



IFSO/EFOM Fondation Boris Dolto

Mémoire d'Ostéopathie

**Effets immédiats de manipulations HVLA
spécifiques sur les performances du golfeur
professionnel**

HELLIO Thomas

IFSO 2020

Juin 2020

Sous la direction de Monsieur PORTERO Raphaël

IFSO/EFOM Fondation Boris Dolto

Mémoire d'Ostéopathie

**Effets immédiats de manipulations HVLA
spécifiques sur les performances du golfeur
professionnel**

HELLIO Thomas

IFSO 2020

Juin 2020

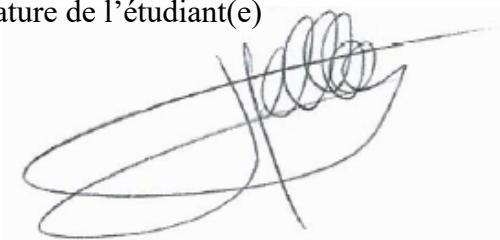
Sous la direction de Monsieur PORTERO Raphaël

Note aux lecteurs

« Le contenu de cette recherche est un travail personnel effectué pour l'obtention du titre d'ostéopathe. De ce fait, les opinions présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et ne peuvent faire l'objet d'une publication, en tout ou en partie, sans l'accord préalable de l'étudiant et du directeur de recherche et de l'IFSO/EFOM Fondation Boris Dolto »

« Je soussigné HELLIO Thomas, étudiant(e) de 4^{ème} année promotion 2020 IFSO/EFOM Fondation Boris Dolto, certifie que le texte soumis ne comporte aucun passage ou schéma copié sans qu'il soit fait explicitement référence aux sources selon les normes de citation universitaires »

Signature de l'étudiant(e)

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'HELLIO THOMAS', written over a light grey rectangular background.

Fait à Paris le 30 Avril 2020

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE	5
Partie I REVUE NARRATIVE.....	8
1.1. Biomécanique du swing de golf	8
1.1.1 Les phases du swing de golf.....	9
1.1.2 Analyses des activités musculaires (étudiées par EMG) pendant le swing.....	15
1.2 Cinématique du swing de golf.....	20
1.3 Performance et golf : X-Factor et X-Factor Stretch	21
1.4 Le cycle d'étirement-raccourcissement	24
1.5 Effets des manipulations vertébrales HVLA.....	25
1.5.1 Effets mécaniques et neuro dynamiques	25
1.5.2 Effets réflexogènes	27
1.5.3 Manipulations vertébrales et performance dans le sport.....	29
1.6 Les travaux de Costa, Chibana, Giavarotti, Compagnoni, Shiono, Satie et Bracher.....	31
1.7 La biomécanique de John Martin Littlejohn	33
1.7.1 Lignes, polygones de force et vertèbres pivots	33
1.7.2 T4 pivot de gravité et T9 pivot de mobilité	35
1.8 Problématique et hypothèse	36
2 Partie II METHODOLOGIE	36
2.1 Méthodologie / Matériel	36
2.1.1 Population de l'étude	36
2.1.2 Taille et sélection de l'échantillon	37
2.1.3 Critères d'inclusion	37
2.1.4 Critères d'exclusion	38
2.1.5 Répartition aléatoire des groupes	38
2.1.6 Traitement.....	40
2.1.7 Matériel	41
2.2 Protocole de l'étude	46
2.3 Statistiques.....	47
2.3.1 Étude de répartition des données dans les échantillons.....	47
2.3.2 Comparaison inter-échantillons avant phase de traitement.....	47
2.3.3 Comparaison inter-échantillons après phase de traitement.....	48
2.3.4 Comparaison avant/après traitement intra échantillon.....	48
3 Partie III DISCUSSION	49
4 Partie IV CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	50
5 TABLEAUX.....	52
6 ANNEXES.....	57
7 BIBLIOGRAPHIE	65

Liste des figures

Figure 1 : Évolution du nombre de publications sur la biomécanique du swing de golf entre Janvier 1997 et Juillet 2017 (1).....	4
Figure 2 : Les différentes phases du swing de golf (3)	7
Figure 3 : Description des différentes phases et postures du swing de golf (4).....	7
Figure 4 : Différences entre le swing de golf moderne et le swing de golf classique (4).	10
Figure 5 : Les composants du modèle en double pendule dans deux positions pendant le swing: a : early downswing, b : mid downswing (11).....	10
Figure 6 : Trajectoire du club lors d'un swing de golf typique démontrant les différences de plan entre backswing et downswing: AA: adresse, BB: club horizontal pendant le backswing, PP: pic du backswing, DD: club horizontal pendant le downswing, II: impact de la balle et FF: club horizontal pendant le follow-through (19).....	12
Figure 7 : Résumé des muscles les plus actifs dans le haut du corps / du tronc pendant les différentes phases du swing de golf (20)	14
Figure 8 : Résumé des muscles les plus actifs dans le bas du corps / du tronc pendant les différentes phases du swing de golf (20)	14
Figure 9 : Niveaux EMG moyens de différents muscles au cours des différentes phases d'un swing de golf. L'astérisque indique des différences significatives entre les muscles gauche et droit (p, 0,01). Les barres d'erreur indiquent les écarts-types (22).....	16
Figure 10 : Vitesses de rotations segmentaires avec indication d'apparition des pics (25).....	19
Figure 11 : : Trois exemples de séquence de downswing en fonction du niveau du golfeur (25)	19
Figure 12 : Définition de la rotation pelvienne, de la rotation scapulaire et de la séparation créant le « X-factor » (31).	22
Figure 13 : Modèle déterministe du swing de golf montrant des facteurs biomécaniques intrinsèques liés à la réalisation d'une grande distance dans un coup de driver (7).....	30
Figure 14 : Triangles inférieurs et supérieurs formés par les lignes postéro-antérieure et antéro-postérieure se croisant au niveau de T4. (Littlejohn).....	32
Figure 15 : T9 pivot de mobilité située entre les deux arcs vertébraux (Littlejohn).....	34
Figure 16 : Positionnement de la main utilisé lors des techniques de manipulation vertébrale (44)	39
Figure 17 : Technique de manipulation thoracique. Grande vitesse, poussée de faible amplitude effectuée dans le sens de la flèche (44).....	39
Figure 18 : Installation du radar et du système de mesure électromagnétique 3D (www.titleist.com)	42
Figure 19 : Diagramme du processus de récolte de données.	45

Liste des tableaux

Tableau 1 : Résultats des âges des différents échantillons	52
Tableau 2 : Résultats de l'analyse du X-Factor Stretch (XFS) avant traitement (Pre) et après traitement (Post)	53
Tableau 3 : Résultats de l'analyse de la vitesse de tête de club à l'impact (CHS) avant traitement (Pre) et après traitement (Post)	54
Tableau 4 : Résultats du test t-student pour le X-Factor Stretch (XFS)	54
Tableau 5 : Résultats du test Wilcoxon pour le X-Factor Stretch (XFS)	55
Tableau 6 : Résultats du test t-student pour la vitesse de tête de club à l'impact (CHS).....	55
Tableau 7 : Résultats du test Wilcoxon pour la vitesse de tête de club à l'impact (CHS).....	56

Liste des annexes

Annexe A : Formulaire informatif pour la contrindication à la manipulation (Chiropractic clinical practice guideline : evidence-based treatment of adult neck pain not due to whiplash)

Annexe B : Échauffement recommandé par la Fédération Française de Golf

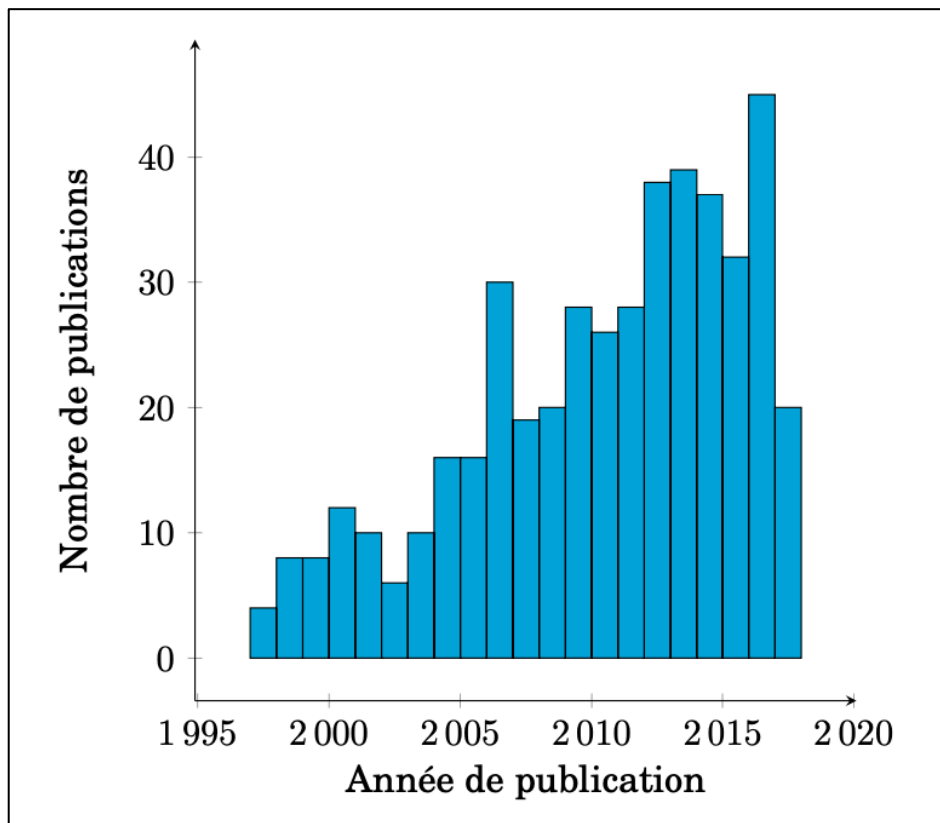


Figure 1 : Évolution du nombre de publications sur la biomécanique du swing de golf entre Janvier 1997 et Juillet 2017 (1)

INTRODUCTION GENERALE

Le golf est un sport qui consiste à réaliser un parcours (généralement 18 trous) en un minimum de coups, en envoyant la balle à l'aide de clubs. Très ancienne, sa pratique s'est structurée à partir de 1754 avec la création du Royal & Ancient Golf Club (Saint-Andrews, Ecosse), mettant en place les règles du jeu moderne. Depuis, le golf s'est très largement démocratisé et compte actuellement plus de 60 millions de joueurs réguliers dans le monde dont 8 millions en Europe (1). Cette popularité, combinée à l'importance de la performance en compétition au niveau professionnel, a conduit à la réalisation de nombreuses enquêtes scientifiques ces dernières années, pour mieux comprendre et améliorer le mouvement spécifique appelé « swing » (Figure 1).

Il existe aujourd'hui dans la littérature différentes études traitant de la biomécanique du swing de golf et ayant pour but d'améliorer les performances du golfeur. Cette littérature va de l'analyse de la cinématique du swing (pour mieux comprendre la biomécanique du swing de golf en utilisant la technologie 3D) à l'identification des attributs physiques clés qui peuvent aider le golfeur à améliorer ses performances. Ce lien entre la condition physique et la performance est considéré comme un concept relativement nouveau car de nombreux golfeurs dans le passé considéraient plutôt le golf comme un jeu d'adresse et rejetaient la nécessité d'être en bonne forme physique pour être performant. Ainsi plusieurs études ont déjà traité de l'influence du renforcement musculaire et de la préparation physique spécifique sur la biomécanique du swing.

Le golf, comme de nombreux autres sports, dispose d'une variété d'indicateurs permettant d'évaluer la performance. Ces indicateurs incluent la vitesse de la tête du club à l'impact, la réaction de la force au sol et le handicap (ou « index »). Les deux premiers indicateurs de performance mentionnés sont davantage des indicateurs de performance au « driving » (premier coup tapé au départ d'un trou), car plus ces valeurs sont élevées, plus la balle va aller loin.

L'influence des techniques manuelles de manipulation vertébrale sur les performances sportives a déjà été traitée dans la littérature pour différents sports. On retrouve des études ayant produit des résultats non concluants dans les sports de type « sprint ». D'autres études ont également mis en évidence l'amélioration des facteurs de performance comme par exemple dans le football.

Cependant, nous ne retrouvons que très peu d'études traitant de l'impact d'un traitement manuel sur les données mécaniques du swing et de la balistique.

L'objectif de ce mémoire est de proposer un protocole expérimental qui permettrait de déterminer l'impact direct d'une manipulation vertébrale de type HVLA (high velocity low amplitude) sur les performances dans le golf. Le contenu de ce mémoire pourrait permettre à la profession ostéopathique de mieux comprendre comment la thérapie par manipulation structurelle de la colonne vertébrale peut avoir un impact sur les performances.

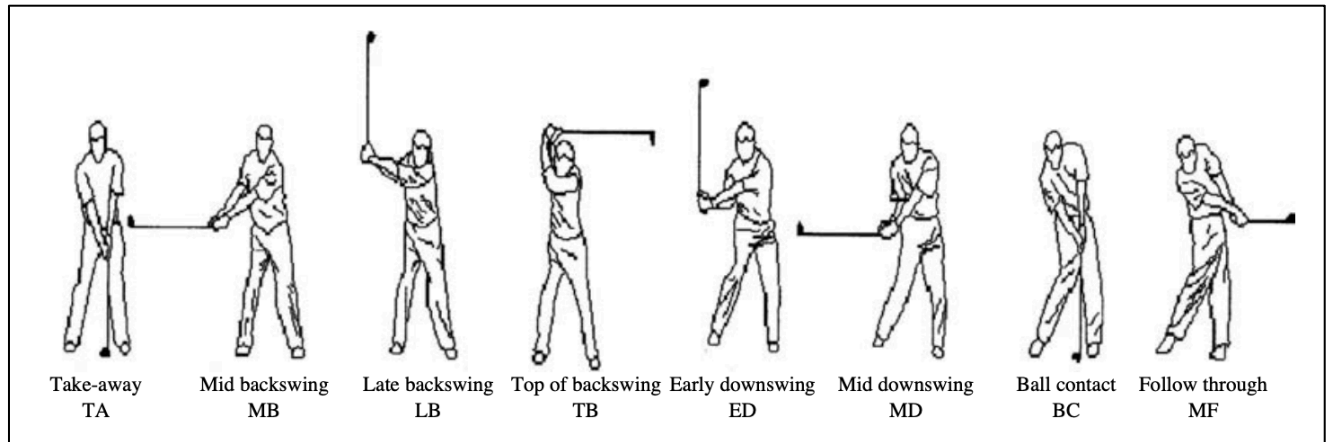


Figure 2 : Les différentes phases du swing de golf (3)

Golf swing phase/posture	Description
Address	The position that the player adopts in preparation to initiate the golf swing
Backswing	Initial movement of club Swings in arc away from ball Ends when shaft of club is parallel to ground, with clubhead facing target
Top of backswing	End of backswing, before the initiation of downswing
Downswing	Club returns along a similar path to that of the backswing in preparation to hit the ball Ends with shaft parallel to ground
Acceleration	From shaft horizontal to impact Most active part of swing
Impact	The clubhead hits the ball
Early follow-through	From impact to club horizontal to ground
Late follow-through	From club horizontal to end of swing Results in the hands finishing over the left shoulder

Figure 3 : Description des différentes phases et postures du swing de golf (4)

Partie I REVUE NARRATIVE

Le swing de golf est un ensemble complexe de mouvements. Il requiert l'activation de plusieurs muscles et le mouvement de plusieurs articulations dans le but de créer une bonne synchronisation du corps et de réaliser le meilleur swing possible. En coordonnant ces mouvements correctement, le transfert d'énergie démarre des grands segments proximaux et se transmet aux petits segments distaux selon le principe de sommation de vitesses (2,3). Cela permet au golfeur de générer le maximum de vitesse possible au point d'impact entre la tête du club et la balle, lui permettant ainsi de frapper la balle le plus loin possible.

1.1. Biomécanique du swing de golf

Hume et al. définissent la biomécanique comme la discipline scientifique appliquant les principes de la mécanique à la compréhension du mouvement. Ils décrivent également la biomécanique du golf comme appliquant les principes et techniques de la mécanique à la structure et à la fonction du golfeur dans le but d'en améliorer la technique et les performances (4).

Le swing de golf moderne est un mouvement asymétrique qui consiste à restreindre la rotation du bassin tout en augmentant la rotation du thorax pendant le début du mouvement pour générer une vitesse de tête de club élevée à l'impact. En augmentant la rotation du thorax par rapport à la rotation pelvienne, les muscles du tronc s'étirent et permettent d'utiliser l'énergie stockée dans leurs éléments élastiques pour produire de la vitesse (5). Le swing est donc non seulement complexe et physiquement exigeant, mais aussi fortement tributaire de la contraction puissante et précisément synchronisée de nombreux muscles du corps (6).

Dans la littérature, lors de l'analyse du swing de golf et de sa séparation en plusieurs phases, les entraîneurs et les scientifiques décrivent une grande variété de classifications (7,8). La classification qui revient le plus souvent divise généralement le mouvement en quatre phases : l'adresse (ou set-up), le backswing, le downswing, le follow-through (4,5). De plus toutes les recherches décrivent le swing du joueur de golf droitier (Figures 2,3).

1.1.1 Les phases du swing de golf

1.1.1.1 L'adresse (ou set-up)

La phase d'adresse permet au golfeur de s'aligner correctement avec la cible, d'établir un équilibre dynamique et statique afin d'être dans les meilleures dispositions possibles pour réaliser son mouvement. Elle est un élément important du swing de golf car elle permet au golfeur de se positionner lui-même pour assurer une base stable à partir de laquelle il pourra générer de l'énergie tout au long du swing et lui permettra de prendre un grip efficace sur le club. Un bon grip sur le club permettra au golfeur de contrôler la face du club pendant tout le mouvement de swing (4).

1.1.1.2 Le backswing

Le backswing commence lorsque la tête de club s'éloigne de la balle. Il amène le golfeur dans une position optimale pour exécuter un puissant downswing (9). L'initiation de cette phase est facilitée par la production de force antérieure de cisaillement produite sous le pied droit et force de cisaillement postérieure produite sous le pied gauche qui produisent un couple dans le sens horaire qui fait tourner le bassin et déplace le poids du corps vers le pied droit (10).

Pendant le backswing, le mouvement de l'épaule droite se caractérise par une combinaison d'abduction, de flexion et de rotation externe, tandis que l'épaule gauche réalise une adduction, une flexion et une rotation interne (11). Au sommet du backswing, le haut du rachis thoracique est tourné, de sorte que son aspect postérieur est face à la cible (12).

Contrairement au swing classique longtemps enseigné, le swing moderne met fortement l'accent sur la restriction de rotation pelvienne pendant le backswing ($40-50^\circ$), tout en permettant au thorax de tourner à travers une amplitude de mouvement qui est approximativement égale au double de celle du bassin ($90-100^\circ$) (13) (Figure 4). La restriction de la rotation pelvienne par rapport à celle du thorax relève du principe selon lequel le torse doit être « enroulé » autant que possible pendant le backswing pour permettre au corps de stocker le plus d'énergie possible, pouvant ensuite être libérée pendant le downswing (14).

	Modern golf swing	Classic golf swing
Address	Similar to classic	Similar to modern
Backswing	Early wrist cocking	Late wrist cocking
Top of backswing	Limited pelvic rotation compared to shoulder rotation Limited body movement to right All of left foot on ground (bar lateral aspect)	Equal amounts of pelvic and shoulder rotation Large movement of body to right Only left toes in contact with ground
Downswing	Hips initiate downswing	Whole body initiates downswing
Impact	Hips ahead of shoulders Relatively large degree of right lateral flexion in trunk	Hips equal with shoulders Low amount of right lateral flexion in trunk
Follow-through	Hyperextension in lower back Momentum directed upwards	Lower back in relatively neutral position Momentum directed forwards

Figure 4 : Différences entre le swing de golf moderne et le swing de golf classique (4).

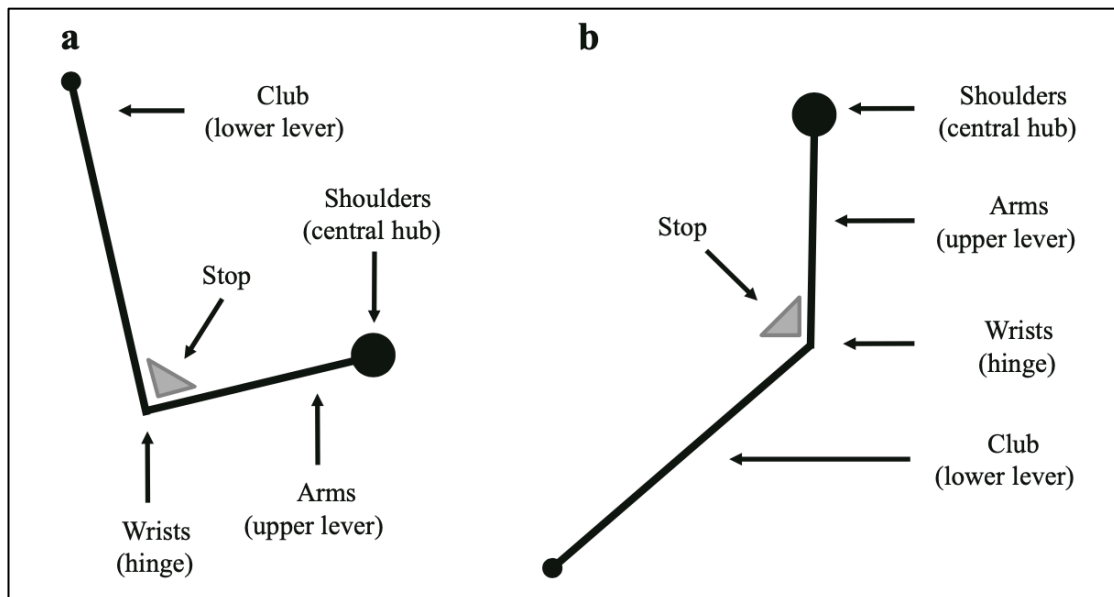


Figure 5 : Les composants du modèle en double pendule dans deux positions pendant le swing: a : early downswing, b : mid downswing (11).

En créant ce mouvement de torsion du torse, les muscles des hanches (par exemple les grands fessiers), le tronc (par exemple les abdominaux obliques, le grand dorsal) et les membres supérieurs (par exemple le trapèze, les rhomboïdes, le grand pectoral) effectuent une contraction excentrique avant de subir une contraction concentrique au début du downswing (4,15).

1.1.1.3 Le downswing

Le but du downswing est de ramener la tête du club sur la balle le plus rapidement possible afin de générer le plus de distance possible. Le downswing commence avec les hanches puis le corps (ou thorax) tandis que les épaules et les bras suivent avec le club (4). Le downswing peut être divisé en deux phases supplémentaires : la phase de forward swing puis la phase d'accélération. La phase de forward swing commence au sommet du backswing et se termine lorsque le club est horizontal par rapport au sol. La phase d'accélération commence lorsque le club est horizontal par rapport au sol et se termine à l'impact, lorsqu'il y a contact avec la balle (16).

Pendant le downswing, le bras gauche réalise une rotation externe et se déplace vers la ligne médiane du corps à partir de la position d'adduction horizontale et dans le même temps, le bras droit réalise une rotation interne et une adduction pendant que le coude fait une extension (4).

Les premières recherches ont modélisé le downswing comme un double pendule plan qui comprenait un segment supérieur représentant les bras et un segment inférieur représentant le club (17) (Figure 5). Selon cette vision du swing, le segment supérieur pivote autour d'un axe approximativement situé entre les épaules, tandis que le segment inférieur est empêché de se déplacer de plus de 90 ° dans un sens ou dans l'autre grâce à un système de charnière qui relie les deux segments aux mains et aux poignets. Plusieurs chercheurs ont depuis amélioré ce modèle permettant ainsi au centre de rotation d'accélérer à la fois horizontalement et verticalement, ajoutant un troisième segment représentant le tronc et intégrant une dynamique musculaire plus réaliste. Néanmoins, alors que certaines recherches ont démontré qu'il est possible de modéliser le downswing de certains golfeurs expérimentés comme un seul plan (du club), d'autres ont montré que ni le bras gauche ni le club ne correspondaient à un plan fixe pendant le downswing et, par conséquent, les recherches utilisant de tels modèles doivent être considérées avec prudence (Figure 6).

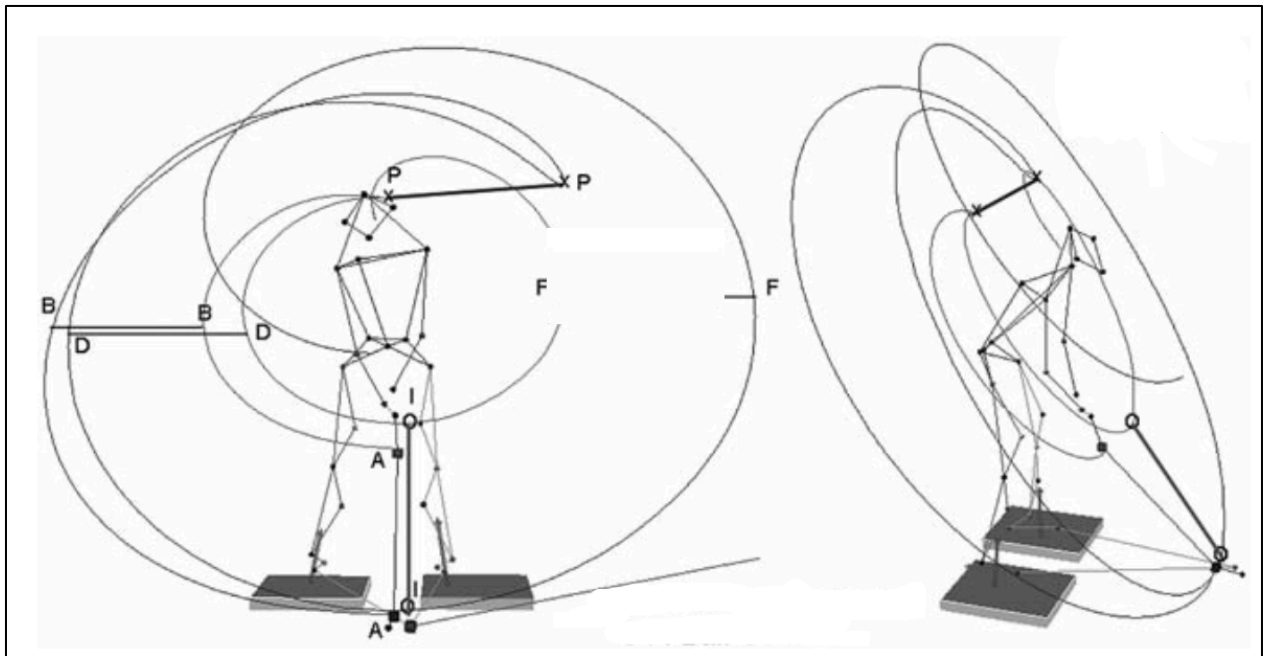


Figure 6 : Trajectoire du club lors d'un swing de golf typique démontrant les différences de plan entre backswing et downswing: AA: adresse, BB: club horizontal pendant le backswing, PP: pic du backswing, DD: club horizontal pendant le downswing, II: impact de la balle et FF: club horizontal pendant le follow-through (19)

Alors que le thorax et le club continuent de tourner en s'éloignant de la cible, le downswing est initié par une contraction puissante des extenseurs de la hanche et du genou du côté droit, ce qui sert à réorienter le mouvement et décale le poids du corps vers la jambe gauche. Pendant le swing de golf, les membres inférieurs contribuent à plus de 30% du travail total du corps et les recherches montrent que les golfeurs qui effectuent une plus grande quantité de travail avec les membres inférieurs sont capables d'atteindre de plus grandes vitesses de tête de club à l'impact (18).

1.1.1.4 Le follow-through

Cette phase peut être divisée en deux parties : le « early follow-through » et le « late follow-through ». Le « early follow-through » commence à l'impact et continue jusqu'à la position horizontale du club, position par laquelle débute le « late follow-through » et qui va se terminer une fois le swing complet terminé (16).

Le downswing se termine par l'impact sur la balle. A ce moment, le bassin a tourné à presque 90 degrés afin de se retrouver entre 40 et 45 degrés au-delà de la ligne vers la cible tandis que le thorax (ou la ceinture scapulaire) a tourné sur une amplitude de 105° et se retrouver entre 20 et 25 degrés au-delà de cette même ligne.

Après l'impact, la ceinture scapulaire continue de tourner d'au moins 120° et la colonne vertébrale du golfeur se retrouve dans une position d'hyperextension. L'épaule droite du golfeur se positionne alors dans l'axe de la cible et ses mains positionnées au-dessus voire derrière sa tête. Cette position communément appelée le « finish » est une posture souvent décrite en « C inversé ».

L'objectif général de cette phase du swing est la décélération du corps et du club en utilisant la contraction excentrique des muscles impliqués (4). En effet, une fois le contact de la balle effectué, les mains suivent le plan de swing afin de ralentir le mouvement. Cela entraîne une abduction et une rotation externe de l'épaule gauche ainsi qu'une adduction et une rotation interne de l'épaule droite. Une fois que les mains ont atteint la hauteur des épaules, les coudes se fléchissent pour réduire la vitesse des bras.

Phase of swing	Left upper body/trunk	Right upper body/trunk
Back swing	Subscapularis (33%) Upper serratus (30%)	Upper trapezius (52%) Middle trapezius (37%)
Forward swing	Rhomboid (68%) Middle trapezius (51%)	Pectoralis major (64%) Upper serratus (58%)
Acceleration	Pectoralis major (93%) Levator scapulae (62%)	Pectoralis major (93%) Upper serratus (69%)
Early follow through	Pectoralis major (74%) Infraspinatus (61%)	Pectoralis major (74%) Subscapularis (64%)
Late follow through	Infraspinatus (40%) pectoralis major (39%)	Subscapularis (56%) Upper and lower serratus (40%)

Figure 7 : Résumé des muscles les plus actifs dans le haut du corps / du tronc pendant les différentes phases du swing de golf (20)

Phase of swing	Left lower body/trunk	Right lower body/trunk
Back swing	Erector spinae (26%) Abdominal oblique (24%)	Semimembranosus (28%) Long head of the biceps femoris (27%)
Forward swing	Vastus lateralis (88%)	Upper and lower gluteus maximus (100 % and 98%)
Acceleration	Adductor magnus (63%) Biceps femoris (83%) Upper and lower gluteus maximus, vastus lateralis (58%)	Biceps femoris (78%) Abdominal oblique (59%) Gluteus medius (51%)
Early follow through	Long head of biceps femoris (79%) Vastus lateralis (59%)	Gluteus medius (59%) Abdominal oblique (51%)
Late follow through	Semimembranosus and vastus lateralis (42%) Adductor magnus (35%)	Vastus lateralis (40%) Gluteus medius (22%)

Figure 8 : Résumé des muscles les plus actifs dans le bas du corps / du tronc pendant les différentes phases du swing de golf (20)

1.1.2 Analyses des activités musculaires (étudiées par EMG) pendant le swing

L'activité musculaire pendant le swing de golf varie en fonction de la phase dans laquelle le golfeur se trouve. Elle est la plus importante entre le haut du backswing jusqu'au « early follow-through » et atteint son pic pendant la phase d'accélération du downswing (19). Ceci est considéré comme le stade au cours duquel la majeure partie de la puissance est générée dans le swing de golf. On peut donc comprendre que c'est au cours de ce stade que l'activité musculaire sera la plus importante (20).

De nombreuses études électromyographiques (EMG) réalisées sur le swing étaient centrées autour du tronc et des membres supérieurs alors que peu d'études ont été menées sur les membres inférieurs (en particulier autour de la cheville et du pied). Cela est dû au fait que le swing de golf moderne a été défini comme étant davantage un mouvement de rotation des épaules qu'un mouvement de rotation de hanche. Cette approche contraste avec celle du swing classique où les hanches, le tronc et les épaules se déplaçaient ensemble comme une seule et même unité (16).

1.1.2.1 L'adresse

Bien que l'adresse ne soit pas une phase très active du swing de golf, la musculature est toujours active car elle est nécessaire pour le soutien postural. Selon Okuda, Armstrong, Tsunezumi et Yoshiike, une activité minimale est présente dans cette phase statique du swing de golf. Bien que le reste de la musculature soit relativement silencieuse pendant cette phase, il y a une activité minimale dans les érecteurs du rachis et le deltoïde antérieur, le trapèze supérieur et le biceps fémoral à gauche (21).

1.1.2.2 Le backswing

Pendant la phase de backswing, les muscles les plus actifs sont les érecteurs du rachis, les obliques externe et interne, tous du côté gauche (19). Cependant, comme la phase de backswing n'est pas une phase de restitution de puissance, l'activité des muscles par rapport aux autres phases du swing est relativement faible. Le rôle des érecteurs du rachis est de stabiliser la colonne vertébrale tout au long des différentes phases du swing en particulier au sommet du backswing et à l'impact.

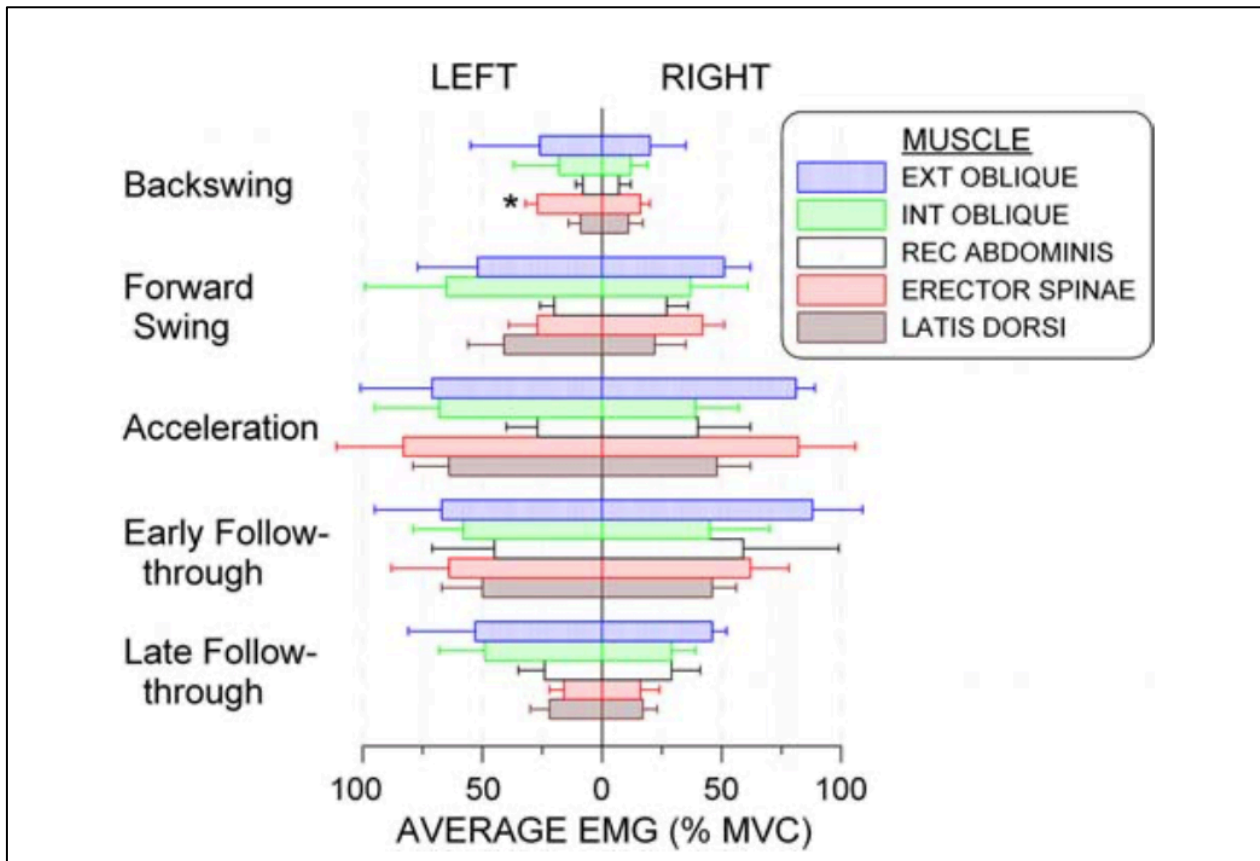


Figure 9 : Niveaux EMG moyens de différents muscles au cours des différentes phases d'un swing de golf. L'astérisque indique des différences significatives entre les muscles gauche et droit ($p, 0,01$). Les barres d'erreur indiquent les écarts-types (22)

Cela permet aux autres muscles du tronc (oblique externe, oblique interne et grands droits de l'abdomen) de générer la puissance nécessaire pour frapper la balle (5).

Les muscles les plus actifs agissant sur l'articulation gléno-humérale au cours de cette phase sont les trapèzes supérieur et moyen du côté droit et le subscapulaire et le dentelé antérieur du côté gauche. De plus, le trapèze inférieur est également très actif dans cette phase du swing de golf, en particulier à l'approche du sommet du backswing (22).

Au niveau des membres inférieurs, on retrouve une activité élevée des extenseurs de hanche et des abducteurs du côté droit. Plus précisément à la fin du backswing, on note une augmentation de l'activité du moyen fessier et du biceps fémoral côté droit (21).

1.1.2.3 Le downswing

Les muscles du tronc sont les plus actifs au cours de cette phase du swing avec l'oblique externe côté droit ainsi que l'oblique interne côté gauche qui initient la descente. Les muscles paravertébraux, de façon bilatérale, sont actifs pendant le downswing, ce qui implique qu'ils participent à la stabilisation du rachis. Cependant les érecteurs du côté droit ont tendance à être plus actifs que ceux du côté opposé afin d'aider le tronc à reprendre une position plus verticale pendant cette phase (19) (Figure 9).

L'étude de l'activité musculaire autour de l'articulation gléno-humérale pendant le downswing montre que le grand pectoral, de façon bilatérale, est le plus actif, en particulier pendant la phase d'accélération. Les rhomboïdes, le trapèze supérieur et le subscapulaire sont les plus actifs côté gauche pour participer à la rétraction de la scapula pendant le downswing et permettre sa stabilisation pendant ce mouvement (22). Le dentelé antérieur côté droit est également actif et est responsable de l'abduction et de la stabilisation de la scapula lors des mouvements de la gléno-humérale.

Les muscles les plus actifs dans les membres inférieurs au cours de la phase d'« early downswing » sont les fibres superficielles et profondes du grand fessier et le biceps fémoral à droite ; le vaste latéral du quadriceps et le grand adducteur à gauche. A la fin du downswing, juste avant l'impact, le moyen fessier droit et le biceps fémoral gauche étaient les plus actifs (21).

1.1.2.4 Le follow-through

Au début de cette phase, les muscles présentant la plus grande activité sont les grands pectoraux bilatéralement. De plus, le subscapulaire et l'infra-épineux à gauche sont également actifs. Au cours des derniers stades du follow-through, le grand pectoral et l'infra-épineux gauches sont les plus actifs alors que du côté droit ce sont les muscles subscapulaire et dentelé antérieur. La forte activité des muscles de la coiffe des rotateurs au cours de cette phase permet un ralentissement au niveau articulaire dans la gléno-humérale jusqu'à la fin du mouvement (22). L'activité musculaire du tronc au début du follow-through est principalement concentrée dans le droit de l'abdomen et très peu dans les érecteurs du rachis. Cette augmentation de l'activité musculaire abdominale peut empêcher le tronc d'entrer en hyperextension. Il y a également une augmentation de l'activité de l'oblique externe à droite au cours de la phase d' « early follow-through » en raison de l'inclinaison du rachis du côté droit et cela aide à stabiliser le tronc pendant cette phase (4).

Durant le « late follow-through », les obliques externes (bilatéraux) et l'oblique interne gauche sont actifs ce qui aide le corps à ralentir l'action de torsion du tronc (22).

Au niveau des membres inférieurs, au début du follow-through, la longue portion du biceps fémoral et le vaste latéral du quadriceps sont les plus actifs côté gauche tandis que le moyen fessier est le plus actif côté droit. A la fin de cette phase, du côté gauche, ce sont les muscles semi-membraneux, vaste latéral du quadriceps et le grand adducteur les plus actifs tandis que du côté droit ce sont le vaste latéral du quadriceps et les gastrocnémiens (22).

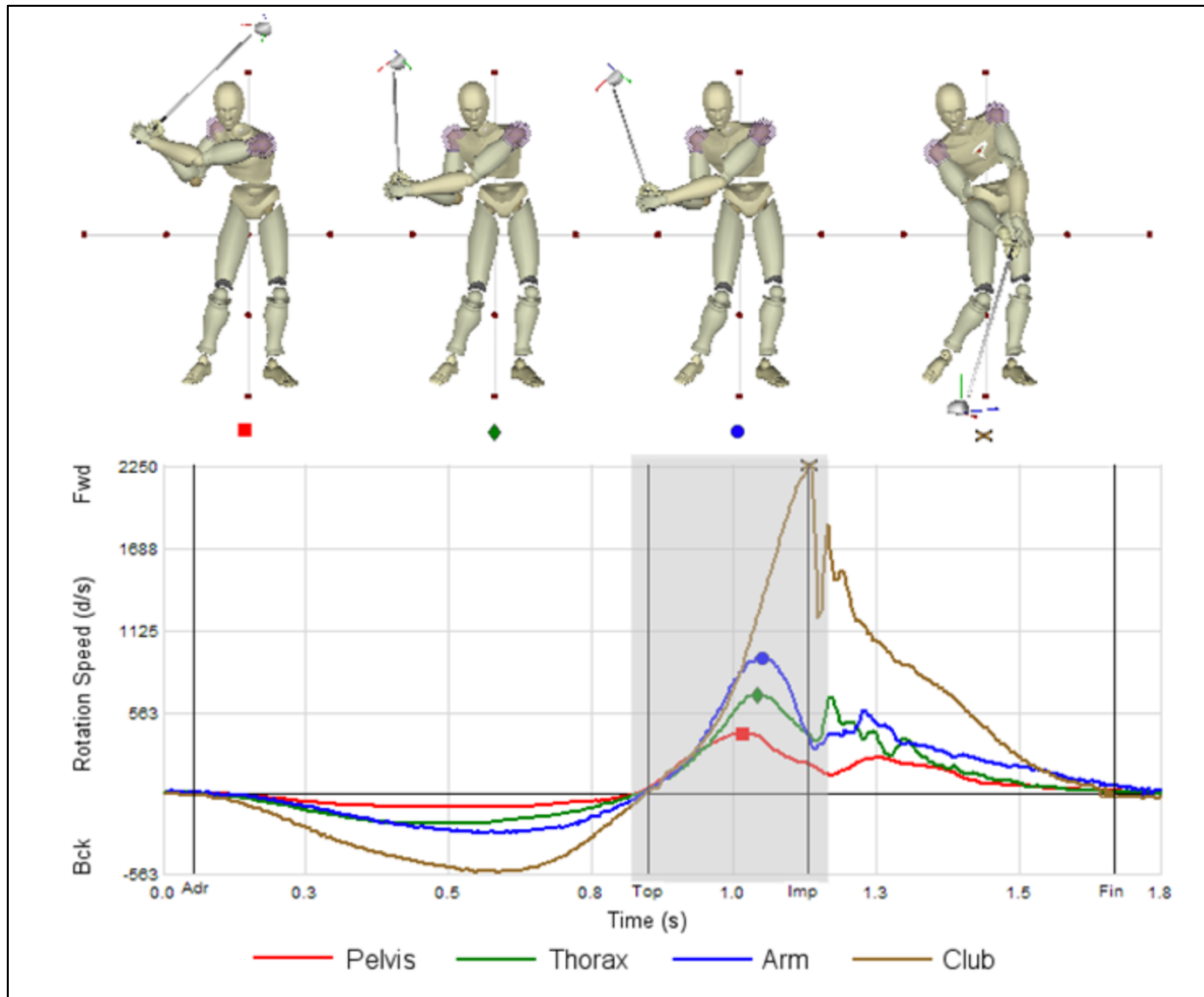


Figure 10 : Vitesses de rotations segmentaires avec indication d'apparition des pics (25)

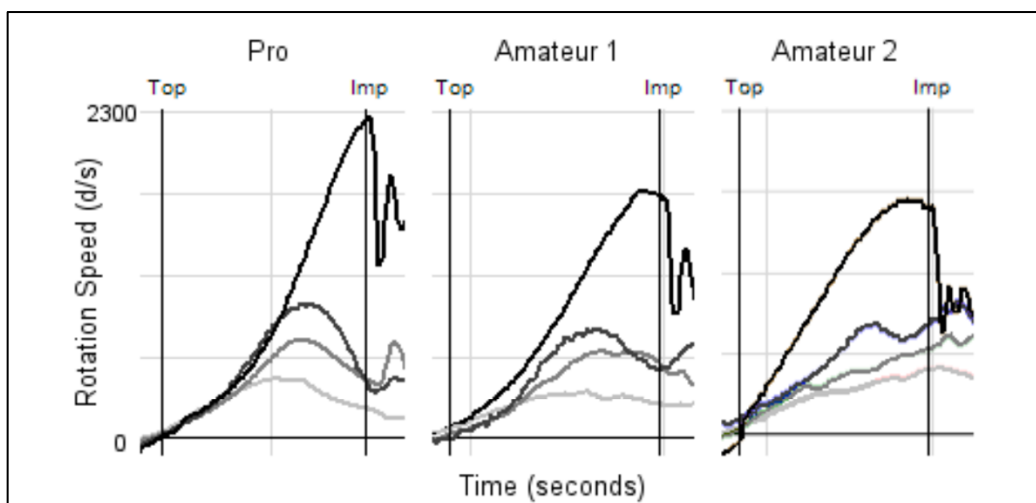


Figure 11 : Trois exemples de séquence de downswing en fonction du niveau du golfeur (25)

1.2 Cinématique du swing de golf

La cinématique du swing de golf fournit des données numériques sur les angles du corps et les caractéristiques de mouvement du swing (23). Cela inclut les vitesses angulaires des segments impliqués dans le swing de golf. La cinématique du swing de golf a été largement abordée dans la littérature afin de mieux comprendre son fonctionnement et son application pratique. Pour que le golfeur puisse générer une vitesse maximale de la tête du club à l'impact, les segments du corps doivent réaliser les mouvements appropriés.

Cela implique que les plus grands segments proximaux de la bascule initient la séquence suivie par les segments plus petits et plus distaux ; c'est ce que l'on appelle le principe de la sommation de vitesse (summation of speed principle) ou principe de sommation proximale à distale (proximal-to-distal sequence to segment motions) (2). La séquence et la chronologie des segments du corps impliqués dans le swing de golf jouent un rôle important dans la cinématique du swing de golf. L'ordre dans lequel les segments de golf devraient atteindre leur vitesse de pointe est le bassin, le thorax, le bras et finalement le club (Figure 10).

Le séquençage peut être défini comme étant les déplacements relatifs des segments du corps, c'est-à-dire que le mouvement d'un segment précède celui de son voisin et que la synchronisation fait référence à la différence des pics de vitesse des différents segments. Il est donc possible que le golfeur présente la séquence correcte du mouvement avec un mauvais timing, mais l'inverse n'est pas possible (24).

Comme indiqué précédemment, l'ordre dans lequel les différents segments du swing de golf atteignent leur pic de vitesse est le suivant : le pelvis, le thorax, les bras et le club. Cependant, le niveau du golfeur influe ce séquençage. En effet, les golfeurs ayant un handicap plus élevé et donc un niveau plus faible n'ont pas la même capacité à avoir ce timing et créent donc des séquences incorrectes (Figure 11). La plupart des golfeurs amateurs présentent une vitesse de rotation du thorax qui précède le pelvis et donc un recrutement inversé de ces deux segments. Cela signifie que le golfeur amateur compte davantage sur les épaules et les bras pour générer la vitesse de la tête du club que sur un usage efficace du bassin (25).

1.3 Performance et golf : X-Factor et X-Factor Stretch

D'un point de vue biomécanique, le swing de golf a largement été étudié au fil des années car la technique du swing de golf a une corrélation directe avec la performance dans le golf, qui est déterminée par le nombre de coups que les golfeurs prennent pour mettre la balle dans le trou (4). La performance dans le golf peut être évaluée de deux manières, par une méthode directe (déplacement de la balle et précision du coup) ou de manière indirecte, c'est-à-dire en mesurant la variation d'autres paramètres de performance qui ne sont pas directement liés à la balistique (comme par exemple les données du club ou les données du corps) (26).

L'amélioration des performances au golf a toujours été un élément important dans le but de parfaire son jeu et c'est l'objectif principal de nombreux golfeurs (27). Il y a deux objectifs majeurs pendant le swing de golf : la distance et la direction. La vitesse de la tête de club à l'impact est ce qui détermine la vitesse de la balle qui, à son tour, détermine la distance que la balle va parcourir (28).

Afin d'augmenter cette vitesse de club à l'impact, les golfeurs modernes visent à augmenter la longueur du backswing et donc d'augmenter l'enroulement du torse afin de générer de plus grandes vitesses lors du downswing (29). De ce fait, il est souvent demandé aux golfeurs de maximiser ce mouvement d'enroulement en augmentant la rotation du tronc et des épaules tout en diminuant la rotation du bassin. Ce mouvement crée un différentiel de rotation entre le torse et le bassin qui a été appelé « X-Factor ».

Ce « X-Factor » peut aussi être défini comme le rapport entre la rotation des épaules et celle du bassin au sommet du backswing (30) (Figure 12). Son nom fait référence au différentiel entre la ligne connectant les deux épaules et celle connectant les deux hanches formant un « X » si l'on regarde le golfeur du dessus (25).

Le X-Factor a été premièrement décrit dans la littérature des années 90 par le coach de golf Jim McLean qui avait noté que les golfeurs sur le PGA Tour (tour américain) présentant une grande dissociation entre le thorax et le bassin en terme de rotation semblaient être les joueurs les plus puissants (31). Depuis que le terme « X-Factor » a été inventé, de nombreuses recherches ont porté sur la relation entre la cinématique bassin-thorax et la vitesse de tête de club à l'impact.

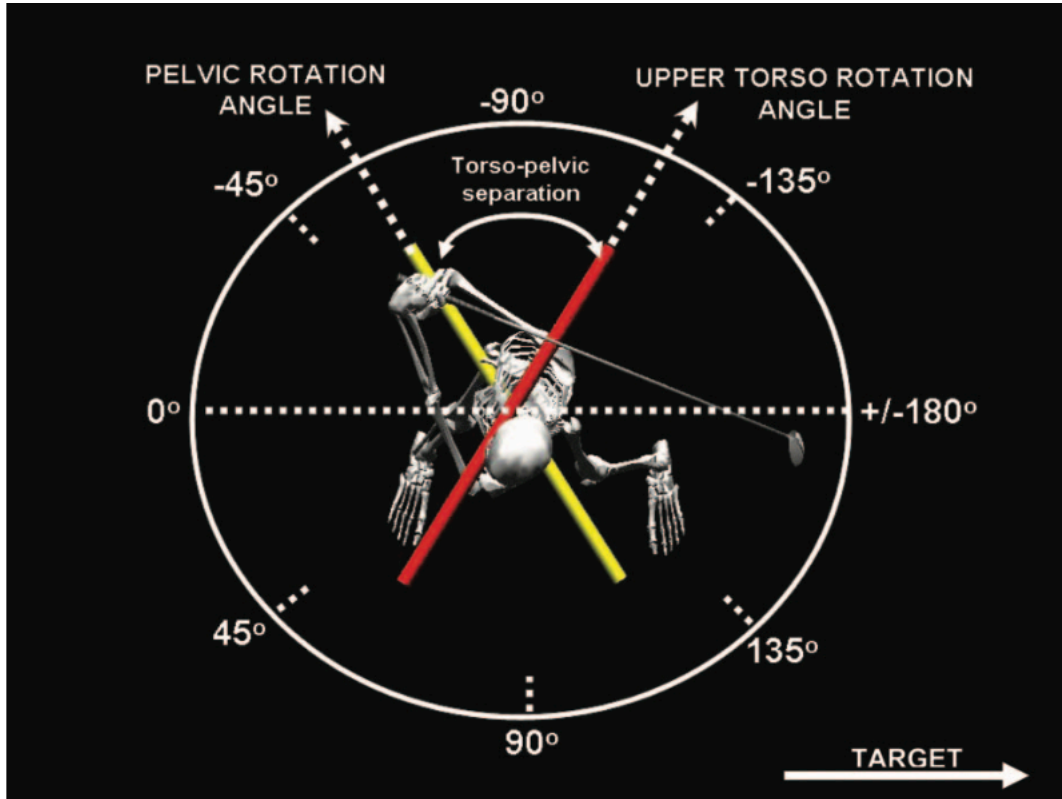


Figure 12 : Définition de la rotation pelvienne, de la rotation scapulaire et de la séparation créant le « X-Factor » (31).

Plusieurs études ont démontré que le X-Factor avait une relation forte avec la vitesse de tête de club (32)(27)(29). En 2008, Myers et al. ont testé 100 golfeurs de niveau « amateur moyen », ne présentant pas d'antécédent de blessure, à l'aide d'un système d'analyse du mouvement 3D, en intérieur, afin de déterminer l'influence de cette dissociation sur la vitesse de la balle à la sortie de l'impact (29). Chaque joueur testé portait des repères d'analyse 3D sur le sacrum et les épines iliaques antéro-supérieures ainsi que sur les acromions et les épicondyles latéraux des humérus. Des marqueurs avaient aussi été placés sur le club afin d'identifier les différentes phases du swing. Les participants avaient la possibilité avant mesure d'effectuer l'échauffement de leur choix sans restriction particulière. Il avait été demandé aux joueurs d'utiliser les mêmes balles à chaque swing et d'en réaliser dix. Il ressortait de cette étude que ce n'était pas tant l'amplitude de rotation des deux ceintures (scapulaire et pelvienne) qui était importante mais bien la différence entre ces deux amplitudes. Les auteurs concluaient donc que l'augmentation de cette différence d'amplitude à la fin du backswing contribuait à la création d'une plus grande vitesse durant le downswing et donc permettait d'augmenter la vitesse de balle à l'impact.

Cependant d'autres études présentent un manque de lien entre ces deux données (X-Factor et vitesse de tête de club) (33). Kwon et al. en 2013 ont reproduit les conditions de mesure de l'étude précédente en terme de matériel mais se sont concentré sur un échantillon de 18 golfeurs universitaires de très bon niveau jouant sur le circuit NCAA. Ils ont comparé sur plusieurs swings les variations du X-Factor et les variations de vitesse de club à l'impact et n'ont pas retrouvé de corrélation entre ces deux données. Un X-Factor important lors d'un swing n'était pas en lien avec une vitesse de club importante.

Le X-Factor serait donc une variable intéressante à observer et à comparer pour déterminer le niveau des golfeurs (intra-individus) mais ne présenterait pas d'intérêt dans l'étude de données chez un même sujet (inter-individus).

Un autre aspect à considérer dans le calcul du X-Factor est la temporalité de ce paramètre. En effet, initialement, McLean a défini le X-Factor à l'instant du sommet du backswing. Cependant, au début du downswing, le golfeur commence par engager les hanches ce qui enclenche une rotation du bassin. Cette rotation du bassin, alors que le thorax est encore fixe ou continue de tourner vers l'arrière permet de solliciter le cycle étirement-raccourcissement des muscles du tronc. La valeur

maximale du X-Factor est alors atteinte quelques instants après le début du downswing et non pas au sommet du backswing.

Cette notion de temporalité du X-Factor a fait son apparition en 2001 quand Cheetam et al. ont comparé les swings de 19 golfeurs séparés en deux groupes (amateurs et professionnels). Après avoir mesuré le X-Factor en haut du backswing et à son maximum au début du downswing pour les golfeurs professionnels et amateurs, ils ont donc constaté que le X-Factor en haut du backswing n'était pas significativement plus grand pour les joueurs professionnels que pour les joueurs amateurs. Ils ont également constaté que les golfeurs professionnels et amateurs ont augmenté de manière significative leur X-Factor au début de la phase de downswing. Cette nouvelle donnée a été appelée « X-Factor Stretch ». Les golfeurs, aussi bien professionnels que amateurs n'ont donc pas immédiatement commencé à réduire le X-Factor en début de downswing. Enfin, les auteurs ont constaté que cet étirement du X-Factor au début de la phase de downswing était considérablement plus important pour les golfeurs professionnels que pour les golfeurs amateurs.

Cela suggère que le X-Factor Stretch est plus important dans l'efficacité d'un swing que simplement le X-Factor en haut du backswing. La valeur du X-Factor devrait donc poursuivre son augmentation dans le downswing avant de diminuer jusqu'à l'impact. Cette recherche indique également que le but du backswing n'est pas seulement de mettre le golfeur dans la bonne position pour le downswing, mais aussi de tendre correctement les muscles du torse pour leur permettre de se contracter au maximum pendant le downswing, générant ainsi une puissance optimale.

1.4 Le cycle d'étirement-raccourcissement

Chez les golfeurs de haut niveau, l'augmentation de la séparation entre le bassin et le thorax au tout début du downswing permet d'initier un phénomène que l'on appelle « cycle étirement-raccourcissement ».

Ce processus permet d'augmenter sur une très courte période l'amplitude de mouvement du thorax par rapport au bassin, augmentant ainsi le travail effectué, l'énergie cinétique et la vitesse pendant le downswing. Le pré-étirement des muscles impliqués permet également à la phase de contraction concentrique de commencer avec un état actif et une force plus élevés (34).

Ce cycle d'étirement-raccourcissement (Stretch-Shorten Cycle ou SSC) est reconnu comme produisant une contraction musculaire plus efficace (35). En effet, un étirement supplémentaire sur le muscle et une résistance active à cet étirement peuvent augmenter la force de contraction du muscle (36). Plusieurs mécanismes en sont responsables. Une rotation rapide du bassin au début de la phase de downswing peut stimuler des récepteurs d'étirement sensibles (appelés fuseaux neuromusculaires) dans le muscle pour raccourcir rapidement ce dernier. Par conséquent, lorsque les hanches tournent initialement vers l'avant en direction de la cible, les muscles rotatoires au maximum étirés du tronc répondent par une contraction plus rapide et plus puissante. Un deuxième mécanisme concerne l'énergie élastique stockée dans les muscles. Les directions opposées des épaules et des hanches en haut du backswing étirent les muscles du torse facilitant le stockage et enfin la libération de l'énergie cinétique. Le X-Factor Stretch augmente donc la production de force lors de la descente, facilitant une plus grande vitesse de la tête de club à l'impact.

1.5 Effets des manipulations vertébrales HVLA

Les avantages de l'intervention par thérapie manuelle et plus particulièrement par manipulation vertébrale dans les cas de troubles musculo-squelettiques ont été largement traités dans la littérature. Malgré le niveau élevé de preuves actuelles à l'appui de son efficacité, leurs mécanismes d'action spécifiques restent encore à ce jour difficiles à déterminer (37).

1.5.1 Effets mécaniques et neuro dynamiques

L'un des objectifs de la thérapie par manipulation vertébrale est l'amélioration de l'amplitude sur les segments dysfonctionnels. Cela inclut l'amplitude active et l'amplitude passive. Les manipulations vertébrales n'auraient que peu d'effet sur l'amplitude passive de la colonne vertébrale (38). Cependant, il semblerait que les manipulations vertébrales aient plus d'impact sur l'amplitude active.

En 2001, Whittingham et Nilsson ont conduit une étude contrôlée randomisée en double aveugle portant sur 105 patients souffrant de maux de tête cervicogéniques et ont démontré qu'en pratiquant

des manipulations cervicales, ils ont été capables de réduire les douleurs et d'améliorer les amplitudes actives du rachis cervical (39).

Dans une étude similaire (contrôlée randomisée) menée par Martinez-Segura, Fernandez-de-las-Penas et al. en 2006, ces derniers ont comparé les effets immédiats des manipulations vertébrales au niveau cervical et les mobilisations du rachis au même étage sur 70 sujets. Ils ont été capables de démontrer que les manipulations étaient efficaces quand il s'agissait de réduire la douleur et augmenter l'amplitude active dans le rachis (40).

Bien que l'application d'une manipulation directe à la colonne cervicale ait pour effet de réduire la douleur et d'améliorer l'amplitude active des mouvements, la manipulation appliquée à la colonne thoracique a montré qu'elle réduisait la douleur et améliorait l'amplitude des mouvements des étages vertébraux supérieurs, notamment au niveau du rachis cervical (41,42).

L'augmentation potentielle de l'amplitude des mouvements cervicaux après une manipulation de la colonne thoracique peut être due à l'amélioration de l'amplitude du rachis thoracique supérieur, à une réduction de la décharge musculaire aberrante des muscles poly-articulaires ou à une combinaison de ces facteurs. La réduction de la douleur peut être due à une véritable réponse neurophysiologique, à l'effet placebo ou à la restauration d'une biomécanique normale de la colonne vertébrale thoracique qui peut avoir pour effet de réduire les contraintes mécaniques et entraîner l'amélioration de la répartition des forces dans la colonne cervicale (43).

En 2018, Hartstein et al. ont examiné les effets immédiats d'un traitement par manipulation vertébrale thoracique (en opposition à des mobilisations spécifiques) sur l'ULPT (Upper Limb provocation test) et le SST (Seated Slump Test) chez les participants avec une déficience neurodynamique identifiée. Les résultats de cette étude indiquent que la mobilité neurodynamique périphérique s'est améliorée quelle que soit l'intervention (manipulation ou mobilisation). Cependant, lorsque la perception de l'effet a été considérée, ceux qui ont perçu un bénéfice positif de la mobilisation de la colonne vertébrale thoracique ont présenté une amélioration significativement plus importante de la déficience neurodynamique que les individus ayant une perception négative.

Ces résultats soutiennent des recherches antérieures selon lesquelles la manipulation ou la mobilisation des articulations de poussée peut produire des résultats similaires mais, parfois, peut être influencée par la perception ou l'attente des sujets (44).

1.5.2 Effets réflexogènes

L'incidence de la thérapie par manipulations vertébrales sur l'activité somato-motrice de la moelle épinière produisent des effets à la fois excitateurs et inhibiteurs en évoquant les réflexes musculaires para-spinaux et en modifiant l'excitabilité des motoneurones (45).

De nombreuses techniques ont été utilisées pour mesurer l'activité réflexe musculaire après manipulation vertébrale. L'une des données étudiées et plus souvent retrouvée dans la littérature est le réflexe de Hoffman (ou réflexe H), qui implique une stimulation périphérique de la voie de rétroaction afférente Ia pour évaluer l'excitabilité du motoneurone alpha, via EMG ou en utilisant une stimulation magnétique transcrânienne pour déclencher des potentiels moteurs.

Dans une étude menée par Fryer et Pearce en 2012, ces derniers ont mesuré à la fois le réflexe H (mesure de l'excitabilité du réflexe spinal) et les potentiels moteurs (mesure de l'excitabilité corticospinale) et ont constaté que la thérapie de manipulation vertébrale montrait des réductions significatives de l'excitabilité des motoneurones. Ces réductions étaient plus importantes au niveau de la moelle épinière et montraient une certaine efficacité au niveau du cortex moteur (46). Ces résultats sont similaires à ceux d'autres études menées sur l'excitabilité des motoneurones (47,48).

En 2003, Dishman et Burke ont noté une diminution de l'excitabilité des motoneurones en comparant la manipulation du rachis cervical et du rachis lombaire. Ils ont mesuré l'impact sur les nerfs tibial et médian et ont constaté qu'il y avait une plus grande réduction de l'excitabilité des motoneurones de la colonne lombaire par rapport à la colonne cervicale. Ces résultats pouvant, selon eux, être liés aux différences anatomiques de la moelle épinière aux différents étages (47).

Pour étayer davantage l'effet de la manipulation vertébrale, DeVocht et al, en 2005 ont mesuré l'activité par EMG des muscles para-spinaux immédiatement après la manipulation et ont constaté une diminution des niveaux d'activité au repos (48). Cependant, ils notent que dans certains cas, les niveaux ont augmenté mais ont généralement diminué à des niveaux inférieurs à ceux du prétraitement.

Les études mentionnées ci-dessus montrent toutes que la manipulation diminue l'activité des muscles para-spinaux mais il existe des études qui montrent une augmentation de l'activité de ces muscles. En 2008, Dishman, Greco et Burke ont comparé trois groupes en ce qui concerne l'effet de l'excitabilité et de la manipulation des motoneurones (49). Ils ont déterminé qu'il y avait une différence significative entre le groupe de manipulation par rapport aux groupes contrôle et au groupe de « joint loading only » c'est-à-dire un groupe n'ayant eu que la mise en place des paramètres de manipulation sans l'impulsion manipulatrice haute vitesse basse amplitude.

Dans une autre étude menée par Colloca et Keller en 2001, où ont été comparés des patients symptomatiques (patients souffrant de lombalgies fréquentes) et des patients asymptomatiques (patients présentant des épisodes peu fréquents de maux de dos), les auteurs ont démontré qu'il y avait une augmentation de l'activité EMG des muscles para-vertébraux après manipulation de la colonne vertébrale qui s'est produite plus fréquemment au niveau de la colonne lombaire que par la colonne thoracique (50).

D'un point de vue neurophysiologique, les études mentionnées montrent que la manipulation vertébrale peut avoir un effet excitateur ou inhibiteur dans la moelle épinière et le système nerveux, ce qui peut aider à diminuer la douleur et à améliorer la fonction musculaire. Cela peut se produire en modifiant l'entrée du fuseau musculaire dans les muscles para-spinaux dans le but de diminuer les spasmes musculaires (45).

D'un point de vue ostéopathique, la manipulation peut donc avoir pour effet de diminuer les spasmes musculaires, d'améliorer l'amplitude des mouvements et de réduire l'excitabilité des motoneurones. Cet effet peut être appliqué dans la communauté sportive car la plupart des sports, en particulier lorsqu'ils sont pratiqués à haut niveau, peuvent conduire à ces changements physiologiques. La plupart des sports sont des mouvements de type répétitifs qui peuvent conduire à une surcharge ou surutilisation. Cela peut entraîner des microtraumatismes au niveau tissulaire et, éventuellement, une défaillance éventuelle de recrutement des tissus neuromusculaires. La manipulation vertébrale vise à résoudre ces problèmes en maintenant une amplitude de mouvement physiologique dans les articulations et en diminuant les spasmes musculaires, permettant à l'athlète d'effectuer ses mouvements de la manière la plus optimale possible.

1.5.3 Manipulations vertébrales et performance dans le sport

Le rôle de l'ostéopathie dans le traitement des athlètes est depuis longtemps sujet à controverse que ce soit par rapport à l'aspect de la douleur, de la prévention des blessures ou même de l'amélioration des performances.

En 2010, Miners a rédigé une revue de la littérature portant sur 59 articles et a cherché à déterminer l'étendue des informations et des preuves soutenant l'utilisation des manipulations vertébrales à des fins d'amélioration des performances sportives. Bien que de nombreuses études, idées et cadres théoriques aient été postulés et discutés, il semble que les preuves soient insuffisantes pour étayer de manière convaincante la notion selon laquelle le traitement dispensé peut directement et considérablement améliorer les performances sportives des athlètes (51).

En 2017, Botelho, dans une revue de littérature portant sur 581 études (7 ayant été retenues), n'a relevé que 4 études solides étayant le fait que les manipulations vertébrales avaient un impact positif sur les performances sportives (52).

La plupart des études réalisées, concernant les manipulations vertébrales structurelles, traitaient de leur impact thérapeutique ou sur la douleur mais très peu concernaient les effets sur les performances sportives. En 2012, Botelho et Andrade ont pu montrer que la manipulation structurelle cervicale avait un impact sur la musculature des membres supérieurs en améliorant la force de préhension des athlètes de judo. La force du grip est un élément essentiel pour la compétition en tant que judoka de haut niveau, elle a donc été considérée comme un indicateur de performance pour ce sport (53).

Brolinson et al., en 2012 ont démontré que la thérapie de manipulation vertébrale pré-compétition avait amélioré les performances de joueurs de football. Bien que des effets positifs sur la performance sportive aient été soulignés suite à une thérapie manipulatrice de la colonne vertébrale, il est mentionné l'utilisation de critères spécifiques de performance sportive alors qu'aucun critère n'a été spécifiquement défini dans la littérature. Cela rend la détermination et l'évaluation de la performance des joueurs difficile (54).

Des études ont donc été menées sur la thérapie manipulatrice de la colonne vertébrale et les performances sportives, cependant il existe encore peu de littérature au sujet des manipulations vertébrales et des performances de golf.

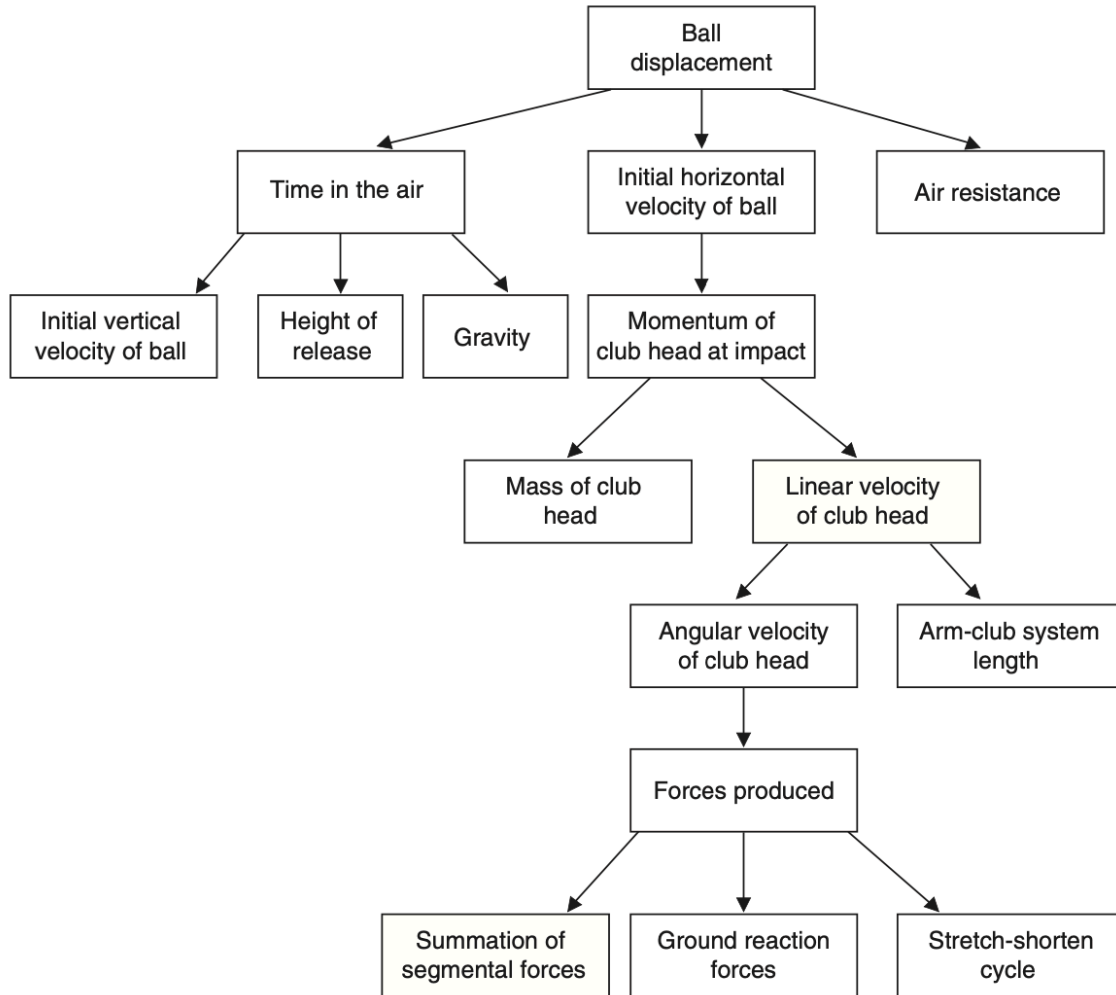


Figure 13 : Modèle déterministe du swing de golf montrant des facteurs biomécaniques intrinsèques liés à la réalisation d'une grande distance dans un coup de driver (7)

1.6 Les travaux de Costa, Chibana, Giavarotti, Compagnoni, Shiono, Satie et Bracher

Costa et al., en 2009, sont parmi les seuls à avoir analysé les effets de la thérapie par manipulations vertébrales sur les performances de golf (55). L'étude portait sur un échantillon de 43 golfeurs répartis en deux groupes I (n=20) et II (n=23). L'âge moyen et les handicaps étaient comparables. Les deux groupes allaient bénéficier d'un échauffement à base d'étirements identique avant chaque session. Le groupe I a réalisé uniquement le programme d'étirements alors que le groupe II a bénéficié d'un programme d'étirement ainsi que de manipulations vertébrales structurelles.

La méthode de cette étude a été la suivante : à chaque session les golfeurs des deux groupes ont tapé trois balles chacun avant le traitement (étirements seuls ou étirements et manipulations) puis trois nouvelles balles après le traitement. Les quatre sessions de mesures ont été réalisées sur 4 semaines.

Des effets significatifs ont été notés. C'est au cours de la dernière évaluation que les auteurs ont relevé une différence significative dans les indicateurs de performance entre les deux groupes. Le critère de performance qui avait alors été étudié afin de déterminer l'impact des manipulations était la distance parcourue par la balle. Cependant, cette distance dépend de plusieurs variables qui peuvent être intrinsèques au swing (le centrage de l'impact sur la tête de club, les angles par lesquels la tête de club arrive sur la balle à l'impact) mais aussi extrinsèques (comme la température ambiante, le taux d'humidité). Ces données peuvent osciller d'un jour à l'autre et d'un swing à un autre avec une très grande variabilité possible surtout chez des golfeurs de niveau amateur.

Dans cette étude, ils ne décrivent pas non plus quelles techniques de manipulations vertébrales ont été utilisées. Les golfeurs du groupe II ont bénéficié d'un bilan initial effectué par un praticien diplômé qui aurait déterminé les restrictions de mobilité sur tout le rachis de chaque joueur puis aurait répété les mêmes manipulations vertébrales à chaque traitement.

De plus, entre les différentes sessions de mesures, il n'est pas précisé si les joueurs ont pu continuer à pratiquer le golf hors du protocole.

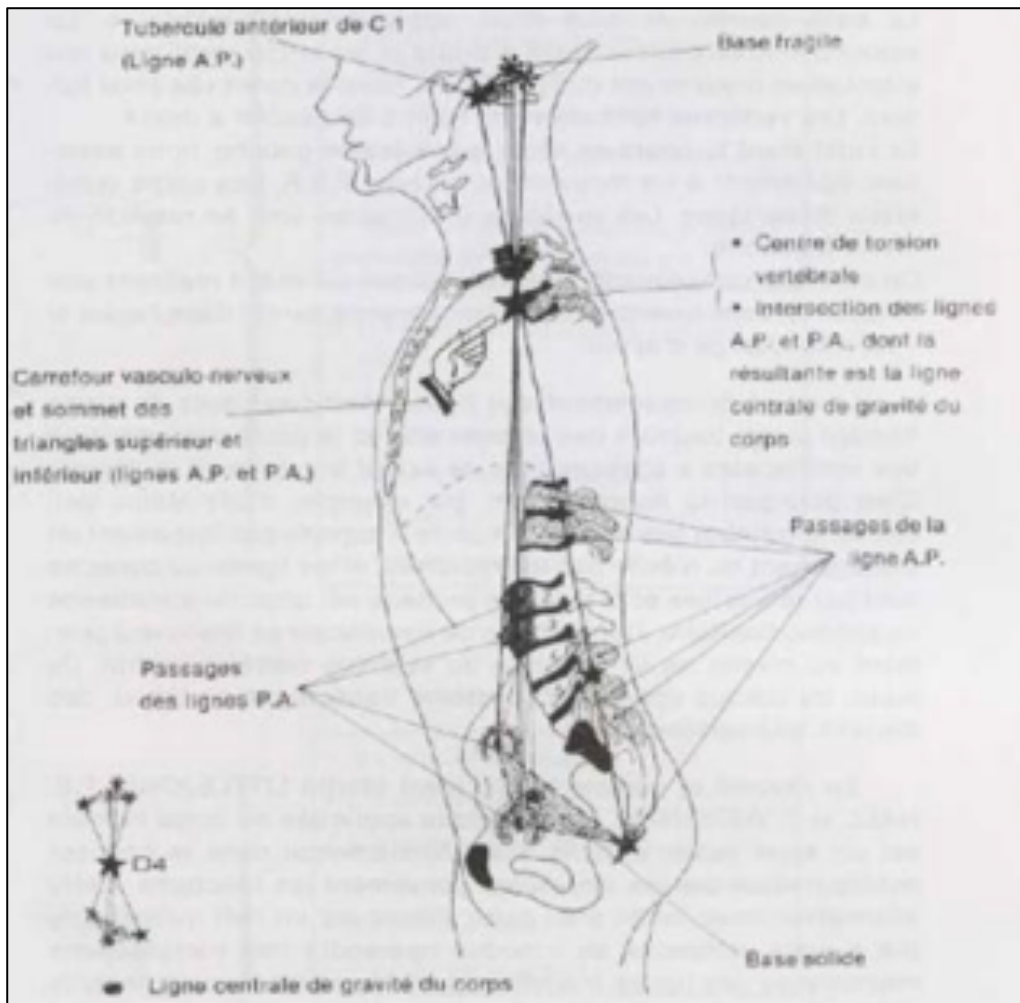


Figure 14 : Triangles inférieur et supérieurs formés par les lignes postéro-antérieure et antéro-postérieure se croisant au niveau de T4. (Littlejohn)

1.7 La biomécanique de John Martin Littlejohn

John Martin Littlejohn, disciple de AT Still, a développé une théorie sur la mécanique de la colonne vertébrale. John Wernham expliqua cette théorie dans son ouvrage « Mechanics of the spine ». Littlejohn avait remarqué que l'on retrouvait souvent les mêmes schémas posturaux chez les patients, avec les mêmes lésions vertébrales. Il imagina alors un système de lignes mécaniques représentant les forces s'exerçant sur le rachis. Ces lignes, en se croisant, laissent apparaître les points clés du rachis : les zones de forces et les zones de fragilités (56). Les théories de ces deux pionniers de l'ostéopathie sont encore énormément étudiées dans les écoles.

1.7.1 Lignes, polygones de force et vertèbres pivots

Trois lignes entrecroisées sont à l'origine du polygone de forces. Il s'agit de deux pyramides ayant un sommet commun situé en avant de T4. La pyramide inférieure a comme base le pelvis. Elle traverse le corps de L3 puis se termine en avant de T4. Tout dysfonctionnement d'une pyramide aura pour conséquence la modification des rapports entre les deux. Durant la marche, les pyramides tournent dans des sens opposés correspondant à la dissociation des ceintures. T4 subit les forces de torsion du tronc.

Littlejohn et Wernham décrivent plusieurs types de vertèbres pivots. Les pivots anatomiques sont les vertèbres atypiques par leur ostéologie. Ce sont C1, C2, L5 et le sacrum.

Les pivots de mobilité sont les vertèbres situées à un changement de courbures. Elles sont soumises à une mobilité importante et vont être à ce titre des zones de compensation. Ce sont C5, T9, L5 et le coccyx. Les pivots de gravité sont des vertèbres subissant des contraintes importantes. Elles soutiennent le poids du corps et maintiennent la posture. Ce sont C2, T4, L3 et le sacrum.

Selon Littlejohn et Wernham, un bon équilibre nécessite une bonne mobilité des vertèbres pivots. Les points faibles du rachis vont être des zones de dysfonctions importantes. Pour Littlejohn ces zones de faiblesses sont C7, T4, T9, T11, T12 et L3.



Figure 15 : T9 pivot de mobilité située entre les deux arcs vertébraux (Littlejohn)

1.7.2 T4 pivot de gravité et T9 pivot de mobilité

Pour Littlejohn et Wernham, T9 est donc un pivot de mobilité car elle se situe entre les arcs vertébraux moyen (C6-T8) et inférieur (T10-L4). Elle peut facilement se retrouver en « compression » car elle doit amortir toutes les tensions et les compressions de ces deux arcs. C'est cette vertèbre qui assure la jonction des segments thoracique et lombaire, principalement dans leur mouvement de contre rotation, notamment dans la marche. Elle est aussi le pivot respiratoire et elle doit s'adapter à ce mécanisme.

Selon Littlejohn et Wernham, T4 est quant à elle un pivot de gravité car elle est placée en clef de voûte de l'arc vertébral moyen C6-T8. Comme vu précédemment, elle subit les forces de torsion du tronc car elle est en regard de la jonction projetée des deux pyramides triangulaires supérieure et inférieure. Elle subit donc les pressions des deux polygones. Elle est le point terminal de la pression descendante et des mouvements de torsion de la tête. Elle serait le carrefour de coordination de la circulation sanguine et de la respiration, assurant ainsi la puissance vitale de l'organisme.

T4 et T9 sont donc en ostéopathie et selon Littlejohn et Wernham, les points clefs de l'équilibre mobilité/stabilité dans la colonne vertébrale thoracique.

De plus, Wernham considère la vertèbre T9 comme la « vertèbre de syncinésie de la marche ». Ce concept est basé sur le fait que la vertèbre T9 est le point d'inflexion du changement de courbure entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire comme montré précédemment. Cette vertèbre assure donc la jonction entre les segments thoraciques et lombaires, principalement dans leur contre-rotation mouvement, surtout pendant la marche (57). Dans ce plan, le centre de la rotation entre les ceintures thoracique et pelvienne est vraisemblablement positionné entre L3 et T7 (58).

1.8 Problématique et hypothèse

L'exploration de la littérature scientifique montre qu'il existe un lien entre les performances sportives et le traitement ostéopathique par manipulation vertébrale par leur impact mécanique et réflexogène par l'intermédiaire des fuseaux neuromusculaires.

L'objectif de ce projet de recherche est d'évaluer les effets qu'auraient les manipulations vertébrales sur les performances du swing de golf.

Mon hypothèse est qu'un traitement ostéopathique structurel spécifique sur les vertèbres T4 et T9 améliorerait le X-Factor stretch chez les golfeurs de haut niveau ainsi que leur vitesse de tête de club à l'impact par rapport à des joueurs ayant reçu un traitement placebo ou aucun traitement.

2 Partie II METHODOLOGIE

Ce chapitre décrit la manière dont les participants seraient sélectionnés, les données objectives utilisées pour mesurer les participants (logiciel de suivi de mouvement 3D) ainsi que le protocole de traitement qui serait utilisé pour évaluer les participants. De plus, la sélection des échantillons et la taille du groupe qui serait utilisé pour l'étude y seront également décrits.

L'étude comprendrait une étude pré-test / post-test où les participants seraient sélectionnés puis et placés dans 3 groupes.

2.1 Méthodologie / Matériel

2.1.1 Population de l'étude

Les participants seront choisis parmi les joueurs lors d'un tournoi professionnel du European Challenge Tour pendant les tours préliminaires de reconnaissance d'un tournoi.

2.1.2 Taille et sélection de l'échantillon

Afin d'évaluer le nombre de patients nécessaires pour l'étude, avec un risque α à 5% et une puissance $1-\beta$ à 90% on a : $n = 21 \times \sigma^2/\Delta^2$ avec n nombre minimum de sujets nécessaires par groupe, σ écart-type de la variable étudiée et Δ différence à observer entre les groupes.

D'après les données de la littérature, pour une mesure de X-factor par Système électromagnétique, on a $\sigma = 7,7$ degrés avec une plus petite différence fixée à 6 degrés, soit $\Delta = 6$ m (29).

On trouve alors $n = 35$ sujets minimum par groupe.

D'après les données de la littérature, pour une mesure de vitesse de tête de club à l'impact par Système électromagnétique, on a $\sigma = 4,2$ m/s avec une plus petite différence fixée à 3,5 m/s, soit $\Delta = 3,5$ (59).

On trouve alors $n = 31$ patients minimum par groupe.

Il nous faudra donc minimum 35 participants par groupe donc un total de 105 sujets pour l'étude.

Ces calculs sont valables si l'on considère une distribution normale.

Il faudra que les sujets respectent les critères d'inclusion et d'exclusion tels que définis. Si un sujet souhaite participer à l'étude, l'étude lui sera alors expliquée et le joueur devra alors signer un formulaire d'information et un formulaire de consentement.

2.1.3 Critères d'inclusion

Pour pouvoir prétendre à intégrer l'étude, les joueurs devront répondre à ces critères d'inclusion :

- Joueurs dont l'âge est compris entre 18 et 45 ans. Après l'âge de 45 ans la dégénérescence de la colonne vertébrale commence et peut altérer les concepts standards de biomécanique (60)
- Joueurs uniquement de sexe masculin car organisation de l'étude dans le cadre d'un tournoi masculin
- Joueurs uniquement professionnels
- Joueur ne présentant pas de douleur.

2.1.4 Critères d'exclusion

Les joueurs présentant les critères suivants seraient exclus de l'étude :

- Joueur ayant subi une intervention chirurgicale dans les 12 mois précédant l'étude. Cela comprendrait une intervention chirurgicale au niveau de la colonne vertébrale, aux épaules, aux genoux et aux hanches car cela pourrait influencer la mécanique normale du swing de golf.
- Joueur présentant une contre-indication à la manipulation vertébrale (Annexe A).
- Joueur ayant déjà eu une prise en charge ostéopathique durant le dernier mois.
- Joueur présentant toute blessure aux régions du corps suivantes : épaule, dos, genou, hanche. Ou tout autres blessures de type musculo-squelettique qui pourraient avoir un impact dans les zones du corps précédentes.

2.1.5 Répartition aléatoire des groupes

Trois groupes de 20 participants seraient alors déterminés. Un groupe A bénéficiant d'un traitement de type manipulation vertébrale, un groupe B de contrôle et un groupe C qui bénéficiera d'un traitement type placebo.

Pour le groupe C, afin de choisir uniquement des sujets qui n'ont jamais expérimenté un traitement ostéopathique de type manipulation vertébrale, les différents joueurs seront au préalable questionnés sur l'existence possible de traitements antérieurs.

Les 40 participants seraient affiliés à un groupe de façon aléatoire. Cela assure un placement égal des participants de sorte que toutes les variables statistiques possibles qui pourraient influencer l'étude soient évitées.

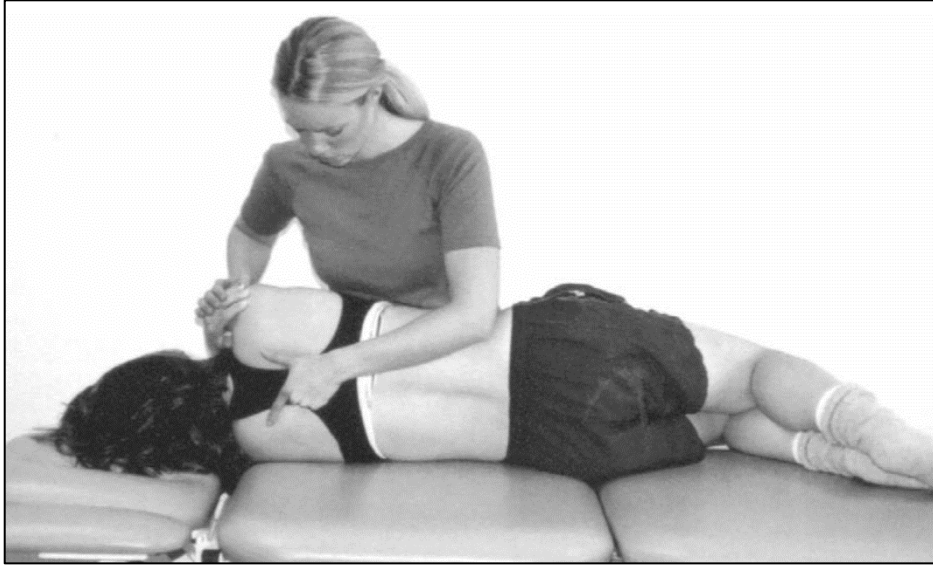


Figure 16 : Positionnement de la main utilisé lors des techniques de manipulation vertébrale (44)

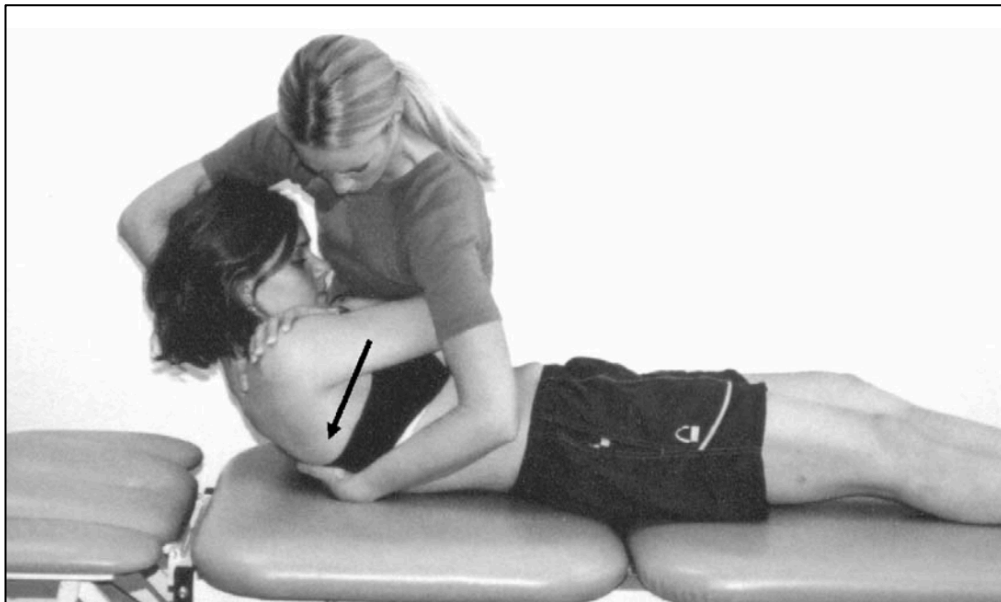


Figure 17 : Technique de manipulation thoracique. Grande vitesse, poussée de faible amplitude effectuée dans le sens de la flèche (44)

2.1.6 Traitement

Cette étude traite de l'évaluation de l'effet immédiat de la manipulation vertébrale sur le swing de golf, une seule consultation aura donc lieu.

Les mesures de données seront prises pour chaque groupe avant et après la période de traitement.

2.1.6.1 Groupe A : Manipulation

Pour le groupe A le traitement consistera en deux manipulations de type DUG successives sur les vertèbres T4 et T9. Pour effectuer la manipulation, la main stabilisatrice sera placée au niveau de la vertèbre sous-jacente à l'aide d'une prise en « pistol grip » (Figure 16). Une fois la position pré-manipulatoire effectuée, le sujet sera invité à prendre une profonde inspiration puis à expirer. Pendant l'expiration, le praticien effectuera une impulsion de type haute vitesse et basse amplitude dans une direction orientée vers la table afin de favoriser l'ouverture relative de l'articulation facettaire (Figure 17).

Si un son de type cavitation est obtenu, le praticien passe au segment suivant. Si aucune cavitation n'est entendue, le sujet est repositionné et l'intervention est répétée sur le même segment. Si aucune cavitation n'est audible suite à deux tentatives, le praticien passera à la manipulation du segment suivant (43).

2.1.6.2 Groupe B : Témoin

Pour le groupe B, il n'y aura pas de traitement mais juste une phase de repos entre les deux prises de mesure. Cette phase sera d'une durée proche de celle du traitement pratiqué sur le groupe A.

2.1.6.3 Groupe C : Placebo

Concernant le groupe C, les participants bénéficieront de deux techniques manipulatoires placebo de la colonne thoracique. Lors de leur traitement ils seront placés dans la même position que les patients du groupe A mais la position de la main du praticien sera différente. La main sera placée en position ouverte et sur des étages inférieurs des vertèbres souhaitées pour la manipulation du groupe A. Une fois la position pré-manipulatoire atteinte, le sujet réalisera une grande inspiration puis une expiration. Aucune impulsion à type de poussée grande vitesse ne sera effectuée pendant l'expiration du sujet. La sélection des sujets du groupe C ayant été faite au préalable afin qu'aucun n'ait déjà eu l'expérience d'un traitement ostéopathique auparavant, il ne sera pas nécessaire de leur expliquer la technique. Si un sujet du groupe « placebo » n'a pas déjà vécu des traitements de type manipulation vertébrale, il est peu probable qu'il soit conscient qu'une manœuvre de poussée à grande vitesse doit être effectuée à la fin de la mise en place des paramètres et à la fin de l'intervention (43).

2.1.7 Matériel

Les données seront mesurées à l'aide du système de suivi de mouvement électromagnétique 3D Polhemus Liberty Tracker (Polhemus, Inc., Colchester, VT, USA) en conjonction avec le logiciel Golf BioDynamics (Golf Biodynamics Pty Ltd. Brisbane Australie) (24,28).

Le Liberty Tracker utilise de petits capteurs légers qui sont placés sur divers points anatomiques du corps (sur un harnais notamment). Le tracker émet un champ électromagnétique qui est détecté par les différents capteurs. Le Liberty Tracker est capable de mesurer des variables en 6DOF (six degrés de liberté), ce qui signifie qu'il détecte non seulement la position d'un objet ou d'une personne mais il est capable de déterminer l'orientation de l'objet ou de la personne.

Le Liberty Tracker a une précision statique de 0,762 mm le long de chaque axe de capteur et une erreur quadratique moyenne de 0,15 degré pour l'orientation de chaque capteur. Le Liberty Tracker a également un taux de rafraîchissement de 240 Hz et permet d'utiliser jusqu'à 8 capteurs simultanément.



Figure 18 : Installation du radar et du système de mesure électromagnétique 3D (www.titleist.com)

Pour l'étude, quatre capteurs seront utilisés et placés sur différents points du corps. Ces points comprendraient : le thorax (au niveau de T3) le bassin (niveau de S2) à l'aide d'un harnais, le bras (épaule gauche pour le golfeur droitier), la main (main gauche du golfeur droitier).

Les systèmes électromagnétiques (Electromagnetic Tracking Systems ou ETS) ont été largement utilisés pour analyser le mouvement humain et sont considérés comme une référence à cet égard. Les études montrent que la fiabilité et la répétabilité de ces systèmes se révèlent être de grande précision, en particulier par rapport aux méthodes plus anciennes qui impliquaient des systèmes basés sur l'image. L'utilisation d'un système ETS pour mesurer les données du swing de golf a été soutenue par Evans et al en 2012 qui ont déterminé qu'il s'agissait d'une méthode fiable et précise pour l'évaluation du swing de golf et plus particulièrement pour la mesure et l'évaluation du X-Factor Stretch. Ils ont utilisé le système de suivi électromagnétique pour déterminer la répétabilité de la cinématique 3D du thorax et du bassin selon plusieurs variables : dans un environnement intérieur et extérieur, sur des jours différents et avec des testeurs différents. Ils ont constaté qu'il y avait une forte corrélation entre toutes les variables mesurées et ont déterminé que le suivi électromagnétique 3D avait une forte reproductibilité entre testeurs, que ce soit en intérieur ou en extérieur et sur plusieurs jours différents (61).

Chaque participant devra porter le harnais qui comprendra une série de capteurs placés sur les zones prédéterminées du corps. Une fois les capteurs installés, les participants seront évalués individuellement sur le système de suivi 3D. L'évaluation aura lieu dans un cadre extérieur où les joueurs frapperont des balles sur une aire d'entraînement (driving range), sur une zone aménagée pour le système. Les participants utiliseront leur propre club (driver). Pour des questions de reproductibilité, les balles utilisées seront des « Callaway chrome soft » fournies pour l'étude, toutes identiques pour avoir les mêmes caractéristiques (compression, nombre d'alvéoles, matériaux).

Pour mesurer le X-Factor Stretch nous utiliserons donc un capteur positionné sur le pelvis et un capteur positionné en regard de T3. Joyce et al. ont démontré en 2010 que lorsque l'on mesure le X-factor pendant un swing de golf, on pouvait prendre plusieurs repères pour quantifier la rotation du quadrant supérieur. En effet plusieurs études utilisent comme repère la ligne située entre les deux acromio-claviculaires du joueur ce qui implique que la rotation du cadran supérieur impliquera les articulations omo-serrato-thoraciques et donnera donc des variations angulaires plus

importantes quant à la mesure de la séparation tronc/pelvis lors du swing de golf. Ils recommandent donc d'utiliser un repère situé sur le rachis thoracique afin d'être plus précis sur la différence de rotation du rachis entre le bassin et le quadrant supérieur (62).

Dans une étude de 2016, Smith et al. ont calculé et comparé la cinématique du tronc (flexion, inclinaison, rotation) et le X-Factor pendant le swing de golf en utilisant à la fois l'analyse 2D et 3D des mêmes données cinématiques. Les méthodes 2D ont conduit à des différences significatives dans l'extension du tronc en haut du backswing et l'inclinaison droite du tronc à l'impact. Le degré de similitude entre la cinématique du tronc 2D et 3D dépendait fortement de la technique individuelle du golfeur. Les différences entre le X-Factor 2D et 3D au sommet du backswing étaient principalement dues à l'extension du tronc, à la rotation axiale du tronc, à la rotation axiale du bassin et à l'inclinaison du tronc à droite. Encore une fois, le degré de similitude entre le X-Factor 2D et 3D dépendait de la technique individuelle du golfeur. La principale source de différences semble être associée à la projection de vecteurs représentant le tronc et le bassin sur un plan global tout au long d'un mouvement à 6 degrés de liberté. Par conséquent, un golfeur qui a un plus grand degré de flexion du tronc, une courbure latérale droite du tronc, ou un plus petit degré de rotation axiale du bassin et du tronc peut être sensible à de plus grandes différences entre les méthodes 2D et 3D. Ces résultats confirment la nécessité d'utiliser des méthodes 3D pour analyser la cinématique du tronc ou du bassin du golfeur pendant le swing de golf (63).

Afin de mesurer la vitesse de club à l'impact, nous utiliserons un Trackman 4. Il s'agit d'un radar à double doppler composé d'un système haute résolution à courte portée axé sur les données du club à l'impact et d'un système de suivi de la trajectoire de balle. Le fabricant revendique une précision sur l'orientation de face de club de l'ordre de 0,5 degrés et de 50 cm sur une trajectoire de balle de 160 m. Cet outil sera placé dans l'axe du golfeur, dans la ligne de visée.

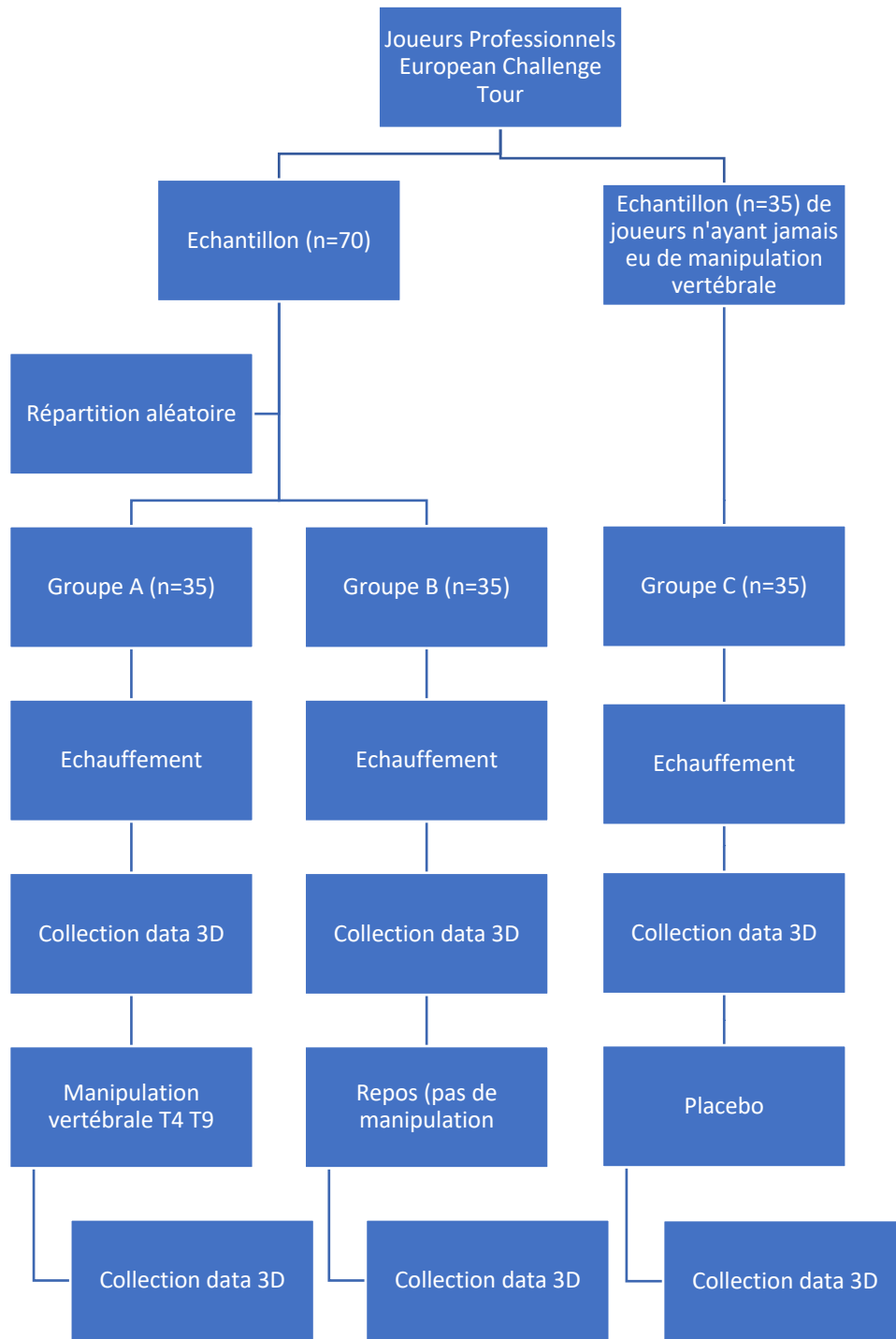


Figure 19 : Diagramme du processus de récolte de données.

En 2017, Leach et al. ont démontré que les données récoltées par le Trackman 4 étaient proches de celles relevées par le GOM Inspect (GOM mbh, Allemagne) qui est un système de mesure de déplacement optique 3D. Il se compose de plusieurs caméras vidéo à haute vitesse permettant d'étudier des événements dynamiques à des fréquences d'images élevées et en trois dimensions. La précision de ce dernier est de 25 microns par mètre de champ de vision (64). Après chaque swing, la vitesse de tête de club à l'impact sera immédiatement mesurée et enregistrée.

2.2 Protocole de l'étude

Suite à la répartition des sujets dans les différents groupes, il sera proposé à chaque groupe de réaliser un seul et même échauffement mis en place par la Fédération Française de Golf (Annexe B). Suite à cet échauffement, les sujets seront appareillés avec le système de capture électromagnétique du mouvement, s'équiperont de leur driver et s'installeront sur l'aire d'évaluation. Ils réaliseront 5 swings consécutifs. La consigne donnée au golfeur sera de réaliser un drive devant être le plus possible dans l'axe de la cible, en effet nous ne voulons pas que le joueur effectue un mouvement dans le but de réaliser le plus de distance possible mais qu'il réalise un swing « à son rythme habituel ». Il n'y aura pas de pause entre chaque swing, le joueur pourra enchaîner les 5 swings de façon consécutive.

S'en suivra la phase de traitement pour le groupe A et la phase d'administration d'un traitement placebo pour le groupe C. Les sujets du groupe B quant à eux effectueront une phase de repos.

Pour les groupes A et C, les sujets pourront garder les capteurs ainsi que le harnais pendant la phase de traitement.

Immédiatement après cette phase de traitement, les sujets retourneront sur l'aire de frappe et réaliseront de nouveau 5 swings.

2.3 Statistiques

Après réalisation des échantillons, nous réaliserons une étude statistique des âges des sujets en établissant la moyenne, la médiane et l'écart-type (Tableau 1). Cela afin de déterminer une différence de répartition des sujets selon ce critère. Les joueurs étant professionnels et masculins, il n'y aura pas d'étude de genre et de handicap.

Suite aux deux épisodes de mesure, les données X-Factor Stretch (XFS) et vitesse de tête de club à l'impact (Club Head Speed ou CHS) seront collectées (Tableaux 2,3) et on calculera les moyennes, médianes et écarts-types avant et après traitement pour chaque donnée et pour chaque groupe.

2.3.1 Étude de répartition des données dans les échantillons

Suite à la récolte de la première prise de mesure concernant le X-Factor Stretch et la vitesse de tête de club à l'impact, il faudra réaliser un test Shapiro-Wilk afin de déterminer si les données de chaque échantillon suivent une loi normale ou non.

Avant traitement nous aurons deux tests à effectuer sur chaque échantillon car nous avons deux données mesurées.

2.3.2 Comparaison inter-échantillons avant phase de traitement

Afin de déterminer s'il y a une différence significative pour le X-Factor Stretch entre les échantillons avant la phase de traitement, nous effectuerons un test ANOVA (ou analyse de variance) pour échantillons indépendants si les données des échantillons suivent une loi normale. Si les données des échantillons ne suivent pas une loi normale nous effectuerons un test de Kruskal-Wallis.

Afin de déterminer s'il y a une différence significative pour la vitesse de tête de club à l'impact entre les échantillons avant la phase de traitement, nous effectuerons un test ANOVA (ou analyse de variance) pour échantillons indépendants si les données des échantillons suivent une loi normale.

Si les données des échantillons ne suivent pas une loi normale nous effectuerons un test de Kruskal-Wallis.

Le seuil de significativité sera déterminé à $p = 0,05$.

2.3.3 Comparaison inter-échantillons après phase de traitement

Afin de déterminer s'il y a une différence significative pour le X-Factor Stretch entre les échantillons après la phase de traitement, nous effectuerons un test ANOVA (ou analyse de variance) pour échantillons indépendants si les données des échantillons suivent une loi normale. Si les données des échantillons ne suivent pas une loi normale nous effectuerons un test de Kruskal-Wallis.

Afin de déterminer s'il y a une différence significative pour la vitesse de tête de club à l'impact entre les échantillons après la phase de traitement, nous effectuerons un test ANOVA (ou analyse de variance) pour échantillons indépendants si les données des échantillons suivent une loi normale. Si les données des échantillons ne suivent pas une loi normale nous effectuerons un test de Kruskal-Wallis.

Le seuil de significativité sera déterminé à $p = 0,05$.

2.3.4 Comparaison avant/après traitement intra échantillon

Afin de déterminer s'il y a une différence entre les valeurs du X-Factor Stretch avant et après phase de traitement nous effectuerons un test t-student pour échantillon apparié si les données des échantillons suivent une loi normale (Tableau 4). Si les données de X-Factor Stretch recueillies ne suivent pas une loi normale nous effectueront un test de Wilcoxon (Tableau 5).

Afin de déterminer s'il y a une différence entre les valeurs de vitesse de tête de club à l'impact (CHS) avant et après phase de traitement nous effectuerons un test t-student pour échantillon apparié si les données des échantillons suivent une loi normale (Tableau 6). Si les données recueillies de CHS ne suivent pas une loi normale nous effectueront un test de Wilcoxon (Tableau 7).

Le seuil de significativité sera déterminé à $p = 0,05$.

3 Partie III DISCUSSION

L'objectif de cette étude sera d'évaluer les effets immédiats des manipulations ostéopathiques vertébrales structurelles sur le X-factor Stretch et la vitesse de tête de club à l'impact. Le X-factor étant le différentiel maximal entre la rotation du bassin et du thorax, les manipulations auront été réalisées sur deux segments jugés importants quant à la biomécanique du rachis thoracique.

Grâce au travail statistique nous serons en capacité de déterminer si le groupe ayant bénéficié d'un traitement par manipulation vertébrale améliore son X-Factor stretch et sa vitesse de tête de club. De plus il sera intéressant de déterminer grâce au groupe placebo si la manipulation vertébrale et tout ce qu'elle implique (aspect sonore de la cavitation et intérêt des sportifs pour ce genre de stratégie thérapeutique) provoque un réel changement dans les critères de performance choisis. Les sujets du groupe placebo n'étant pas familiarisés avec ce type de technique n'auront très certainement pas la même attente qu'un joueur ayant déjà bénéficié par le passé de techniques vertébrales structurelles.

Nous pourrions également étudier la corrélation entre les mesures de X-Factor Stretch et de vitesses de club à l'impact car nous ne pouvons pas refuser l'idée que les manipulations vertébrales puissent avoir un impact sur un seul critère de performance de façon totalement indépendante du second.

Il existe plusieurs limites dans cette proposition d'étude. Premièrement, cette étude se concentre uniquement sur l'aspect biomécanique. Il est clair que des études liant les changements de comportement moteur observés dans la présente étude aux changements d'activité dans les structures et voies neuronales rapportées dans la littérature doivent être menées pour étayer davantage l'interprétation des données. Deuxièmement, les résultats biomécaniques qui seront décrits dans cette étude auront été obtenus auprès de jeunes participants sains et peuvent ne pas être généralisables à d'autres populations, y compris les sujets souffrant de douleurs vertébrales ou encore les joueurs amateurs. Enfin, nous savons qu'une manipulation vertébrale est rarement spécifique au seul site d'ajustement (65). Cette non-spécificité est amplifiée dans cette étude car même s'il s'agit de techniques considérées comme « directes », nous utilisons deux manipulations

successives. Il peut être également souligné que le rôle des vertèbres T4 et T9 et l'intérêt de leur ajustement sont basés sur des connaissances empiriques bien que ces notions soient encore enseignées dans les écoles d'ostéopathie et de kinésithérapie.

4 Partie IV CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Cette étude pourrait vérifier l'hypothèse selon laquelle les manipulations ostéopathiques structurelles vertébrales ont un impact positif quant à la performance sportive dans un sport rotationnel comme le golf.

En termes de recommandations futures, afin d'évaluer au mieux les effets des manipulations vertébrales sur le swing de golf, il sera pertinent dans le futur de réaliser une étude comparant les effets des manipulations vertébrales sur les performances d'une population féminine. En effet les recherches montrent que les hommes et les femmes ont des « patterns » de swing différents (11).

Il sera également intéressant d'évaluer l'incidence qu'auraient les manipulations vertébrales chez les golfeurs amateurs de niveau bien inférieur aux professionnels. Les études nous montrent que les golfeurs amateurs présentent des swings moins performants et moins puissants du fait d'un manque de mobilité dans différentes régions du corps (25).

Comparer les effets des manipulations vertébrales en traitant différentes régions du corps impliquées biomécaniquement dans le swing de golf pourra être un projet également réalisable ainsi que de réaliser le même protocole mais en évaluant un autre critère de performance du swing comme le Crunch Factor ou les efforts de réaction au sol.

Une étude des effets des manipulations sur le X-Factor Stretch et la vitesse de club à l'impact peut également être réalisée. Costa et al. avaient comparé un groupe bénéficiant de manipulations et d'étirements à un groupe ne bénéficiant que d'étirements seuls sur une période d'étude de quatre semaines. Une étude sur le long terme avec ces nouveaux critères de performance pourrait aboutir à des résultats similaires.

Enfin, il paraît pertinent de rappeler que la performance au « driving », ou premier coup tapé au départ d'un trou, est évaluée selon deux critères : la distance et la précision. Lors de cette étude

nous concentrons notre intérêt sur l'aspect puissance du swing mais il pourra être intéressant de déterminer l'impact des manipulations vertébrales sur la précision du swing comme en analysant le centrage de la frappe sur la face de club à l'impact ainsi que la dispersion des coups. Il apparaît également dans la littérature plusieurs études qui soutiennent le fait que les manipulations vertébrales peuvent altérer le recrutement moteur musculaire et en particulier l'aspect coordination des mouvements poly-articulaires.

En 2016, Ditcharles et al. ont réalisé une étude pilote randomisée sur des patients jeunes et sains afin d'évaluer l'effet à court terme d'une manipulation vertébrale HVLA sur la mobilité du rachis, les ajustements posturaux anticipatifs (APA) et les performances de vitesse pendant l'initiation de la marche (66). Ils se sont focalisés sur la vertèbre T9 du fait de sa caractéristique de « vertèbre de la marche » comme évoqué précédemment (57,58) ainsi que sur le concept de capacité posturo-cinétique (PCK) selon lequel tout facteur améliorant la mobilité de la chaîne posturale et en particulier la mobilité de la colonne vertébrale, peut faciliter le développement de l'APA et donc accélérer les performances (67). Les résultats de cette étude ont montré que la manipulation thoracique HVLA avait un effet bénéfique immédiat sur la mobilité de la colonne vertébrale mais un effet néfaste sur le développement de l'APA et la vitesse d'exécution pendant l'initiation à la marche. Il semble donc que les manipulations doivent être considérées avec prudence par les sujets recherchant une augmentation immédiate des performances de vitesse lors de tâches de dissociation de ceintures, ici locomotrice, ou comme le swing de golf.

5 TABLEAUX

TABLEAU 1 :

Tableau 1 : Résultats des âges des différents échantillons

	Âge			
	Moyenne +/- SD	Médiane	Minimum	Maximum
Groupe A				
Groupe B				
Groupe C				

TABLEAU 2 :

Tableau 2 : Résultats de l'analyse du X-Factor Stretch (XFS) avant traitement (Pre) et après traitement (Post)

Variable	Groupe	Moyenne	Médiane	Minimum	Maximum
XFS (pre)	A				
	B				
	C				
XFS (post)	A				
	B				
	C				

TABLEAU 3 :**Tableau 3 : Résultats de l'analyse de la vitesse de tête de club à l'impact (CHS) avant traitement (Pre) et après traitement (Post)**

Variable	Groupe	Moyenne	Médiane	Minimum	Maximum
CHS (pre)	A				
	B				
	C				
CHS (post)	A				
	B				
	C				

TABLEAU 4 :**Tableau 4 : Résultats du test t-student pour le X-Factor Stretch (XFS)**

	Groupe A				Groupe B				Groupe C			
Variable	Moyenne	T	df	σ^2	Moyenne	T	df	σ^2	Moyenne	T	df	σ^2
XFS												

TABLEAU 5 :

Tableau 5 : Résultats du test Wilcoxon pour le X-Factor Stretch (XFS)

Variable	Groupe A		Groupe B		Groupe C	
	Valeur Z	σ^2	Valeur Z	σ^2	Valeur Z	σ^2
XFS						

TABLEAU 6 :

Tableau 6 : Résultats du test t-student pour la vitesse de tête de club à l'impact (CHS)

Variable	Groupe A				Groupe B				Groupe C			
	Moyenne	T	df	σ^2	Moyenne	T	df	σ^2	Moyenne	T	df	σ^2
CHS												

TABLEAU 7 :

Tableau 7 : Résultats du test Wilcoxon pour la vitesse de tête de club à l'impact (CHS)

	Groupe A		Groupe B		Groupe C	
Variable	Valeur Z	σ^2	Valeur Z	σ^2	Valeur Z	σ^2
CHS						

6 ANNEXES

ANNEXE A :

Formulaire informatif pour la contrindication à la manipulation (Chiropractic clinical practice guideline : evidence-based treatment of adult neck pain not due to whiplash) (68):

Insuffisance vertébrale basilaire		Syndrôme de Reiter	
Arthrosclérose majeure		Infection osseuse	
Anévrisme		Intolérance à la douleur	
Tumeur osseuse primaire		Malingering (simulation)	
Tumeur osseuse secondaire (métastases)		Hystérie	
Ostéomyélite tuberculeuse		Hypochondrie	
Fractures		Troubles de la coagulation	
Instabilité articulaire		Ostéopénie	
Douleurs sévères		Spondylodite	
Spondylolisthesis instable		Syndrome de la queue de cheval	
Poly arthrite rhumatoïde		Lésion discale avec déficit neurologique avancé	
Spondylarthrite ankysosante		Lésions occupant l'espace intra-médulaire	
Arthrite psoriasique		Ostéoarthrite	

ANNEXE B :

Échauffement recommandé par la Fédération Française de Golf

1 - Introduction :

L'échauffement doit précéder toute activité physique et notamment le golf. Un bon échauffement permet de diminuer considérablement le risque de survenue des blessures.

L'échauffement proposé se compose en trois phases qui sont :

- une phase d'échauffement articulaire
- une phase d'échauffement cardiaque
- une phase d'échauffement avec club.

2 - Phase articulaire

2.1 - Tête

Petits mouvements lents de tête

Faire « non » de la tête (10 répétitions)

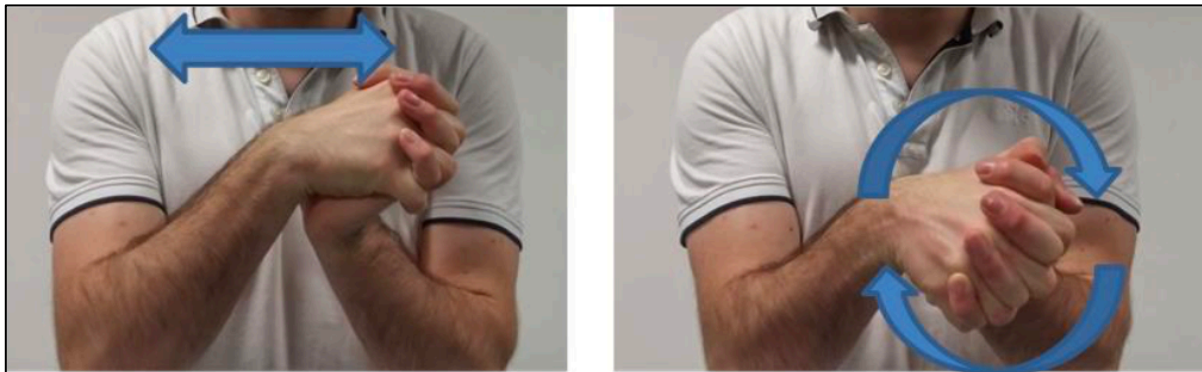
Faire « oui » de la tête (10 répétitions)



2.2 - Poignet

Doigts entrelacés, flexions de poignets (10 répétitions)

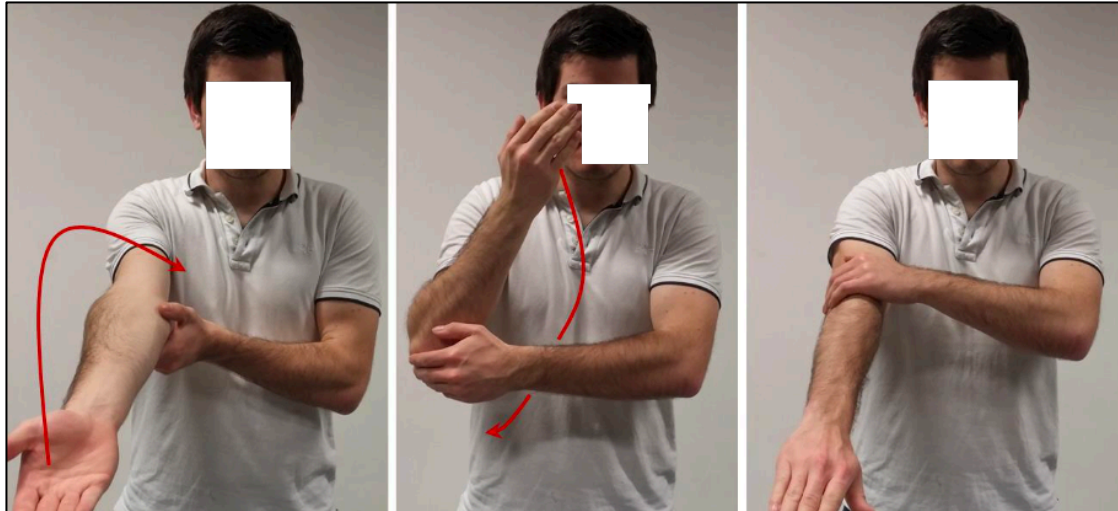
Doigts entrelacés, rotations de poignets (10 répétitions)



2.3 – Coude

Poser la main gauche sur le coude droit. Paume droite vers le haut, bras tendu. Ramener la main vers soi en fléchissant le coude jusqu'à ce que la main se retrouve paume vers le bas, puis faire le même mouvement dans l'autre sens (10 répétitions)

Faire des deux cotés



2.4 – Épaule

Main sur l'épaule, faire des ronds les plus grands possibles, lentement. Dans les deux sens (10 répétitions)

Faire des deux cotés



2.5 – Tronc

Prendre un club, le poser sur les coudes et refermer les mains sur le club. Fléchir les genoux et faire des rotations du tronc comme pour un swing mais en plus lent (10 répétitions de chaque côté)



2.6 – Hanche

Se mettre en équilibre sur un pied. Au besoin s'aider d'un club pour ne pas perdre l'équilibre. Faire des rotations avec la hanche, genou fléchi. Dans les deux sens, les deux côtés (10 répétitions)



2.7 – Genou

Genoux fléchis, les mains posées dessus, petits mouvements avant-arrières puis gauche-droite puis petits ronds.



2.8 - Cheville

En équilibre sur un pied, et touchant le sol de la pointe avec le second. Faire des flexions avant-arrière et des ronds (10 répétitions)



3 – Phase cardiaque

3.1 – Petits sauts sur place

Les pieds écartés de la largeur des épaules, sautiller sur place. Faire la réception sur la pointe des pieds uniquement (30 secondes)

30 secondes de repos

3.2 – Petits sauts avant-arrière

Un pied en avant, un pied en arrière, légèrement écartés, alterner pied devant/pied derrière (30 secondes)

30 secondes de repos



3.3 – Course sur place

Les pieds écartés de la largeur des épaules, courir sur place (30 secondes)

30 secondes de repos

4 - Phase avec le club

4.1 – Coups sans balle

Avec un sandwedge si possible

Coups lents sans toucher la balle (10 swings)

4.2 – Coups avec balle

Coups d'approche (environ 10-20m) 3 swings

Augmentation progressive de la distance de l'objectif, avec choix du club selon la préférence du joueur.

Il est conseillé d'utiliser à tour de rôle les différents clubs du sac (wedge, fers, bois puis driver)

Total de 20 balles (2 balles par club)

7 **BIBLIOGRAPHIE**

1. Farrally MR, Cochran AJ, Crews DJ, Hurdzan MJ, Price RJ, Snow JT, et al. Golf science research at the beginning of the twenty-first century. *J Sports Sci.* sept 2003;21(9):753-65.
2. Putnam CA. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. *J Biomech.* janv 1993;26:125-35.
3. Langdown BL, Bridge M, Li F-X. Movement variability in the golf swing. *Sports Biomech.* juin 2012;11(2):273-87.
4. Hume PA, Keogh J, Reid D. The Role of Biomechanics in Maximising Distance and Accuracy of Golf Shots: *Sports Med.* 2005;35(5):429-49.
5. Cole MH, Grimshaw PN. The Biomechanics of the Modern Golf Swing: Implications for Lower Back Injuries. *Sports Med.* mars 2016;46(3):339-51.
6. Lindsay DM, Horton JF, Vandervoort AA. A Review of Injury Characteristics, Aging Factors and Prevention Programmes for the Older Golfer: *Sports Med.* 2000;30(2):89-103.
7. Ball K, Best R. Centre of pressure patterns in the golf swing: individual-based analysis. *Sports Biomech.* juin 2012;11(2):175-89.
8. Glazebrook MA, Curwin S, Islam MN, Kozey J, Stanish WD. Medial Epicondylitis: An Electromyographic Analysis and an Investigation of Intervention Strategies. *Am J Sports Med.* sept 1994;22(5):674-9.
9. McNitt-Gray JL, Munaretto J, Zaferiou A, Requejo PS, Flashner H. Regulation of reaction forces during the golf swing. *Sports Biomech.* juin 2013;12(2):121-31.
10. Pataky TC. Correlation between maximum in-shoe plantar pressures and clubhead speed in amateur golfers. *J Sports Sci.* 20 janv 2015;33(2):192-7.
11. Zheng N, Barrentine S, Fleisig G, Andrews J. Swing Kinematics for Male and Female Pro Golfers. *Int J Sports Med.* déc 2008;29(12):965-70.
12. Seaman DR, Bulbulian R. A review of back pain in golfers: Etiology and prevention. *Sports Med Train Rehabil.* janv 2000;9(3):169-87.
13. Joyce C, Burnett A, Cochrane J, Ball K. Three-dimensional trunk kinematics in golf: between-club differences and relationships to clubhead speed. *Sports Biomech.* juin 2013;12(2):108-20.
14. Kim DH, Millett PJ, Warner JJP, Jobe FW. Shoulder Injuries in Golf. *Am J Sports Med.* juill 2004;32(5):1324-30.
15. Bulbulian R, Ball KA, Seaman DR. The short golf backswing: Effects on performance and spinal health implications. *J Manipulative Physiol Ther.* nov 2001;24(9):569-75.
16. McHardy A, Pollard H, Bayley G. A comparison of the modern and classic golf swing: a clinician's perspective. *South Afr J Sports Med.* 5 févr 2006;18(3):80.
17. Cochran A, Stobbs J. The search for the perfect swing. Morrison & Gibb Ltd. London;

1968.

18. McNally M, Yontz N, Chaudhari A. Lower Extremity Work Is Associated with Club Head Velocity during the Golf Swing in Experienced Golfers. *Int J Sports Med.* 27 févr 2014;35(09):785-8.
19. Lim Y-T, Chow JW, Chae W-S. Lumbar spinal loads and muscle activity during a golf swing. *Sports Biomech.* juin 2012;11(2):197-211.
20. Marta S, Silva L, Castro MA, Pezarat-Correia P, Cabri J. Electromyography variables during the golf swing: A literature review. *J Electromyogr Kinesiol.* déc 2012;22(6):803-13.
21. Okuda I, Armstrong CW, Tsunezumi H, Yoshiike H. Biomechanical analysis of Professional golfer's swing: Hidemichi Tanaka. *Science and Golf IV: Proceedings of the World Scientific Congress of Golf.* Routledge. 2002;18-27.
22. McHardy A. Muscle activity during the golf swing * Commentary. *Br J Sports Med.* 1 nov 2005;39(11):799-804.
23. Parker J, Hellström J, Olsson MC. Relationships between golf swing kinematics and driver performance in elite golfers. :14.
24. Neal R, Lumsden R, Holland M, Mason B. Body Segment Sequencing and Timing in Golf. *Int J Sports Sci Coach.* juin 2007;2(1_suppl):25-36.
25. Zheng N, Barrentine S, Fleisig G, Andrews J. Kinematic Analysis of Swing in Pro and Amateur Golfers. *Int J Sports Med.* juin 2008;29(6):487-93.
26. Keogh JWL, Hume PA. Evidence for biomechanics and motor learning research improving golf performance. *Sports Biomech.* juin 2012;11(2):288-309.
27. Chu Y, Sell TC, Lephart SM. The relationship between biomechanical variables and driving performance during the golf swing. *J Sports Sci.* sept 2010;28(11):1251-9.
28. Tinmark F, Hellström J, Halvorsen K, Thorstensson A. Elite golfers' kinematic sequence in full-swing and partial-swing shots. *Sports Biomech.* nov 2010;9(4):236-44.
29. Myers J, Lephart S, Tsai Y-S, Sell T, Smoliga J, Jolly J. The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *J Sports Sci.* 15 janv 2008;26(2):181-8.
30. Cheetham PJ, Rose GA, Hinrichs RN, Neal RJ, Mottram RE, Hurrion PD, et al. Comparison of Kinematic Sequence Parameters between Amateur and Professional Golfers. :6.
31. McLean J. Widen the gap. *Golf Mag.* 1992;12:49-53.
32. Brown SJ, Nevill AM, Monk SA, Otto SR, Selbie WS, Wallace ES. Determination of the swing technique characteristics and performance outcome relationship in golf driving for low handicap female golfers. *J Sports Sci.* nov 2011;29(14):1483-91.
33. Kwon Y-H, Han KH, Como C, Lee S, Singhal K. Validity of the X-factor computation methods and relationship between the X-factor parameters and clubhead velocity in skilled golfers. *Sports Biomech.* sept 2013;12(3):231-46.
34. Schenau GJ van I, Bobbert MF, de Haan A. Does Elastic Energy Enhance Work and Efficiency in the Stretch-Shortening Cycle? *J Appl Biomech.* nov 1997;13(4):389-415.
35. Enoka R. *Neuromechanics of human movement.* 5th ed. Champaign; 2015. (Human

Kinetics).

36. Nordin M, Frankel V. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Second Edition. Philadelphia: Lea and Febiger; 1989.
37. Bialosky JE, George SZ, Bishop MD. How Spinal Manipulative Therapy Works: Why Ask Why? *J Orthop Sports Phys Ther.* juin 2008;38(6):293-5.
38. Nilsson N, Christensen H, Hartvigsen J. Lasting changes in passive cervical range of motion following spinal manipulation—a randomized blinded controlled trial. *J Manipulative Physiol Ther.* 1996;(19):165-8.
39. Whittingham W, Nilsson N. Active range of motion in the cervical spine increases after spinal manipulation (toggle recoil). *J Manipulative Physiol Ther.* nov 2001;24(9):552-5.
40. Martínez-Segura R, Fernández-de-las-Peñas C, Ruiz-Sáez M, López-Jiménez C, Rodríguez-Blanco C. Immediate Effects on Neck Pain and Active Range of Motion After a Single Cervical High-Velocity Low-Amplitude Manipulation in Subjects Presenting with Mechanical Neck Pain: A Randomized Controlled Trial. *J Manipulative Physiol Ther.* sept 2006;29(7):511-7.
41. Krauss J, Creighton D, Ely JD, Podlowska-Ely J. The Immediate Effects of Upper Thoracic Translatory Spinal Manipulation on Cervical Pain and Range of Motion: A Randomized Clinical Trial. *J Man Manip Ther.* avr 2008;16(2):93-9.
42. Fernández-de-las-Peñas C, Palomeque-del-Cerro L, Rodríguez-Blanco C, Gómez-Conesa A, Miangolarra-Page JC. Changes in Neck Pain and Active Range of Motion After a Single Thoracic Spine Manipulation in Subjects Presenting with Mechanical Neck Pain: A Case Series. *J Manipulative Physiol Ther.* mai 2007;30(4):312-20.
43. Cleland JA, Childs MajJD, McRae M, Palmer JA, Stowell T. Immediate effects of thoracic manipulation in patients with neck pain: a randomized clinical trial. *Man Ther.* mai 2005;10(2):127-35.
44. Hartstein AJ, Lievre AJ, Grimes JK, Hale SA. Immediate Effects of Thoracic Spine Thrust Manipulation on Neurodynamic Mobility. *J Manipulative Physiol Ther.* mai 2018;41(4):332-41.
45. Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J.* sept 2002;2(5):357-71.
46. Fryer G, Pearce AJ. The Effect of Lumbosacral Manipulation on Corticospinal and Spinal Reflex Excitability on Asymptomatic Participants. *J Manipulative Physiol Ther.* févr 2012;35(2):86-93.
47. Dishman JD, Burke J. Spinal reflex excitability changes after cervical and lumbar spinal manipulation: a comparative study. *Spine J.* 2003;9.
48. DeVocht JW, Pickar JG, Wilder DG. Spinal Manipulation Alters Electromyographic Activity of Paraspinal Muscles: A Descriptive Study. *J Manipulative Physiol Ther.* sept 2005;28(7):465-71.
49. Dishman JD, Greco DS, Burke JR. Motor-Evoked Potentials Recorded from Lumbar Erector Spinae Muscles: A Study of Corticospinal Excitability Changes Associated with Spinal Manipulation. *J Manipulative Physiol Ther.* mai 2008;31(4):258-70.
50. Colloca CJ, Keller TS. Stiffness and neuromuscular reflex response of the human spine to

posteroanterior manipulative thrusts in patients with low back pain. *J Manipulative Physiol Ther.* oct 2001;24(8):489-500.

51. Miners AL. Chiropractic treatment and the enhancement of sport performance: a narrative literature review. *J Can Chiropr Assoc.* 2010;210-21.

52. Botelho MB, Alvarenga BAP, Molina N, Ribas M, Baptista AF. Spinal Manipulative Therapy and Sports Performance Enhancement: A Systematic Review. *J Manipulative Physiol Ther.* sept 2017;40(7):535-43.

53. Botelho MB, Andrade BB. Effect of Cervical Spine Manipulative Therapy on Judo Athletes' Grip Strength. *J Manipulative Physiol Ther.* janv 2012;35(1):38-44.

54. Brolinson PG, Smolka M, Rogers M, Sukpraput S, Goforth MW, Tilley G, et al. Precompetition Manipulative Treatment and Performance Among Virginia Tech Athletes During 2 Consecutive Football Seasons: A Preliminary, Retrospective Report. *J Am Osteopath Assoc.* 2012;112(9):607-15.

55. Costa SMV, Chibana YET, Giavarotti L, Compagnoni DS, Shiono AH, Satie J, et al. Effect of spinal manipulative therapy with stretching compared with stretching alone on full-swing performance of golf players: a randomized pilot trial. *J Chiropr Med.* déc 2009;8(4):165-70.

56. Littlejohn JM, Wernham J, Hall TE. *The Mechanics of the Spine and Pelvis.* Maidstone College of Osteopathy. 1978.

57. Wernham J. *Mechanics of the Spine.* Maidstone; 1985.

58. Konz RJ, Fatone S, Stine RL, Ganju A, Gard SA, Ondra SL. A Kinematic Model to Assess Spinal Motion During Walking: Spine. nov 2006;31(24):E898-906.

59. Joyce C. An examination of the correlation amongst trunk flexibility, x-factor and clubhead speed in skilled golfers. *J Sports Sci.* 18 oct 2017;35(20):2035-41.

60. Siemionow K, An H, Masuda K, Andersson G, Cs-Szabo G. The Effects of Age, Sex, Ethnicity, and Spinal Level on the Rate of Intervertebral Disc Degeneration: A Review of 1712 Intervertebral Discs. *Spine.* août 2011;36(17):1333-9.

61. Evans K, Horan SA, Neal RJ, Barrett RS, Mills PM. Repeatability of three-dimensional thorax and pelvis kinematics in the golf swing measured using a field-based motion capture system. *Sports Biomech.* juin 2012;11(2):262-72.

62. Joyce C, Burnett A, Ball K. Methodological considerations for the 3D measurement of the X-factor and lower trunk movement in golf. *Sports Biomech.* sept 2010;9(3):206-21.

63. Smith AC, Roberts JR, Wallace ES, Kong P, Forrester SE. Comparison of Two- and Three-Dimensional Methods for Analysis of Trunk Kinematic Variables in the Golf Swing. *J Appl Biomech.* févr 2016;32(1):23-31.

64. Leach RJ, Forrester SE, Mears AC, Roberts JR. How valid and accurate are measurements of golf impact parameters obtained using commercially available radar and stereoscopic optical launch monitors? *Measurement.* déc 2017;112:125-36.

65. Ross JK, Bereznick DE, McGill SM. Determining Cavitation Location During Lumbar and Thoracic Spinal Manipulation: Is Spinal Manipulation Accurate and Specific? *Spine.* juill 2004;29(13):1452-7.

66. Ditcharles S, Yiou E, Delafontaine A, Hamaoui A. Short-Term Effects of Thoracic Spine Manipulation on the Biomechanical Organisation of Gait Initiation: A Randomized Pilot Study. *Front Hum Neurosci.* 30 juin 2017;11:343.
67. Bouisset S, Do M-C. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin Neurophysiol.* déc 2008;38(6):345-62.
68. Blouin J-S, Humphreys K, Taylor-Vaisey A, Dc HV, Bridge G, Squires B. Chiropractic clinical practice guideline: evidence-based treatment of adult neck pain not due to whiplash. :52.

Résumé

Contexte : L'utilisation des manipulations ostéopathiques structurelles vertébrales à des fins thérapeutiques dans le sport de haut niveau a déjà fait ses preuves. Bien que leurs effets physiologiques soient encore controversés, leur efficacité dans des traitements de douleurs musculaires ou articulaires a largement été traitée dans la littérature scientifique. Mais les études traitant de leur impact sur les performances sportives, notamment dans le golf, sont encore peu présentes.

Objectif : Déterminer si l'application d'un traitement par manipulations vertébrales ostéopathiques entraîne une augmentation des performances du swing de golf.

Méthode : Proposition d'un protocole d'étude randomisé impliquant 105 sujets, golfeurs sains de niveau professionnel. Ils sont répartis en trois groupes de 35 participants, le premier recevant un traitement par manipulations vertébrales, le second aucun traitement et le dernier un traitement placebo. La détermination de l'impact du traitement ostéopathique se fera grâce à la mesure avant/après de deux critères de performance du swing de golf : le X-Factor Stretch et la vitesse de tête de club à l'impact.

Résultats : La littérature actuelle sur le sujet, bien que d'un faible niveau de preuve, semble être encourageante quant aux résultats potentiels de l'étude.

Conclusion : Le traitement ostéopathique pourrait avoir un impact immédiat positif et être considéré comme un outil intéressant dans l'amélioration de la performance chez les golfeurs de haut niveau.

Mots-clés : Golf, X-Factor stretch, vitesse de tête de club, manipulation vertébrale, performance, protocole d'étude.

Abstract

Context: The use of osteopathic structural vertebral manipulations for therapeutic purposes in high performance sport has already proven itself. Although their physiological effects are still controversial, their effectiveness in the treatment of muscle or joint pain has been widely discussed in the scientific literature. But studies dealing with their impact on sports performance, especially in golf, are still scarce.

Objective: To determine if the application of an osteopathic vertebral manipulation treatment results in an increase of performance in the golf swing.

Method: Proposal for a randomized study protocol involving 105 subjects, healthy professional golfers. They are divided into three groups of 35 participants, the first receiving treatment with vertebral manipulations, the second no treatment and the last a placebo treatment. Determining the impact of osteopathic treatment will be done by measuring before / after two performance criteria of the golf swing: X-Factor Stretch and clubhead speed at impact.

Results: Current literature on the subject, although with a low level of evidence, appears to be encouraging regarding the potential results of the study.

Conclusion: Osteopathic treatment could have an immediate positive impact and be considered as an interesting tool in improving performance in high level golfers.

Keywords: Golf, X-Factor stretch, club head speed, spine manipulation, performance, Study protocol.