

# Institut de Formation Supérieure en Ostéopathie de Rennes

Observation quantifiée d'un outil de mesure des paramètres physiques de la manipulation ostéopathique structurelle

Weil Sébastien PROMOTION 6 Année 2014-2015



### **RESUME**

En consultant la littérature qui s'intéresse aux manipulations structurelles, on retrouve principalement deux types de publications. Soit des publications sur l'effet ou l'efficacité de certaines manipulations (essais cliniques) [1], [2], soit des publications sur la quantification de manipulations (mesure de ce qui se passe où et comment pendant une manipulation) [3]. Il existe aussi des études plus axées sur la méthodologie utilisée pour mesurer certains paramètres, mais ces études sont bien moins nombreuses [4].

Ce travail se situe plutôt dans la quantification de la manipulation. Les valeurs mesurées sont différentes de ce qui se fait dans la littérature, je mesure des accélérations dans les trois dimensions, les vitesses angulaires de roulis, lacet, tangage, les directions et les champs magnétiques. Ces paramètres permettent de situer très précisément le capteur à chaque instant « t ». De plus, la variation de quantité de mouvement lors du thrust est également mesurée. Ceci est possible uniquement pour le toggle recoil sur un drop dont la masse est calibrée.

On observe une grande variation de la quantité de mouvement d'un thrust à l'autre, mais relativement peu d'un expert à l'autre car la masse est constante.

La mesure de la quantité de mouvement dépend de la masse instantanée au moment du thrust.  $\Sigma$  Fext = dp/dt = m\*a(g).

L'absence de mesure de la masse par la centrale inertielle ne permet pas de calculer la variation de quantité de mouvement, le pic de force, ni l'énergie pour d'autres manipulations. Ces trois grandeurs clés seront à évaluer dans des recherches futures.

Avec la chute des prix des centrales inertielles, celles-ci sont devenues très abordables et ont progressivement envahi notre quotidien, nous les retrouvons dans tous les smartphones, tablettes, systèmes d'aide à la conduite automobile et à la navigation sur terre, mer et dans les airs. Ce sont des appareils de mesure très précis qui peuvent recueillir de nombreuses données scientifiques.

De plus, avec une bonne représentation des valeurs mesurées, elles peuvent réellement apporter quelque chose pour l'ostéopathie. L'évaluation quantitative de la manipulation qui peut en être faite grâce à l'illustration de la manipulation enregistrée par la centrale est un point intéressant pour l'apprentissage de la manipulation.

## **REMERCIEMENTS**

Je tiens à remercier les personnes suivantes sans qui ce travail n'aurait pas pu aboutir :

Pascale Gosselin, pour son investissement et pour ses conseils avisés.

Jean-François Terramorsi, de m'avoir permis de me poser ces questions et pour avoir accepté de se prêter au jeu des mesures.

Jean Ricou, qui a lu mon travail dans des délais parfois très serrés, a participé à la récolte de données et Pierre Bédat qui a bien voulu se prêter au jeu des mesures également.

Merci à Christophe Chênes et Sandra Velitchko pour leur aide précieuse en programmation et en physique.

A mes copains de promotion Fred, Romain, Gildas et Christophe avec qui tout cela a commencé.

Merci à mes relecteurs, pour leur assiduité et le temps passé à corriger ce travail.

Une attention particulière à ma famille pour leur patience et leur soutien.

# **SOMMAIRE**

	servation quantifiée d'un outil de mesure des paramètres physiques de la nipulation ostéopathique structurelle	
1.	Introduction	5
2. 2.1. 2.2. 2.3. 2.2. 2.4. 2.5. 2.6. 2.6. 2.7. 2.7 2.7 2.7 2.7 2.7 2.7 2.7 2.7 2	Problématique Hétérogénéité des protocoles et moyens de mesure	6 6 8 9 9 9 9 9 12 13 14 14 14 15
3.	Hypothèse	
<b>4.</b> 4.1. 4.2.	Matériel et méthode  Matériel  Méthode	.17
5.1. 5. 5. 5. 5.2.	Résultats Sur les valeurs mesurées 1.1. Sur la variation de quantité de mouvement 1.2. Sur le pic de force 1.3. Sur l'énergie Commentaires 2.1. Représentation de la manipulation	. 22 . 23 . 23
6.	Discussion	26
<b>7</b> .	Conclusion	28
8.	Bibliographie	29
9. 9.1. 9.2.		32 .32 .34



#### 1. INTRODUCTION

Dès la première fois où j'ai entendu la définition du thrust donnée à l'IFSO-Rennes, la notion de variation de la quantité de mouvement m'avait interpellée. Ce n'est pas un mouvement, mais compris dans un mouvement, ce n'est pas non plus une accélération de celui-ci. Cela rendait le thrust un peu mystérieux ou en tout cas quelque peu obscur.

La notion de « masse » n'était également pas très claire. L'image me parlait bien, mais j'avais du mal à me représenter la manière dont cela pouvait être lié. J'avais donc besoin de creuser un peu cet aspect du modèle fondamental de l'ostéopathie structurelle.

La confrontation avec d'autres modèles de thérapies manipulatives m'a conforté dans le choix d'étudier le thrust. En effet, il existe une telle variété de modélisations de celui-ci en fonction de la conception de la « lésion » qu'en ont les praticiens qui l'utilisent pour traiter celle-ci, qu'il paraissait intéressant d'éprouver notre modèle.

Par exemple, un thérapeute qui cherche à écarter les facettes articulaires d'une articulation n'aura pas la même intention dans sa manipulation que celui qui cherche à balayer le tissu conjonctif par une onde de choc. Le premier aura besoin de savoir quelle est la résistance de l'articulation qu'il a dans la main et va donc la pousser, le deuxième cherchera plutôt à l'ébranler.

Il y a aussi un besoin de standardisation des données. Les études sur le thrust consultées sont très différentes dans les variables mesurées et les résultats. Elles ne sont pas ou peu exploitables pour notre conception de la manipulation. La diversité des méthodes et matériaux utilisés pour l'enregistrement des données est très variable et ne permet pas le regroupement de données [5]. Il est aussi nécessaire de disposer d'études scientifiques pour asseoir la crédibilité de l'ostéopathie au sein du monde académique.

La définition du thrust de l'IFSO-Rennes est plus détaillée que dans d'autres courants ostéopathiques. De ce fait, vouloir mesurer certains paramètres physiques m'a amené à chercher quels étaient les paramètres physiques mesurables avec une centrale inertielle et si ceux-ci intéressaient d'autres courants de médecine manuelle. En effet, même si la représentation de la manipulation n'est pas la même selon les courants, les données recueillies pourraient être utilisables pour différentes études.

Comme le thrust est souvent décrit comme une manipulation (donc un ensemble de paramètres physiques complexe et varié) on ne s'est intéressé qu'à son efficacité sur telle ou telle pathologie. Comme la manipulation est complexe, il est difficile de dire si elle est reproductible ou non et quels sont les paramètres physiques importants ou efficients. Les études montrent donc une efficacité

limitée ou partielle car trop peu précise. Les études qui ont cherché à mesurer le thrust se sont basées sur ce que le thrust pouvait avoir comme effet sur la cible (écartement facettaire, force reçue, etc.), mais non sur ce qu'il représente (une accélération, une décélération, une variation de quantité de mouvement, etc.). C'est l'originalité de ce travail.

### 2. PROBLEMATIQUE

#### 2.1. Hétérogénéité des protocoles et moyens de mesure

La première constatation que j'ai pu faire en cherchant des articles sur les manipulations structurelles a été l'hétérogénéité des publications. En effet, autant les méthodes de mesures, le matériel utilisé, les effets recherchés que les valeurs mesurées varient grandement dans cette littérature. Il en résulte une grande difficulté à sélectionner des études pour faire des méta analyses ou des revues de littérature. Le niveau de preuve reste relativement faible et nous avons du mal à nous crédibiliser dans une société ou la preuve d'efficacité d'un traitement doit être démontrée par les faits (Evidence based practice).

#### 2.2. Les différentes représentations du thrust du monde ostéopathique

La grande diversité des modèles et concepts des différentes thérapies manipulatives est la cause principale de l'hétérogénéité des publications <sup>[5]</sup>.

Il existe des études sur le thrust qui se sont intéressées à la quantité d'énergie reçue par le sujet. Les manipulations sont effectuées sur plateau de force (mesure directe et inversée), ou avec un accéléromètre sur la peau du sujet, ou dans un mannequin. Une seule étude existe, à ma connaissance, où le chiropraticien tient l'interface de mesure entre sa main et la peau du sujet <sup>[6]</sup>. Ces études s'intéressent à la mesure des forces en jeu lors des manipulations.

Les études des chiropraticiens mesurent des forces (préload, peak force en Newtons ou des rapports déplacement-force ou force-temps). Les paramètres physiques qui semblent importants pour les chiropracteurs sont les forces (N), ou des rapports déplacement-temps (m/s) et force-temps (N/sec) [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14].

Pour certains ostéopathes, les variables physiques qui semblent importantes lors de manipulations HVLA (High Velocity, Low Amplitude) sont la vitesse et l'amplitude non pas du déplacement articulaire de la cible, mais l'amplitude du mouvement du praticien. Il faut aller le plus vite possible et surtout s'arrêter sur une distance la plus courte possible [15]. L'intérêt est pour la vitesse maximum, l'accélération et surtout la décélération et l'amplitude du geste effectué par le thérapeute (m/s, m/s², m).

#### 2.3. Pertinence des dimensions physiques analysées

Mon idée est d'utiliser un outil de mesure fiable et reproductible, de mise en œuvre simple et non dépendant de la cible sur laquelle la manipulation est mesurée.



Si l'on peut extraire ou déduire différentes variables qui intéressent les différents courants manipulatifs, on peut espérer un réel apport pour une standardisation des données.

En tant qu'ostéopathes structurels, nous pensons agir sur le tissu conjonctif par une manipulation mécanique brève isolée et intense qui déclenche un réflexe. Ce réflexe modifie les qualités mécaniques du tissu conjonctif manipulé. Cet effet fait partie des phénomènes de transduction sensorielle qui est l'étape de codage des informations du monde extérieur par des récepteurs sensoriels. C'est une interface entre une multitude de paramètres physiques ou chimiques en une seule écriture, celle de l'influx nerveux. La transduction sensorielle au niveau des récepteurs biologiques est la fonction de base d'un récepteur sensoriel. Elle consiste à transformer l'énergie physique ou chimique d'un stimulus en énergie bio-électrique d'un message nerveux. Le principe de la transduction est basé sur la modification des propriétés bioélectriques des cellules sensorielles « excitées » par un stimulus physico-chimique. Dans notre contexte, nous nous intéressons au phénomène plus particulier de mécano-transduction (transduction à partir d'un stimulus mécanique). Il s'agit donc de la capacité d'une cellule ou d'un tissu de changer d'état électrico-chimique suite à une stimulation mécanique [16], [17]. Cette transformation est d'autant plus importante que la stimulation est brève, intense et isolée et que le stimulateur est vivant [18], [19], [20]

Ce mode d'action est bien démontré au niveau cellulaire. Cependant la généralisation au niveau tissulaire n'est qu'une hypothèse. Ce n'est pas le sujet de mon travail, mais on peut se demander si le tissu réagit parce qu'il est ébranlé par ces variables physiques (impulsion, quantité de mouvement, vitesse, accélération, distance, etc.).

Puisque la main est solidaire de la pièce osseuse mobilisée, la centrale inertielle placée sur la main nous permet une mesure très proche de ce qui se passe dans les tissus de la personne manipulée. Une partie de ces variables physiques ne sera pas enregistrées dû à la déformabilité (osseuse) du couple thérapeute-patient. Il s'agit de savoir si cela est calculable.

#### 2.3.1.Energie

L'énergie délivrée est intéressante, car elle fait intervenir différentes variables physiques comme la vitesse, la vitesse angulaire, la hauteur (déplacement vertical). Ces variables sont mesurables par la centrale inertielle et sont souvent présentes en partie au moins dans de nombreuses études.

Dans l'équation E = 
$$\frac{1}{2}$$
 mv<sup>2</sup> +  $\frac{1}{2}$  J $\Omega$ <sup>2</sup> + mgh + U

Le U représente la résistance des matériaux, il varie d'une personne à l'autre et d'un tissu à l'autre. Je veux essayer ici de mesurer le thrust du praticien : dans le Modèle Fondamental de l'Ostéopathie Structurelle (MFOS), le thérapeute est le référentiel du mouvement, les manipulations se font par rapport au corps de l'opérateur, en direction du sol au travers de la lésion. Cet aspect théorique fondamental me semble intéressant pour développer cette mesure de certains paramètres physiques d'un thrust en éliminant cette variable (U). On peut mesurer le thrust à sa source sans

interférence d'une cible très différente d'un patient à l'autre ou d'une lésion ostéopathique à l'autre. Grâce à la conservation de l'énergie, nous savons que toute l'énergie qui part du thérapeute sera conservée après le choc et répartie selon les résistances rencontrées.

Le calcul de l'énergie développée lors de la manipulation nécessite des variables qui ne sont pas calculées directement par la centrale inertielle. Pour calculer l'énergie cinétique développée par un thrust, il faut la vitesse et la masse. Je ne peux pas mesurer l'énergie rotatoire développée par un thrust car je n'ai pas la mesure du moment d'inertie J avec la centrale inertielle comme seul appareil de mesure. Ce moment d'inertie est lié à la distance d'application de la force par rapport au centre de gravité de l'objet qui tourne. L'énergie potentielle nécessite la masse pour son calcul, qui n'est pas donnée par la centrale inertielle.

#### 2.3.2. Variation de la quantité de mouvement, impulsion

La notion d'impulsion est également intéressante, car c'est une grandeur assez abstraite pour ne pas influencer la représentation que l'on pourrait s'en faire et qui contient des variables comme la masse et l'accélération nécessaires pour calculer l'énergie produite.

Le thrust est-il si différent en terme d'impulsion, d'une manipulation à l'autre ? Situer la centrale sur le thérapeute et pas sur le patient comme déjà effectué pourrait être intéressant pour la reproductibilité des mesures. On n'est plus dépendant du U (résistance des matériaux), donc de la résistance des tissus du patient, difficile à calculer. On peut utiliser une boîte à toggle, on peut mesurer le thrust sur des cadavres, des animaux, des sujets sains ou malades sans le biais des différentes compositions corporelles des sujets.

La masse doit être connue et constante. Il s'agit de la masse suffisante et nécessaire pour communiquer avec la porte, la lésion ostéopathique du MFOS. La masse varie d'une manipulation à l'autre et pendant le SLACK (exploration du jeu articulaire). Elle est constante à chaque instant t de la manipulation et pendant le thrust.

# 2.4. Paramètres physiques communs entre les différents courants ostéopathiques

Il semble que la plupart des ostéopathes structurels portent davantage d'attention sur ce qu'ils font que sur ce que la cible (le sujet) reçoit.

Par contre, une partie des chiropracteurs s'intéressent exclusivement au déplacement (gapping), ou écartement facettaire chez le sujet. Cela devient difficile à mesurer en prenant l'opérateur comme référence. Même si l'on postule que la main est solidaire de la pièce osseuse mobilisée, la centrale inertielle placée sur la main nous permet une mesure très proche de ce qui se passe dans les tissus de la personne manipulée. Cependant, une partie de ce mouvement ne sera pas transmise à l'articulation à cause de la déformabilité tissulaire du couple thérapeute-patient. Les chiropracteurs qui font ce genre d'études sont confrontés au même problème puisque les capteurs sont placés sur la peau des sujets et non à l'intérieur

de leurs articulations. Seules les études sur cadavres ou avec imagerie médicale permettent de visualiser au mieux ce qui se passe au niveau des articulations des sujets [21], [22].

Trouver des paramètres physiques communs aux différentes études effectuées et aux différents courants est peu aisé. La valeur la plus fréquemment retrouvée cependant est la force en Newtons, elle dépend de la masse et celle-ci n'est pas mesurée par la centrale inertielle.

Ces paramètres ne sont pas ceux qui sont les plus importants dans le Modèle Fondamental de l'Ostéopathie Structurelle (MFOS). En effet, le thrust est défini comme une variation de la quantité de mouvement. Cependant, ce sont des variables qui sont utilisées dans la littérature et qui sont liées entre elles ainsi qu'avec l'impulsion.

#### 2.5. Comment mesurer le thrust?

#### 2.5.1.Le Thrust définition selon les courants et MFOS

<u>Le thrust dans le MFOS</u>: Le thrust n'est ni un mouvement ni un déplacement. C'est une variation de la quantité de mouvement. C'est une impulsion communiquée au squelette qui vient percuter passivement la lésion pour l'informer et non la déplacer. Il nécessite l'indéformabilité de l'outil.

Le thrust n'est pas un mouvement, mais l'impulsion qui modifie la vitesse du slack ; il est compris dans l'amplitude du slack. Il nous permet d'arriver à « la porte » avec une vitesse non nulle.

Pour cela, nous mémorisons les tensions minimums, nécessaires et suffisantes pour communiquer avec « la porte ». Nous acceptons de les diminuer dans mon inspiration puis nous les retrouvons simultanément. C'est le thrust.

Thrust chez d'autres ostéopathes : technique de manipulation demandant une grande précision et une extrême vélocité [23].

www.chiro-base.org donne la définition suivante : Chiropractic adjustement delivered suddenly and forcefully to move vertebrae, by stretching a joint beyond it's passive range of motion in order to increase its mobility, offen resulting in a popping or clicking sound. Because of the speed involved, the patient does not have control and the potential for injury is greater than exists with mobilizations <sup>[24]</sup>.

The International Chiropractor's Association (ICA) nous propose celle-ci « chiropractic spinal adjustment is unique and singular to the chiropractic profession", and that it "is characterized by a specific thrust applied to the vertebra utilizing parts of the vertebra and contiguous structures as levers to directionally correct articular malposition. Adjustment shall be differentiated from spinal manipulation in that the adjustment can only be applied to a vertebral malposition with the express intent to improve or correct the subluxation, whereas any joint, subluxated or not, may be manipulated to mobilize the joint or to put the joint through its range of motion... » [25].

Selon Mason: HVLA Manipulation or thrust technique: An osteopathic technique employing a rapid, therapeutic force of brief duration that travels a short distance



within the anatomic range of motion of a joint, and that engages the restrictive barrier in one or more planes of motion elicit release of restriction [26].

L'association suisse d'ostéopathie définit la manipulation HVLA comme suit : «Unter High-Velocity, Low Amplitude oder Thrustmanipulationen versteht der Osteopath nebst den Gelenkmanipulationen sämtliche kurze und schnelle mechanische Impulse von kleinem Bewegungsausmass, welche auf sämtliche Gleitflächen zwischen den Geweben (extrinsisch) sowie innerhalb der Gewebestrukturen (intrinsisch) appliziert werden. Thrustmanipulationen können mit kurzem oder langem Hebelarm ausgeführt werden. Sie haben das Ziel, Bewegungsmechaniken wiederherzustellen, lokale Durchblutungen und die Homöostase zu verbessern oder über dem nervösen, lymphatischen oder vaskulären Weg somatische Dysfunktionen und Narben zu korrigieren. Sie werden ausserdem auf Strukturen appliziert, damit ein bestimmter Reflex neurologischer. endokriner oder metaboler ausgelöst Thrustmanipulationen können zudem angewendet werden, um Haltungs- und Balancestörungen positiv zu beeinflussen, um so die Energiebalance des Patienten zu harmonisieren. » [27].

Dans la plupart des concepts, le thrust n'est pas défini en soi, il est la manipulation brève, intense, précise, véloce, etc. Le mot thrust représente la technique manipulative et non pas un paramètre physique variable d'une manipulation à l'autre. Il est parfois décrit comme une accélération d'un mouvement, une décélération ou une relation force-déplacement dans les études scientifiques, mais on ne trouve pas de définition de paramètres physiques représentant le thrust dans les différents concepts.

# 2.5.2.<u>Identifier les paramètres physiques du thrust : impulsion, variation de la quantité de</u> mouvement

Le thrust est une variation de la quantité de mouvement : p = m\*v donc une impulsion au sens physique : par définition l'unité de quantité de mouvement du Système International est le Kg \* mètre/seconde (Kg \* m/s).

L'impulsion est égale à la variation de la quantité de mouvement,  $F^*Dt = P' - P$  avec  $P = m^*V$  et  $P' = m^*V'$ .

Par définition, l'accélération moyenne « a » est égale à la variation de vitesse divisée par l'intervalle de temps: a = (V2 - V0) / Dt. La deuxième loi de Newton relie l'accélération moyenne et la force résultante F = m\*a. On a donc :

• F = m\*((V2-V1) / Dt)

ou encore:

• F\*Dt= m\*V2 - m\*V1

L'impulsion (Newtons.secondes) se définit comme le produit de la force moyenne par l'intervalle de temps :

• Impulsion = F\*Dt

Qu'est-ce que le théorème de la quantité de mouvement ?

Dans le cas où les forces extérieures appliquées à un système ne se compensent pas, alors le système voit son état de repos ou de mouvement modifié, car il n'est plus isolé ou pseudo-isolé.

La somme des forces extérieures qui s'appliquent au système est égale aux changements de quantité de mouvement par unité de temps.

 $\Sigma$  Fext = dp/dt

Comment peut-on l'appliquer à la deuxième loi de Newton ?

Si la masse est constante au cours du temps, le théorème de la quantité de mouvement se simplifie :

 $dp / dt = d^*(m^*v) / dt = (dm / dt)^*v + m^*(dv / dt) = 0 + m^*(dv / dt) = m^*a$ 

La somme des forces extérieures = variation de quantité de mouvement par secondes = m\*a.

Définition : dans un référentiel galiléen, la somme des forces extérieures appliquée à un solide de masse m constante est reliée à l'accélération de son centre d'inertie par la relation :  $\Sigma$  Fext = m\*a(g).

(Si,  $\Sigma$  Fext = 0 alors a(g) = 0, ce qui entraîne que vg(t) = constante. Le principe de l'inertie est un cas particulier du théorème du centre d'inertie).

Dans le thrust de la manipulation, la masse est constante et la relation pour calculer la somme des forces extérieures est la suivante  $\Sigma$  Fext = m\*a(g) [28], [29].

Nous pouvons choisir de négliger le mouvement du patient par rapport à l'opérateur, ou de compter celui-ci avec la même valeur que celle du praticien (transmission intégrale du mouvement, indéformabilité) et ainsi obtenir une bonne approximation des forces en présence lors de la manipulation chez le patient. Je ne cherche pas ici à savoir ce que le sujet reçoit comme impulsion, énergie, etc., car cela dépend de chaque patient, de la résistance des matériaux qui le composent, de la densité de ses tissus. La cible du message ostéopathique est différente à chaque manipulation et comme je ne sais pas ce qui est bon pour cette cible ou ce qu'il va prendre ou retirer comme bienfait de la manipulation, je ne peux que lui proposer une manipulation sécuritaire, dans les limites physiologiques, la meilleure possible pour moi uniquement c'est-à-dire celle où je peux trouver mon équilibre dans le sol, au travers de la lésion, en respectant la loi du moindre effort.

De façon générale, la conservation de la quantité de mouvement est très importante dans l'étude des chocs de particules ou de la désintégration (séparation en plusieurs parties) d'un système. En effet, dans le cas d'un choc de deux (ou plus) corps matériels, la durée de l'interaction entre les corps est très brève. Il est possible de négliger l'effet des interactions extérieures au système constitué par les corps en collision, dont la quantité de mouvement totale peut donc être considérée comme conservée. Il est important de souligner que l'énergie cinétique n'est en général pas conservée dans une collision, car il y a souvent changement de l'état interne des corps durant la collision : par exemple deux particules qui restent accolées au cours d'une collision, ce n'est que si la collision est élastique que l'énergie cinétique est conservée, en plus de la quantité de mouvement.

La quantité de mouvement d'un objet se définit comme le produit de sa masse par sa vitesse. Lorsque deux objets entrent en collision, la quantité de mouvement de chacun d'eux varie, mais la quantité de mouvement totale du système reste constante, tout au moins avec une bonne approximation.

La variation de la quantité de mouvement d'un objet est étroitement associée aux forces qui agissent sur celui-ci. Pour cette raison, on peut souvent déterminer les forces moyennes qui interviennent dans un phénomène complexe, à partir des variations de la quantité de mouvement. Les forces associées aux variations de la quantité de mouvement interviennent dans une grandeur appelée l'impulsion [28].

De plus, la notion de quantité de mouvement n'est pas limitée à un corps matériel. Elle peut être étendue à un champ comme le champ électromagnétique, pour lequel elle porte plutôt le nom d'impulsion, pour éviter toute confusion. L'impulsion du champ électromagnétique correspond à un volume (V).

La quantité correspond à la *densité d'impulsion électromagnétique*, c'est-à-dire à l'impulsion du champ électromagnétique par unité de volume.

Il est possible de montrer que cette quantité correspond bien à la densité d'impulsion liée au champ électromagnétique en considérant son interaction avec les charges et les courants présents dans un volume (V) arbitraire, délimité par la surface fermée (S). De par la conservation de l'impulsion du système global {charges + courants + champ électromagnétique}, la variation des densités d'impulsions des charges et courants et du champ doit être égale au flux de densité d'impulsion à travers la surface (S) [28].

Attention : le thrust écrit comme cela représente le couple, la « poussée » en anglais (N\*m ou m-kgf mètre kilogramme force). Ce n'est pas la même chose que l'impulsion ou la variation de quantité de mouvement décrite dans la définition Kg\*m/s².

#### 2.6. Variables en jeu

#### 2.6.1. Accélération et vitesses angulaires

Je mesure des accélérations en milli-g (mm/s $^2$ ), des milli deg/s  $0.001x^\circ$ /s et des valeurs de -127 à +128 ou 0 = à niveau dans un plan horizontal ou horizontal dans le plan tilt. -127 = -90 $^\circ$  et 128 = +90 $^\circ$ . Toutes ces mesures expriment une relation déplacement-temps ou position-temps.

#### 2.6.2.Force

On peut facilement extraire les valeurs brutes maximales. La force en Newton ou le pic de force peut être connu si l'on connaît la masse (F = ma). Dans cette expérience, la masse est connue et constante. Il est par contre impossible d'avoir la masse avec la seule centrale inertielle. Pour obtenir la masse, on peut coupler le dispositif avec un plateau de force. Ceci permet d'évaluer d'autres types de manipulation que le toggle recoil.

#### 2.6.3. Masse et variation de quantité de mouvement

La masse varie lors de chaque manipulation. On peut choisir de manipuler « avec de la masse » en impliquant plus ou moins le poids du corps. C'est une notion assez difficile à appréhender théoriquement mais que l'on ressent très bien. La masse ne varie pas lors du thrust, mais elle varie durant le processus de slack (exploration du jeu articulaire disponible) afin de trouver la quantité nécessaire et suffisante de masse pour communiquer avec l'autre. Ceci va d'ailleurs représenter le problème principal pour la mesure de l'impulsion en situation réelle. Il faut connaître cette masse qui varie jusqu'à l'instant du thrust.

Il existe plusieurs possibilités de modéliser ceci :

- Premièrement, partir du fait que l'on manipule, en théorie, avec tout le corps (pas avec tout le poids du corps mais tout le corps quand même). On peut donc estimer que la masse maximum que l'on peut avoir est le poids du corps du praticien. Ceci est peu satisfaisant car peu représentatif de la pratique.
- Deuxièmement, on peut s'aider de tables anthropométriques plus particulièrement celle de De Leva qui a mis à jour en 1996 la table définie par Zatsiorsky et Seluyanov au cours des années 1980 [30]. Ces tables donnent les mesures des segments corporels moyens pour les hommes et les femmes ainsi que la masse moyenne de chaque segment. Ils permettent par exemple de calculer des différences selon que l'on manipule avec les mains, les avantbras, le haut du corps, etc. Cette table donne aussi le centre de gravité de chaque segment corporel que l'on utilise pour calculer le moment d'inertie J.
- Troisièmement, coupler le dispositif avec un plateau de force ce qui donne une mesure précise et individuelle de la masse.

Dans mon cas particulier et pour la mesure du thrust du toggle recoil, j'ai pris le parti de calibrer le drop portable sur 3 Kg, ainsi la masse est connue, constante et la valeur est pratique à manipuler ainsi que réaliste.

#### 2.7. Les moyens de mesurer le thrust

Il existe différentes méthodes pour capturer un mouvement complexe en trois dimensions :

# 2.7.1.<u>Les captures optiques, basées sur caméras infrarouges et marqueurs passifs</u> réfléchissants

Le réalisme du mouvement dépend de multiples facteurs : qualité du « marker set » (nombres de marqueurs et de bones utilisés), vitesse d'échantillonnage (des mouvements rapides de l'acteur génèrent des images floues, et donc des positions de marqueurs moins précises), performance des filtres logiciels permettant de réduire le bruit, etc.

Ces systèmes impliquent également la prise en compte de problèmes optiques complexes comme la parallaxe (effet du changement de position de l'observateur sur ce qu'il perçoit), la distorsion des lentilles utilisées, etc. Le signal capté subit donc de nombreuses déformations et la phase d'étalonnage est cruciale pour obtenir une

bonne précision des données.

#### 2.7.2.Basée sur caméras, sans marqueurs

La technologie sans marqueurs utilise le concept de « depthmap », une surface à niveaux reconstruite suivant divers procédés optiques, qui n'est pas à proprement parler un modèle 3D classique (fait de sommets, d'arêtes et de polygones) mais de *Voxel voxels*, objets hybrides entre le pixel et le vecteur, sorte de nuage de cubes de couleur positionnés dans l'espace. Appliquée au corps, on utilise ce volume approximatif pour en extraire une configuration du squelette virtuel.

#### 2.7.3.Basée sur la technologie Kinect

La Kinect est un dispositif de capture dont la technologie sophistiquée est utilisée pour des applications ludiques grand public. Une trame de lumière infrarouge est projetée sur les objets, image que le capteur va traiter pour en reconstituer la profondeur (plus un point infrarouge est gros, plus il est près). À la différence des systèmes optiques traditionnels avec marqueurs, cette technique permet de n'utiliser qu'une seule caméra. Conçue à l'origine pour la Xbox, ce périphérique a très vite été détourné pour fonctionner sur PC, puis officiellement par Microsoft avec Kinect for Windows.

#### 2.7.4. Basée sur des cellules photosensibles et marqueurs actifs

Avec ce type de technologie, la capture optique est basée sur la prise de vue synchronisée de trois cellules photosensibles sur une même unité de mesure. La synthèse des coordonnées (x, y, z) se fait donc immédiatement en temps réel par une seule et même unité dont chaque cellule voit l'objet sous différents angles permettant d'en déduire ses coordonnées (x, y, z).

Cette méthode bien que moins sensible, prend en compte les problèmes optiques complexes comme la parallaxe, mais n'utilise pas de lentilles contrairement aux caméras. Le signal émis par des marqueurs actifs (micro-DEL) est filtré à travers une paroi traitée à cet effet et plate (pas de problème de distorsion d'image) et capté directement par les cellules photosensibles en même temps. Aucun calibrage n'est nécessaire, puisque les trois cellules du système sont fixées d'origine dans une structure rigide, puis pré-calibrées à l'aide d'une batterie de tests dynamiques d'une redoutable précision après assemblage. Cette technique et les précautions qui entourent la mise en service de ces unités de mesure (pré-calibrage) permettent le calcul des coordonnées 3D de chaque émetteur actif ou marqueur actif dans le volume de capture, avec une très grande précision.

Le principe de fonctionnement est donc celui « d'émetteur-récepteur » : les marqueurs actifs émettent directement un signal infrarouge capté par les cellules photosensibles. Celles-ci ne sont sensibles qu'à un type de longueur d'onde et identifient les marqueurs actifs en temps réel grâce à une séquence d'émission multi complexe. Ces marqueurs sont donc identifiés automatiquement et immédiatement en temps réel comme étant des points dynamiques avec des coordonnées 3D dans

l'espace virtuel. Les sociétés PTI Phoenix [31] et phasespace [32] utilisent cette technologie.

#### 2.7.5. Capture mécanique

La capture mécanique fonctionne grâce à un exosquelette construit autour de l'élément à capter, et dont chaque articulation est couplée à un codeur angulaire. La valeur de rotation du codeur est enregistrée par un calculateur.

Les avantages de la capture mécanique sont la précision de la mesure (un codeur optique peut comporter plusieurs centaines de milliers de traits par tour), la rapidité du fait de la connexion filaire, et l'insensibilité aux facteurs extérieurs. Elle est cependant peu adaptée à la capture du mouvement humain.

#### 2.7.6. Capture magnétique

La capture magnétique repose sur la création d'un champ électromagnétique en un point réel, qui aura pour coordonnées (0, 0, 0) en x, y et z dans sa représentation virtuelle, et que l'on nomme « antenne », ainsi que sur l'introduction de « capteurs » dans ce champ électromagnétique.

Ces capteurs sont en fait des bobines de fils électriques perturbant le champ magnétique, et dont le calcul des différences de potentiel avec l'antenne traduit à la fois leurs positions et leurs orientations.

Le principal avantage de cette méthode est que les signaux captés sont très peu interprétés, aucune interpolation n'est effectuée hors du calcul même de la position et de l'orientation des capteurs. Cependant, tout objet métallique constituant une boucle (loop) inclue dans le champ, et plus généralement toute distorsion électromagnétique, conduira à un « tremblement » des données captées, les rendant ainsi pratiquement inutilisables. Par contre, ces tremblements peuvent être éliminés assez facilement par l'utilisation de logiciels tels que « MotionBuilder » [33].

#### 2.7.7.Capture par centrales inertielles

La capture par centrales inertielles ou gyroscopiques permet l'acquisition de l'attitude du corps humain en temps réel, par rotation de ses membres, en supprimant les contraintes imposées par les technologies optiques (occlusion et swapping (utilisation de fichiers plus volumineux que la mémoire disponible)). En effet, ces capteurs continuent à fonctionner même cachés par d'autres acteurs, habits ou accessoires. Par contre, ceux-ci n'enregistrent pas leur position, qui doit être mesurée avec d'autres capteurs ou par keyframing (un cycle de marche capturé fera donc du sur-place). Systèmes légers et portables, câblés ou sans-fil, ils peuvent cependant perdre de la précision sur de longues captures (accumulation d'erreurs). Plusieurs solutions existent pour palier cela, par exemple des filtres électroniques ou numériques (Kalman), le calibrage par fonction « align » ou « cumul », etc. [34]

Une centrale à inertie est un équipement de navigation comportant six capteurs d'une précision métrologique : trois gyromètres mesurant les trois composantes du



vecteur vitesse angulaire (vitesses de roulis, de tangage et de lacet) et trois accéléromètres mesurant les trois composantes du vecteur force spécifique. La force spécifique est la somme des forces extérieures autres que gravitationnelles divisée par la masse. Cette quantité a donc la dimension d'une accélération, mais contrairement à ce que suggère le nom de l'instrument de mesure, il ne s'agit pas exactement d'une accélération [35].

 $a = \Sigma Fext / m$ 

 $\Sigma$  Fext = dp/dt = m\*a(g)

Le calculateur de la centrale à inertie réalise l'intégration en temps réel, uniquement à partir des mesures de ses six capteurs : angles d'attitude (roulis, tangage et cap), vecteur vitesse et position.

Dans notre cas, si nous cherchons à mesurer l'impulsion, (m\*a) il faut connaître la masse lors du thrust et la multiplier par l'accélération enregistrée par les accéléromètres.

Si nous cherchons à mesurer l'énergie, utilisons la formule :

 $E = \frac{1}{2} \text{ mv}^2 + \frac{1}{2} J\Omega^2 + \text{mgh} + U$ 

La vitesse est une primitive de l'accélération V(t) = a(t) + constante

La constante est déterminée par la vitesse initiale.

Si au départ, le mouvement est nul on a Vf = t\*a puis à chaque modification de l'accélération, la formule devient Vf = Vi + t\*a ou Vi = Vf précédente. Valable pour mouvement complexe.

La position (pour le h) est une primitive de la vitesse x (t) =  $\frac{1}{2}$  at<sup>2</sup> +v (t) + constante.

La constante est déterminée par la position initiale.

J = moment d'inertie en kg\*m²

 $\Omega$  = vitesse angulaire de rotation donnée par les gyromètres.

L'énergie mécanique d'un solide non déformable est donnée par la formule :

$$E_{m} = \frac{1}{2} \text{ mv}^2 + \frac{1}{2} J\Omega^2 + \text{mV}(G)$$

V est le potentiel gravitationnel dans lequel se déplace la masse, la position du centre de gravité G.

#### 3. HYPOTHESE

Le thrust a des paramètres physiques mesurables avec une centrale inertielle.

#### 4. MATERIEL ET METHODE

#### 4.1. Matériel

Une centrale inertielle absolute IMU-ACG de mindsensors comprenant 3 accéléromètres, 3 gyromètres et une boussole pour intégrer la position à chaque instant.

Cette centrale permet d'éviter les principaux écueils liés à l'utilisation de centrale inertielle pour la capture de mouvement. Grâce à la boussole intégrée, la position instantanée est déduite et la mesure des champs magnétiques permet de corriger la dérive de celle-ci par intégration continue. Elle permet donc d'éviter l'accumulation d'erreurs sur les longues captures.

#### Valeurs renvoyées par les accéléromètres

Les flèches sur le capteur matérialisent les axes. Les valeurs données par l'accéléromètre sont des nombres entiers relatifs exprimés en milli-g ou g =9.81m/s<sup>2</sup>.

i.e. Un capteur stationnaire rapportera la gravitation agissant sur son axe. (L'axe pointant vers le centre de la Terre indiquera 1000 milli-g).

Le bruit de l'accéléromètre est d'environ 4 à 6 milli-g.

Les données des gyromètres ont une unité de 8.75 milli-degrés/seconde. i.e. si le gyromètre indique 100, le gyromètre concerné tourne à 0.875 degrés/seconde \*\*.

\*\* Note: Ceci vaut pour une sensibilité réglée sur 250 degrés/seconde. En changeant la sensibilité du gyromètre, on obtient d'autres valeurs :

Sensibilité Unités de lecture

250 degrés/seconde 8.75 milli-degrés/seconde

500 degrés/seconde 17.5 milli-degrés/seconde

2000 degrés/seconde 70 milli-degrés/seconde

Le niveau de bruit du gyromètre est d'environ 70 à 100 milli- degrés/seconde.

#### **REMARQUE**

Les niveaux de bruit sont déterminés dans des conditions idéales. En utilisation normale, même lorsque l'appareil ne bouge pas, il y a des vibrations qui ne sont pas perceptibles par les sens humains qui provoqueront un changement de lecture dans l'appareil.

Les données d'inclinaison (Tilt) vont de -127 à 128, où 0 montre un axe à niveau. C'est-à-dire, lorsque le capteur est à l'arrêt et nivelé dans le plan horizontal, les valeurs d'inclinaison sont 0. C'est une donnée brute issue de la conversion analogique/numérique sur 8 bits (un octet). La valeur de tilt obtenue est entre -  $90^{\circ}$  et +  $90^{\circ}$ . -  $127 = -90^{\circ}$ ,  $128 = 90^{\circ}$ ,  $0 = 0^{\circ}$ .

Il existe une relation trigonométrique entre les valeurs d'inclinaison et l'angle d'inclinaison du capteur. Cette conversion par l'arcsin n'est pas linéaire, on n'a pas  $64 = 45^{\circ}$  mais  $64 = 30^{\circ}$ .

angle = sin<sup>-1</sup> (valeur tilt / 128) Sensibilité réglée à 2G.

une alternative à sin<sup>-1</sup>.

angle = 2 \* arctan(t / 
$$(1 + \sqrt{(1-t^2)}))$$
,

t ≡ valeur tilt / 128 pour éviter une racine carrée négative (opérande valeur d'inclinaison = 128).

Les valeurs de heading sont en degrés.

Les valeurs de champ magnétique sont données en milli Gauss.

Brique lego mindstorms EV3 pour l'acquisition des données.

Logiciel Lego mindstorms education EV3 pour le traitement des données.

La boîte à toggle ou drop portable de Thullitables à une résistance constante (U constant), connue grâce à une mesure sur balance électronique (3Kg soit 29.43N) et un déplacement vertical de 1 cm (0.01m).

#### 4.2. Méthode

Équiper trois experts d'une centrale inertielle disposée sur le poignet et qu'ils effectuent une série de trois manipulations de type toggle recoil sur un drop portable.

Les experts sont tous des ostéopathes avec une expérience professionnelle supérieure à 20 ans.

Le toggle recoil est une manipulation effectuée dans la position suivante :

Pieds parallèles de la largeur des épaules par écartement des talons.

Menton rentré.

Omoplates posées légèrement en arrière et maintenues.

Relâchement pour équilibre à minima.

Recul des genoux à l'écoute de son équilibre, pas de variation de pression sur la voûte plantaire.

Le contact se fait par le pisiforme d'une main, l'autre main étant superposée sur la première.

Cette manipulation est appliquée au bord externe du drop portable matérialisé par la marque en croix, en direction du sol. La croix est située au milieu du drop dans le sens de la longueur et à la hauteur où le drop s'abaisse d'1cm exactement.







Le drop est un système mécanique de résistance à la pression, réglable en intensité, qui absorbe une partie des forces délivrées lors d'un thrust.

Le drop portable est placé sur une table de thérapie. Quand on lui applique une force supérieure à sa tension de résistance, le drop s'abaisse d'environ 1 cm selon l'endroit ou est appliqué le thrust.

Le principe du drop est d'accompagner la manipulation en absorbant l'énergie du « thrust » transmis au patient par le thérapeute.

Concrètement, avant de manipuler, le thérapeute va régler la résistance du drop en fonction de la résistance souhaitée (ici 3Kg) pour qu'il descende dès que l'on applique dessus une force supérieure. Il arme ensuite le drop, c'est-à-dire qu'il relève le piston du drop (et le coussin que celui-ci supporte) à l'aide d'un levier jusqu'à la position de tension. On entend alors le « clac » caractéristique qui indique qu'il est armé et prêt à fonctionner. Le thérapeute peut alors manipuler en direction du sol.

#### 4.3 Protocole de mesure

Protocole de mesure : chacun des trois experts effectue 3 thrusts de type toggle recoil sur un drop portable réglé sur 3 Kg (29.43N) de résistance. Avec 1 jour d'intervalle entre chaque thrust donc 2 séries de 3 thrusts par 3 experts différents sur 2 jours.

#### 5. RESULTATS

#### 5.1. Sur les valeurs mesurées

#### 5.1.1.<u>Sur la variation de quantité de mouvement</u>

Les Fig. 1 à 3 montrent la variation de quantité de mouvement des 6 thrusts demandés à chaque expert dans les trois axes mesurés (x, y, z).

La variation de quantité de mouvement moyenne obtenue est de 46.33263 Kg\*m/s<sup>2</sup> (min 43.14438, max 48.35349).

D'un thrust à l'autre, il y a une grande variabilité de la quantité de mouvement pour la même résistance.

Fig. 1

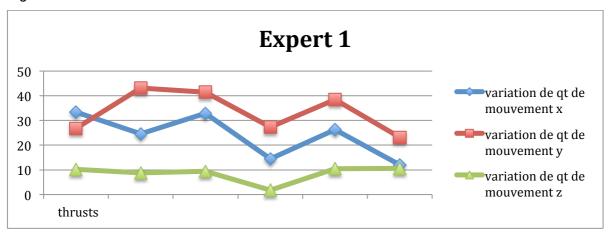


Fig. 2

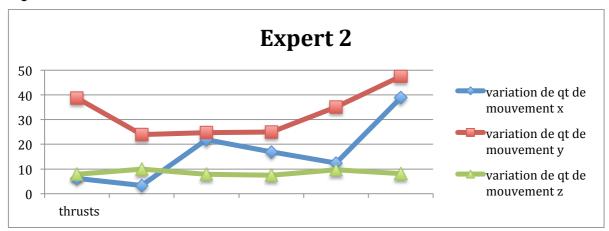
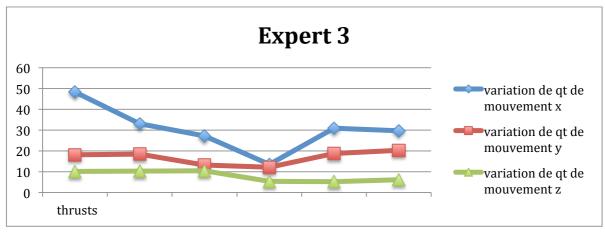


Fig. 3



#### 5.1.2. Sur le pic de force

Les Fig. 4 à 6 montrent le pic de force des 6 thrusts demandés à chaque expert dans chacun des axes mesuré par la centrale inertielle (x, y, z).

Le pic de force étant obtenu directement par la variation de quantité de mouvement, les courbes sont identiques. On observe donc une grande variabilité du pic de force d'un thrust à l'autre et d'un expert à l'autre.

Le pic de force moyen obtenu est de 454.5231 N (min 423.246368, max 474.347737).

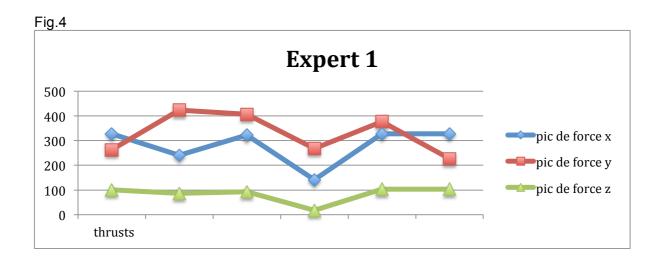


Fig. 5

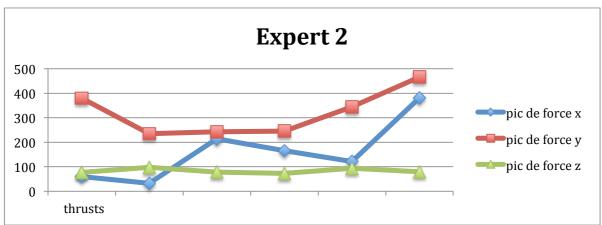
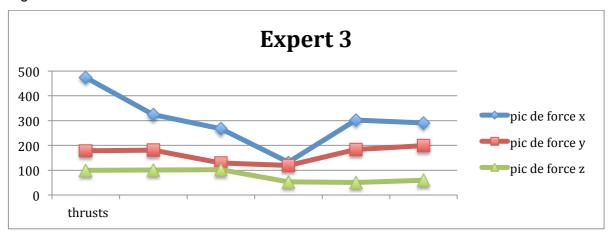


Fig. 6



#### 5.1.3.Sur l'énergie

L'énergie totale à été calculée comme suit : ½mv² + mgh + U. L'énergie rotatoire a été négligée car le mouvement est globalement rectiligne et le moment d'inertie incalculable par la centrale inertielle seule.

$$E = \frac{1}{2} 3v^2 + 3g0.01 + 29.43$$
.  $E = \frac{1}{2} 3v^2 + 0.2943 + 29.43$ .

 $E = \frac{1}{2} 3v^2 + 29.7243$ . En attente de pouvoir obtenir la vitesse et donc l'énergie.

#### 5.2. Commentaires

La faible variation de quantité de mouvement sur l'axe Z reflète bien le type de mouvement demandé. La manipulation est effectuée dans un plan vertical, de ce fait, les deux dimensions de ce plan varient (x, y). (Fig. 1 à 6).

Cette manipulation est très particulière et ne reflète pas la majorité des manipulations en ostéopathie structurelle qui ont des composantes dans les trois dimensions. Pour certains ostéopathes, le toggle recoil a une composante tridimensionnelle dans son application thérapeutique. Pour les besoins de l'expérience et afin de simplifier les calculs, j'ai pris le parti de demander une manipulation dans un plan plutôt que dans les trois dimensions de l'espace. Nous voyons dans la Fig. 7 un thrust avec cette composante tridimensionnelle avec un « torque ». Cette composante supplémentaire augmente l'énergie globale dégagée par la manipulation (ajout de l'énergie rotatoire). Chaque expert est capable d'ajouter ou d'enlever cette composante de manière significative (Fig. 8).

Fig. 7

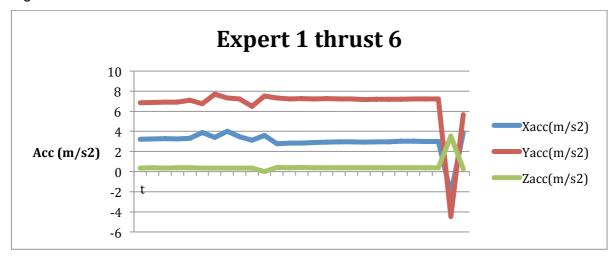
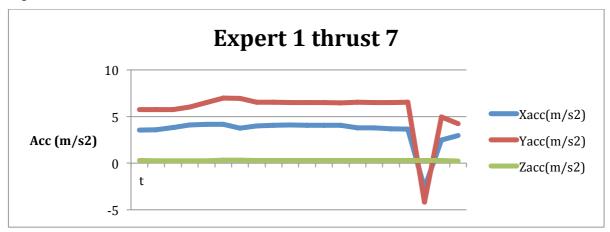


Fig. 8



Si l'on regarde les valeurs données par les gyromètres (Fig. 9), ce sont celles qui varient le plus lors d'une manipulation. L'écart-type est le plus important. Il est beaucoup plus important que l'écart-type des valeurs d'accélération (Fig. 10).

Fig. 9

	Axe X	Axe Y	Axe Z
Moyenne Gyro	11.7878704	-12.643426	1.91009259
SD Gyro	49.2796781	51.2617283	9.13196156
Min Gyro	-26.355	-264.46	-13.32625
Max Gyro	241.0975	24.0975	36.37375

Fig. 10

	Axe X	Axe Y	Axe Z
Moyenne Acc	2.98623667	6.67152667	0.47560333
SD Acc	1.090313183	2.25586019	0.61364468
Min Acc	-2.19744	-4.46355	0
Max Acc	4.01229	7.71066	3.52179

Je ne comprends pas pourquoi on a le plus grand écart-type dans les mesures gyrométriques. Pourquoi c'est la vitesse angulaire qui varie le plus et non les accélérations. Une hypothèse concernant ces résultats pourrait être qu'il y a toujours une légère rotation dans tout mouvement physiologique. Le mouvement n'est pas un MRU (mouvement rectiligne uniforme) ou un MUA (mouvement uniformément accéléré) de la physique. Il y a donc une vitesse angulaire qui se potentialise au fur et à mesure du mouvement de translation. Mais cela devrait être vérifié par de plus nombreuses mesures et des travaux futurs.

Les valeurs données par la boussole (heading) ne sont pas utilisables. En effet, elles devraient se situer entre 0 et 360°. Ces erreurs sont sûrement dues à un problème d'interférence avec le champ magnétique terrestre. En effet, j'ai procédé à de nombreuses calibrations préalables de la boussole.

Les données complètes de toutes les mesures sont disponibles sur demande au format Excel.

#### 5.2.1. Représentation de la manipulation

Les graphiques ci-dessus proposent une représentation de certains paramètres de la manipulation. Je souhaitais représenter la manipulation avec l'ensemble des paramètres de la manipulation. Cependant, les mesures de la boussole n'étant pas exploitables, je ne peux pas les représenter sous forme vectorielle complète. Un travail à la fois sur le programme Python et Octave est en cours pour représenter ces points dans l'espace.

#### 6. DISCUSSION

L'intérêt de valider un protocole de mesure de la manipulation est important pour la production scientifique ostéopathique. En cherchant des variables communes à différentes études, je me rends compte que les concepts différents sont difficiles à relier par des valeurs physiques. En effet, les chercheurs ne cherchent pas les mêmes choses selon l'hypothèse qu'ils veulent vérifier. Cette hypothèse dépend souvent du modèle théorique de la manipulation utilisé. Trouver des valeurs communes est difficile car les buts des manipulations sont parfois complètement antinomiques.

La lésion ostéopathique n'est ni commune aux différents courants de pensée des thérapies manipulatives, ni prouvée scientifiquement. L'intérêt d'un protocole de mesure de ce que fait l'opérateur permet de s'affranchir de ces notions théoriques. On mesure ce que l'opérateur fait. Ensuite on peut en évaluer le résultat sans conflit de théorie sur ce qui se passe chez le patient. Certes, cette approche limite fortement le type d'étude que l'on peut proposer et comporte de nombreux biais, car elle ne tient pas compte du sujet ni de l'environnement, mais ce type de mesures peut aussi être effectué en complément de mesures sur le sujet.

Les résultats obtenus avec cette centrale inertielle sont certes partiels, mais je pense qu'ils apportent quelque chose de nouveau dans la quantification de la manipulation ostéopathique structurelle. C'est une contribution qui peut être intéressante dans la représentation que l'on a de la manipulation à l'IFSO-Rennes. Que l'on parle d'indéformabilité ou d'autocontrainte du corps du praticien, de manipuler avec sa colonne vertébrale ou ses avant-bras, la centrale inertielle pourrait être un bon outil d'observation de ces paramètres.

Les mesures obtenues avec cette centrale inertielle me permettent de proposer différentes pistes à explorer pour de futures recherches :

- Utiliser un programme comme Python ou Octave pour représenter les thrusts (pas les manipulations) et les superposer pour les comparer. Superposition « géographique » pour comparer par opposition à la comparaison de valeurs physiques.
- Mesurer les différents thrusts (cervical, sacrum, sous-astragalien, etc.). Est-ce que l'impulsion varie beaucoup si on manipule un sacrum ou une cervicale ou cela dépend-il d'autres variables comme la masse ?
- Mesurer la différence du thrust avec les mains, les bras, le haut du corps et tout le corps. Ceci permettrait de quantifier la différence de niveau d'implication corporelle du thérapeute lors de la manipulation.
- Mesurer la différence du thrust avec élan et sans élan. Cela permettrait de quantifier l'augmentation des valeurs de variation de quantité de mouvement par exemple lors d'un thrust HVLA par rapport à un thrust balistique (HVHA).
- Mesurer l'indéformabilité du corps en regardant la variation de hauteur entre D4 et la main lors d'une manipulation.

Un soin ostéopathique est, bien sûr, plus qu'un ensemble de techniques manuelles. Les psychologues, psychiatres et autres professionnels de la relation thérapeutique ont réussi à découvrir et à démontrer ce qui était important dans une relation de soins et ce qui fonctionnait (ils ont validés en partie leur outil thérapeutique). Ceci de manière suffisamment convaincante pour le monde académique. Ainsi, l'importance de la qualité de relation thérapeutique n'est plus remise en question aujourd'hui et elle est recherchée lors de tout type de soin.

Il est important de pouvoir prouver que les effets des manipulations sont différents de l'effet d'une relation thérapeutique de confiance, que cela apporte quelque chose de plus. Sinon, une bonne formation en communication suffirait à traiter les troubles dits fonctionnels.

L'ostéopathie doit produire de la littérature scientifique de qualité si elle veut rester thérapeutique. Sinon elle risque de devenir un simple ensemble de techniques de bien-être aux yeux de la communauté scientifique. La tendance est déjà bien lancée aux yeux du public. La presse présente l'ostéopathie comme de la médecine douce ou pire encore, alternative, procurant du bien-être, comme une visite au spa ou l'effet d'une crème antiride. La formation massive d'ostéopathes est aussi responsable de cette diversification, le marché étant saturé par cette nouvelle offre n'ayant pas fait ses preuves pour le monde académique. Il faut pour ces nouveaux professionnels trouver d'autres créneaux ou changer de branche. Il n'est toutefois pas facile de changer d'orientation après un investissement conséquent en temps et en argent. D'autant plus que rien ne les oblige dans ce sens, faute de contrôle ou de reconnaissance de certains diplômes ou formations. La diversité de prise en charge contribue donc à déstabiliser le public et le monde académique. Le monde ostéopathique ne peut plus rester dans l'ombre de la reboutologie ou se permettre de rester en marge de la médecine traditionnelle comme elle a pu le faire par le passé. Simplement parce qu'il v a beaucoup trop d'ostéopathes formés aujourd'hui pour rester un épiphénomène. N'importe qui de nos jours peut avoir accès à un ostéopathe facilement. Le chemin parcouru par le patient qui vient voir un ostéopathe aujourd'hui est bien différent de celui d'il y a vingt ans. A demande différente, réponse différente et sans l'appui de la communauté scientifique, l'ostéopathie sera vite reléguée au rang de produit de consommation pour le bien-être et promu comme un cosmétique.

L'ostéopathie n'est pas une médecine alternative, elle s'adresse à une certaine catégorie de troubles fonctionnels et ne prend pas en charge toutes les pathologies. Cependant les indications à l'ostéopathie sont nombreuses et les résultats obtenus empiriquement sont bons. Il faut pouvoir les démontrer de manière plus formelle. En cas d'échec, nous assisterons probablement à une réduction du nombre de thérapeutes massive et à une décrédibilisation accrue de notre profession.

#### 7. CONCLUSION

La mesure avec centrale inertielle est intéressante car elle fournit de très nombreuses données qui peuvent être exploitées pour des études cherchant à mesurer les pics de forces, les déplacements segmentaires de l'opérateur (pour une visualisation en temps réel de la manipulation), l'énergie développée, etc.

Elle mesure facilement l'impulsion (si l'on connaît la masse) qui est la caractéristique exclusive du thrust dans notre conception à l'IFSO-Rennes.

L'avantage de la mesure avec centrale inertielle est qu'elle mesure des faits, quantifiables, analysables, reproductibles. On peut donc s'affranchir des modèles théoriques et mesurer des valeurs standardisées qui permettraient d'étendre les études, de faire des revues de littérature ou des méta analyses avec un meilleur niveau de preuve.

Avec l'explosion de l'utilisation de centrales inertielles dans la vie quotidienne (smartphones, tablettes, etc.) leur prix a fortement baissé et cette technologie devient très accessible. Les avantages que sont le faible encombrement, l'absence de problèmes liés à la capture optique (occlusion, swapping, environnement contrôlé et clos), le prix et l'excellente précision de ces instruments m'ont poussé à vouloir apprendre à les utiliser à des fins de recherche et de modélisation du mouvement.

Tout a commencé avec une application téléchargée sur mon ipod qui mesurait les accélérations subies par celui-ci. Avec quelques collègues nous nous sommes mis à essayer d'avoir la plus grande accélération possible et nous nous sommes rendus compte qu'effectivement il était impossible d'aller très vite sur une distance très courte (accélération ou décélération), que plus le mouvement était ample et plus nous arrivions à des valeurs d'accélération élevées. Je me suis alors posé la question de mesurer ces amplitudes.

Il ne s'agit pas ici d'évaluer la qualité d'un soin, une manipulation n'étant pas un soin, un thrust encore moins. L'absence volontaire de « cible », de caractéristiques de celle-ci dans son ensemble, permet d'éviter un biais fréquent dans l'évaluation de l'efficacité des techniques manipulatives. A savoir, l'inconstance des caractéristiques physiques des sujets. L'objectivation d'une « lésion ostéopathique » chez ceux-ci est aussi sujette à caution. La lésion ostéopathique est physiologique et n'est pas objectivable scientifiquement. Il s'agit donc uniquement d'évaluation de paramètres physiques du thrust et non de l'efficacité d'une manipulation.

Un thrust est thérapeutique lorsque la cible qui le reçoit est prête, qu'il intervient au bon endroit, au bon moment, qu'il s'adresse à une lésion ostéopathique, dans le cadre d'une relation thérapeutique adéquate.

#### 8. BIBLIOGRAPHIE

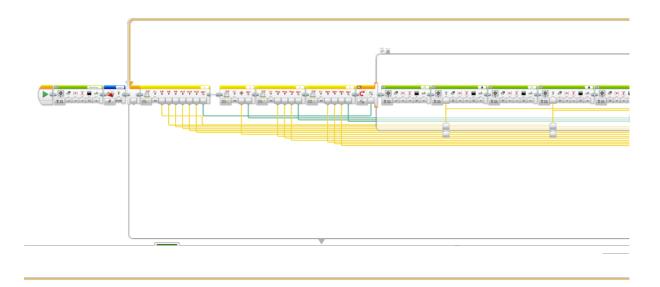
- [1] Harvey M P, Descarreaux M, published online 2013 Mar 13, Short term modulation of trunk neuromuscular responses following spinal manipulation: a control group study, BMC Musculoskelet Disord.
- [2] Rodine R J, Vernon H, 2012 Mar, Cervical radiculopathy: a systematic review on treatment by spinal manipulation and measurement with the Neck Disability Index, J Can Chiropr Assoc, 56(1): 18–28.
- [3] Cramer G D et al. 2011 November, Distribution of Cavitations as Identified with Accelerometry during Lumbar Spinal Manipulation, J Manipulative Physiol Ther. 34(9): 572–583.
- [4] Gudavalli MR, DeVocht J, Tayh A, Xia T. 2013 Jun, Effect of sampling rates on the quantification of forces, durations, and rates of loading of simulated side posture high-velocity, low-amplitude lumbar spine manipulation, J Manipulative Physiol Ther.; 36(5):261-6.
- [5] Downie AS, Vemulpad S, Bull PW, 2010 Sep, Quantifying the high-velocity, low-amplitude spinal manipulative thrust: a systematic review. », J Manipulative Physiol Ther. 33(7): 542-53.
- [6] Van Zoest GG, Gosselin G, 2003, Three-dimensionality of direct contact forces in chiropractic spinal manipulative therapy. J Manipulative Physiol Ther; 26: 549-56.
- [7] Van Zoest GGJM, van den Berg HTCM, Holtkamp FC, 2002, Three-dimensionality of contact forces during clinical manual examination and treatment: a new measuring system, Clin Biomech 17: 719-22.
- [8] Kawchuk GN, Prasad NG, McLeod RC, Liddle T, Li T, Zhu Q, 2006, Variability of force magnitude and force duration in manual and instrument-based manipulation techniques. J Manipulative Physiol Ther; 29:611-8.
- [9] Triano J, Schultz AB. 1997, Loads transmitted during lumbosacral spinal manipulative therapy. Spine; 22: 1955-64.
- [10] Herzog W, Kats M, Symons B. 2001, The effective forces transmitted by high-speed, low-amplitude thoracic manipulation. Spine; 26: 2105-10 discussion 10-1.
- [11] Herzog W, Conway PJ, Kawchuk GN, Zhang Y, Hasler EM. 1993, Forces exerted during spinal manipulative therapy. Spine; 18: 1206-12.
- [12] Kawchuk GN, Herzog W, Hasler EM. 1992, Forces generated during spinal manipulative therapy of the cervical spine: a pilot study. J Manipulative Physiol Ther; 15: 275-8.
- [13] Kirstukas SJ, Backman JA. 1999, Physician-applied contact pressure and table

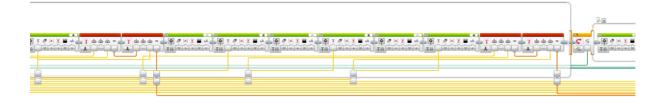
- force response during unilateral thoracic manipulation. J Manipulative Physiol Ther; 22:269-79.
- [14] Forand D, Drover J, Suleman Z, Symons B, Herzog W. 2004, The forces applied by female and male chiropractors during thoracic spinal manipulation. J Manipulative Physiol Ther; 27: 49-56.
- [15] Entretien avec Dominic Mallett, novembre 2014, enseignant à EPOQ.
- [16] <a href="http://fr.wikipedia.org/wiki/Transduction">http://fr.wikipedia.org/wiki/Transduction</a> sensorielle consulté en mars 2014.
- [17] Lehoux S, Tedgui A, 2004, Bases cellulaires de la mécanotransduction dans la cellule endothéliale, M/S: médecine sciences, vol. 20, n° 5, p. 551-556. http://www.erudit.org/revue/ms/2004/v20/n5/008422ar.html consulté en mars 2014.
- [18] Perez Alcala B, 2010, Nature du message ostéopathique, http://www.bretagne-osteopathie.com/pdf/Memoire PEREZ.pdf.
- [19] Ghibaudo M, 4 décembre 2008, Influence des propriétés mécaniques du substrat sur la migration et l'adhésion cellulaire, Doctorat de l'Université Paris Diderot (Paris 7).
- [20] Glasser G, 2012, Contribution des recherches en mécanobiologie à la compréhension des mécanismes de la L.T.R en ostéopathie structurelle, http://www.bretagne-osteopathie.com/pdf/Memoire GLASSER Geraldine.pdf.
- [21] Cramer GD et al. October 2012, Quantification of Cavitation and Gapping of Lumbar Zygapophyseal Joints during Spinal Manipulative Therapy, J Manipulative Physiol Ther; 35(8): 614-621.
- [22] Cramer GD et al. January 2011, Evaluating the Relationship among Cavitation, Z Joint Gapping, and Spinal Manipulation : An Exploratory Case Series , J Manipulative Physiol Ther; 34(1) : 2–14.
- [23] Boutin J-L, www.osteopathie-France.net consulté le 5.3.2015.
- [24] www.chiro-base.org, consulté le 5.3.2015.
- [25] <a href="http://en.wikipedia.org/wiki/International\_Chiropractors\_Association">http://en.wikipedia.org/wiki/International\_Chiropractors\_Association</a>, consulté le 5.3.2015.
- [26] Mason 2009, <a href="http://www.praxis-osteopathie.ch/Kapitel-4.4.4.html">http://www.praxis-osteopathie.ch/Kapitel-4.4.4.html</a> consulté le 5.3.2015.
- [27] Rompen 2011, <a href="http://www.praxis-osteopathie.ch/Kapitel-4.4.4.html">http://www.praxis-osteopathie.ch/Kapitel-4.4.4.html</a> consulté le 5.3.2015.

- [28] <a href="http://fr.wikipedia.org/wiki/Quantité\_de\_mouvement">http://fr.wikipedia.org/wiki/Quantité\_de\_mouvement</a> consulté en septembre 2013.
- [29] http://fr.wikipedia.org/wiki/Liste\_de\_formules\_élémentaires\_de\_physique consulté en septembre 2013.
- [30] De Leva P, 1996, Adjustments to ZATSIORSKY-SELUYANOV's segment inertia parameters, J. Biomechanics Vol 29, No 9, pp 1223-1230.
- [31] http://www.ptiphoenix.com consulté le 1.4.2015.
- [32] http://www.phasespace.com consulté le 1.4.2015.
- [33] http://www.autodesk.com/products/motionbuilder/overview consulté le 1.4.2015.
- [34] http://forge.clermont-universite.fr/projects/bras/wiki/Calibrage consulté le 5.4.15.
- [35] http://fr.wikipedia.org/wiki/Centrale à inertie, consulté en septembre 2013.

# 9. ANNEXES

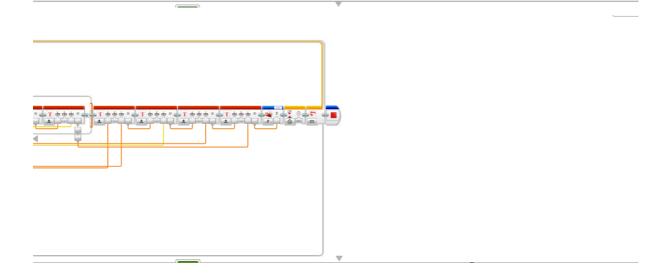
# 9.1. Programme EV3











# 9.2. Tableaux de valeurs

Variation de Qt de mouvement (Kg\*m/s2)

Expert 1	x	У	Z
thrust 1	33.37362	26.7813	10.21221
thrust 2	24.57405	43.14438	8.77014
thrust 3	32.90274	41.43744	9.4176
thrust 4	14.4207	27.28161	1.7658
thrust 5	26.33985	38.40615	10.47708
thrust 6	12.03687	23.13198	10.56537
moyenne	23.941305	33.36381	8.5347
SD	9.030910919	8.617205852	3.387136021
Min	12.03687	23.13198	1.7658
Max	33.37362	43.14438	10.56537

# Pic de force (N)

Expert 1	х	У	Z
thrust 1	327.3952122	262.724553	100.1817801
thrust 2	241.0714305	423.2463678	86.0350734
thrust 3	322.7758794	406.5012864	92.386656
thrust 4	141.467067	267.6325941	17.322498
thrust 5	327.3952122	376.7643315	102.7801548
thrust 6	327.3952122	226.9247238	103.6462797
moyenne	281.2500023	327.2989761	83.725407
SD	76.50637397	84.53478941	33.22780437
Min	141.467067	226.9247238	17.322498
Max	327.3952122	423.2463678	103.6462797

# Variation de Qt de mouvement (Kg\*m/s2)

Expert			
2	x	У	Z
thrust 1	6.1803	38.67102	7.88724
thrust 2	3.26673	23.92659	9.97677
thrust 3	21.83706	24.78006	7.91667
thrust 4	16.95168	24.98607	7.44579
thrust 5	12.41946	35.13942	9.62361
thrust 6	38.90646	47.50002	8.09325
	16.593615	32.50053	8.490555
	12.87595854	9.587581559	1.042628103
	3.26673	23.92659	7.44579
	38.90646	47.50002	9.97677

## Pic de force (N)

PIC de force (N)				
Expert				
2	x	У	Z	
thrust 1	60.628743	379.3627062	77.3738244	
thrust 2	32.0466213	234.7198479	97.8721137	
thrust 3	214.2215586	243.0923886	77.6625327	
thrust 4	166.2959808	245.1133467	73.0431999	
thrust 5	121.8349026	344.7177102	94.4076141	
thrust 6	381.6723726	465.9751962	79.3947825	
	162.7833632	318.8301993	83.29234455	
	126.3131532	94.0541751	10.22818169	
	32.0466213	234.7198479	73.0431999	
	381.6723726	465.9751962	97.8721137	

# Variation de Qt de mouvement (Kg\*m/s2)

Expert			
3	x	У	Z
thrust 1	48.35349	18.18774	10.15335
thrust 2	33.07932	18.51147	10.24164
thrust 3	27.28161	13.2435	10.47708
thrust 4	13.50837	12.15459	5.35626
thrust 5	30.87207	18.74691	5.15025
thrust 6	29.69887	20.33613	6.09201
	30.46562167	16.86339	7.911765
	11.182546	3.327282445	2.626859
	13.50837	12.15459	5.15025
	48.35349	20.33613	10.47708

### Pic de force (N)

ric de loice (N)			
X	У	Z	
474.3477369	178.4217294	99.6043635	
324.5081292	181.5975207	100.4704884	
267.6325941	129.918735	102.7801548	
132.5171097	119.2365279	52.5449106	
302.8550067	183.9071871	50.5239525	
291.3459147	199.4974353	59.7626181	
298.8677486	165.4298559	77.61441465	
109.7007763	32.64064079	25.76948679	
132.5171097	119.2365279	50.5239525	
474.3477369	199.4974353	102.7801548	
	x 474.3477369 324.5081292 267.6325941 132.5171097 302.8550067 291.3459147 298.8677486 109.7007763 132.5171097	x y  474.3477369 178.4217294 324.5081292 181.5975207 267.6325941 129.918735 132.5171097 119.2365279 302.8550067 183.9071871 291.3459147 199.4974353 298.8677486 165.4298559 109.7007763 32.64064079 132.5171097 119.2365279	