs fiables et reproductibles (exemples : tests biologiques) pour tenter de traduire le lien entre la restauration de la complexité et la réduction du risque de chute chez les personnes âgées.

Les présents résultats montrent et confirment qu'une restauration de la complexité est possible, et on pourrait penser que cette amélioration devrait induire une marche plus stable et adaptable, et une réduction du risque de chute chez les personnes âgées. De plus, nos résultats actuels montrent que la restauration de la complexité pourrait induire une amélioration de l'état de santé global, une diminution du risque de mortalité et une diminution de la peur de chuter.

6.4. Conclusion

Cette étude comprend un versant fondamental mais également un versant clinique opérationnel. Elle est la première à permettre le rapprochement entre nos résultats fondamentaux et les mesures cliniques. Ce travail a permis de répondre à plusieurs questions au niveau clinique. De plus, il ouvre évidemment de nouvelles perspectives essentielles et originales. Toutefois, nous tenons à souligner que la mise en place opérationnelle de ce protocole de réhabilitation est très peu onéreuse puisqu'il ne nécessite aucune technologie coûteuse mais simplement d'implication d'un jeune volontaire en bonne santé. Nous restons persuadés que ce lien intergénérationnel, induit par ce protocole, pourrait représenter un moyen efficace et accessible de prévenir la chute de nos aînés quel que soit leurs situations socio-économique.

Conclusion

Donnons le bras à nos aînés et marchons

“Be a lamp, or a lifeboat, or a ladder. Help someone’s soul heal”

“A candle loses none of its light by lighting another”

Djalāl ad-Dīn Rūmi

Ce travail de thèse, fondé sur des hypothèses purement théoriques, nous a permis d'explorer, de manière appliquée et concrète, des pistes de réhabilitation originales et innovantes.

Alors que la majorité des travaux actuels autour de la réhabilitation tentent d'introduire les nouvelles technologies dans leurs protocoles scientifiques (jeux sérieux, réalité virtuelle...), nos travaux et nos résultats, présentés ci-dessus, laissent envisager que l'appariement des complexités pourrait constituer une solution de réhabilitation chez le sujet sénior. De plus, cet appariement des complexités, ne pouvant émerger qu'à travers l'interaction entre deux systèmes complexes, nous permet d'avancer un argument « humain » et « social » défendant l'intérêt de la mise en place de notre protocole de réhabilitation à la marche qui favoriserait le lien intergénérationnel au-delà de l'intérêt sanitaire. Nous pensons, aujourd'hui, que le lien intergénérationnel, créé au cours de ce protocole ne peut qu'être positif pour atteindre des objectifs de réhabilitation satisfaisants.

Aujourd'hui, la chute, constituant un facteur majeur de dépendance, d'isolement social et de mortalité, nous pensons que le protocole que nous présentons pourrait servir de moyen simple, efficace et accessible à tous pour prévenir la chute. En effet, il suffit de « **donner le bras à son aîné et marcher** ». Nous n'oublions pas que la majorité des citoyens du monde n'ont pas accès aux soins et la réhabilitation reste souvent couteuse, par conséquent, nous sommes très heureux aujourd'hui de pouvoir proposer une éventuelle solution **accessible à tous**.

Bibliographie

- Abney, D. H., Paxton, A., Dale, R., & Kello, C. T. (2014). Complexity Matching in Dyadic Conversation. *Journal of Experimental Psychology-General*, 143(6), 2304-2315. Retrieved from <https://doi.org/10.1037/xge0000021>
- Agmon, M., Shochat, T., & Kizony, R. (2016). Sleep quality is associated with walking under dual-task, but not single-task performance. *Gait & posture*, 49, 127-131. doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.016>
- Al. Snih, S., Markides, K., L, R., & al. (2002). Handgrip strength and mortality in older Mexican Americans. *J Am Geriatr Soc.*, 50:1250-1256. doi: <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50312.x>
- Almurad, Z., & Delignières, D. (2016). Evenly spacing in Detrended Fluctuation Analysis. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 451, 63-69. doi:<https://doi.org/10.1016/j.physa.2015.12.155>
- Almurad, Z., Roume, C., & Delignières, D. (2017). Complexity matching in side-by-side walking. *Human Movement Science*, 54, 125-136. doi:<https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.04.008>
- Almurad, Z., Roume, C., Blain, H., & Delignières, D. (2018). Complexity Matching : Restoring the Complexity of Locomotion in Older People Through Arm-in-Arm Walking. *Frontiers in Physiology*, 9, 1766. doi:<https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01766>
- Ambrose, A. F., Paul, G., & Hausdorff, J. M. (2013). Risk factors for falls among older adults: a review of the literature. *Maturitas*, 75(1), 51-61. doi:<https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2013.02.009>
- American Physical Therapy Association (APTA). (2014). *Guide to physical therapist practice*. Retrieved from <http://guidetoptpractice.apta.org/>
- Anstey, K., Luszcz, M., & Giles, L. A. (2001). Demographic, health, cognitive, and sensory variables as predictors of mortality in very old adults. *Psychology and Aging*, 16(1), 3. Retrieved from <https://doi.org/10.1037/0882-7974.16.1.3>
- Atkinson, H. H., Rosano, C., Simonsick, E. M., Williamson, J. D., Davis, C., Ambrosius, W. T., & Rubin, S. M. (2007). Cognitive function, gait speed decline, and comorbidities: the health, aging and body composition study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62(8), 844-850. doi:<https://doi.org/10.1093/gerona/62.8.844>
- Atlan, H. (2011). *Le vivant post-génomique, ou, Qu'est-ce que l'auto-organisation?* Paris: Odile Jacob.
- Balocchi, R., Varanini, M., & Macerata, A. (2013). Quantifying different degrees of coupling in detrended cross-correlation analysis. *EPL (Europhysics Letters)*, 101(2), 20011. Retrieved from <https://doi.org/10.1209/0295-5075/101/20011>
- Barnett, A., Smith, B., Lord, S. R., Williams, M., & Baumand, A. (2003). Community-based group exercise improves balance and reduces falls in at-risk older people: a randomised controlled trial. *Age and Ageing*, 32(4), 407-414. Retrieved from <https://doi.org/10.1093/ageing/32.4.407>

- Bautmans, I., Lambert, M., & Mets, T. (2004). The six-minute walk test in community dwelling elderly: influence of health status. *BMC Geriatr*, 4, 6. doi:<https://doi.org/10.1186/1471-2318-4-6>
- Beauchet, O., & Berrut, G. (2006). Gait and dual-task: definition, interest, and perspectives in the elderly. *Psychologie & neuropsychiatrie du vieillissement*, 4(3), 215-225. Retrieved from https://www.jle.com/download/pnv-269721-4682-marche_et_double_tache_definition_interets_et_perspectives_chez_le_sujet_age-upm_montp-u.pdf
- Beauchet, O., Dubost, V., Aminian, K., Gonthier, R., & Kressig, R. W. (2005). Dual-task-related gait changes in the elderly: does the type of cognitive task matter? *Journal of motor behavior*, 37(4), 259. doi:<https://doi.org/10.1159/000081435>
- Beltz, B. C., & Kello, C. T. (2006). On the intrinsic fluctuations of human behavior. *Focus on cognitive psychology research*, 25-41. Retrieved from https://www.researchgate.net/profile/Christopher_Kello/publication/242081336_On_the_Intrinsic_Fluctuations_of_Human_Behavior/links/0a85e5321f9e9046a8000000.pdf
- Benoit, C. E., Dalla Bella, S., Farrugia, N., Obrig, H., Mainka, S., & Kotz, S. A. (2014). Musically cued gait-training improves both perceptual and motor timing in Parkinson's disease. *Frontiers in human neuroscience*, 8, 494. doi: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00494>
- Berg, W., Alessio, H., Mills, E., & Tong, C. (1997). Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age Ageing*, 26 : 261-268. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/26.4.261>
- Best, J. R., Liu-Ambrose, T., Boudreau, R. M., Ayonayon, H. N., Satterfield, S., Simonsick, E. M., & Health, A. a. (2016). An evaluation of the longitudinal, bidirectional associations between gait speed and cognition in older women and men. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, 71(12), 1616-1623. doi: <https://doi.org/10.1093/gerona/glw066>
- Blaszczyk, J. W., & Klonowski, W. (2001). Postural stability and fractal dynamics (vol 61, pg 105, 2001). *ACTA NEUROBIOLOGIAE EXPERIMENTALIS*, 61(4), 327-327.
- Blaszozyk, J., & Klonowski, W. (2001). Postural stability and fractal dynamics. *Acta Neurobiol. Exp*, 61, 105-112.
- Bloch, F., Thibaud, M., Dugué, B., Brèque, C., Rigaud, A. S., & Kemoun, G. (2010). Episodes of falling among elderly people: a systematic review and meta-analysis of social and demographic predisposing characteristics. *Clinics*, 65(9), 895-903. doi:<http://dx.doi.org/10.1590/S1807-59322010000900013>
- Bloch, F., Thibaud, M., Tournoux-Facon, C., Brèque, C., Rigaud, A. S., Dugué, B., & Kemoun, G. (2013). Estimation of the risk factors for falls in the elderly: Can meta-analysis provide a valid answer? *Geriatrics & gerontology international*, 13(2), 250-2. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2012.00965.x>
- Bloch, F., Thibaud, M., Tournoux-Facon, C., Brèque, C., Rigaud, A.-S., Dugué, B., & Kemoun, G. (2012). Estimation of the risk factors for falls in the elderly: Can meta-analysis provide a valid answer? *Geriatrics & Gerontology International*, 13(2), 250-263. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2012.00965.x>

- Bohannon, R. W. (2008). Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *Journal of geriatric physical therapy*, 31(1), 3-10. Retrieved from https://journals.lww.com/jgpt/Fulltext/2008/31010/Hand_Grip_Dynamometry_Predicts_Future_Outcomes_in.2.aspx
- Buchner, D., Cress, M., De Lateur, B., Esselman, P., Margherita, A., Price, R., & Wagner, E. (1997). The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 52(4):M218-24. Retrieved from <https://doi.org/10.1093/gerona/52A.4.M218>
- Buchner, D., hornbrook, M., Kutner, N., Tinetti, M., Ory, M., & al. (1993). Development of the common data base for the FICSIT trials. *journal of american geriatric society*, 41 : 297-308. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1993.tb06708.x>
- Butland, R., Pang, J., Gross, E., Woodcock, A., & Geddes, D. (1982). Two-, six-, and 12-minute walking tests in respiratory disease. *Br Med J (Clin Res Ed)*, 284(6329):1607-8. doi: <https://doi.org/10.1136/bmj.284.6329.1607>
- Camicioli, R., Howieson, D., Oken, B., Sexton, G., & Kaye, J. (1998). Motor slowing precedes cognitive impairment in the oldest old. *Neurology*, 50(5), 1496-1498. doi:<https://doi.org/10.1212/WNL.50.5.1496>
- Campbell, A. J., Borrie, M. J., & Spears, G. F. (1989). Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *Journal of gerontology*, 44(4), M112-M117. doi:<https://doi.org/10.1093/geronj/44.4.M112>
- Campbell, A. J., Borrie, M. J., Spears, G. F., Jackson, S. L., Brown, J. S., & Fitzgerald, J. L. (1990). Circumstances and Consequences of Falls Experienced by a Community Population 70 Years and over during a Prospective Study. *Age and Ageing*, 19(2), 136-141. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/19.2.136>
- Campbell, A., Reinken, J., Allan, B., & Martinez, G. (1981). Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors. *Age and Ageing*, 10(4):264-70. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/10.4.264>
- CANADIAN INSTITUTE FOR HEALTH INFORMATION. (2002). *RAI-Home Care (RAI-HC) manual Canadian version, 2nd ed.* Ottawa: ON.
- Carlson, J. M., & Doyle, J. (1999). Highly optimized tolerance: A mechanism for power laws in designed systems. *Physical Review E*, 60(2), 1412. doi:<https://doi.org/10.1103/PhysRevE.60.1412>
- Carter, N., Khan, K., Mckay, H., Petit, M., Waterman, C., & al. (2002). Community based exercise program reduces risk factors for falls in 65- to 75-year-old women with osteoporosis: Randomized controlled trial. *Canadian Medical Association Journal*, 167 : 997-1004.
- Cesari, M., Landi, F., Torre, S., Onder, G., & Lattanzio, F. B. (2002). Prevalence and risk factors for falls in an older community-dwelling population. *The Journals of Gerontology Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 57 : 722-726. doi:<https://doi.org/10.1093/gerona/57.11.M722>
- Chen, Y., Ding, M., & Kelso, J. S. (1997). Long memory processes (1/f α type) in human coordination. *Physical Review Letters*, 79(22), 4501. doi:<https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.79.4501>

- Chen, Y., Ding, M., & Scott Kelso, J. A. (2001). Origins of timing errors in human sensorimotor coordination. *Journal of motor behavior*, 33(1), 3-8. doi:<https://doi.org/10.1080/00222890109601897>
- Chen, Y., Zhu, L. L., & Zhou, Q. (2014). Effects of drug pharmacokinetic/pharmacodynamic properties, characteristics of medication use, and relevant pharmacological interventions on fall risk in elderly patients. *Therapeutics and clinical risk management*, 10, 437. doi:<https://doi.org/10.2147/TCRM.S63756>
- Chiarelli, P. E., Mackenzie, L. A., & Osmotherly, P. G. (2009). Urinary incontinence is associated with an increase in falls: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*, 55(2), 89-95. doi:[https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(09\)70038-8](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(09)70038-8)
- Ciliberti, S., Martin, O. C., & Wagner, A. (2007). Innovation and robustness in complex regulatory gene networks. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(34), 13591-13596. doi: <https://doi.org/10.1073/pnas.0705396104>
- Coey, C. A., Hassebrock, J., Kloos, H., & Richardson, M. J. (2015). The complexities of keeping the beat: dynamical structure in the nested behaviors of finger tapping. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 77(4), 1423-1439. doi:<https://doi.org/10.3758/s13414-015-0842-4>
- Coey, C. A., Washburn, A., Hassebrock, J., & Richardson, M. J. (2016). Complexity matching effects in bimanual and interpersonal syncopated finger tapping. *Neuroscience Letters*, 616, 204-210. Retrieved from <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.01.066>
- Collier, G. L., & Ogden, R. T. (2001). Variance decomposition of tempo drift in isochronous rhythmic tapping. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 930, 405-408. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2001.tb05753.x>
- Cooper, K. (1968). A means of assessing maximal oxygen intake. Correlation between field and treadmill testing. *JAMA*, 203(3):201-4. doi:<https://doi.org/10.1001/jama.1968.03140030033008>
- Correll, J. (2008). 1/f noise and effort on implicit measures of bias. *Journal of Personality and Social Psychology*, 94(1), 48–59. doi:doi:10.1037/0022-3514.94.1.48
- Crowley, K. (2011). Sleep and sleep disorders in older adults. *Neuropsychology review*, 21(1), 41-53. doi:<https://doi.org/10.1007/s11065-010-9154-6>
- Csete, M. E., & Doyle, J. C. (2002). Reverse engineering of biological complexity. *science*, 295(5560), 1664-1669. doi:10.1126/science.1069981
- Dam, T. T., Ewing, S., Ancoli-Israel, S., Ensrud, K., Redline, S., Stone, K., & Group, O. F. (2008). Association between sleep and physical function in older men: the osteoporotic fractures in men sleep study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(9), 1665-1673. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.01846.x>
- Davison, J., Bond, J., Dawson, P., Steen, I. N., & Kenny, R. A. (2005). Patients with recurrent falls attending Accident & Emergency benefit from multifactorial intervention—a randomised controlled trial. *Age and ageing*, 34(2), 162-168. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/afi053>
- De Rekeneire, N., Visser, M., Peila, R., Nevitt, M. C., Cauley, J. A., Tylavsky, F. A., & Harris, T. B. (2003). Is a fall just a fall: correlates of falling in healthy older persons. *The Health, Aging and Body*

- Composition Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(6), 841-846. doi:
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2389.2003.51267.x>
- De Visser, J. A., Hermisson, J., Wagner, G. P., Meyers, L. A., Bagheri-Chaichian, H., Blanchard, J. L., & Gibson, G. (2003). Perspective: evolution and detection of genetic robustness. *Evolution*, 57(9), 1959-1972. doi:<https://doi.org/10.1111/j.0014-3820.2003.tb00377.x>
- Dean, J. C., Kuo, A. D., & Alexander, N. B. (2004). Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(3), M286-M292. doi:<https://doi.org/10.1093/gerona/59.3.M286>
- Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., & Negri, E. (2010). Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis". *Epidemiology*, 658-668. Retrieved from www.jstor.org/stable/20788204
- Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., & Negri, E. (2010). Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis". *Epidemiology*, 658-668. Retrieved from <https://www.jstor.org/stable/20788204>
- Delbaere, K., Close, J. C., Mikolaizak, A. S., Sachdev, P. S., Brodaty, H., & Lord, S. R. (2010). The falls efficacy scale international (FES-I). A comprehensive longitudinal validation study. *Age and ageing*, 39(2), 210-216. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/afp225>
- Delignières, D. (2015). Correlation Properties of (Discrete) Fractional Gaussian Noise and Fractional Brownian Motion. *Mathematical Problems in Engineering*, 485623. doi:<https://doi.org/10.1155/2015/485623>
- Delignières, D., & Marmelat, V. (2014). Strong anticipation and long-range cross-correlation: Application of detrended cross-correlation analysis to human behavioral data. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 394, 47-60. doi:<https://doi.org/10.1016/j.physa.2013.09.037>
- Delignières, D., & Torre, K. (2011). Event-Based and Emergent Timing: Dichotomy or Continuum? A Reply to Repp and Steinman (2010). *Journal of Motor Behavior*, 43(4), 311-318. doi:<https://doi.org/10.1080/00222895.2011.588274>
- Delignieres, D., Almurad, Z. M., Roume, C., & Marmelat, V. (2016). Multifractal signatures of complexity matching. *Experimental Brain Research*, 1-13. doi:<https://doi.org/10.1007/s00221-016-4679-4>
- Delignières, D., Lemoine, L., & Torre, K. (2004). Time intervals production in tapping and oscillatory motion. *Human Movement Science*, 23(2), 87-103. doi:<https://doi.org/10.1016/j.humov.2004.07.001>
- Delignières, D., Ramdani, S., Lemoine, L., Torre, K., Fortes, M., & Ninot, G. (2006). Fractal analysis for short time series : A reassessment of classical methods. *Journal of Mathematical Psychology*, 50, 525-544. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jmp.2006.07.004>
- Delignières, D., Torre, K., & Lemoine, L. (2009). Long-range correlation in synchronization and syncopation tapping: a linear phase correction model. *PloS one*, 4(11). doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0007822>

- Den Hartigh, R. J., Marmelat, V., & Cox, R. F. (2018). Multiscale coordination between athletes: Complexity matching in ergometer rowing. *Human Movement Science*, 57, 434-441. doi:<https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.10.006>
- Di Iorio, A., Abate, M., Pini, B., Di Nicola, I., Marinelli, M., Guglielmi, M., . . . Abate, G. (2009). Effects of vascular risk factors on balance assessed by computerized posturography in the elderly. *Aging clinical and experimental research*, 21(2), 136. doi:<https://doi.org/10.1016/j.archger.2008.05.008>
- Diebolt, C., & Guiraud, V. (2005). A note on long memory time series. . *Quality and Quantity*, 39(6), 827-836. doi: <https://doi.org/10.1007/s11135-004-0436-z>
- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2010). Re-interpreting detrended fluctuation analyses of stride-to-stride variability in human walking. *Gait & posture*, 32(3), 348-353. doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.004>
- Dotov, D. G., Bayard, S., de Cock, V. C., Geny, C., Driss, V., Garrigue, G., . . . Dalla Bella, S. (2017). Biologically-variable rhythmic auditory cues are superior to isochronous cues in fostering natural gait variability in Parkinson's disease. *Gait & posture*, 51, 64-69. doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.020>
- Doyen, S., Klein, O., Pichon, C. L., & Cleeremans, A. (2012). Behavioral priming: it's all in the mind, but whose mind? *PLoS one*, 7(1), e29081. doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0029081>
- Ebrahim, S., & Kalache, A. (1996). *Epidemiology in old age*. WHO. Retrieved from <https://apps.who.int/iris/handle/10665/41921>
- Edelman, G., & Gally, J. (2001). Degeneracy and complexity in biological systems. *PNAS*, (24) 13763-13768. doi: <https://doi.org/10.1073/pnas.231499798>
- Eke, A., Hermán, P., Bassingthwaite, J., Raymond, G., Percival, D., Cannon, M., . . . Ikrényi, C. (2000). Physiological time series : Distinguishing fractal noises from motions. *Pflügers Archiv - European Journal of Physiology*, 439(4), 403-415. doi:<https://doi.org/10.1007/s004249900135>
- Eke, A., Herman, P., Kocsis, L., & Kozak, L. R. (2002). Fractal characterization of complexity in temporal physiological signals. *Physiological measurement*, 23(1), R1. doi:<https://doi.org/10.1088/0967-3334/23/1/201>
- Enright, P. L., McBurnie, M. A., Bittner, V., Tracy, R. P., McNamara, R., Arnold, A., & Newman, A. B. (2003). The 6-min walk test: a quick measure of functional status in elderly adults. *Chest*, 123(2), 387-398. doi:<https://doi.org/10.1378/chest.123.2.387>
- Fairhall, N., Sherrington, C., Ian, D. C., E, S. E., Stephen R, L., Lockwood, K., & Robert D, H. (2017). A multifactorial intervention for frail older people is more than twice as effective among those who are compliant: complier average causal effect analysis of a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, 63: 40-44. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jphys.2016.11.007>
- Fine, J. M., Likens, A. D., Amazeen, E. L., & Amazeen, P. G. (2015). Emergent Complexity Matching in Interpersonal Coordination: Local Dynamics and Global Variability. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 41(3), 723. doi:<https://doi.org/10.1037/xhp0000046>

- Fisher, A. A., Davis, M. W., McLean, A. J., & Le Couteur, D. G. (2005). Epidemiology of falls in elderly semi-independent residents in residential care. *Australasian journal on ageing*, 24(2), 98-102. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1741-6612.2005.00081.x>
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of experimental psychology*, 47(6), 381. doi: <https://doi.org/10.1037/h0055392>
- Fleg, J., Pina, I., Balady, G., Chaitman, B., Fletcher, B., Lavie, C., & al. (2000). Assessment of functional capacity in clinical and research applications: An advisory from the Committee on Exercise Rehabilitation, and Prevention, Council on Clinical Cardiology. *American Heart Association. Circulation*, 102(13):1591-7. doi: <https://doi.org/10.1161/01.CIR.102.13.1591>
- Freiberger, E., De Vreede, P., Schoene, D., Rydwick, E., Mueller, V., Frändin, K., & Hopman-Rock, M. (2012). Performance-based physical function in older community-dwelling persons: a systematic review of instruments. *Age and Ageing*, 41:712-721. doi: <https://doi.org/10.1093/ageing/afs099>
- Fukagawa, N. K., Wolfson, L., Judge, J., Whipple, R., & King, M. (1995). Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(Special_Issue), 64-67. doi: https://doi.org/10.1093/gerona/50A.Special_Issue.64
- Ganz, D. A., Bao, Y., Shekelle, P. G., & Rubenstein, L. Z. (2007). Will my patient fall? *Jama*, 297(1), 77-86. doi: <https://doi.org/10.1001/jama.297.1.77>
- Gehlsen, G. M., & Whaley, M. H. (1990). Falls in the elderly: Part II, Balance, strength, and flexibility. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 71(10), 739-741. Retrieved from <https://europepmc.org/article/med/2403279>
- Gidron, M., Sabag, M., Yarmolovsky, J., & Geva, R. (2020). Participant–experimenter rapport in experimental settings: A test case of executive functions among children with ADHD. *Journal of Experimental Psychology: General*, 149(9), 1615–1627. doi: <https://doi.org/10.1037/xge0000743>
- Gilden, D. L. (2001). Cognitive emissions of 1/f noise. *Psychological review*, 108(1), 33. doi: <https://doi.org/10.1037/0033-295X.108.1.33>
- Gilden, D. L., & Hancock, H. (2007). Response variability in attention-deficit disorders. *Psychological Science*, 18(9), 796-802. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.2007.01982.x>
- Gilden, D. L., Thornton, T., & Mallon, M. W. (1995). 1/F Noise in Human Cognition. *Science*, 267(5205), 1837-1839. doi: <https://doi.org/10.1126/science.7892611>
- Gilden, D., & Hancock, H. (2007). Response variability in attention-deficit disorders. *Physiological Science*, 18(9), 796-802. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.2007.01982.x>
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Peng, C. K., & Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the national academy of sciences*, 99(suppl 1), 2466-2472. doi: <https://doi.org/10.1073/pnas.012579499>
- Gómez, C., Mediavilla, Á., Hornero, R., Abásolo, D., & Fernández, A. (2009). Use of the Higuchi's fractal dimension for the analysis of MEG recordings from Alzheimer's disease patients.

Medical engineering & physics, 31(3), 306-313.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.06.010>

- Granger, C. W., & Joyeux, R. (1980). An introduction to long-memory time series models and fractional differencing. *Journal of time series analysis*, 1(1), 15-29.
doi:<https://doi.org/10.1111/j.1467-9892.1980.tb00297.x>
- Gribbin, J. H., Smith, C., Gladman, J., & Lewis, S. (2009). Incidence and mortality of falls amongst older people in primary care in the United Kingdom. *QJM: An International Journal of Medicine*, 102(7), 477-483. doi:<https://doi.org/10.1093/qjmed/hcp064>
- Gribble, P., & Hertel, J. (2004). Effect of Lower-Extremity Fatigue on Postural Control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85 (4): 589–592.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.031>
- Group, t. K. (1987). The prevention of falls in later life Prevention of Falls by the Elderly. *Danish Medical Bulletin*, pp. 34 Suppl 4: 1–24.
- Guralnik, J., Ferrucci, L., Simonsick, E., Salive, M., & Wallace, R. (1995). Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *New England Journal of Medicine*, 332:556-561. doi:<https://doi.org/10.1056/NEJM199503023320902>
- Guralnik, J., Simonsick, E., Ferrucci, L., Glynn, R., Berkman, L., Blazer, D., & al. (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol*, 49:M85–M94. doi:<https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.M85>
- Haken, H., Kelso, J., & Bunz, H. (1985). A Theoretical-Model of Phase-Transitions in Human Hand Movements. *Biological Cybernetics*, 51(5), 347-356. doi:<https://doi.org/10.1007/BF00336922>
- Hauer, K., Lamb, S. E., Jorstad, E. C., Todd, C., & Becker, C. (2006). Systematic review of definitions and methods of measuring falls in randomised controlled fall prevention trials. *Age and ageing*, 35(1), 5-10.
- Hauer, K., Lamb, S., Jorstad, E., & Todd, C. B.-G. (2006). Systematic review of definitions and methods of measuring falls in randomised controlled fall prevention trials. *Age Ageing*, 35 : 5-10. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/afi218>
- Hausdorff, J. M. (2009). Gait dynamics in Parkinson's disease: common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 19(2), 026113. doi: <https://doi.org/10.1063/1.3147408>
- Hausdorff, J. M., Lowenthal, J., Herman, T., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Giladi, N. (2007). Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease. *European Journal of Neuroscience*, 26(8), 2369-2375. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2007.05810.x>
- Hausdorff, J. M., Peng, C., Ladin, Z., Wei, J., & Goldberger, A. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*, 78(1), 349-358. doi:<https://doi.org/10.1152/jappl.1995.78.1.349>
- Hausdorff, J., Mitchell, S., Firtion, R., Peng, C., Cudkowicz, M., Wei, J., & Goldberger, A. (1997). Altered fractal dynamics of gait : Reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *ournal of Applied Physiology*, (Bethesda, Md.: 1985), 82(1), 262-269. doi:<https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.1.262>

- Hausdorff, J., Peng, C., Ladin, Z., Wei, J., & Goldberger, A. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*, 78(1), 349-358. doi:<https://doi.org/10.1152/jappl.1995.78.1.349>
- Hausdorff, J., Purdon, P., Peng, C., Ladin, Z., Wei, J., & Goldberger, A. (1996). Fractal dynamics of human gait : Stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *Journal of Applied Physiology*, 80(5), 1448-1457. doi:<https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.5.1448>
- Haute, A. d. (2005). *Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée*. Retrieved from https://www.has-sante.fr/jcms/c_272503/fr/prevention-des-chutes-accidentelles-chez-la-personne-agee
- Haute, A. d. (2009). *Évaluation et prise en charge des personnes âgées faisant des chutes répétées*. Saint-Denis. Retrieved from https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2009-06/chutes_repetees_personnes_agees_-_recommandations.pdf
- Haute, A. d. (2013). *Note méthodologique et de synthèse documentaire- « Comment prendre en charge les personnes âgées fragiles en ambulatoire ? »*. Saint-Denis. Retrieved from https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2014-01/note_methologique_fps_prise_en_charge_paf_ambulatoire.pdf
- Haute, A. d. (2019). *Prescription d'activité physique et sportive. Les personnes âgées*. Retrieved from https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2019-07/app_248_ref_aps_pa_vf.pdf
- Haute, A. d. (26 avr. 2013). *Avis de la HAS concernant l'évaluation du risque de chutes chez le sujet âgé autonome et sa prévention*. Retrieved from https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-04/referentiel_concernant_evaluation_du_risque_de_chutes_chez_le_sujet_age_autonome_et_sa_prevention.pdf
- Henri, A. (1979). *Entre le cristal et la fumée*. Essai sur l'organisation du vivant.
- Hill, K. D., & Wee, R. (2012). Psychotropic drug-induced falls in older people. *Drugs & aging*, 29(1), 15-30. doi:<https://doi.org/10.2165/11598420-000000000-00000>
- Hill, K. D., Schwarz, J. A., Kalogeropoulos, A. J., & Gibson, S. J. (1996). Fear of falling revisited. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 77, 1025–1029. doi:[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90063-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90063-5)
- Holden, J. G. (2005). Gauging the fractal dimension of response times from cognitive tasks. *Contemporary nonlinear methods for behavioral scientists: A webbook tutorial*, 267-318. Retrieved from <https://www.nsf.gov/pubs/2005/nsf05057/nmbs/chap6.pdf>
- Howe, T. E., Lövgreen, B., Cody, F. W., Ashton, V. J., & Oldham, J. A. (2003). Auditory cues can modify the gait of persons with early-stage Parkinson's disease: a method for enhancing parkinsonian walking performance? *Clinical rehabilitation*, 17(4), 363-367. doi:<https://doi.org/10.1191/0269215503cr621oa>
- HSE (HEALTH SERVICE EXECUTIVE). (2008). Strategy to prevent falls and fractures in Ireland's ageing population. *Department of Health and Children and National Council on Ageing and Older people*, pp. 1-162. Retrieved from <http://hdl.handle.net/10147/51533>
- Hunt, N., McGrath, D., & Stergiou, N. (2014). The influence of auditory-motor coupling on fractal dynamics in human gait. *Scientific Reports*, 4, 5879. doi:<https://doi.org/10.1038/srep05879>

- Hurvitz, E. A., Richardson, J. K., Werner, R. A., Ruhl, A. M., & Dixon, M. R. (2000). Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(5), 587-591. doi:[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90039-X](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90039-X)
- INSERM. (2015). *Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées*. Paris.
- Institut, N. d. (2005). *Référentiel de bonnes pratiques - Prévention des chutes chez les personnes âgées à domicile*.
- Issartel, J., Marin, L., & Cadopi, M. (2007). Unintended interpersonal co-ordination: "can we march to the beat of our own drum?". *Neurosci Lett*, 411: 174-179. doi:<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2006.09.086>
- Ivry, R. B., Spencer, R. M., Zelaznik, H. N., & Diedrichsen, J. (2002). The cerebellum and event timing. In T. M. Highstein & W. T. Thach (Éd.), *Cerebellum: Recent Developments in Cerebellar Research*, Vol. 978, p. 302-317.
- Jacqmin-Gadda, H., Fabrigoule, C., Commenges, D., & Dartigues, J. F. (1997). A 5-year longitudinal study of the Mini-Mental State Examination in normal aging. *American journal of epidemiology*, 145(6), 498-506. doi:<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.aje.a009137>
- Jennane, R., Harba, R., & Jacquet, G. (2001). Méthodes d'analyse du mouvement brownien fractionnaire: théorie et résultats comparatifs. *Traitement du signal*, 18(5-6), 419-436. doi:<http://hdl.handle.net/2042/2192>
- Kaipust, J. P., McGrath, D., Mukherjee, M., & Stergiou, N. (2013). Gait variability is altered in older adults when listening to auditory stimuli with differing temporal structures. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(8), 1595-1603. doi:<https://doi.org/10.1007/s10439-012-0654-9>
- Kantelhardt, J. W., Zschiegner, S. A., Koscielny-Bunde, E., Havlin, S., Bunde, A., & Stanley, H. E. (2002). Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 316(1-4), 87-114. doi:[https://doi.org/10.1016/S0378-4371\(02\)01383-3](https://doi.org/10.1016/S0378-4371(02)01383-3)
- Kauffman, S. A. (1991). Antichaos and adaptation. *Scientific American*, 265(2), 78-85. doi:<https://doi.org/10.1038/scientificamerican0891-78>
- Kello, C. T., Beltz, B. C., Holden, J. G., & Van Orden, G. C. (2007). The emergent coordination of cognitive function. *Journal of Experimental Psychology: General*, 136(4), 551. doi:<https://doi.org/10.1037/0096-3445.136.4.551>
- KELLOGG INTERNATIONAL WORK GROUP ON THE PREVENTION OF FALLS BY THE ELDERLY. (1987). The prevention of falls in later life. *Dan Med Bull*, pp. 34 : 1-24.
- Kelsey, J. L., Berry, S. D., Procter-Gray, E., Quach, L., Nguyen, U. S., Li, W. ..., & Hannan, M. T. (2010). Indoor and outdoor falls in older adults are different: the maintenance of balance, independent living, intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(11), 2135-2141. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03062.x>
- Kempen, G. I., Todd, C. J., Van Haastregt, J. C., Rixt Zijlstra, G. A., Beyer, N., Freiburger, E., . . . Yardley, L. (2007). Cross-cultural validation of the Falls Efficacy Scale International (FES-I) in older people: results from Germany, the Netherlands and the UK were satisfactory. *Disabil. Rehabil*, 29, 155-162. doi:<https://doi.org/10.1080/09638280600747637>

- Kervio, G., Carre, F., & VILLE, N. S. (2003). Reliability and intensity of the six-minute walk test in healthy elderly subjects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(1), 169-174. doi:<https://doi.org/10.1097/00005768-200301000-00025>
- Kirschner, M., & Gerhart, J. (1998). Evolvability. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 95(15), 8420-8427. doi: <https://doi.org/10.1073/pnas.95.15.8420>
- Kitano, H. (2004). Biological robustness. *Nature Reviews Genetics*, 5(11), 826-837. doi:<https://doi.org/10.1038/nrg1471>
- Knyazeva, M. G., Kurganskaya, M. E., Kurgansky, A. V., Njiokiktjien, C. J., & Vildavsky, V. J. (1994). Interhemispheric interaction in children of 7–8: analysis of EEG coherence and finger tapping parameters. *Behavioural brain research*, 61(1), 47-58. doi:[https://doi.org/10.1016/S0166-4328\(97\)00070-3](https://doi.org/10.1016/S0166-4328(97)00070-3)
- Kojima, T., Akishita, M., Nakamura, T., Nomura, K., Ogawa, S., Iijima, K., & ... Ouchi, Y. (2011). Association of polypharmacy with fall risk among geriatric outpatients. *Geriatrics & gerontology international*, 11(4), 438-444. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2011.00703.x>
- Konvalinka, I., Vuust, P., & Roepstorff, A. . (2010). Follow you, follow me: Continuous mutual prediction and adaptation in joint tapping. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 63(11), 2220-2230. doi:<https://doi.org/10.1080/17470218.2010.4>
- Kressig, R. W., & al. (2001). Associations of demographic, functional, and behavioral characteristics with activity-related fear of falling among older adults transitioning to frailty. *J. Am. Geriatr. Soc*, 49, 1456–1462. doi: <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2001.4911237.x>
- Lach, H., Reed, A., Arfken, C., Miller, J., Paige, G., & al. (1991). Falls in the elderly: reliability of a classification system. *Journal of American Geriatric Society*, 39 : 197-202. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01626.x>
- Lachman, M. E., Howland, J., Tennstedt, S., Jette, A., Assmann, S., & Peterson, E. W. (1998). Fear of falling and activity restriction: the survey of activities and fear of falling in the elderly (SAFE). *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 53(1), P43-P50. doi:<https://doi.org/10.1093/geronb/53B.1.P43>
- Lagarde, J., & Kelso, J. A. (2006). Binding of movement, sound and touch: multimodal coordination dynamics. *Experimental brain research*, 173(4), 673-688. doi:<https://doi.org/10.1007/s00221-006-0410-1>
- Lamb, S. E.-S., C, B., & Group, P. o. (2005). Development of a common outcome data set for fall injury prevention trials: the Prevention of Falls Network Europe consensus. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(9), 1618-1622. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53455.x>
- Lasker, G. W. (1969). Human biological adaptability. *Science*, 166(3912), 1480-1486. Retrieved from www.jstor.org/stable/1727401
- Lehtola, S., Koistinen, P., & Luukinen, H. (2006). Falls and injurious falls late in home-dwelling life. *Arch Gerontol Geriatr*, 42 : 217-224. doi:<https://doi.org/10.1016/j.archger.2005.07.002>
- Lim, I., van Wegen, E., de Goede, C., Deutekom, M., Nieuwboer, A., Willems, A., . . . Kwakkel, G. (2005). Effects of external rhythmical cueing on gait in patients with Parkinson's disease: a

- systematic review. *Clinical rehabilitation*, 19(7), 695-713.
doi:<https://doi.org/10.1191/0269215505cr906oa>
- Lipkin, D., Scriven, A., Crake, T., & Poole-Wilson, P. (1986). Six minute walking test for assessing exercise capacity in chronic heart failure. *Br Med J (Clin Res Ed)*, 1986, 292: 653-655.
doi:<https://doi.org/10.1136/bmj.292.6521.653>
- Lipsitz, L. A., & Goldberger, A. L. (1992). Loss of 'complexity' and aging: potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *Jama*, 267(13), 1806-1809.
doi:[doi:10.1001/jama.1992.03480130122036](https://doi.org/10.1001/jama.1992.03480130122036)
- Lockhart, T. E., Smith, J. L., & Woldstad, J. C. (2005). Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human factors*, 47(4), 708-729. doi:<https://doi.org/10.1518/001872005775571014>
- Lopez, W. O., Higuera, C. A., Fonoff, E. T., de Oliveira Souza, C., Albicker, U., & Martinez, J. A. (2014). Listenmee® and Listenmee® smartphone application: synchronizing walking to rhythmic auditory cues to improve gait in Parkinson's disease. *Human movement science*, 37, 147-156.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.08.001>
- Lundin-Olsson, L., Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1997). Stops walking when talking as a predictor of falls in elderly people. *The Lancet*, 349(9052), 617. doi:[doi: 10.1016/s0140-6736\(97\)24009-2](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(97)24009-2)
- Lusardi, M. M., & Smith, E. V. (1997). Development of a scale to assess concern about falling and applications to treatment programs. *J. Outcome Meas.*, 1, 34-55.
- M, G., & Randel J, e. a. (2000). *Development and the rights of older people*. London, Earthscan Publications Ltd: The ageing and development report: poverty, independence and the world's older people.
- Mahalakshmi, V. N., Ananthakrishnan, N., Kate, V., Sahai, A., & Trakroo, M. (2004). Handgrip strength and endurance as a predictor of postoperative morbidity in surgical patients: can it serve as a simple bedside test? *International surgery*, 89(2), 115-121. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15285245/>
- Mahmoodi, K., West, B., & Grigolini, P. (2018). Complexity Matching and Requisite Variety. *arXiv:1806.08808*. doi:<https://doi.org/10.1101/414755>
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American geriatrics society*, 45(3), 313-320. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x>
- Manabe, Y., Honda, E., Shiro, Y., Kenichi, K., Kohira, I., Kashihara, K. ..., & Abe, K. (2001). Fractal dimension analysis of static stabilometry in Parkinson's disease and spinocerebellar ataxia. *Neurological research*, 23(4), 397-404. doi:<https://doi.org/10.1179/016164101101198613>
- Mandelbrot, B. B., & Van Ness, J. W. (1968). Fractional Brownian motions, fractional noises and applications. *SIAM review*, 10(4), 422-437. doi:<https://doi.org/10.1137/1010093>
- Mandelbrot, B. B., & Van Ness, J. W. (1968). Fractional Brownian motions, fractional noises and applications. *SIAM review*, 10(4), 422-437. doi:<https://doi.org/10.1137/1010093>
- Manor, B., Costa, M. D., Hu, K., Newton, E., Starobinets, O., Kang, H. G., & ... Lipsitz, L. A. (2010). Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics

- of older adults. *Journal of Applied Physiology*, 109(6), 1786-1791.
doi:<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00390.2010>
- Mänty, M., Heinonen, A., Viljanen, A., Pajala, S., Koskenvuo, M., Kaprio, J., & Rantanen, T. (2009). Outdoor and indoor falls as predictors of mobility limitation in older women. *Age and Ageing*, 38: 757–61. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/afp178>
- Marmelat, V., & Delignières, D. (2012). Strong anticipation: complexity matching in interpersonal coordination. *Experimental Brain Research*, 222(1-2), 137-148.
doi:<https://doi.org/10.1007/s00221-012-3202-9>
- Marmelat, V., Torre, K., & Delignières, D. (2012). Relative roughness: an index for testing the suitability of the monofractal model. *Frontiers in physiology*, 3, 208. doi:
<https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00208>
- Marmelat, V., Torre, K., Beek, P. J., & Daffertshofer, A. (2014). Persistent Fluctuations in Stride Intervals under Fractal Auditory Stimulation. *Plos One*, 9(3), e91949.
doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0091949>
- Mathias, S., Nayak, U., & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: The “Get up and Go” test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67, 387-389. Retrieved from
<https://europepmc.org/article/med/3487300/reload=0>
- McIntosh, G. C., Brown, S. H., Rice, R. R., & Thaut, M. H. (1997). Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 62(1), 22-26. doi:<http://dx.doi.org/10.1136/jnnp.62.1.22>
- Means, K., Rodell, D., O’Sullivan, P., & Cranford, L. (1996). Rehabilitation of elderly fallers: pilot study of a low to moderate intensity exercise program. *Arch Phys Med Rehabilitation*, 77 : 1030-1036. doi:[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90064-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90064-7)
- Menz, H., Lord, S., & Fitzpatrick, R. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*, 32 : 137-142. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137>
- Metter, E. J., Talbot, L. A., Schrager, M., & Conwit, R. (2002). Skeletal muscle strength as a predictor of all-cause mortality in healthy men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(10), B359-B365. doi:
<https://doi.org/10.1093/gerona/57.10.B359>
- Meyer, H. E., Tverdal, A., Falch, J. A., & Pedersen, J. I. (2000). Factors associated with mortality after hip fracture. *Osteoporosis International*, 11(3), 228-232.
doi:<https://doi.org/10.1007/s001980050285>
- Miyazaki, M., Nakajima, Y., Kadota, H., Chitose, K., Ohtsuki, T., & Kudo, K. (2004). 1/f-type fluctuation in human visuomotor transformation. *Neuroreport*, 15(7), 1133-1136.
doi:<https://doi.org/10.1097/01.wnr.0000132783.45605.57>
- Morin, E. (2005). *Introduction à la pensée complexe*. Editions du seuil.
- Morin, E. (2008). *La complexité humaine*. Flammarion, Champs Essai.
- Morrison, J. H., & Hof, P. R. (1997). Life and death of neurons in the aging brain. *Science*, 278(5337), 412-419. doi:<https://doi.org/10.1126/science.278.5337.412>

- Morrison, J. H., & Hof, P. R. (1997). Life and death of neurons in the aging brain. *Science*, 278(5337), 412-419. doi:10.1126/science.278.5337.412
- Muir, S. W., Speechley, M., Wells, J., Borrie, M., Gopaul, K., & Montero-Odasso, M. (2012). Gait assessment in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease: the effect of dual-task challenges across the cognitive spectrum. *Gait & posture*, 35(1), 96-100. doi:https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.014
- Murphy, J., & Isaac, B. (1982). The post-fall syndrome - A study of 36 elderly patients. *Gerontology*, 28:265-70. doi:https://doi.org/10.1159/000212543
- Nevitt, M. C. (1989). Risk Factors for Recurrent Nonsyncopal Falls. *JAMA*, 261(18), 2663. doi:https://doi.org/10.1001/jama.1989.03420180087036
- Newman, A., Kupelian, V., Visser, M., & al. (2006). Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the Health, Aging and Body Composition Study cohort. *J Gerontol: Med Sci*, 61A:72-77. doi:https://doi.org/10.1093/gerona/61.1.72
- Nizard, J., Potel, G., & Dubois, C. (1999). Chutes et pertes d'autonomie du sujet. *Concours Med.*
- Nordin, E., Lindelof, N., Rosendahl, E., Jensen, J., & Lundin-Olsson, L. (2008). Prognostic validity of the timed up-and-go test, a modified get-up-and-go test, staff's global judgment and fall history in evaluating fall risk in residential care facilities. *Age and Ageing*, 37, 442-448. doi:https://doi.org/10.1093/ageing/afn101
- Nourrit-Lucas, D., Tossa, A. O., Zélic, G., & Delignières, D. (2015). Learning, motor skill, and long-range correlations. *Journal of motor behavior*, 47(3), 182-189. doi:https://doi.org/10.1080/00222895.2014.967655
- Nowicki, L., Prinz, W., Grosjean, M., Repp, B. H., & Keller, P. E. (2013). Mutual adaptive timing in interpersonal action coordination. *Psychomusicology: Music, Mind, and Brain*, 23(1), 6-20. doi:https://doi.org/10.1037/a0032039
- Okubo, Y. O. (2016). Walking can be more effective than balance training in fall prevention among community-dwelling older adults. *Geriatrics & gerontology international*, 16(1), 118-125. doi: https://doi.org/10.1111/ggi.12444
- Orsini, A., Chiacchio, L., Cinque, M., Cocchiari, C., Schiappa, O., & Grossi, D. (1986). Effects of age, education and sex on two tests of immediate memory: a study of normal subjects from 20 to 99 years of age. *Perceptual and motor skills*, 63(2), 727-732. doi:https://doi.org/10.2466/pms.1986.63.2.727
- O'Shea, S., Morris, M. E., & Iansek, R. (2002). Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Physical therapy*, 82(9), 888-897. doi:https://doi.org/10.1093/ptj/82.9.888
- Ouwehand, P. E., & Peper, C. L. (2015). Does interpersonal movement synchronization differ from synchronization with a moving object? *Neuroscience letters*, 606, 177-181. doi:https://doi.org/10.1016/j.neulet.2015.08.052
- Painter, J., & Elliott, S. H. (2009). Falls in community-dwelling adults aged 50 years and older: prevalence and contributing factors. *J Allied Health*, 38 : 201-207.

- Pecenka, N., & Keller, P. E. (2011). The role of temporal prediction abilities in interpersonal sensorimotor synchronization. *Experimental Brain Research*, 211(3-4), 505-515. doi:<https://doi.org/10.1007/s00221-011-2616-0>
- Peng, C. K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1994). Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical review e*, 49(2), 1685. doi:<https://doi.org/10.1103/PhysRevE.49.1685>
- Peng, C. K., Mietus, J., Hausdorff, J. M., Havlin, S., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1993). Long-range anticorrelations and non-Gaussian behavior of the heartbeat. *Physical Review Letters*, 70(9), 1343-1346. doi:<https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.70.1343>
- Peng, X. F., & Wang, B. X. (1994). Liquid flow and heat transfer in microchannels with/without phase change. In *International Heat Transfer Conference Digital Library*. Begel House Inc..
- Penninx, B., Ferrucci, L., Leveille, S., Rantanen, T., Pahor, M., & Guralnik, J. (2000). Lower extremity performance in nondisabled older persons as a predictor of subsequent hospitalization. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 55:M691-M697. doi: <https://doi.org/10.1093/gerona/55.11.M691>
- Peper, C. L., Stins, J. F., & De Poel, H. J. (2013). Individual contributions to (re-) stabilizing interpersonal movement coordination. *Neuroscience Letters*, 557, 143-147. doi:<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2013.10.031>
- Peron, E. P., Gray, S. L., & Hanlon, J. T. (2011). Medication use and functional status decline in older adults: a narrative review. *The American journal of geriatric pharmacotherapy*, 9(6), 378-391. doi:<https://doi.org/10.1016/j.amjopharm.2011.10.002>
- Pfitzenmeyer, P. (1999). Les conséquences de la chute. *Impact Médecin Hebdo*, 451:15-7.
- Pijnappels, M., Reeves, N. D., & van Dieën, J. H. (2008). Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *European journal of applied physiology*, 102(5), 585-592. doi:<https://doi.org/10.1007/s00421-007-0613-6>
- Plummer-D'Amato, P., Altmann, L. J., Saracino, D., Fox, E., Behrman, A. L., & Marsiske, M. (2008). Interactions between cognitive tasks and gait after stroke: a dual task study. *Gait & posture*, 27(4), 683-688. doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.001>
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American geriatrics Society*, 39(2), 142-148. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Pressing, J., & Jolley-Rogers, G. (1997). Spectral properties of human cognition and skill. *Biological Cybernetics*, 76(5), 339-347. doi:<https://doi.org/10.1007/s004220050347>
- Rankin, S. K., & Limb, C. J. (2014). Auditory-motor synchronization with temporally fluctuating sequences is dependent on fractal structure but not musical expertise. *Frontiers in Psychology*, 5, 970. doi:<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.00970>
- Rantanen, T., Volpato, S., Luigi Ferrucci, M. D., Eino Heikkinen, M. D., Fried, L. P., & Guralnik, J. M. (2003). Handgrip strength and cause-specific and total mortality in older disabled women: exploring the mechanism. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(5), 636-641. doi: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0579.2003.00207.x>

- Repp, B. H. (2005). Sensorimotor synchronization: A review of the tapping literature. *Psychonomic Bulletin & Review*, 12(6), 969-992. doi:<https://doi.org/10.3758/BF03206433>
- Repp, B. H., & Su, Y.-H. (2013). Sensorimotor synchronization: A review of recent research (2006-2012). *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(3), 403-452. doi:<https://doi.org/10.3758/s13423-012-0371-2>
- Richardson, M. J., Marsh, K. L., Isenhower, R. W., Goodman, J. R., & Schmidt, R. C. (2007). Rocking together: dynamics of intentional and unintentional interpersonal coordination. *Human Movement Science*, 26(6), 867-891. doi:<https://doi.org/10.1016/j.humov>
- Robertson, S. D., Zelaznik, H. N., Lantero, D. A., Bojczyk, K. G., Spencer, R. M., Doffin, J. G., & Schneidt, T. (1999). Correlations for timing consistency among tapping and drawing tasks: Evidence against a single timing process for motor control. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 25(5), 1316-1330. doi:<https://doi.org/10.1016/j.physa.2018.08.074>
- Robinovitch, S. N., Inkster, L., Maurer, J., & Warnick, B. (2003). Strategies for avoiding hip impact during sideways falls. *Journal of bone and mineral research*, 18(7), 1267-1273. doi:<https://doi.org/10.1359/jbmr.2003.18.7.1267>
- Robson, E., Edwards, J., Gallagher, E., & Baker, D. (2003). Steady As You Go (SAYGO): A Falls-Prevention Program for Seniors Living in the Community. *Canadian Journal on Aging*, 22(02):207-16. doi:<https://doi.org/10.1017/S0714980800004529>
- Rosano, C., Longstreth Jr, W. T., Boudreau, R., Taylor, C. A., Du, Y., Kuller, L. H., & Newman, A. B. (2011). High blood pressure accelerates gait slowing in well-functioning older adults over 18-years of follow-up. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(3), 390-397. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03282.x>
- Rosen, R. (2000). *Rosen, R.* New York: Columbia University Press.
- Rosengren, B. E., Ribom, E. L., Nilsson, J. Å., Mallmin, H., Ljunggren, Ö., Ohlsson, C., . . . Leung, P. C. (2012). Inferior physical performance test results of 10,998 men in the MrOS Study is associated with high fracture risk. *Age and ageing*, 41(3), 339-344. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/afs010>
- Roume, C. (2019). *La complexité du mouvement humain : aspects théoriques et pratiques de l'évaluation et de l'interaction des complexités au service de la réhabilitation.* Montpellier: Université de Montpellier. Retrieved from <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02479347/document>
- Roume, C., Almurad, Z., Scotti, M., Ezzina, S., Blain, H., & Delignières, D. (2018). Windowed detrended cross-correlation analysis of synchronization processes. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 503, 1131-1150. doi:<https://doi.org/10.1016/j.physa.2018.08.074>
- Roume, C., Ezzina, S., Blain, H., & Delignieres, D. (2019). Biases in the simulation and analysis of fractal processes. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2019. doi:<https://doi.org/10.1155/2019/4025305>
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, 35(suppl_2), ii37-ii41. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/af1084>

- Rubinstein, T. C., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2002). The power of cueing to circumvent dopamine deficits: a review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 17(6), 1148-1160. doi: <https://doi.org/10.1002/mds.10259>
- Sabick, M. B., Hay, J. G., Goel, V. K., & Banks, S. A. (1999). Active responses decrease impact forces at the hip and shoulder in falls to the side. *Journal of biomechanics*, 32(9), 993-998. doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00079-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00079-2)
- Sakamoto, K., Nakamura, T., Hagino, H., Endo, N., Mori, S., Muto, Y., . . . Norimatsu, H. (2006). Effects of unipedal standing balance exercise on the prevention of falls and hip fracture among clinically defined high-risk elderly individuals: a randomized controlled trial. *Journal of Orthopaedic Science*, 11(5), 467-472. doi: <https://doi.org/10.1007/s00776-006-1057-2>
- Santé, H. A. (2012). *Référentiel concernant l'évaluation du risque de chutes chez le sujet âgé autonome et sa prévention*. Saint-Denis. Retrieved from https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-04/referentiel_concernant_levaulation_du_risque_de_chutes_chez_le_sujet_age_autonome_et_sa_prevention.pdf
- santé, I. n. (2005). *Prévention des chutes chez la personne âgée à domicile*. Saint-Denis. Retrieved from <http://www.inpes.sante.fr/CFESBases/catalogue/pdf/830.pdf>
- Sauer, U., Canonaco, F., Heri, S., Perrenoud, A., & Fischer, E. (2004). The soluble and membrane-bound transhydrogenases UdhA and PntAB have divergent functions in NADPH metabolism of *Escherichia coli*. *Journal of Biological Chemistry*, 279(8), 6613-6619. doi: <https://doi.org/10.1074/jbc.M311657200>
- Schmidt, R. C., Bienvenu, M., Fitzpatrick, P. A., & Amazeen, P. G. (1998). A comparison of intra- and interpersonal interlimb coordination: coordination breakdowns and coupling strength. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24(3), 884-900. Retrieved from <https://doi.org/10.1037/0096-1523.24.3.884>
- Schmidt, R. C., Carello, C., & Turvey, M. T. (1990). Phase transitions and critical fluctuations in the visual coordination of rhythmic movements between people. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 16(2), 227-247. doi: <https://doi.org/10.1037/0096-1523.16.2.227>
- Schmidt, R., Fitzpatrick, P., Caron, R., & Mergeche, J. (2011). Understanding social motor coordination. *Human Movement Science*, 30: 834-845. doi: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.014>
- Schoene, D., Wu, S., Mikolaizak, S., Menant, J., Smith, S., Delbaere, K., & Lord, S. (2013). Discriminative ability and predictive validity of the timed up and go test in identifying older people who fall: Systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 61, 202-208. doi: <https://doi.org/10.1111/jgs.12106>
- Schöner, G. (2002). Timing, clocks, and dynamical systems. *Brain and Cognition*, 48(1), 31-51. doi: <https://doi.org/10.1006/brcg.2001.1302>
- Schöner, G., Haken, H., & Kelso, J. (1986). A Stochastic-Theory of Phase-Transitions in Human Hand Movement. *Biological Cybernetics*, 53(4), 247-257. doi: <https://doi.org/10.1007/BF00336995>

- Shumway-Cook, A., Anson, D., & Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *rch. Phys. Med. Rehabil*, 69 (6): 395–400. Retrieved from <https://europepmc.org/article/med/3377664>
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9):896-903. doi:<https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.896>
- Shuto, H., Imakyure, O., Matsumoto, J., Egawa, T., Jiang, Y., Hirakawa, M., . . . Yanagawa, T. (2010). Medication use as a risk factor for inpatient falls in an acute care hospital: a case-crossover study. *British journal of clinical pharmacology*, 69(5), 535-542. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2125.2010.03613.x>
- Siegel, M. L., & Bergman, A. (2002). Waddington's canalization revisited: developmental stability and evolution. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 99(16), 10528-10532. doi:<https://doi.org/10.1073/pnas.102303999>
- Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J. J., & Hong, S. L. (2014). Aging induced loss of complexity and dedifferentiation: consequences for coordination dynamics within and between brain, muscular and behavioral levels. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 140. doi:<https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00140>
- Slifkin, A. B., & Eder, J. R. (2014). Fitts' index of difficulty predicts the 1/f structure of movement amplitude time series. *Experimental brain research*, 232(6), 1653-1662. doi:<https://doi.org/10.1007/s00221-014-3834-z>
- Slifkin, A. B., & Eder, J. R. (2014). Fitts' index of difficulty predicts the 1/f structure of movement amplitude time series. *Experimental brain research*, 232(6), 1653-1662. doi:<https://doi.org/10.1007/s00221-014-3834-z>
- Society, A. G. (2011). Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, pp. 59, 148-157. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03234.x>
- Solway, S., Brooks, D., Lacasse, Y., & Thomas, S. (2001). A qualitative systematic overview of the measurement properties of functional walk tests used in the cardiorespiratory domain. *Chest*, ;119(1):256-70. doi:<https://doi.org/10.1378/chest.119.1.256>
- Spaulding, S. J., Barber, B., Colby, M., Cormack, B., Mick, T., & Jenkins, M. E. (2013). Cueing and gait improvement among people with Parkinson's disease: a meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(3), 562-570. doi:<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.10.026>
- Stark, S. L., Roe, C. M., Grant, E. A., Hollingsworth, H., Benzinger, T. L., Fagan, A. M., . . . Morris, J. C. (2013). Preclinical Alzheimer disease and risk of falls. *Neurology*, 81(5), 437-443. doi:<https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31829d8599>
- Stelling, J., Sauer, U., Szallasi, Z., Doyle III, F. J., & Doyle, J. (2004). Robustness of cellular functions. *Cell*, 118(6), 675-685. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cell.2004.09.008>
- Stephen, D. G., Stepp, N., Dixon, J. A., & Turvey, M. T. (2008). Strong anticipation: Sensitivity to long-range correlations in synchronization behavior. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 387(21), 5271–5278. doi:<https://doi.org/10.1016/j.physa.2008.05.015>

- Stevens, J., & Sogolow, E. (2005). Gender differences for non-fatal unintentional fall related injuries among older adults. *Injury prevention*, 11 : 115-119.
doi:<https://doi.org/10.1136/ip.2004.005835>
- Studenski, S., Perera, S., Wallace, D., Chandler, J. M., W., D. P., Rooney, E., . . . Guralnik, J. M. (2003). Physical Performance Measures in the Clinical Setting. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51:314-322. doi:<https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51104.x>
- Sturnieks, D. L., St George, R., & Lord, S. R. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 467-478.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.031>
- Terrier, P., & Dériaz, O. (2012). Persistent and anti-persistent pattern in stride-to-stride variability of treadmill walking: influence of rhythmic auditory cueing. *Human movement science*, 31(6), 1585-1597. doi:<https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.05.004>
- Thaut, M. H., McIntosh, K. W., McIntosh, G. C., & Hoemberg, V. (2001). Auditory rhythmicity enhances movement and speech motor control in patients with Parkinson's disease. *Functional neurology*, 16(2), 163-172. Retrieved from https://www.functionalneurology.com/materiale_cic/21_XVI_2/121_auditory%20rhythmicity/article.pdf
- Thaut, M. H., Tian, B., & Azimi-Sadjadi, M. R. (1998). Rhythmic finger tapping to cosine-wave modulated metronome sequences: Evidence of subliminal entrainment. *Human Movement Science*, 17(6), 839-863. doi:[https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(98\)00031-1](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(98)00031-1)
- Thomas, J. I., & Lane, J. V. (2005). A pilot study to explore the predictive validity of 4 measures of falls risk in frail elderly patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 1636-1640.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.03.004>
- Tideiksaar, R. (2002). *Falls in older people: Prevention and management*.
- Tinetti, M. E., Richman, D., & Powell, L. (1990). Falls efficacy as a measure of fear of falling. *J. Gerontol*, 45, P239–243. doi:<https://doi.org/10.1093/geronj/45.6.P239>
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701–1707.
doi:[doi:10.1056/nejm198812293192604](https://doi.org/10.1056/nejm198812293192604)
- Tinetti, M. E., Williams, T. F., & Mayewski, R. (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *The American journal of medicine*, 80(3), 429-434.
doi:[https://doi.org/10.1016/0002-9343\(86\)90717-5](https://doi.org/10.1016/0002-9343(86)90717-5)
- Tononi, G., Sporns, O., & Edelman, G. M. (1999). Measures of degeneracy and redundancy in biological networks. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 96(6), 3257-3262. doi:<https://doi.org/10.1073/pnas.96.6.3257>
- Torre, K., & Delignières, D. (2008). Distinct ways of timing movements in bimanual coordination tasks: Contribution of serial correlation analysis and implications for modeling. *Acta Psychologica*, 129(2), 284-296. doi:<https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2008.08.003>
- Torre, K., & Delignières, D. (2008). Unraveling the finding of 1/f β noise in self-paced and synchronized tapping: A unifying mechanistic model. *Biological cybernetics*, 99(2), 159-170.
doi:<https://doi.org/10.1007/s00422-008-0247-8>

- Torre, K., Balasubramaniam, R., & Delignières, D. (2010). Oscillating in Synchrony with a Metronome: Serial Dependence, Limit Cycle Dynamics, and Modeling. *Motor Control*, 14(3), 323-343. doi:https://doi.org/10.1123/mcj.14.3.323
- Torre, K., Delignieres, D., & Lemoine, L. (2007). 1/f β fluctuations in bimanual coordination: an additional challenge for modeling. *Experimental Brain Research*, 183(2), 225-234. doi:https://doi.org/10.1007/s00221-007-1035-8
- Torre, K., Varlet, M., & Marmelat, V. (2013). Predicting the biological variability of environmental rhythms: Weak or strong anticipation for sensorimotor synchronization? *Brain and Cognition*, 83(3), 342-350. doi:https://doi.org/10.1016/j.bandc.2013.10.002
- Toulotte, C., Thevenon, A., Watelain, E., & Fabre, C. (2006). Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. *Clinical rehabilitation*, 20(3), 269-276. doi:https://doi.org/10.1191/0269215506cr929oa
- U.S.Preventive, S. T., & Moyer, V. (2012). *Prevention of falls in community-dwelling older adults: U.S. Preventive Services Task Force recommendation statement*. *Ann Intern Med*.
- Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2002). Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiology of aging*, 23(1), 1-11. doi:https://doi.org/10.1016/S0197-4580(01)00247-0
- Van Den Berg, M., Sherrington, C., Killington, M., Smith, S., Bongers, B., Hassett, L., & Crotty, M. (2016). Video and computer-based interactive exercises are safe and improve task-specific balance in geriatric and neurological rehabilitation: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, 62:20-28. doi:https://doi.org/10.1016/j.jphys.2015.11.005
- Van Orden, G. C., Holden, J. G., & Turvey, M. T. (2003). Self-organization of cognitive performance. *Journal of Experimental Psychology: General*, 132(3), 331. doi: https://doi.org/10.1037/0096-3445.132.3.331
- Van Orden, G. C., Holden, J., & Turvey, M. T. (2003). Self-organization of cognitive performance. *Journal of Experimental Psychology, General*, 132(3), 331-350. doi:https://doi.org/10.1037/0096-3445.132.3.331
- Van Schooten, K. S., Pijnappels, M., Rispens, S. M., Elders, P. J., Lips, P., & van Dieen, J. H. (2015). Ambulatory fall-risk assessment: amount and quality of daily-life gait predict falls in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, 70(5), 608-615. doi:https://doi.org/10.1093/gerona/glu225
- Van Zomeren, A. H., & Brouwer, W. H. (1994). *Clinical neuropsychology of attention*. Oxford University Press.
- Vecchiarino, P., Bohannon, R. W., Ferullo, J., & Maljanian, R. (2004). Short-term outcomes and their predictors for patients hospitalized with community-acquired pneumonia. *Heart & Lung*, 33(5), 301-307. doi:https://doi.org/10.1016/j.hrtlng.2004.03.007
- Verghese, J., LeValley, A., Hall, C. B., Katz, M. J., Ambrose, A. F., & Lipton, R. B. (2006). Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54(2), 255-261. doi:https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.00580.x
- Veronese, N., Bolzetta, F., Debora Toffanello, E., Zambon, S., De Rui, M., Perissinotto, E., . . . Manzato, E. (2014). Association Between Short Physical Performance Battery and Falls in

- Older People: The Progetto Veneto Anziani Study. *Rejuvenation Research*, 17:276-284.
doi:<https://doi.org/10.1089/rej.2013.1491>
- Volpato, S., Cavalieri, M., Sioulis, F., Guerra, G., Maraldi, C., Zuliani, G., . . . Guralnik, J. M. (2011). Predictive Value of the Short Physical Performance Battery Following Hospitalization in Older Patients. *The Journals of Gerontology*, 66A:89-96. doi:<https://doi.org/10.1093/gerona/glq167>
- Von Neumann, J., & Burks, A. (1966). *Theory of self-reproducing automata*.
- Vorberg, D., & Wing, A. M. (1996). Modeling variability and dependence in timing. *Handbook of Perception and Action, Vol. 2, p. 181-262*. doi:[https://doi.org/10.1016/S1874-5822\(06\)80007-1](https://doi.org/10.1016/S1874-5822(06)80007-1)
- Wagenmakers, E. J., Farrell, S., & Ratcliff, R. (2004). Estimation and interpretation of $1/f$ α noise in human cognition. *Psychonomic bulletin & review*, 11(4), 579-615.
doi:<https://doi.org/10.3758/BF03196615>
- Wagner, A. (2005). Distributed robustness versus redundancy as causes of mutational robustness. *Bioessays*, 27(2), 176-188. doi: <https://doi.org/10.1002/bies.20170>
- Wagner, A. (2008). Robustness and evolvability: a paradox resolved. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 275(1630), 91-100. doi:<https://doi.org/10.1098/rspb.2007.1137>
- Wagner, G. P., & Altenberg, L. (1996). Perspective: complex adaptations and the evolution of evolvability. *Evolution*, 50(3), 967-976. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1558-5646.1996.tb02339.x>
- Warlop, T. B., Bollens, B., Crevecoeur, F., Detrembleur, C., & Lejeune, T. M. (2013). Dynamics of revolution time variability in cycling pattern: Voluntary intent can alter the long-range autocorrelations. *Annals of biomedical engineering*, 41(8), 1604-1612.
doi:<https://doi.org/10.1007/s10439-013-0834-2>
- West, B. J., Geneston, E. L., & Grigolini, P. (2008). Maximizing information exchange between complex networks. *Physics Reports-Review Section of Physics Letters*, 468(1-3), 1-99.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.physrep.2008.06.003>
- Whitacre, J. (2010). Degeneracy: a link between evolvability, robustness and complexity in biological systems. *Theoretical Biology and Medical Modelling*, 7 (1), 6.
doi:<https://doi.org/10.1186/1742-4682-7-6>
- Whitacre, J., & Bender, A. (2010). Degeneracy: A design principle for achieving robustness and evolvability. *Journal of Theoretical Biology*, 263(1), 143-153.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2009.11.008>
- Wing, A. M., & Kristofferson, A. B. (1973). The timing of interresponse intervals. *Perception & Psychophysics*, 13(3), 455-460. doi:<https://doi.org/10.3758/BF03205802>
- Wing, A., & Kristofferson, A. B. (1973). Reponse delays and the timing of discrete motor responses. *Perception & Psychophysics*, 14(1), 5-12. doi:<https://doi.org/10.3758/BF03198607>
- Wing, A., Daffertshofer, A., & Pressing, J. (2004). Multiple time scales in serial production of force: A tutorial on power spectral analysis of motor variability. *Human Movement Science*, 23(5), 569-590. doi:<https://doi.org/10.1016/j.humov.2004.10.002>

- Wolf, S. L., Barnhart, H. X., Kutner, N. G., McNeely, E., Coogler, C., Xu, T., & Group, A. F. (1996). Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(5), 489-497. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1996.tb01432.x>
- Woo, J., Ho, S. C., & Yu, A. L. (1999). Walking speed and stride length predicts 36 months dependency, mortality, and institutionalization in Chinese aged 70 and older. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47(10), 1257-1260. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1999.tb05209.x>
- Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Nashner, L. M. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *The International Journal of Aging and Human Development*, 23(2), 97-114. doi:<https://doi.org/10.2190/VXN3-N3RT-54JB-X16X>
- WORLD HEALTH ORGANIZATION, (. (2007). *WHO Global report on falls prevention in older age*. France.
- Yardley, L., Beyer, N., Hauer, K., Kempen, G., Piot-Ziegler, C., & Todd, C. (2005). Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale International (FES-I). *Age Ageing*, 34, 614-619. doi:<https://doi.org/10.1093/ageing/afi196>
- Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 23(3), 329-342. doi: <https://doi.org/10.1002/mds.21720>
- Young, W., & Williams, M. A. (2015). How fear of falling can increase fall-risk in older adults: Applying psychological theory to practical observations. *Gait & Posture*, 41(1):7-12. doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.006>
- Zebende, G. F. (2011). DCCA cross-correlation coefficient: Quantifying level of cross-correlation. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 390(4), 614-618. doi:<https://doi.org/10.1016/j.physa.2010.10.022>
- Zecevic, A. A., Salmoni, A. W., Speechley, M., & Vandervoort, A. A. (2006). Defining a fall and reasons for falling: comparisons among the views of seniors, health care providers, and the research literature. *The Gerontologist*, 46(3), 367-376. doi:<https://doi.org/10.1093/geront/46.3.367>
- Zelaznik, H. N., Gadacz, K., Doffin, J., Robertson, S., & Schneidt, T. (1998). Individual differences in temporal precision for drawing and tapping tasks: Evidence for specificity and generality in timing. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 20, S40-S40.

ANNEXES

Fiches passation des tests cliniques

Restauration de la complexité de la marche chez les personnes âgées	
Directeur de recherche : Didier Delignières	
Chercheur : Samar EZZINA	
N° IRB-EM : 2001A	

Information sur le participant :

Nom :

Prénom :

Date de naissance :

Taille :

Poids :

Entourer une seule réponse pour chaque item

- Le participant est : Gaucher / Droitier
- La participant a déjà chuté : Oui / Non
- Le participant a chuté au moins une fois au cours des 6 derniers mois :
Oui / Non
Blessures : Oui / Non , Si oui, type de blessure :
- Le participant a chuté au moins une fois au cours des 12 derniers mois :
Oui / Non
Blessures : Oui / Non , Si oui, type de blessure :

TESTS MONOPODAL

(Bohannon et al. 1994, 2006, Vellas et al. 1997)

Matériel

- Une chaise, un chronomètre, une table.

Verbal

Pré-test de latéralisation des membres inférieurs

- Madame, Monsieur, nous allons définir votre côté dominant au niveau des membres inférieurs.
- Pour ce faire, je vais me placer derrière vous et je vais exercer une légère poussée.
- Veuillez vous placer avec les deux pieds parallèles et, sans réflexion et sans résistance, acceptez de faire un pas vers l'avant.
- Vous avez repris appui avec le pied D / G (?) et il représente donc probablement votre côté dominant au niveau des membres inférieurs.

Pour prévenir toute fatigue et un biais, la personne est assise et nous donnons les informations suivantes :

- Madame, Monsieur, vous allez participer à un test d'évaluation de vos capacités d'équilibre statique monopodal, les yeux ouverts sur sol dur.
- L'objectif de ce test est de successivement mesurer le temps maintenu sur chaque pied avec un temps de maintien maximal de 30 secondes.
- Vous disposez d'un seul essai sur chaque pied ce qui demande de la concentration.
- Nous allons débiter du côté dominant, que nous avons précédemment défini et qui est pour vous le côté : D / G.
- Face à une table, avec l'évaluateur placé derrière vous pour des raisons de sécurité, nous allons maintenant vous demander de vous lever et de vous placer debout :
 - Les mains en appui sur la table,
 - En appui monopodal du côté dominant avec le pied opposé en suspension, à la hauteur souhaitée,
 - Avec ou sans appui sur la jambe opposée,
 - Avec les membres supérieurs placés librement,
 - Le regard placé horizontalement devant vous.
- Après un décompte « 3,2,1,0 », vous retirerez les mains de la table et tenterez de maintenir votre équilibre sans bouger durant 30 secondes.
- En cas d'impossibilité ne prenez pas de risque et reprenez appui avec les mains sur la table et avec les deux pieds au sol.
- Après 30 secondes de récupération, nous testerons le côté opposé.
- Avez-vous compris les consignes ou devons-nous revoir certaines choses ?
- Tout étant compris nous allons débiter l'évaluation du côté dominant et nous rappellerons et répéterons plus tard les consignes pour le second coté testé.

Test

- Veuillez vous placer face à la table, les mains en appui, le pied non-dominant en l'air.
- Je décompte « 3,2,1,0 », vous enlevez les mains et le chronomètre démarre.

Test et notation de la mesure au dixième de seconde

- Très bien, vous venez de réaliser la première condition.
- Vous avez 30 secondes pour vous détendre, bien respirer et vous déplacer si vous le souhaitez.
- Nous allons utiliser la même façon de faire pour tester le second coté.
- Veuillez vous placer face à la table, les mains en appui, le pied dominant en l'air.
- Je décompte « 3,2,1,0 », vous enlevez les mains et le chronomètre démarre.

Test et notation de la mesure au dixième de seconde

Jambe dominante :

Pré-test

Jambe droite	Jambe gauche



Post-test

Jambe droite	Jambe gauche

TIMED UP & GO TEST
(Podsiadlo et Richardson 1991, Thompson et Medley 1995).

Matériel

- Une chaise, un chronomètre, un plot, une bande collante au sol.

Verbal

- Madame, Monsieur, vous allez maintenant participer à un test de marche sur un parcours.
- Veuillez vous asseoir et je vous donne les consignes.
- L'objectif de ce test est d'évaluer vos capacités d'équilibre dynamique sur un parcours de marche aller-retour avec un demi-tour à 3 mètres.
- Ce test sera réalisé une seule fois.
- Vous allez débuter en position assise sur cette chaise, le dos en appui contre le dossier de la chaise, les mains sur les cuisses.
- Voulez-vous s'il vous plaît placer vos deux pieds, ou le pied le plus avancé, au milieu de ligne de départ qui est matérialisée par le collant devant vous ?
- Suite au décompte « 3,2,1,0 », depuis cette position, je vous demanderais de :
 - Vous levez,
 - Parcourir les 3 mètres à vitesse habituelle,
 - Faire demi-tour derrière le plot,
 - Revenir à vitesse habituelle,
 - Vous rasseoir et reprendre contact avec le dos sur le dossier de la chaise.
- Avez-vous compris les consignes ou devons-nous revoir certaines choses ?
- Tout étant compris nous allons maintenant débuter l'évaluation.

Test

- Veuillez vous placer dos en appui, les mains sur les cuisses, les pieds sur la marque,
- Je décompte « 3,2,1,0 » et vous démarrez.

Test et notation de la mesure au dixième de seconde

Temps réalisé en pré-test	Temps réalisé en post-test

SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERIE

(Guralnik et al. 1994, Guralnik et al. 2000).

1. Test d'équilibre

Chaque épreuve se réalise une seule fois, en position pieds joints (1) puis semitandem (2) et enfin tandem (3).

Matériel pour les 3 situations

Une chaise, un chronomètre, une table.

Verbal

- Madame, Monsieur, nous allons maintenant poursuivre par la première partie du test SPPB qui est composé de trois épreuves en appui statique sur deux pieds.
- L'objectif de ce test est d'évaluer vos capacités d'équilibre statique bipodal dans trois positions : pieds joints, pieds décalés puis pieds alignés l'un devant l'autre.
- Chaque test sera réalisé une seule fois et nous allons enchaîner les trois situations face à une table, avec l'évaluateur placé derrière vous pour des raisons de sécurité.
- Nous vous demanderons de tenir successivement 10 secondes lors de 3 épreuves:
 - Les deux pieds joints,
 - Un pied dans le creux du pied voisin,
 - Les pieds en contact l'un devant l'autre.
- Un temps inférieur à 10 secondes à l'épreuve 1 ou à l'épreuve 2 justifie d'un arrêt du test d'équilibre et le passage direct à l'épreuve de marche.
- Après un décompte « 3,2,1,0 », vous retirerez les mains de la table et tenterez de maintenir votre équilibre sans bouger durant 10 secondes lors de chaque épreuve.
- En cas d'impossibilité ne prenez pas de risque et reprenez appui avec les mains sur la table ou par un nouvel appui.
- L'incapacité à réaliser une épreuve en sécurité justifie de l'arrêt du test d'équilibre et des épreuves suivantes.
- Avez-vous compris les consignes ou devons-nous revoir certaines choses ?
- Tout étant compris nous allons débiter l'évaluation pieds joints.

Test

- Veuillez vous placer face à la table, les mains en appui, les pieds joints.
- Je décompte « 3,2,1,0 », vous enlevez les mains et le chronomètre démarre.

Test pieds joints et notation de la mesure au dixième de seconde

- Très bien, vous venez de réaliser la première épreuve durant 10 secondes et nous pouvons donc poursuivre (si temps inférieur à 10 secondes, arrêt du test).
- Nous allons utiliser la même façon de faire pour l'épreuve pieds décalés, nommée semi-tandem.
- Veuillez vous placer face à la table, les mains en appui, un pied dans le creux du pied voisin.
- Je décompte « 3,2,1,0 », vous enlevez les mains et le chronomètre démarre.

Test semi-tandem et notation de la mesure au dixième de seconde

- Bien, vous venez de réaliser la deuxième épreuve durant 10 secondes (si temps inférieur à 10 secondes, arrêt du test).
- Si vous l'acceptez nous finissons les épreuves d'équilibre statique par le test en position tandem c'est à dire les deux pieds en contact talon-pointe.
- Voulez-vous le réaliser ?
- Veuillez vous placer face à la table, les mains en appui, les pieds en contact en choisissant comme vous le souhaitez le pied le plus avancé.
- Je décompte « 3,2,1,0 », vous enlevez les mains et le chronomètre démarre.

Test tandem et notation de la mesure au dixième de seconde

2. Vitesse de marche à vitesse habituelle

Matériel

Un marquage au sol de type bande autocollante, deux plots et un chronomètre.

Verbal

- Madame, Monsieur, vous allez maintenant participer à un test de marche sur une distance de 4 mètres.
- L'objectif de ce test est d'évaluer, départ arrêté, vos capacités de déplacement à vitesse habituelle.
- Ce test sera réalisé une seule fois.
- Vous allez débuter debout, à l'arrêt en deca de cette ligne matérialisée par une marque au sol.
- Suite au décompte « 3,2,1,0 », veuillez démarrer et parcourir 4 mètres à vitesse habituelle et passer entre les deux plots sans décélérer.
- Avez-vous compris les consignes ou devons-nous revoir certaines choses ?
- Tout étant compris nous allons maintenant débuter l'évaluation.

Test

- Veuillez vous placer en position stable en deca de la ligne.
- Je décompte « 3,2,1,0 » et vous démarrez pour traverser les deux plots situés à 4 mètres, à vitesse habituelle et sans décélérer à 4 mètres.

Test de marche et notation de la mesure au dixième de seconde

3. Assis-relevé de chaise

Matériel

Une chaise, un chronomètre.

Verbal

- Madame, Monsieur, nous allons poursuivre et terminer ce test composite par une épreuve de 5 répétitions, le plus rapidement possible, d'une position assise à une position debout.

- L'objectif est d'évaluer la puissance des muscles des membres inférieurs et particulièrement des cuisses.
- Ce test sera réalisé une seule fois.
- Vous allez débiter assis, les bras croisés sur la poitrine.
- Suite au décompte « 3,2,1,0 », vous enchainerez 5 assis-relevés en prenant le temps d'aller jusqu'à la position jambes tendues lorsque vous serez debout et en posant les fesses sur la chaise en position assise.
- Le test se termine lorsque vous êtes debout pour la cinquième fois.
- De par la position avec les bras sur la poitrine, n'oubliez pas de respirer régulièrement.
- Afin de vous familiariser avec l'épreuve, vous aller réaliser une répétition. Prétest.
- Avez-vous compris les consignes ou devons-nous revoir certaines choses ?
- Tout étant compris nous allons maintenant débiter l'évaluation.

Test

- Veuillez vous placer en position assise, dos décollé du dossier du fauteuil et les bras croisés sur la poitrine.
- Je décompte « 3,2,1,0 » et vous démarrez pour 5 assis-relevés

Test et notation de la mesure au dixième de seconde

A LES TESTS D'EQUILIBRE

Date : _____

1. Debout
pieds joints
Pendant 10 s



10 s = 1 pt
< 10 s = 0 pt aller au
test de vitesse de marche

pts : _____



2. Debout
pieds en
semi- tandem
Pendant 10 s



10 s = 1 pt
< 10 s = 0 pt aller au
test de vitesse de marche

pts : _____



3. Debout
pieds en
tandem
Pendant 10 s



3-9 s = 1 pt
10 s = 2pt
< 3 s = 0 pt

pts : _____

B TEST DE VITESSE DE MARCHÉ

Mesurer le temps requis pour effectuer
4 mètres à un rythme normal
(utiliser le meilleur des deux tests)

< 4,82 s = 4 pt
4,82-6,20 s = 3 pt
6,21-8,70 s = 2pt
> 8,7 s = 1pt
incapable = 0pt



1 m

2 m

3 m

4 m

pts : _____

C TEST DE LEVER DE CHAISE

Pré-test : Le patient
croise les bras et
essaye de se lever
une fois de la
chaise.



5 lever de chaise :
Mesurer le temps
requis pour réaliser
5 lever de chaise
aussi vite que
possible bras
croisés.

< 11,19 s = 4 pt
11,20-13,69 s = 3 pt
13,70-16,69 s = 2pt
> 16,7 s = 1pt
> 60 s ou
incapable = 0pt

pts : _____



A LES TESTS D'EQUILIBRE

Date : _____

1. Debout
pieds joints
Pendant 10 s



10 s = 1 pt
< 10 s = 0 pt aller au
test de vitesse de marche

pts : _____



2. Debout
pieds en
semi- tandem
Pendant 10 s



10 s = 1 pt
< 10 s = 0 pt aller au
test de vitesse de marche

pts : _____



3. Debout
pieds en
tandem
Pendant 10 s



3-9 s = 1 pt
10 s = 2pt
< 3 s = 0 pt

pts : _____

B TEST DE VITESSE DE MARCHÉ

Mesurer le temps requis pour effectuer
4 mètres à un rythme normal
(utiliser le meilleur des deux tests)

< 4,82 s = 4 pt
4,82-6,20 s = 3 pt
6,21-8,70 s = 2pt
> 8,7 s = 1pt
incapable = 0pt



pts : _____

C TEST DE LEVER DE CHAISE

Pré-test : Le patient
croise les bras et
essaye de se lever
une fois de la
chaise.



5 lever de chaise :
Mesurer le temps
requis pour réaliser
5 lever de chaise
aussi vite que
possible bras
croisés.

< 11,19 s = 4 pt
11,20-13,69 s = 3 pt
13,70-16,69 s = 2pt
> 16,7 s = 1pt
> 60 s ou
incapable = 0pt

pts : _____



FORCE DE SERRAGE MANUELLE

Matériel

Une chaise, une table, un dynamomètre isométrique de force de serrage manuel.

Verbal

- Madame, Monsieur, nous allons finir par un test de force manuelle.
- L'objectif de ce test est d'évaluer, en position assise, votre force maximale de serrage manuel à l'aide d'un instrument de mesure.
- Nous allons bien positionner la chaise par rapport à la table (chaise parallèle à l'angle de la table) afin de vous placer :
 - L'avant-bras en appui sur la table,
 - Un angle de 90° entre le bras et l'avant-bras,
 - La main dans le vide en tenant le dynamomètre,
 - Le tronc à hauteur de l'avant-bras afin d'être bien équilibré.
- Vous allez serrer le plus fort possible un ressort qui ne se déforme pas mais qui mesure la pression exercée.
- Ce test sera réalisé une seule fois, de chaque côté, le cadran de mesure dos à vous.
- Nous allons réaliser un/deux pré-test afin de vérifier le bon ajustement de la poignée à la taille de votre main.

Pré-test vérification et de familiarisation

- Avez-vous compris les consignes ou devons-nous revoir certaines choses ?
- Tout étant compris nous allons maintenant débiter l'évaluation.

Test

- Veuillez vous placer bien assis, stable, l'avant-bras en appui sur la table, la main libre dans le vide en tenant solidement le dynamomètre.
- Je décompte « 3,2,1,0 » puis vous serrez le plus fort durant 3 secondes,

Test et notation de la mesure en kilo

- Vous venez de réaliser la première épreuve. Vous disposez de 30 secondes de récupération et nous allons poursuivre par la mesure du côté opposé.
- Nous allons replacer la chaise dans la position adaptée pour l'évaluation du côté opposé.
- Veuillez vous replacer bien assis, stable, l'avant-bras en appui sur la table, un angle de 90° entre le bras et l'avant-bras, la main libre dans le vide en tenant solidement le dynamomètre.
- Je décompte « 3,2,1,0 » puis vous serrez le plus fort durant 3 secondes,

Test et notation de la mesure en kilo

Pré-test		Post-test	
Main droite	Main gauche	Main droite	Main gauche

Test de marche de 6 mn

Matériel

Un couloir de 30 sans pente ni obstacle

Marquage de la distance tous les 3 mètres

2 cônes pour marquer l'endroit des demi-tours

Verbal

- Le but de ce test est de marcher le plus possible pendant 6 minutes. Vous marcherez dans ce couloir entre les cônes autant de fois que vous pourrez en 6 minutes
- Je vous ferai part du temps écoulé chaque minute et ensuite à 6 minutes, je vous demanderai de vous arrêter où vous êtes. 6 minutes de marche c'est long, donc vous serez essoufflé. Vous pouvez ralentir, vous arrêter et vous reposer au besoin, mais reprenez la marche aussitôt que vous le pouvez.
- Rappelez-vous que l'objectif est de marcher **AUTANT QUE POSSIBLE** pendant 6 minutes, mais ne courez ou ne trottez pas.
- Avez-vous des questions

Début du test au niveau du cône : « top »

- « C'est bien, il vous reste 5' »
- « C'est bien, continuez comme ça, il reste encore 4' »,
- « C'est bien, vous êtes à mi-chemin »,
- « C'est bien, continuez comme ça, il ne vous reste plus que 2' »,
- « C'est très bien, encore 1' »,
- « Arrête-vous là où vous êtes svp ».

Test et notation de la mesure au dixième de seconde

Temps réalisé en pré-test	Temps réalisé en post-test

FES-I

Nous aimerions vous poser quelques questions qui ont pour but de déterminer si vous ressentez de l'inquiétude face à la possibilité de tomber. Répondez en pensant à la manière dont vous effectuez habituellement cette activité. Si actuellement vous ne faites pas cette activité (par exemple si quelqu'un fait les courses à votre place), répondez à la question en imaginant votre degré d'inquiétude **SI** vous réalisiez en réalité cette activité. Pour chacune des activités suivantes, mettez une croix dans la case qui correspond le plus à votre opinion et qui montre le degré d'inquiétude que vous ressentez face au fait de pouvoir tomber lors de la réalisation de cette activité.

		<i>Pas du tout inquiet</i> 1	<i>Un peu Inquiet</i> 2	<i>Assez Inquiet</i> 3	<i>Très Inquiet</i> 4
1	Faire votre ménage (par ex : balayer, passer l'aspirateur, ou la poussière)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
2	Vous habiller et vous déshabiller	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
3	Préparer des repas simples	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
4	Prendre une douche ou un bain	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
5	Aller faire des courses	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
6	Vous lever d'une chaise ou vous asseoir	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
7	Monter ou descendre des escaliers	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
8	Vous promener dehors dans le quartier	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
9	Atteindre quelque chose au-dessus de votre tête ou par terre	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
10	Aller répondre au téléphone avant qu'il s'arrête de sonner	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
11	Marcher sur une surface glissante (par ex : mouillée ou verglacée)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
12	Rendre visite à un ami, ou à une connaissance	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
13	Marcher dans un endroit où il y a beaucoup de monde	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
14	Marcher sur un sol inégal (route caillouteuse, un trottoir non entretenu)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
15	Descendre ou monter une pente	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
16	Sortir (par ex : service religieux, réunion de famille, rencontre d'une association)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>

FES-I

Nous aimerions vous poser quelques questions qui ont pour but de déterminer si vous ressentez de l'inquiétude face à la possibilité de tomber. Répondez en pensant à la manière dont vous effectuez habituellement cette activité. Si actuellement vous ne faites pas cette activité (par exemple si quelqu'un fait les courses à votre place), répondez à la question en imaginant votre degré d'inquiétude **SI** vous réalisiez en réalité cette activité. Pour chacune des activités suivantes, mettez une croix dans la case qui correspond le plus à votre opinion et qui montre le degré d'inquiétude que vous ressentez face au fait de pouvoir tomber lors de la réalisation de cette activité.

		<i>Pas du tout inquiet</i> 1	<i>Un peu Inquiet</i> 2	<i>Assez Inquiet</i> 3	<i>Très Inquiet</i> 4
1	Faire votre ménage (par ex : balayer, passer l'aspirateur, ou la poussière)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
2	Vous habiller et vous déshabiller	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
3	Préparer des repas simples	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
4	Prendre une douche ou un bain	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
5	Aller faire des courses	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
6	Vous lever d'une chaise ou vous asseoir	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
7	Monter ou descendre des escaliers	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
8	Vous promener dehors dans le quartier	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
9	Atteindre quelque chose au-dessus de votre tête ou par terre	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
10	Aller répondre au téléphone avant qu'il s'arrête de sonner	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
11	Marcher sur une surface glissante (par ex : mouillée ou verglacée)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
12	Rendre visite à un ami, ou à une connaissance	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
13	Marcher dans un endroit où il y a beaucoup de monde	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
14	Marcher sur un sol inégal (route caillouteuse, un trottoir non entretenu)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
15	Descendre ou monter une pente	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
16	Sortir (par ex : service religieux, réunion de famille, rencontre d'une association)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>

La restauration de la complexité de la marche pour la prévention de la chute chez les personnes âgées: l'appariement des complexités

Résumé : La chute constitue, aujourd'hui, une problématique de santé majeure chez la population vieillissante. Elle, engendre une cascade de complications sanitaires tel que la dépendance, l'isolement social, le décès, la dépression...etc. Par conséquent, ce travail doctoral a visé de traiter la chute via une méthodologie innovante : la théorie des systèmes complexes. Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à la synchronisation interpersonnelle, donc, l'interaction entre deux systèmes complexes, et nous proposons une nouvelle méthodologie pour analyser ce phénomène. Ensuite, nous montrons que l'appariement des complexités pourrait constituer une approche adaptée pour l'étude de l'interaction interpersonnelle. De ce fait, dans un second temps, nous proposons un protocole de réhabilitation à la marche basé sur un phénomène d'appariement des complexités permettant de restaurer la complexité du système de locomotion des personnes âgées. Nous montrons qu'un entraînement régulier de 3 semaines à la marche synchronisée (sujet âgé + guide jeune), permet de restaurer la complexité de la marche chez les seniors de manière pérenne (jusqu'à 2 mois post-protocole). De plus, cette restauration de la complexité obtenue se traduit par une diminution de la peur de chuter et une amélioration de l'état de santé global des seniors.

Mots-clés : complexité, réhabilitation, chute, personnes âgées, appariement des complexités

Restoring the complexity of walking for fall prevention in the elderly: complexity matching

Abstract: Today, falling is a major health problem for aging population. It generates a cascade of health complications such as dependence, social isolation, death, depression, etc. This doctoral work aimed to treat falling via an innovative framework: the theory of complex systems. First, we focus on interpersonal synchronization, i.e. the interaction between two complex systems, and we propose a new methodology to analyze this phenomenon. Next, we show that the complexity matching effect could represent a suitable approach for the study of interpersonal interaction. Therefore, in a second step, we propose a walking rehabilitation protocol based on the phenomenon of complexity matching and allowing to restore the complexity of the locomotion system in the elderly. We show that a regular training of 3 weeks in synchronized walking (elderly subject + young guide) can restore the complexity of walking in seniors (up to 2 months post-protocol). In addition, this restoration of complexity results in a reduction in the fear of falling and an improvement in the overall health of seniors.

Keywords: complexity, rehabilitation, fall, elderly, complexity matching