



HAL
open science

Etude des micromouvements physiologiques objectivés par un système optoélectronique : Application à la ventilation et influence sur les micromouvements crâniens

Laurent Stubbe

► **To cite this version:**

Laurent Stubbe. Etude des micromouvements physiologiques objectivés par un système optoélectronique : Application à la ventilation et influence sur les micromouvements crâniens. Physiologie [q-bio.TO]. Université Paris-Saclay, 2020. Français. NNT : 2020UPASW003 . tel-03164659

HAL Id: tel-03164659

<https://theses.hal.science/tel-03164659v1>

Submitted on 10 Mar 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Etude des micromouvements physiologiques
objectivés par un système optoélectronique :
Application à la ventilation et influence sur
les micromouvements crâniens

Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n° 566, Sciences du sport de la motricité
et du mouvement humain SSMMH
Spécialité de doctorat : Sciences du sport et du mouvement humain
Unité de recherche : Université Paris-Saclay, CIAMS, 91405, Orsay, France
Réfèrent : Faculté des sciences du sport

Thèse présentée et soutenue en visioconférence totale,
le 15 décembre 2020 par

Laurent STUBBE

Composition du Jury

Isabelle SIEGLER

PU, Université Paris-Saclay

Présidente

William BERTUCCI

PU, Université de Reims

Rapporteur & Examineur

Gérôme GAUCHARD

PU, Université Nancy-Lorraine

Rapporteur & Examineur

Annabelle COUILLANDRE

MCF, Université d'Orléans

Examinatrice

François COTTIN

PU, Université Paris-Saclay

Directeur de thèse

Nicolas HOUEL

MCF, Université de Reims

Co-Encadrant

Remerciements

Un grand nombre de personnes ont un lien avec le travail que je suis en mesure de présenter ce jour et je souhaite les remercier pour le soutien, la patience, l'écoute, la stimulation, les conseils et toute la bienveillance qu'ils m'ont témoignés.

Je remercie :

François Cottin pour sa confiance, son écoute et son soutien tout au long de ces années.

Nicolas Houel pour sa disponibilité, son accompagnement bienveillant, les compétences et savoirs qu'il m'a transmis en stimulant ma curiosité.

Isabelle Siegler, William Bertucci, Gérôme Gauchard et Annabelle Couillandre pour avoir accepté de participer à mon jury, pour l'intérêt porté à mon travail dans les rapports et les échanges constructifs lors de la soutenance.

Serge Pin pour sa confiance et pour avoir su me stimuler adroitement et sans relâche.

Alain Lodini et Patrice Billaudel qui m'ont guidé et accompagné dans mes démarches universitaires et tout au long de cette belle aventure.

Stéphanie Barroco-Leca pour son aide précieuse lors des expérimentations.

Dédicace

Je souhaite également associer celles et ceux qui sans bruit ont fait que cette aventure voie le jour :

Mes parents, Françoise et Michel, qui attendent avec bienveillance, après soixante années, que je termine mes études.

Ma famille Sylvie, Balthazar, Hanako et Oscar pour le soutien inconditionnel et la patience dont ils ont fait preuve tout au long de ces années et des neuf derniers mois de cogi-gestation.

Robert Meslé qui a fait germer en moi cette idée folle que les ostéopathes devaient être libres, maîtres de l'évaluation et de l'évolution de leur pratique professionnelle en prenant le chemin de l'Université.

Roger, Christophe et Olivier Caporossi pour leur confiance et leur soutien au sein de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie.

Yannick Huard et Thibault Marin qui ont stimulé mon envie de finaliser cette expérience et à mon tour de stimuler les 4^e, 5^e, 6^e, 7^e, 8^e... de cordée : Damien, Laurent, Xuan, Thomas, Michaël et toutes celles et ceux à venir.

Jeanine Sanchez pour son écoute et son dévouement si précieux et tous les assistants Recherche et plus simplement toutes les belles personnalités de l'ESO.

Les étudiants qui ont participé avec dévouement et patience aux études de la thèse.

Liste des abréviations

ACP	analyse en composantes principales
AngleGau	angle TLAG - TEOR ayant pour sommet TMEG
AngleDrt	angle TLAD - TEOR ayant pour sommet TMED
AngleLat	angle TLAD - TLAG ayant pour sommet TEOR
AngleMed	angle TMED - TMEG ayant pour sommet TEOR
AR	<i>active range of motion</i>
CFO	capteurs à fibre optique
ECG	électrocardiogramme
FFT	<i>fast Fourier transform</i>
GRRAS	<i>guidelines for reporting reliability and agreement studies</i>
IRC	impulsions rythmiques crâniennes
IRM	imagerie par résonance magnétique
LCS	liquide cérebrospinal
LOA	<i>limites of agreement</i>
NaN	<i>not a number</i>
PIC	pression intracrânienne
PPLL	<i>pulsed phase-locked loop</i>
RR	intervalle temporel entre deux pics R successifs d'un ECG
SLP	<i>structured light plethysmography</i>
TAOR	table origine
TAPG	table pied gauche
TATD	table tête droite
TEOR	tête origine
THDB	thoracique droit bas
THDH	thoracique droit haut
THDM	thoracique droit milieu
THGB	thoracique gauche bas
THGH	thoracique gauche haut
THGM	thoracique gauche milieu
THM	Traube Hering Mayer
TLAD	tête latérale droit
TLAD-G	distance TLAD-TLAG

Liste des abréviations

TLAG	tête latérale gauche
TMDB	thoracique médian droit bas
TMDH	thoracique médian droit haut
TMDM	thoracique médian droit milieu
TMED	tête médiale droite
TMED-G	distance TMED - TMEG
TMEG	tête médiale gauche
TMGB	thoracique médian gauche bas
TMGH	thoracique médian gauche haut
TMGM	thoracique médian gauche milieu
ua	unité arbitraire

Sommaire

Pages

Table du sommaire

Chapitres

A – Introduction	1
B – Manuscrits	4
I – Proposition de manuscrit n° 1	5
I – 1 Introduction	5
I – 2 Etude observationnelle	18
I – 3 Matériel et méthodes	19
I – 4 Data processing	25
I – 5 Analyse statistique	30
I – 6 Résultats	30
I – 7 Discussion	38
I – 8 Limites de l'étude	42
I – 9 Conclusion	42
I – 10 Références	43
II – Proposition de manuscrit n° 2	50
II – 1 Introduction	50
II – 2 Etude observationnelle	60
II – 3 Matériel et méthodes	61
II – 4 Data processing	63
II – 5 Analyse statistique	66
II – 6 Résultats	67
II – 7 Discussion	76
II – 8 Limites de l'étude	80
II – 8 Limites de l'étude	80
II – 10 Références	82

Sommaire

	Pages
III – Proposition de manuscrit n° 3	86
III – 1 Introduction	86
III – 2 Etude rétrospective	89
III – 3 Matériel et méthodes	89
III – 4 Data processing	91
III – 5 Analyse statistique	93
III – 6 Résultats	94
III – 7 Discussion	102
III – 8 Limites de l'étude	107
III – 9 Conclusion	108
III – 10 Références	110
IV – Proposition de manuscrit n° 4	112
IV – 1 Introduction	112
IV – 2 Etude rétrospective	120
IV – 3 Matériel et méthodes	120
IV – 4 Data processing	121
IV – 5 Résultats	127
IV – 6 Discussion	162
IV – 7 Limites de l'étude	170
IV – 8 Conclusion	171
IV – 9 Références	176
C – Conclusions	181
D – Perspectives et développements	184
E – Références de l'introduction et de la conclusion	187
F – Annexes	193
I – Article : <i>An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse</i>	194
II – Article : <i>Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry</i>	198

Etude des micro mouvements physiologiques objectivés par un système optoélectronique : Application à la ventilation et influence sur les micromouvements crâniens

A – Introduction

Les rythmes biologiques humains, leur régulation, leur autonomie et leurs interactions font l'objet de nombreuses études physiologiques et/ou biochimiques (Goldbeter et al., 2010). L'étude de ces rythmes représente un intérêt majeur pour la recherche fondamentale, la recherche clinique et les sciences du mouvement humain : analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque (Malik et al., 1996), (Souza Neto et al., 2003) ; l'étude de la ventilation par pléthysmographie (Muniz de Souza et al., 2016), (Vogiatzis et al., 2005), (Layton et al., 2011) ; étude des rythmes neurologiques par la coordination dynamique (Kelso, 2009), (Tognoli & Kelso, 2020). Reflet de l'équilibre vital et de la santé, les rythmes biologiques sont dans certaines pathologies, des facteurs de prédictions incontournables comme dans : la surveillance des infarctus du myocarde avec l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque (Malik et al., 1996), (Souza Neto et al., 2003) ; dans le diagnostic et la surveillance des troubles de la pression intra crânienne (PIC) (Alperin et al., 2006), (Khan et al., 2017) ; dans la surveillance prédictive de composantes physiologiques par accélérométrie triaxiale (Ferrer-Lluis et al., 2020), (Fekr et al., 2014), (Chan et al., 2013) et dans la surveillance des apnées du sommeil (Arlotto et al., 2014), (De Chazal et al., 2011), (Murthy et al., 2009) ; ou dans le cas d'atteintes organiques et/ou fonctionnelles, post-chirurgicales ou infectieuses d'un ou plusieurs lobes pulmonaires (Elshafie et al., 2016), (Ghezzi et al., 2017).

L'étude des rythmes, des changements de conformité du crâne et des variations de la pression intracrânienne font également l'objet de nombreuses recherches qui analysent les interactions et équilibres des flux liquidiens artériels et veineux, du liquide céphalo-rachidien et des adaptations biomécaniques tissulaires du crâne. Ces études sont réalisées pour étudier les modifications de rythmes, de conformité, les variations de positionnement des différentes structures crâniennes, la flexibilité et l'élasticité des sutures et des os afin de mieux comprendre : les répercussions de l'augmentation de la PIC (Alperin et al., 2006), (Khan et al., 2017) ; les phénomènes de déformations

tissulaires osseuses causées par des traumatismes et/ou des contraintes externes (Adams et al., 1992), (DeKock et al., 1979), (Dörheide & Hoyer, 1984) ; les répercussions physiopathologiques des accélérations et variations d'angles en aéronautique (Hargens, 1999), (T. Ueno et al., 1998b), (Serra-Hsu et al., 2011) ; les déplacements des tissus crâniens et du cortex pendant les phase de diastole et de systole et en fonction du déplacement du liquide cébrospinal LCS (Levy & Di Chiro, 1990), (Enzmann & Pelc, 1991), (Poncelet et al., 1992) (Linninger et al., 2007) ; les rythmes lents de la cavité crânienne proches des oscillations de Traube-Hering-Mayer (Moskalenko et al., 2001), (Moskalenko et al., 2009), (Moskalenko et al., 2013), (Nelson et al., 2001) ainsi que la possibilité de mesurer et étudier les micromouvements crâniens et leurs similitudes par rapport au modèle pédagogique ostéopathique (Frymann, 1971), (Stubbe et al., 2015), (Stubbe et al., 2017), (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976). Toutefois peu d'études tentent d'évaluer les rythmes et les micromouvements crâniens dans le champ ostéopathique en termes d'amplitude de mouvement en condition expérimentale clinique (Frymann, 1971), (Stubbe et al., 2017). Les études les plus représentatives de la littérature sont centrées sur la vasomotion périphérique cutanée (Upledger, 1977), (Nelson et al., 2001), et/ou le débit sanguin de l'artère cérébrale moyenne (Moskalenko et al., 2001) et l'évaluation manuelle tissulaire (Sergueef et al., 2011b). Des études utilisant les capteurs à courants de Foucault essayent d'étudier les variations de conformation des périmètres crâniens (Billaudel et al., 1991), (Laval et al., 2002), (Perrin, 1995), (Stubbe et al., 2015). Les capteurs à courants de Foucault ne permettent pas d'analyser précisément les variations d'amplitudes de mouvements mais plus particulièrement les rythmes et les fréquences (Stubbe et al., 2017).

Pour mesurer les variations de distances et/ou d'angles des micromouvements crâniens il est nécessaire de pouvoir suivre en temps réel les coordonnées tridimensionnelles de marqueurs à l'aide d'un outil de mesure fiable et précis comme un système de mesures optoélectroniques utilisées dans : l'analyse des mouvements physiologiques humains (Ferrigno et al., 1990), (Ferrigno et al., 1994), (Cala et al., 1996), (Boulet et al., 2016), (Gaillard et al., 2019) ; l'étude de la variation des volumes thoraciques ou pléthysmographie (Muniz de Souza et al., 2016), (Vogiatzis et al., 2005), (Layton et al., 2011) ; l'analyse de la fréquence cardiaque (Shafiq & Veluvolu, 2014).

Dans la continuité de l'étude des micromouvements crâniens de (Stubbe et al., 2017), et afin d'évaluer la possibilité de mesurer et d'analyser les micromouvements crâniens

avec un système optoélectronique, une étude de concordance des mesures d'un système optoélectronique Vicon et d'un spiromètre par la méthode GRRAS (Kottner et al., 2011) est proposée en comparant les pics de fréquences respiratoires relevés sur les transformées rapides de Fourier réalisées sur les mesures de variations de volume sous pectoral et les outils de mesures physiologiques : spiromètre et ECG. Pour réaliser la concordance des outils deux à deux la méthode graphique est retenue (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995). Après validation de la concordance du système de mesures la précision et l'exactitude des mesures de variations de distances et d'angles (Chiari et al., 2005), (Croce & Cappozzo, 2000), (Kwon & Casebolt, 2006) sont étudiées. Les micromouvements des marqueurs sont comparés à l'incertitude de mesure, puis aux seuils de discriminations palpatoires humaines afin de vérifier que l'amplitude de mouvement est ou n'est pas objectivable manuellement (Kasparian et al., 2015). Les résultats obtenus sont comparés et discutés par rapport aux données du modèle pédagogique ostéopathique des micromouvements rythmiques crâniens (Nelson et al., 2001), (Sergueef et al., 2011a) qui suivent des paramètres de flexion et d'extension décrits par Sutherland et modélisés par Magoun (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976), qui sont encore de nos jours la référence dans le domaine de l'ostéopathie crânienne (Kimberly, 2001), (Liem, 2005), (Sergueef, 2008), (Chila, 2010).

Le but de cette recherche est dans un premier temps : de valider la possibilité de mesurer la fréquence respiratoire par l'analyse des variations du volume thoracique inférieur à l'aide d'un système optoélectronique Vicon en vérifiant la corrélation et la concordance des données des pics de fréquences recueillis par le Vicon avec un spiromètre et un ECG.

Dans un deuxième temps de valider la possibilité de mesurer des changements de conformation du crâne avec le Vicon en utilisant la fréquence respiratoire contrôlée comme générateur d'une coordination dynamique des rythmes des micromouvements crâniens.

Puis dans un troisième temps les différentes mesures sont étudiées comparées et hiérarchisées dans le but d'identifier une variable représentative du phénomène.

Pour finir, les données recueillies au niveau du frontal par le Vicon sont étudiées et comparées au modèle pédagogique ostéopathique.

Des ouvertures et des développements sont proposés.

B – Manuscrits

I – Proposition de manuscrit n° 1

Précision de la mesure de la fréquence ventilatoire obtenue à l'aide d'un système optoélectronique comparé au spiromètre et à l'électrocardiogramme

II – Proposition de manuscrit n° 2

Précision de la mesure de la fréquence ventilatoire obtenue par la cinématique des micromouvements cutanés du sujet comparée à la pléthysmographie optoélectronique

III – Proposition de manuscrit n° 3

Caractérisation cinématique des marqueurs cutanés situés sur le front du sujet lors de la ventilation contrôlée

IV - Proposition de manuscrit n° 4

Etude des corrélations croisées et des cohérences entre les cinématiques des marqueurs cutanés situés sur le front d'un sujet et la pléthysmographie optoélectronique

I – Proposition de manuscrit n° 1

Précision de la mesure de la fréquence ventilatoire obtenue à l'aide d'un système optoélectronique comparé au spiromètre et à l'électrocardiogramme

I – 1 Introduction

Les rythmes biologiques humains, leur régulation, leur autonomie et leurs interactions font l'objet de nombreuses études physiologiques et/ou biochimiques (Goldbeter et al., 2010). L'acquisition et l'étude de ces rythmes représentent un intérêt majeur pour la recherche fondamentale, la recherche clinique et les sciences du mouvement humain. Reflet de l'équilibre vital et de la santé, les rythmes biologiques sont dans certaines pathologies, des outils pronostics incontournables (Malik et al., 1996). La composante physiologique des rythmes biologiques est comme un microscope qui permet d'analyser et de mesurer les systèmes et leurs interactions subtiles souvent complexes et difficiles à objectiver (de Rosnay, 1975), (Stefanovska et al., 1999), (McCraty & Zayas, 2014), (Kelso, 2009). La fréquence cardiaque et ses variations, la pression artérielle, la fréquence respiratoire, le calcul et la variation du volume constant, sont les composantes rythmiques de l'organisme humain les plus simples à investiguer de manière non invasive. Les mesures physiologiques par acquisition d'images thermiques permettent d'étudier la fréquence cardiaque, la perfusion cutanée, la réponse sudoripare, la réponse au stress et l'objectivation de la fréquence respiratoire (Cardone et al., 2015). L'utilisation de capteurs à fibre optique (CFO) gagne une large acceptation comme alternative aux capteurs électriques et mécaniques traditionnels pour la surveillance des paramètres thermiques et mécaniques. Leur intérêt est lié à de bonnes propriétés métrologiques (bonne linéarité dans une large gamme de déformations, sensibilité comprise entre 0,35 et 8 nm/% suivant les études), leur petite taille et leur flexibilité, ainsi que leur faible perturbation aux champs électromagnétiques dans le cadre de l'imagerie médicale (Massaroni et al., 2015). Les variations d'accélération engendrent le rythme, le changement de vitesse et le déplacement dans le temps. Les systèmes d'accéléromètre triaxial de surveillance cardiaque et l'influence des modifications du volume pulmonaire sur celle-ci, sont évalués dans la revue de (De Ridder et al., 2011). Cette étude met en évidence que l'analyse du mouvement et de ses modulations permet

d'étudier les rythmes et les fréquences des systèmes biologiques sous-jacents. L'observation, la mesure et l'analyse des mouvements de la surface de la paroi thoracique permettent de mesurer les rythmes cardiorespiratoires et d'analyser les composantes physiologiques et physiopathologiques de ces systèmes. La Pléthysmographie Optoélectronique est un des outils les plus évalué et référencé dans différents domaines de la santé : la maladie pulmonaire obstructive chronique ; les effets de l'exercice ; la rééducation pulmonaire ; la transplantation pulmonaire ; l'asthme ; les maladies neuromusculaires (Parreira et al., 2012). La Pléthysmographie Optoélectronique fait également l'objet de nombreuses études d'évaluations méthodologiques (Massaroni et al., 2017a) sur : le principe de fonctionnement des trajectoires des marqueurs 3D appliqué aux volumes respiratoires (Bastianini et al., 2012), (Bastianini et al., 2013) ; ses performances (validité, précision et fiabilité) (Vieira et al., 2013) ; la fonction respiratoire de sujets sains (Muniz de Souza et al., 2016), (Cossette et al., 2008) ; les sciences de l'exercice et du mouvement humain, (Vogiatzis et al., 2005), (Layton et al., 2011).

Les outils et méthodes développés et validés afin de mesurer les variations physiologiques du système respiratoire en analysant de manière non invasive la surface du thorax d'un sujet sont donc très nombreux et utilisent des outils et méthodes très différents avec des avantages et des inconvénients.

I - 1.1 La détection par ultrason

La détection par ultrason permet (Arlotto et al., 2014), la surveillance de l'activité respiratoire du sujet durant son sommeil en analysant la différence de vitesse entre le flux de l'air expiré et de l'air environnant (effet Doppler). Une seconde étude sur l'apnée du sommeil (De Chazal et al., 2011) utilise un dispositif générateur de radiofréquences qui mesure directement les mouvements du thorax par pléthysmographie à inductance non calibrée. La précision globale des mesures effectuées est de 78 % avec un kappa de Cohen $k = 0,38$. Le système d'analyse radar et le traitement du signal sont améliorés dans l'étude de Gu pour faire évoluer sa précision et sa spécificité, afin d'être en mesure de discriminer des variations de mouvements respiratoires liés aux états physiques et/ou psychiques (toux, parole, colère etc.) (Gu & Li, 2015). Contrairement aux deux précédentes études où la discrimination se porte sur l'identification de coupure du

signal de la fréquence respiratoire, l'étude de Gu se fixe comme objectif d'analyser les variations fines qualitatives du signal et nécessite la mise en place d'un système multi-radar et de techniques de démodulation, telles que la démodulation linéaire et la démodulation arc tangente, qui sont utilisées pour récupérer le mouvement respiratoire à partir du signal reçu par les radars (Gu & Li, 2015). Une dernière étude approfondit le traitement du signal en développant des algorithmes par démodulation afin de séparer les fréquences cardiaque et pulmonaire (Morgan & Zierdt, 2009).

I - 1.2 La thermographie infrarouge

La thermographie infrarouge permet d'analyser à distance les variations thermiques cutanées et d'étudier l'activité du système nerveux autonome, comme la fréquence cardiaque, la perfusion cutanée, la réponse sudoripare, la réponse au stress et l'objectivation de la fréquence respiratoire (Cardone et al., 2015). Une méthode de mesure de la fonction respiratoire par caméra thermique est réalisée par (Murthy & Pavlidis, 2006) en développant une modélisation statistique de la signature thermique de l'air expiré par rapport à l'arrière-plan de l'image, prise de profil. Une seconde étude de Murthy est réalisée afin d'étudier la fréquence respiratoire de sujets, lors d'examens polysomnographiques, en utilisant une prise de vue de face du visage (Murthy et al., 2009). Comme le visage du sujet peut bouger à tout moment, un algorithme de suivi est nécessaire pour maintenir la précision de la mesure. Ce système est connu sous le nom de suivi coalitionnel et permet de tracker le déplacement en temps réel d'une zone thermique prédéterminée (Dowdall et al., 2007). La synchronisation de deux systèmes de mesures est complexe et nécessite souvent un long post traitement comme des analyses en ondelette (Fei & Pavlidis, 2010). Pour réduire et optimiser le post traitement, le plus pertinent est d'analyser les deux signaux simultanément avec le même outil. Dans l'étude de Goldmann, il est montré une très forte corrélation $r = 0,978$ et un délai de $- 0,19$ s pour la cross-corrélation des signaux de modifications thermiques de la région nasale comparée aux modifications thermiques du thorax et de l'abdomen de l'enfant en décubitus dorsal (Goldman, 2012). Les problématiques de retard d'acquisition rencontrées dans l'étude de Lewis, consécutives à la fréquence d'acquisition des caméras, sont également à prendre en compte lors de l'utilisation de plusieurs outils et/ou systèmes d'acquisitions (Lewis et al., 2011).

I – 1.3 L'imagerie optique simple

L'analyse de signaux physiologiques par imagerie optique simple (caméra vidéo RVB) doit être prise en considération car elle nécessite un faible investissement financier. Toutefois l'utilisation de l'imagerie optique implique un traitement complexe du signal avec un algorithme de suivi des mouvements qui permet d'obtenir une très bonne cohérence des signaux de fréquence respiratoire et de fréquence cardiaque $r > 0,90$, mais dont l'accord est peu satisfaisant (Shao et al., 2014). L'analyse graphique de Bland et Altman donne des limites d'accord de $\pm 2,5$ cpm pour la fréquence respiratoire (Bland & Altman, 1986). Ce qui est confirmé dans l'étude de Massaroni où seule la fréquence respiratoire est analysée, en étudiant la résolution des différents capteurs vidéo (HD, PAL, VGA...), les résultats montrent également un accord peu satisfaisant de $\pm 2,08$ cpm (Massaroni et al., 2018).

I – 1.4 La pléthysmographie à lumière structurée

La pléthysmographie à lumière structurée SLP diffère des études précédentes en moyens et non en but. Là où la détection ultrason étudie des déplacements ou la thermographie infrarouge des modifications de température pour reconstruire la fréquence des rythmes physiologiques, la SLP cherche à reconstruire une structure tridimensionnelle pour calculer le volume thoracique et évaluer ses variations et la fréquence respiratoire (De Boer et al., 2010). Cette méthode prend sa source dans les travaux de recherche sur les moyens de mesurer géométriquement un objet, comme les méthodes, de « contournage optique direct » décrites et évaluées par Balasubramanian qui relève la grande puissance de ces méthodes en matière de recueil d'informations mais qui, à cette époque, avait de grandes difficultés à réduire et traiter les quantités de données (Balasubramanian, 1976). La méthode est développée et dans les études de Gourlay puis de Lewis où une cartographie optique est projetée sur le thorax d'un sujet à l'aide d'un ou deux projecteurs (Gourlay et al., 1984), (Lewis & Sopwith, 1986). Les images recueillies par deux caméras synchronisées enregistrent les déformations de la surface consécutive à la respiration du sujet. L'étude de Gourlay utilise une projection de lignes et des caméras 35 mm alors que Lewis utilisent la vidéo avec un traitement des images sur ordinateurs (Gourlay et al., 1984), (Lewis & Sopwith, 1986). Ici la trame projetée est constituée de spots lumineux. Dans la continuité, l'étude De Boer développe et évalue un prototype de plateforme de SLP pour reconstruire le volume thoracique à

partir de deux caméras vidéo et d'une projection de damier sur la surface analysée (De Boer et al., 2010). Les caméras sont calibrées, la paroi thoracique est reconstruite et le volume est calculé en utilisant le plan de la table pour reconstruire le plan du thorax postérieur. Les mesures effectuées sur 40 sujets donnent une forte corrélation entre les volumes mesurés par le spiromètre et par la SLP $r > 0,90$. Les pathologies du système respiratoire et interventions chirurgicales peuvent affecter la mobilité du thorax. La SLP est une méthode non invasive ne nécessitant pas la mise en œuvre d'un positionnement anatomique précis de marqueurs. Cette particularité lui donne une préférence dans l'évaluation clinique comme l'évaluation de l'impact de la résection pulmonaire sur l'asynchronisme droite/gauche des héli-thorax dans l'étude de Elshafiea ou l'analyse de différentes zones thoraciques et abdominales pour évaluer la localisation de l'atteinte des lobes pulmonaires dans le cas de patients atteints de pneumonie dans l'étude de Ghezzi (Elshafie et al., 2016), (Ghezzi et al., 2017). Pour Niérat, l'influence de l'embout buccal dans la mesure du schéma respiratoire par spiromètre introduit une perturbation de la respiration « effet instrumental », contrairement à la mesure par SLP qui est sans contact et non invasive (Niérat et al., 2017). Les limites de la méthode résident dans le fait qu'elles ne permettent pas de réaliser le suivi d'un ou de plusieurs points anatomiques, de calculer leurs distances, leurs angles et leurs coordonnées tridimensionnelles sans intervenir sur la surface du sujet étudié par ajout de marqueurs. D'autre part comme le souligne Fleck dans son étude, l'impact de l'incidence de la projection de la grille sur les calculs de volumes n'a pas été évalué et les plis des vêtements lorsque les sujets sont habillés peuvent fausser les mesures (Fleck et al., 2019).

I – 1.5 Le système MS Kinect

Le système MS Kinect plus connu des utilisateurs de jeux vidéo familiaux que des services de santé et laboratoires scientifiques fait l'objet de trois études publiées par Prochazka (Procházka et al., 2016a)(Procházka et al., 2016b)(Procházka et al., 2016c). Proche du système d'analyse SLP, il ne nécessite pas de projection de trame sur le sujet et le système est auto-calibré. L'avantage du système MS Kinect est qu'il est très abordable en terme de prix et très compact. La problématique réside dans le traitement du signal : débruitage des images à l'aide de filtre 2D, post traitement par filtre à réponse impulsionnelle finie, puis analyse spectrale des valeurs. Les données obtenues

lors d'acquisition des fréquences, respiratoire et cardiaque, montrent une bonne fiabilité du système MS Kinect lorsque la respiration est régulière et dépend de la visibilité des vaisseaux pour la composante fréquence cardiaque. Dans l'étude de Dutta, l'évaluation des erreurs quadratiques (moyennes \pm écart-type) sont de (6,5 \pm 4,8 mm), (10,9 \pm 5,9 mm), (5,7 \pm 4,2 mm) dans les directions x, y et z (Dutta, 2012). Ces résultats sont confirmés et amplifiés par les résultats de l'étude de Choppin avec des erreurs quadratiques moyennes de 0,12 m, 0,14 m et 0,08 m dans les directions x, y et z (Choppin & Wheat, 2013). Dans l'état actuel des connaissances, l'usage de ce système semble plus approprié au champ de la recherche/développement qu'à celui de la mesure physiologique et de l'application médicale.

I – 1.6 Les capteurs en fibre optique

Les capteurs en fibre optique sont étudiés dans le cadre d'exams ou de traitements médicaux nécessitant le suivi de la phase respiratoire du sujet pour maîtriser la position des organes thoraciques et/ou abdominaux comme lors d'une IRM, d'un scanner ou d'une radiothérapie. Ces capteurs présentent de nombreux intérêts. La possibilité d'être positionnés voire intégrés à la surface de la table du dispositif IRM comme dans les études de Dziuda et Lau, simplifie la tâche de l'opérateur (Dziuda et al., 2013), (Lau et al., 2013). Cependant, la concordance manque de précision comme dans l'étude de Dziuda, où les bornes inférieures et supérieures de l'analyse graphique de Bland et Altman sont de \pm 0,45 cpm et pour Lau, la précision de détection des respirations est de \pm 2 cpm (Dziuda et al., 2013), (Lau et al., 2013). Un autre intérêt est la possibilité d'être intégrés dans un textile pour former un système de détection portable comme dans l'étude de Allsop, où les capteurs sont encapsulés dans du silicone sur un Lycra® (Allsop et al., 2012). Les résultats semblent intéressants avec une bonne corrélation $r = 0,86$ mais il n'y a pas d'analyse de l'accord. Dans l'étude de Krehel qui analyse plusieurs types de fibres optiques puis plusieurs positionnements anatomiques afin de déterminer les plus pertinents, les deux positions qui présentent les meilleures performances sont analysées et les données d'acquisition de 4 mn sont comparées aux données provenant du dispositif Oxycon (Krehel et al., 2014). L'analyse graphique de Bland et Altman donne des bornes inférieures et supérieures de \pm 0,1 Hz. Ces différentes études semblent, comme celles décrites dans la revue de littérature de Massaroni, permettre de suivre les paramètres biologiques comme la surveillance respiratoire pendant l'IRM (Massaroni et

al., 2017). L'utilisation de textiles intelligents à base de fibre optique montre de bonnes performances et la possibilité de suivre les patients en temps réel avec un protocole de mesures ne nécessitant pas d'opérateur, ce qui incite à poursuivre les recherches et les développements. Les limites des capteurs en fibre optique sont dues au fait qu'ils mesurent des déformations et leurs fréquences, mais ne permettent pas de réaliser des mesures biomécaniques, de calculer la distance, l'angle et les coordonnées tridimensionnelles de points spécifiques anatomiques.

I - 1.7 L'accéléromètre triaxial

Les rythmes physiologiques comme la fréquence respiration et/ou la fréquence cardiaque sont également objectivables par l'analyse des variations de distances et de la vitesse de déplacement de la surface du thorax par l'intermédiaire de capteurs accélérométriques triaxiaux. La revue de littérature de Inan présente les performances du système qui est de moins en moins volumineux, peut être utilisé à l'extérieur et s'ouvre à la surveillance clinique en fournissant une évaluation plus complète de l'état de santé général du patient (Inan, 2012). Bien que les résultats de l'étude de Ferrer-Iluis montrent une bonne corrélation des signaux comparés aux appareils de référence (l'ApnealinkTMAir de ResMed et un oxymètre de pouls), coefficient de corrélation $r = 0,96$ les problèmes de déphasage de 0,05 seconde entre la fréquence mesurée et la fréquence réelle dans l'étude de Fekr et les problèmes de bornes inférieures et supérieures égales à ± 4 bpm dans l'étude de Chan orientent l'utilisation de l'outil vers la surveillance prédictive de composante physiologique (Ferrer-Lluis et al., 2020), (Fekr et al., 2014), (Chan et al., 2013). Une application de cette approche est montrée dans l'étude de Ferrer-Iluis qui utilise les signaux de l'accéléromètre d'un Smartphone pour surveiller les données prédictives de sujets plutôt que de rechercher la précision et l'accord attendu pour valider un outil qui serait proposé comme alternative à la spirométrie, à l'électrocardiographie ou à d'autres techniques validées (Ferrer-Lluis et al., 2020).

I - 1.8 Le système optoélectronique

Un autre axe de recherche pour étudier les mouvements du thorax et leurs variations de surface est le système optoélectronique et les systèmes nécessitant la mise en place préalablement à la mesure de capteurs sur la surface du thorax par un opérateur. Ces

systèmes moins intuitifs, généralement plus onéreux, nécessitent de maîtriser une méthodologie de mesures et de calibration du système. La mise en œuvre de ces systèmes d'analyses du mouvement est donc plus complexe mais plus spécifique et permet d'obtenir des données de hautes résolutions, précises et reproductibles. Ces méthodes sont plus souvent utilisées dans le cadre de recherches et de développements d'outils et/ou dans les laboratoires d'analyse biomécanique et physiologique du mouvement humain. Les études de référence sur la pléthysmographie optoélectronique remontent à Ferrigno et Cala qui présentent une méthode d'analyse cinématique 3D du mouvement de la paroi thoracique (Ferrigno et al., 1994), (Cala et al., 1996). Ce système est basé dans l'étude de Ferrigno sur un processeur d'image vidéo qui permet la reconstruction tridimensionnelle du changement de volume du tronc à partir de la reconstruction de 32 marqueurs passifs positionnés sur des points facilement identifiables du thorax pour assurer une application simple et précise des marqueurs et une bonne reproductibilité de l'expérience (Ferrigno et al., 1994). Le modèle est basé sur une segmentation en 9 compartiments et 3 sections : le thorax supérieur reflète des muscles du cou inspirateurs accessoires et de l'effet de la pression pleurale ; le thorax inférieur qui est le reflet de l'action du diaphragme et de l'effet de la pression pleurale abdominale ; l'abdomen effet du diaphragme et des muscles abdominaux. Quatre caméras vidéo sont étalonnées et échantillonnées à 100 Hz. La précision de mesure des marqueurs est effectuée d'après une simulation statique et donne, à une distance de 1,2 mètre des caméras, un écart-type de $\pm 0,06$ mm. Dans l'étude de Cala quatre caméras infrarouge échantillonnées à 100 Hz sont également utilisées mais entre chaque ligne de marqueurs horizontale et verticale du modèle de Ferrigno, une ligne intermédiaire est incérée portant le nombre de marqueurs à 86 au lieu de 32 (Cala et al., 1996), (Ferrigno et al., 1994). L'étude évalue l'incidence du nombre de marqueurs sur la précision du calcul du volume thoracique. Un modèle de reconstruction est proposé dans l'étude d'Aliverti pour calculer le volume thoracique et analyser les différents compartiments (thoracique supérieur, thoracique inférieur et abdominal) à partir de la surface thoracique antérieure et de 45 marqueurs (Aliverti et al., 2000). Le plan de référence du lit permet par projection de fermer le volume en ajoutant 5 cm aux marqueurs latéraux. Cette étude est prolongée et comparée à un calcul du volume thoracique reconstruit à partir de 52 marqueurs positionnés sur la surface postérieure du thorax d'un sujet allongé en position ventrale (Aliverti et al., 2001). Chez le nourrisson, une étude

similaire est réalisée par Dellaca pour étudier le mécanisme respiratoire à partir de la modélisation de la surface thoracique antérieure (Dellaca' et al., 2010). Six caméras échantillonnées à 60 Hz sont positionnées en moyenne à 1 mètre du sujet. Vingt-quatre marqueurs sont positionnés sur l'abdomen et le thorax du nourrisson et 9 marqueurs virtuels sont calculés correspondant au plan de la table pour calculer le volume thoracique. Les mesures sont comparées aux données du pneumotachographe et les limites d'accord sur le graphique de Bland et Altman sont de $\pm 2,9$ ml. Une étude similaire est réalisée par Reinaux sur vingt nourrissons avec 8 caméras infrarouges situées entre 0,6 et 1,5 mètre et un échantillonnage de 240 Hz montre des résultats d'accord entre le calcul de volume par pléthysmographie Vs pneumotachographe de ± 4 ml (Reinaux et al., 2016). Ces données sont proches mais les bornes inférieures et supérieures sont plus étendues que celles obtenues par Dellaca alors que l'étude nécessite la pose de 52 marqueurs (Dellaca' et al., 2010).

I - 1.9 Le système de mesure optoélectronique semble très précis mais quels nombre et position de marqueurs choisir ?

Le nombre important de marqueurs ne semble pas être significativement pertinent pour augmenter la concordance des mesures comparées de pléthysmographie et de spirométrie. L'étude de Massaroni va dans ce sens et montre que dans le cas du modèle de 32 marqueurs Vs Spiromètre le biais est de 0,056 l et LOA $\pm 0,35$ l alors que pour le modèle de 89 marqueurs Vs Spiromètre le biais est de 0,16 l et LOA $\pm 0,4$ l (Massaroni et al., 2017c). Cela semble montrer une concordance du système à 32 marqueurs plus favorable comparée au système à 89 marqueurs malgré des sur et sous estimations des compartiments abdominal ou thoracique observés dans la cinématique respiratoire. Ce point de vue est renforcé par l'étude de Laufer sur le calcul du nombre minimal de marqueurs nécessaires à la mesure du volume thoracique où il est montré que seuls 16 marqueurs sont suffisants pour obtenir une mesure fiable (Laufer et al., 2018). Même si plus de marqueurs augmentent la précision du calcul, il est parfois préférable d'opter pour la plus grande simplicité de mise en place. Le choix de calcul du volume respiratoire et des caractéristiques temporelles et cinématiques des trajectoires des marqueurs est également un sujet pertinent et dans l'étude de Massaroni plusieurs modèles sont étudiés : conventionnel ; basé sur le prisme ; basé sur la coque convexe ; avec condition aux limites et basé sur la triangulation de Delaunay (Massaroni et al.,

2017b). L'étude réalisée sur 12 sujets équipés de 89 marqueurs permet de comparer les modèles et montre que la méthode basée sur le prisme a un biais plus faible et une plus grande précision que les autres méthodes. La multiplication des marqueurs à positionner sur des points précis anatomiques ainsi que l'hétérogénéité d'expérience et d'habileté de l'opérateur, peuvent générer des erreurs de positionnement et/ou de repositionnement. L'évaluation de la fiabilité intra-opérateur et inter-opérateur de la pléthysmographie est étudiée par Vieira avec 6 caméras infrarouges et un modèle à 89 marqueurs (Vieira et al., 2013). Pour évaluer la fiabilité intra-évaluateur, un examinateur est chargé de placer des marqueurs pendant deux jours d'évaluation. Pour la fiabilité inter-évaluateurs, deux examinateurs formés placent les marqueurs durant les deux jours d'évaluation, dans un ordre aléatoire. Les variables étudiées sont le volume de la paroi thoracique, les pourcentages de contribution de la cage thoracique pulmonaire, abdominale et de l'abdomen, les volumes expiratoire et inspiratoire de la paroi thoracique en fonction du temps de la fréquence et du débit inspiratoire moyen. Le coefficient de corrélation intraclass est supérieur à 0,75 et le coefficient de variation de l'erreur est inférieur à 10 % pour l'ensemble des valeurs. L'ensemble de ces études valide la mesure du volume et de ses variations en comparaison aux outils de référence (Massaroni et al., 2017c), (Laufer et al., 2018), (Massaroni et al., 2017b), (Vieira et al., 2013). Leur concordance est bonne mais le grand nombre de marqueurs entraîne un temps de manipulation excessif et nécessite une grande compétence dans le positionnement des marqueurs. Une étude est réalisée par Kaneko dans le but de déterminer les distances et les variations tridimensionnelles des points du thorax et de l'abdomen de sujets sains pendant la respiration et d'évaluer les effets de l'âge, de la posture et du genre sur les mouvements respiratoires (Kaneko & Horie, 2012). Les mouvements respiratoires sont mesurés avec un système de 8 caméras infrarouges et 13 marqueurs passifs fixés sur le thorax et l'abdomen des sujets. L'analyse des distances moyennes des marqueurs montre une différence entre le thorax et l'abdomen qui s'inverse entre la respiration calme et profonde. L'âge et la diminution de l'amplitude thoracique sont corrélés. Le mouvement abdominal chez les femmes est moindre que chez les hommes, sauf lors d'une respiration calme en position couchée. La mobilité des marqueurs thoraciques est plus grande lors d'une respiration calme et profonde en position assise, comparativement à celles en position couchée. Le processus est inverse pour la mobilité des marqueurs de l'abdomen. Les mouvements respiratoires observés

sont liés aux effets de l'âge, du genre et de la posture. Il n'est pas nécessaire d'utiliser un grand nombre de marqueurs pour mesurer la fréquence respiratoire. Dans l'étude de cas de Gaillard l'analyse de la mobilité de l'articulation du manubrium sternal (angle de Louis) par pléthysmographie optoélectronique lors de manœuvres de capacité vitale, est réalisée avec un système équipé de 8 caméras échantillonnées à 100 Hz et 6 marqueurs passifs positionnés sur le sternum et les jonctions costo-claviculaires du sujet (Gaillard et al., 2019). Dans le domaine fréquentiel, une transformée rapide de Fourier de la variation angulaire de l'angle de Louis permet d'observer un pic de fréquence proche de 0,2 Hz correspondant à la fréquence respiratoire du sujet. Dans l'étude de Shafiq qui analyse les mouvements thoraciques et abdominaux pour en extraire les fréquences respiratoire et cardiaque, un système optoélectronique avec 6 caméras échantillonnées à 100 Hz est utilisé avec 16 marqueurs passifs positionnés sur le thorax et l'abdomen avec les mêmes repères anatomiques que dans l'étude de Alnowam (Shafiq & Veluvolu, 2017), (Alnowam et al., 2010). Dans l'analyse temporelle des 16 capteurs on observe que les 4 capteurs du thorax supérieurs sont très peu mobiles alors que les 8 capteurs thoraciques médians et les 4 capteurs abdominaux qui sont en correspondance avec la zone du diaphragme ont une amplitude de mouvement plus conséquente. Cette zone est donc à privilégier pour objectiver l'activité respiratoire comme le confirme l'étude des compartiments thoraciques de Wang où la variation du volume du compartiment abdominal est la meilleure valeur prédictive du déplacement du diaphragme (Wang et al., 2009). Dans l'étude de Shafiq un point important est à relever, la synchronisation des mesures du *Vicon* et du système Biopac est réalisée par l'envoi d'un signal (bouton poussoir) déclenché par la contraction du pouce du sujet préalablement équipé de 2 marqueurs réfléchissants pour identifier le déclenchement sur les mesures optoélectroniques (Shafiq & Veluvolu, 2017).

Dans l'étude sur l'évaluation des micromouvements crâniens par analyse cinématique Stubbe utilisent un spiromètre pour contrôler les mouvements de la respiration thoracique contrôlée à une fréquence de 0,25 Hz afin d'étudier les répercussions de la respiration sur les micromouvements des tissus crâniens (Stubbe et al., 2017). Le contrôle de la fréquence respiratoire par un même outil d'analyse optoélectronique qui mesure les deux sites de mouvement simultanément permettrait de s'exonérer de créer une méthode de synchronisation comme dans l'étude de Shafiq dont la précision du

déclanchement de l'appui sur l'interrupteur peut être améliorée en posant deux marqueurs par segment articulaire du pouce comme dans l'étude de Sakai, ainsi que d'éviter la post synchronisation et le ré-échantillonnage des signaux comme dans l'étude de Fekr (Shafiq & Veluvolu, 2017), (Sakai & Shimawaki, 2010), (Fekr et al., 2014). Afin de comparer la fréquence respiratoire mesurée simultanément en des lieux anatomiques distants, il faut que les mesures soient synchronisées. Le plus pertinent est que les données soient recueillies simultanément par le même système de mesure.

I – 1.10 Analyse spectrale

L'analyse spectrale de l'évolution temporelle des variations de volumes est comparée aux variations des signaux physiologiques du spiromètre et de l'ECG. Cette méthode de traitement du signal permet de décrire les signaux analysés dans le domaine fréquentiel, elle est utilisée dans un grand nombre de champs d'applications : dans le domaine de la neurophysiologie expérimentale (Macefield, 2003) on observe sur 3 FFT les répercussions de la fréquence cardiaque et de la fréquence respiratoire sur l'activité afférente tactile du nerf médian ; dans l'étude de l'impact des émotions positives et de l'état de cohérence interne sur la variabilité de la fréquence cardiaque où (Tiller et al., 1996) (McCraty & Zayas, 2014) utilisent l'analyse spectrale du signal ECG pour comparer les valeurs des pics de fréquence des FFT des mesures réalisées en situation de vie courante Vs mesures réalisées en état émotionnel positif provoqué ; dans l'étude de l'interaction fonctionnelle entre les cortex homologues dans les études de coordination dynamique (Tognoli & Kelso, 2020) objectivent les interactions des oscillations des aires corticales entre elles en utilisant la méthode spectrale sur les signaux de l'EEG ; dans l'analyse des caractéristiques respiratoires de sujets normaux Vs asthmatiques (Charbonneau et al., 1983) réalisent l'analyse des variations des spectres expiratoires des bruits des sujets ; afin d'évaluer la possibilité d'observer la fréquence respiratoire avec les capteurs Microsoft (MS) Kinect (Procházka, Vyšata, et al., 2016) utilisent également une analyse spectrale du signal de variation du mouvement du thorax pour identifier le pic correspondant sur la FFT.

Ces différentes études montrent que l'analyse spectrale est utilisée en recherche tantôt pour identifier un pic de fréquence ou pour comparer des signaux entre eux et analyser leur corrélation, leur phase, leur cohérence ou bien pour étudier le spectre de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque (Souza Neto et al., 2003). L'analyse

spectrale des signaux de pression artérielle et de la fréquence cardiaque permet d'étudier les fréquences spécifiques des oscillations des signaux qui sont le reflet des réponses d'adaptation aux autres systèmes comme le système respiratoire (Souza Neto et al., 2003).

L'analyse spectrale des mécanismes physiologiques est définie et soumise à des recommandations strictes comme la durée d'acquisition, le contrôle des mécanismes modulant la fréquence cardiaque, la fréquence d'échantillonnage (Malik et al., 1996). Les études réalisées sur la variabilité de la fréquence cardiaque et plus particulièrement sur l'étude des signaux de la pression artérielle et de l'ECG ont souvent recours à des méthodes de filtrage du signal à l'aide de filtre passe-haut et/ou passe-bas afin d'écartier la présence possible d'artéfacts et de bruit (Souza Neto et al., 2003). Le filtrage, s'il est recommandé dans l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque peut également affecter certaines composantes du signal, principalement dans l'utilisation de filtres automatiques basés sur des hypothèses (Malik et al., 1996). L'altération du signal et les informations perdues ne sont pas récupérables par un filtre inverseur (Koopmans, 1995). Pour l'étude la méthode utilisée dans (Stubbe et al., 2017) permet d'identifier le pic de fréquence respiratoire dans la transformée rapide de Fourier des différents signaux étudiés.

L'objectif de l'étude est de valider la mesure de la fréquence respiratoire obtenue par un système optoélectronique *Vicon* afin d'utiliser un seul outil dans l'analyse des mouvements et micromouvements humains induits par la respiration thoracique. Ceci permettrait de réaliser une étude des micromouvements crâniens comparés aux mesures de la variation de la fréquence respiratoire obtenues par la modification du volume thoracique et recueillies par le système *Vicon*.

Le but de l'étude est donc de vérifier l'hypothèse suivante : l'analyse optoélectronique des mouvements de la paroi thoracique médiane permet d'objectiver un pic de fréquence respiratoire contrôlé à 0,25 Hz au moyen d'une analyse spectrale (transformée de Fourier) et que sa valeur est corrélée et concordante avec le pic de fréquence respiratoire recueilli sur le signal du spiromètre et de l'ECG.

Pour réaliser l'analyse de l'accord des mesures de la fréquence respiratoire obtenues par une mesure simultanée sur un spiromètre, un électrocardiogramme ECG et le *Vicon*, une étude observationnelle est réalisée sur des sujets sains. L'étude se déroule dans le laboratoire de recherche de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO 8 Rue Alfred Nobel 77420 Champs sur Marne.

I - 1.11 Approbation éthique

L'étude est validée par le Comité d'Ethique Interne de l'ESO et est menée selon les recommandations de la déclaration d'Helsinki¹.

I - 2 Etude observationnelle

I - 2.1 Sujets

L'étude se déroule dans la salle d'analyse du mouvement du laboratoire ESO Paris Recherche. La salle est isolée du bruit et des émissions d'ultraviolets solaires. L'intensité lumineuse y est faible et la température est maintenue à 22°C.

Deux tables de pratique Franco et Fils de type TF1-5000 sont disposées côte à côte afin de créer une surface permettant un complet relâchement du sujet et le positionnement du matériel de mesures.

La population est constituée de 29 sujets sains majeurs, 17 femmes et 12 hommes de (moyenne \pm écart type) : âge en années (19,69 \pm 1), taille en cm (170,45 \pm 9,59) ; masse en kg (61,79 \pm 13,41). Les sujets sont recrutés au sein des étudiants de première année de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO. Après information les sujets prennent connaissance de l'objet de l'étude puis, donnent leur consentement éclairé pour participer à l'étude. Les sujets sont informés sur le fait qu'ils ne doivent pas fumer, boire de café et/ou prendre des substances excitantes avant le début de l'étude (Malik et al., 1996).

¹ World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects », *JAMA*, vol. 310, n° 20, 27 novembre 2013, p. 2191–2194

I - 2.2 Consignes

Le sujet est accueilli au laboratoire, puis est installé dans une salle de repos au calme et sans sollicitations durant 30 minutes, conformément aux recommandations de la Task-Force (Malik et al., 1996). Après la phase de repos, le sujet, en sous-vêtements, est installé en décubitus dorsal sur les deux tables de pratique. Il est équipé des instruments de mesures. Il doit respirer à une fréquence imposée par audio feedback à 0,25 Hz pendant 7 minutes (Monti et al., 2002). A la fin des 7 minutes l'opérateur demande au sujet d'inspirer profondément puis d'expirer au maximum et de reprendre sa respiration normale.

I - 3 Matériel et méthodes

Les signaux physiologiques analogiques obtenus par le spiromètre et l'ECG sont synchronisés et numérisés grâce à un convertisseur analogique digital *PowerLab 8/35 ADInstruments*.

I - 3.1 - Le spiromètre

Le sujet est équipé du dispositif *ADInstruments « Human Respiratory kit »* constitué d'un embout buccal réutilisable positionné sur un filtre. Le dispositif est raccordé au spiromètre par tube flexible. Après chaque utilisation les embouts sont nettoyés et stérilisés à froid avec une solution de type *Milton®*. Pour la mesure l'embout est positionné entre les dents, les lèvres entourent l'embout pour parfaire l'étanchéité. Un trépied avec une potence est installé à côté et au-dessus du sujet pour suspendre le capteur du spiromètre afin de supprimer les contraintes de rotations induites par le poids du dispositif (figure 1.1) et de diminuer l'« effet instrumental » avancé par Niérat (Niérat et al., 2017). Le sujet prend quelques instants pour s'adapter à la contrainte. Le pince-nez est appliqué pour obtenir une respiration exclusivement buccale.



Figure – 1.1 : Sujet positionné en décubitus dorsal équipé du spiromètre suspendu à une potence afin de maintenir confortablement la tête dans l'axe.

Trois mesures de 7 minutes sont réalisées pour chacun des sujets avec un temps de pose entre chaque mesure d'au moins 7 minutes. Pendant le temps de repos les sujets restent allongés et ne bougent pas. La fréquence respiratoire contrôlée est arrêtée. L'embout buccal du spiromètre et le pince-nez sont enlevés. Après 7 minutes de repos une nouvelle mesure est effectuée dans les mêmes conditions que la précédente.

L'acquisition du signal spirométrique est réalisée avec un module *Spirometer ADInstruments* relié au *PowerLab*. Le logiciel *LabChart® 7 ADInstruments* permet la visualisation et l'analyse des données du *PowerLab*. La fréquence d'échantillonnage retenue est 1000 Hz. Après vérification de la qualité du signal du spiromètre l'enregistrement est sauvegardé au format .mat (format *Matlab*).

Chaque mesure est sauvegardée. Après les trois mesures le sujet est déséquipé et le matériel est nettoyé et stérilisé.

I - 3.2 - L'ECG

Le sujet est préparé pour la pose des électrodes de l'ECG. La peau en regard du positionnement des électrodes est nettoyée avec du gel *Nuprep Weaver & Co* puis séchée avec une gaze stérile. La connexion cutanée à l'ECG est réalisée par l'intermédiaire d'électrodes autocollantes prégélifiées 3M de type ELE2228. Trois électrodes sont disposées en regard des points : médio-claviculaire gauche (rouge) ; médio-claviculaire droit (vert) ; en regard de l'apex du cœur (espace sous mamelonnaire gauche au niveau de l'arc latéral de la 5^e ou 6^e côte à gauche) (noir). Les électrodes sont reliées à l'ECG par un câble trois voies vert, rouge, noir (figure 1.2).

Après chacune des mesures de 7 minutes, pendant le temps de repos, les sujets restent allongés, équipés de l'ECG et ne bougent pas.

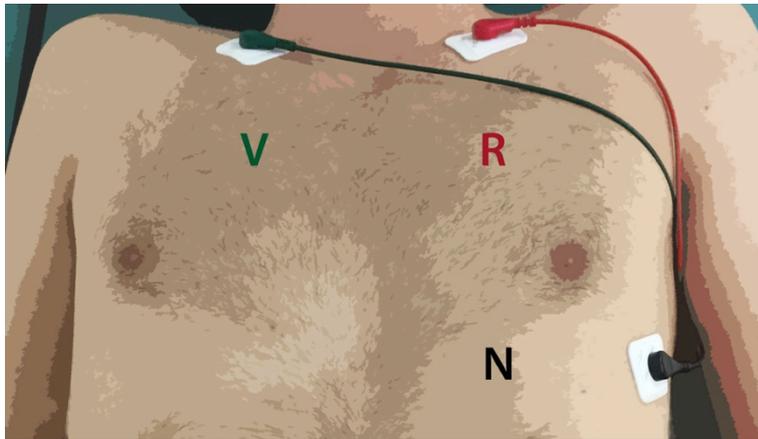


Figure – 1.2 : Sujet positionné en décubitus dorsal équipé des trois électrodes de l'ECG.

L'acquisition du signal électrocardiographique est réalisée avec un amplificateur *Dual Bio Amp FE232 ADInstruments* relié au *PowerLab* équipé d'une dérivation à 3 voies. Le logiciel *LabChart® 7 ADInstruments* permet la visualisation et le prétraitement des données du *PowerLab*. La fréquence d'échantillonnage retenue est 1000 Hz pour extraire l'intervalle RR du signal ECG.

I - 3.3 - Le *Vicon*

Pour mesurer les variations du volume thoracique des sujets douze marqueurs réfléchissants de 12 mm de diamètre sont positionnés avec du scotch hypoallergénique

double face sur la zone thoracique inférieure du sujet après analyse des études de Ferrigno, Wang, Alnowam et Shafiq (Ferrigno et al., 1994), (Wang et al., 2009), (Alnowam et al., 2010), (Shafiq & Veluvolu, 2017). Les marqueurs sont placés aux intersections de 6 plans, deux à deux, et de la surface du thorax du sujet : le plan coronal, passant par les sommets des courbures costales latérales droites et gauches ; les deux plans médio-claviculaires passant par les articulations costochondrales des 7^e cotes, s'intersectant avec les trois plans transversaux : un plan sous-xiphoïdien ; un plan subcostal ; un plan intermédiaire passant par le milieu des deux autres plans (figure 1.3). Les intersections des plans et de la surface de la peau définissent 12 points : Thoracique Droit Haut **THDH** ; Thoracique Droit Milieu **THDM** ; Thoracique Droit Bas **THDB** ; Thoracique Médian Droit Haut **TMDH** ; Thoracique Médian Droit Milieu **TMDM** ; Thoracique Médian Droit Bas **TMDB** ; Thoracique Médian Gauche Haut **TMGH** ; Thoracique Médian Gauche Milieu **TMGM** ; Thoracique Médian Gauche Bas **TMGB** ; Thoracique Gauche Haut **THGH** ; Thoracique Gauche Milieu **THGM** ; Thoracique Gauche Bas **THGB**.

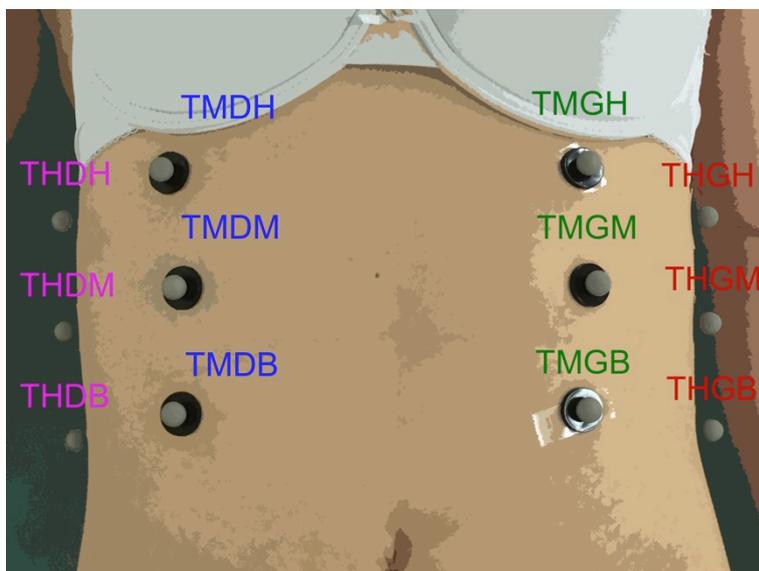


Figure – 1.3 : positionnement des douze marqueurs thoraciques inférieurs à l'intersection des plans et de la surface du thorax du sujet.

L'acquisition des coordonnées 3D des capteurs positionnés sur le thorax du sujet pour étudier la fréquence respiratoire est réalisée avec un système *Vicon*. Le système

d'acquisition est constitué de 8 caméras synchrones infrarouges MX T10 (fréquence d'acquisition à 100 Hz), d'une unité *Giganet* MX (unité de synchronisation des caméras) et d'un système *Vicon Nexus* 1.8.5. La configuration des caméras dans la salle d'analyse du mouvement est fixe. La salle fait 11,20 x 5,10 mètres et les huit caméras sont situées à 2 mètres du sol. La distance des caméras est donc comprise entre 5 et 7,5 mètres du sujet de l'expérimentation.

Le système *Vicon* est calibré avec une incertitude de 0,062 mm, calculé réalisé à l'aide des marqueurs réfléchissants TAOR (Table Origine) et TAPG (Table Pied Gauche) collés sur le dessus du revêtement de la table (figure 1.4) en suivant la démarche de Ferrigno et al 1994(Ferrigno et al., 1994). Les marqueurs permettent également de construire un plan de référence correspondant à la table est à la surface postérieure du thorax, comme dans les études d'Aliverti et al 2000, 2001(Aliverti et al., 2000)(Aliverti et al., 2001) et Dellaça et al 2010(Dellaça' et al., 2010). Deux marqueurs sont positionnés de part et d'autre de la tête TAOR et TATD (Table Tête Droite) et le troisième TAPG, sur le bord externe de la table, du côté du membre inférieur gauche.

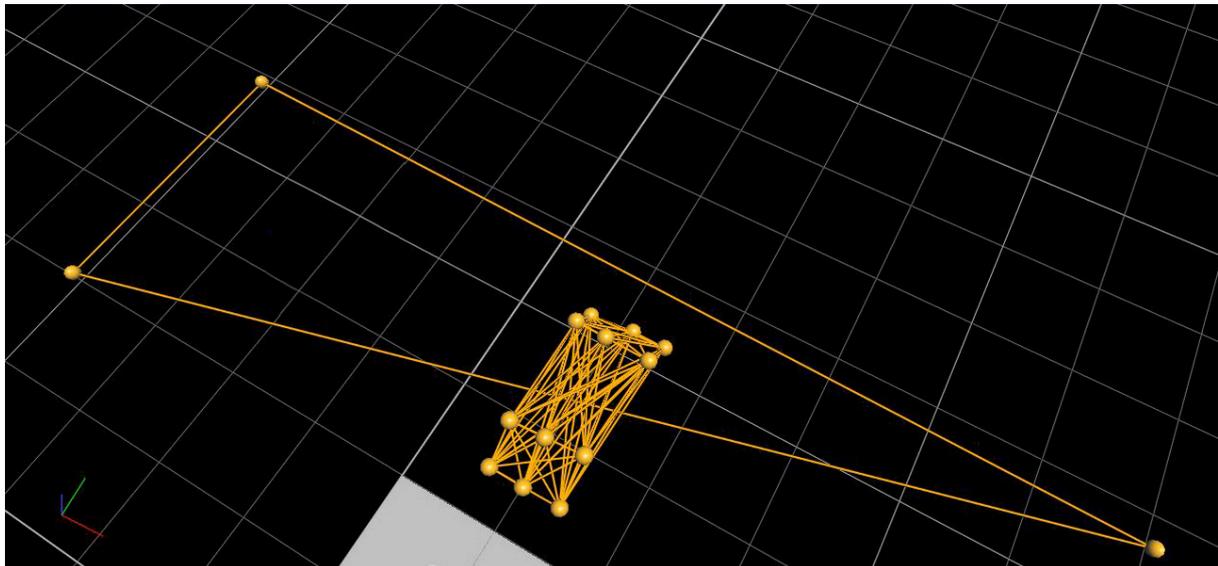


Figure – 1.4 : disposition des marqueurs rétro-réfléchissants : 12 marqueurs thoraciques et 3 marqueurs définissant une surface de référence sur la table.

I – 3.4 Synchronisation et sauvegarde des données du *LabChart* et du *Vicon*

La qualité des signaux est vérifiée sur le logiciel *LabChart*. La localisation des marqueurs est vérifiée sur le *Vicon* puis les acquisitions sont lancées simultanément avec le *LabChart*. La synchronisation des outils est réalisée en demandant au sujet d'effectuer une inspiration complète suivie d'une expiration maximum à la fin des 7 minutes d'acquisition. Après vérification de la qualité des acquisitions l'enregistrement du *Vicon* est sauvegardé au format .csv (*Comma-separated values*) et l'enregistrement du *LabChart* est sauvegardé au format .mat.

I – 4 Data processing

I – 4.1 - Le spiromètre

Après sauvegarde des données du *PowerLab*, les fichiers au format *Labchart.mat* sont traités sous *MatLab*® 2016 pour extraire les 6 mn d'acquisitions puis réaliser une transformée de Fourier rapide FFT.

Après ouverture le fichier est transformé en vecteurs de données *Matlab*. Lorsque cela est nécessaire, les valeurs non interprétées NaN (*Not a Number*) sont extraites et remplacées en créant un vecteur continu qui permet de générer les données manquantes par interpolation linéaire. Une figure du signal (temps, spiro) est réalisée et à l'aide de la fonction agrandissement, la zone juste avant la demande d'inspiration forcé est localisée (figure 1.5). Les coordonnées (x,y) de l'amplitude minimum de la dernière sinusoïde avant la commande d'inspire et d'expire forcés sont recueillies, elles déterminent les coordonnées de la fin du signal de 6 mn. La méthode de synchronisation est semblable à celle utilisée dans l'étude de Lo Presti (Lo Presti et al., 2019). La différence est que l'apnée de synchronisation est réalisée en fin de mesure pour ne pas perturber la fréquence respiratoire contrôlée.

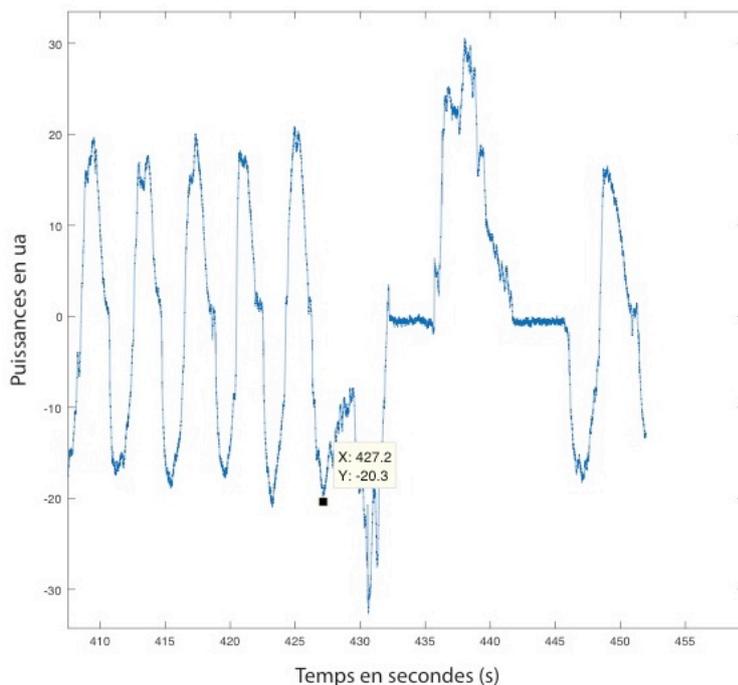


Figure – 1.5 : identification et recueil des coordonnées (x,y) de la fin du signal temporel à traité (abscisse en seconde, ordonnée en ua).

Une transformée rapide de Fourier FFT est réalisée avec le fichier de 6 mn, une figure est générée pour extraire la valeur en Hz du pic le plus proche de 0,25 Hz correspondant à la fréquence respiratoire contrôlée qui est demandée au sujets (figure 1.6). Les données sont organisées et sauvegardées dans un fichier *Excel*©2011.

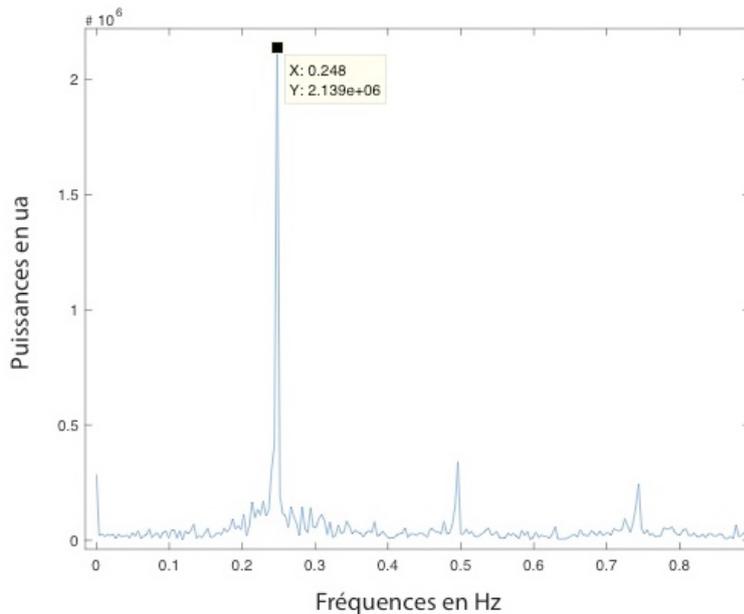


Figure – 1.6 : identification et extraction de la FFT du signal du spiromètre de la valeur du pic de fréquence respiratoire = 0,248 Hz (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

I - 4.2 - L'ECG

Comme pour le signal du spiromètre, une FFT est réalisée avec le fichier de 6 mn du signal ECG brut. Une figure est générée afin d'extraire la valeur en Hz du pic le plus proche de 0,25 Hz correspondant à la fréquence respiratoire contrôlée qui est demandée au sujets (figure 1.7).

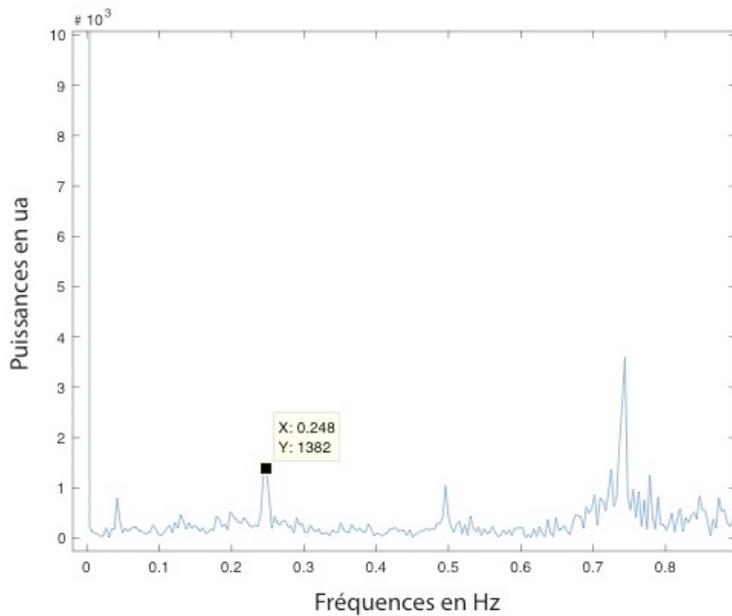


Figure – 1.7 : identification et extraction de la FFT du signal ECG de la valeur du pic de fréquence respiratoire = 0,248 Hz (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

La série de temps constituée de toutes les périodes RR successives est extraite à partir de l'enregistrement ECG. La respiration influence la variabilité de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque par modulation du système sympathique (Souza Neto et al., 2003). La respiration contrôlée à une influence directe sur la variation des intervalles RR (Laude et al., 1995), (Novak et al., 1993). Il est donc pertinent de vérifier ces informations en comparant le pic de fréquence respiratoire du spiromètre et celui obtenu par la variation de l'intervalle RR. Une FFT est donc réalisée avec le fichier RR de 6 mn. Une figure est générée afin d'extraire la valeur en Hz du pic le plus proche de 0,25 Hz correspondant à la fréquence respiratoire contrôlée qui est demandée au sujet (figure 1.8). Les données des pics de fréquence de l'ECG et de l'intervalle RR sont organisées et sauvegardées dans un fichier *Excel*.

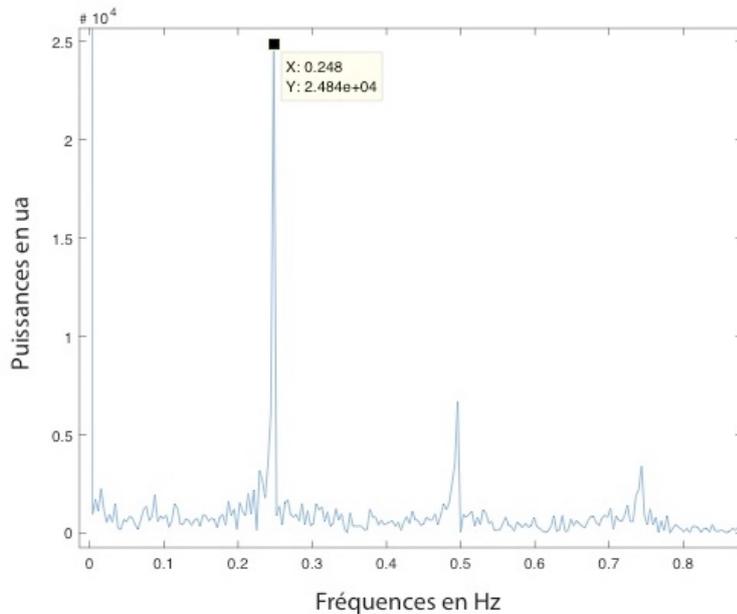


Figure – 1.8 : identification et extraction de la FFT du signal de l'intervalle RR de la valeur du pic de fréquence respiratoire = 0,248 Hz (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

I - 4.3 - Le *Vicon*

Pour extraire le pic de la fréquence respiratoire thoracique les données d'analyse du mouvement thoracique, les fichiers .csv sont ouverts sous *MatLab*. Un script est réalisé et utilisé pour déterminer le point d'amplitude minimum de la dernière sinusoïde avant la commande d'inspire et d'expire forcée. Le script extrait les 6 mn de signal en amont de ce point soit 36000 points pour chacun des 15 marqueurs et leurs coordonnées tridimensionnelles. A partir de cette matrice de données, le calcul du volume sous pectoral est réalisé en trois temps :

- construire la surface de référence à partir des trois points de la table TAOR, TATD et TAPG ;
- calculer les projections sur ce plan des coordonnées des 12 capteurs pour définir les 6 volumes (figure 1.9) ;
- calculer les 6 volumes et le volume sous pectoral total à l'aide de l'équation du volume du parallélépipède.

Les variations du volume sous pectoral sont traitées et une transformée rapide de Fourier FFT est réalisée avec le fichier de 6 mn. Une figure est générée pour extraire la valeur en Hz du pic le plus proche de 0,25 Hz correspondant à la fréquence respiratoire

contrôlée qui est demandée au sujet (figure 1.10). Les données sont organisées et sauvegardées dans un fichier *Excel*.

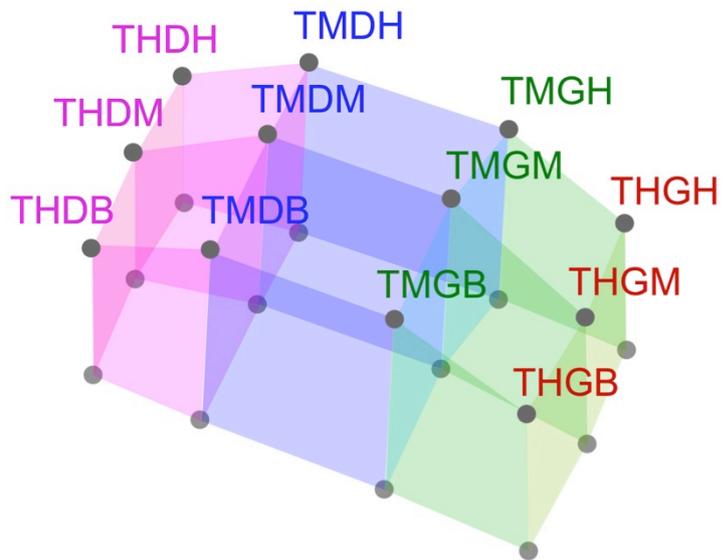


Figure – 1.9 : représentation des 6 volumes réalisés à partir de la projection des coordonnées des 12 capteurs sur la surface de référence constituée par les 3 capteurs de la surface de la table.

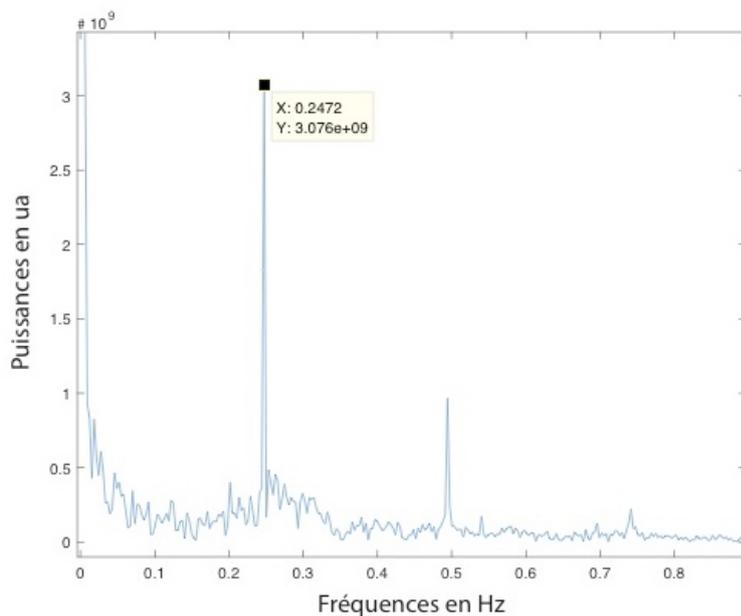


Figure – 1.10 : identification et extraction de la FFT du signal de la variation du volume sous pectoral, de la valeur du pic de fréquence respiratoire = 0,2472 Hz (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

I – 5 Analyse statistique

Les moyennes et les écart-types des valeurs de chaque outil sont calculées.

L'analyse de concordance des valeurs de chaque outils est étudiée en suivant les recommandation du *Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies* (GRRAS) (Kottner et al., 2011).

Pour vérifier la normalité, l'analyse du coefficient d'asymétrie et du coefficient d'aplatissement n'a pas été retenue car les valeurs de la fréquence respiratoire relevées sur le spiromètre et le volume sous pectoral sont des constantes. L'asymétrie et l'aplatissement ne sont donc pas interprétables.

Pour la comparaison des outils deux à deux, le test t pour un échantillon comparé à une constante a été utilisé. Le seuil de significativité est fixé à $\alpha = 0,05$.

L'analyse de la concordance des outils deux à deux est réalisé en utilisant la méthode graphique de Bland et Altman (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995). L'utilisation de la corrélation comme outil de concordance pour comparer deux méthodes ou outils de mesure est pour Bland et Altman trompeur, une corrélation élevée ne signifie pas que les deux méthodes s'accordent. Pour Journois, la méthode d'analyse de concordance est la plus adapté pour évaluer les nouvelles techniques de mesures (Journois, 2004). Elle étudie l'écart existant entre les couples de valeurs recueillies par les deux méthodes et/ou outils de mesures. Le biais (écart-type des différences) et les limites de concordance supérieur et inférieure (LOA *Limites of agreement*) sont calculés $\pm 1,96$ écart-type des différences.

Les testes statistiques sont effectués sous *Excel*, *Statistica*®2018 et *MatLab*.

I – 6 Résultats

Quatre-vingt-trois mesures sont réalisées simultanément avec les deux outils : *PowerLab* et *Vicon*. Deux sujets n'ont pas respecté les consignes de contrôle de la fréquence respiratoire à 0,25 Hz, les mesures sont donc écartées. Neuf mesures du *Vicon* ne sont pas exportables : la phase de synchronisation est inexistante ou le pic d'inspiration et expiration forcée est trop faible pour être identifié. La synchronisation ne peut être réalisée les données sont écartées.

Pour les résultats nous avons donc 81 couples de données entre le spiromètre, l'ECG et la variation de l'intervalle RR et 72 couples de données entre le spiromètre et le *Vicon*.

L'incertitude de mesure du *Vicon* a été vérifiée sur 72 mesures de 6 mn en calculant l'écart-type moyen des variations de distance des 3 marqueurs fixés sur la table. La distance TAOR TATD a une distance moyenne de 459,61 mm et un écart-type de $\pm 0,071$ mm. La distance TAOR TAPG a une distance moyenne de 1648,27 mm et un écart-type de $\pm 0,062$ mm. Au vu de la variation de l'incertitude, les données ont été analysées pour identifier l'origine de la différence entre les deux moyennes des écart-types des distances. Pour TAOR TATD deux séries de mesures correspondant à deux sujets ont montré des valeurs d'écart-type deux fois plus élevés que la moyenne. Un calcul de la moyenne a alors été réalisé en extrayant les données et cette nouvelle moyenne des écart-types est de $\pm 0,061$ mm donc cohérente avec l'incertitude de la distance TAOR TAPG. Une incertitude de mesure de $\pm 0,062$ mm est donc retenue pour la configuration de l'expérimentation.

I – 6.1 Analyse de l'accord entre le spiromètre et l'ECG

Le nombre de mesures valides est de $n = 81$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) : pour le spiromètre ($0,248 \pm 0,00$ Hz) ; pour l'ECG ($0,2477 \pm 0,0019$ Hz). Le test t pour échantillon comparé à une constante ne montre pas de différence significative entre les mesures du spiromètre et celle de l'ECG $p = 0,195$. Le coefficient de corrélation des mesures du spiromètre et de l'ECG montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,001$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 1.11) montre une forte concordance entre les mesures des deux outils. Le biais est $< 2,89 * 10^{-4}$ Hz et des limites d'agrément LOA sup $< 4,2 * 10^{-3}$ et LOA inf $< -3,62 * 10^{-3}$ Hz. Soixante-treize couples de valeurs sont de valeurs identiques, cinq sont dans les limites d'agrément et trois sont en dehors des bornes supérieures et inférieures. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de signal d'ECG et concordante à la fréquence du signal du spiromètre.

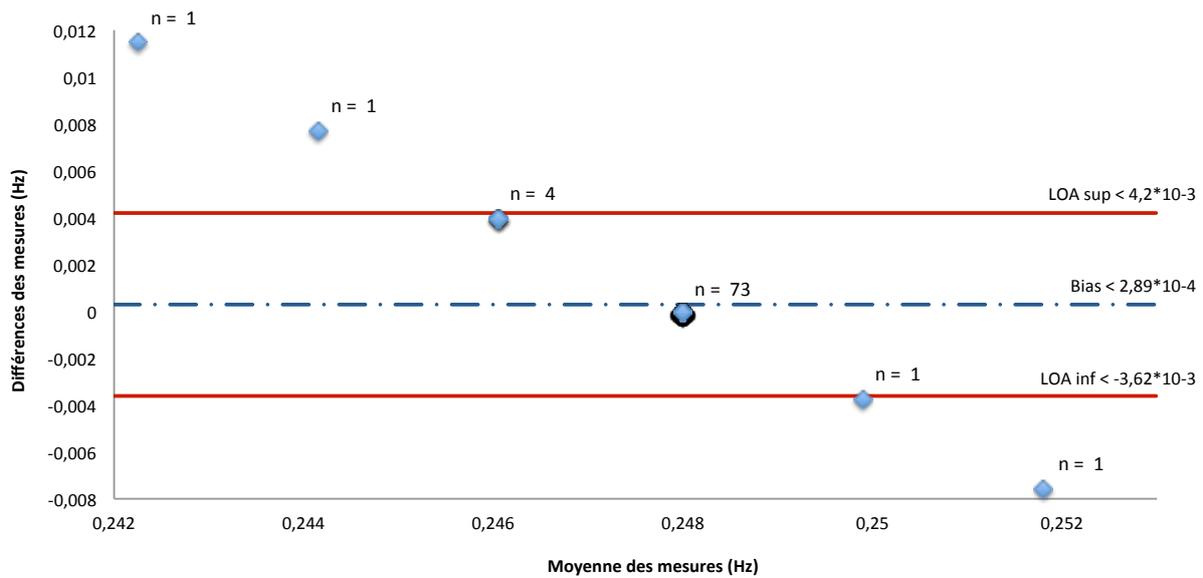


Figure – 1.11 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des deux séries de mesures des pics de fréquence respiratoire obtenues simultanément avec le spiromètre et l’ECG : Nombre de mesures = 81 (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

I – 6.2 Analyse de l’accord entre le spiromètre et les variations de l’intervalle RR

Le nombre de mesures valides est de $n = 81$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) : pour le spiromètre ($0,248 \pm 0,00$ Hz) ; pour le RR ($0,248 \pm 0,0013$ Hz). Les séries de mesures sont comparables $p = 0,537$ test t pour échantillon comparé à une constante. Le coefficient de corrélation des mesures du spiromètre et des variations de l’intervalle RR montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,001$. L’analyse graphique de Bland et Altman (figure 1.12) montre une très forte concordance entre les mesures des deux outils. Le biais est $< -9,26 * 10^{-5}$ Hz et des limites LOA sup $< 2,55 * 10^{-3}$ et LOA inf $< -2,73 * 10^{-3}$ Hz. Le biais est trois fois moindre que celui du graphique de l’ECG et représente 0,036 % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence 0,25 Hz. Soixante-dix-neuf couples de valeurs sont superposées et seulement deux sont en dehors des limites supérieures et inférieures. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de signal de la variabilité de l’intervalle RR et concordante à la fréquence du signal du spiromètre.

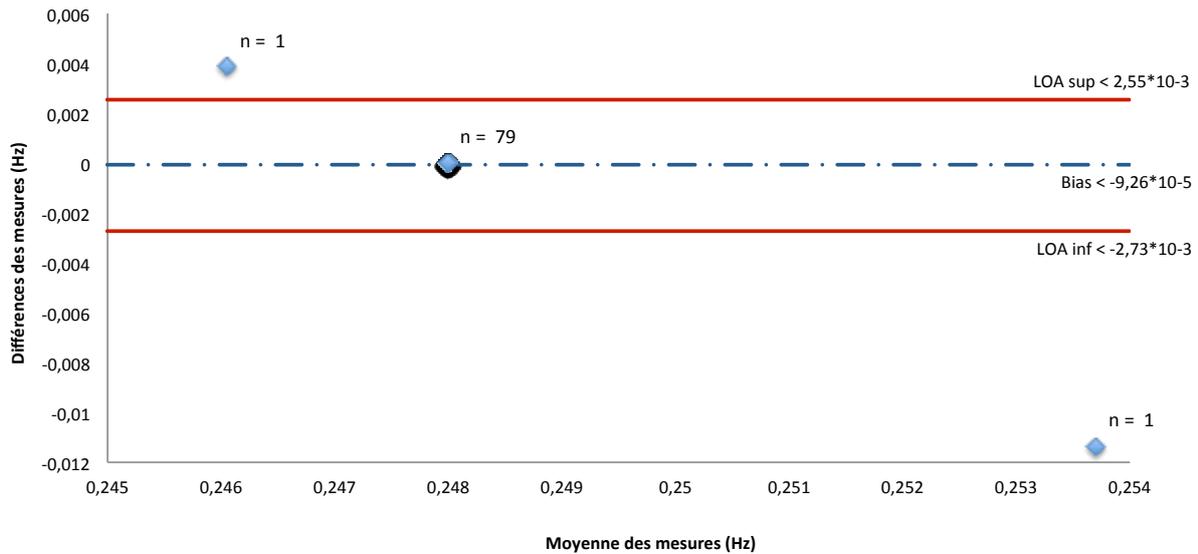


Figure – 1.12 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des deux séries de mesures des pics de fréquence respiratoire obtenues simultanément avec le spiromètre et la variation de l'intervalle RR : Nombre de mesures = 81 (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

I – 6.3 Analyse de l'accord entre le spiromètre et les variations du volume respiratoire sous pectoral obtenu par analyse optoélectronique : système *Vicon*

Le nombre de mesures valides est de $n = 72$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) : pour le spiromètre ($0,248 \pm 0,00$ Hz) ; pour le volume sous pectoral ($0,2472 \pm 0,00$ Hz). Le test t pour échantillon comparé à une constante n'est pas adapté à deux constantes. Le coefficient de corrélation des mesures du spiromètre et les variations du volume respiratoire sous pectoral montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,001$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 1.13) nous montre un biais de 8×10^{-4} Hz et des limites LOA sup de 8×10^{-4} et LOA inf de 8×10^{-4} Hz. Les soixante-douze valeurs sont parfaitement concordantes, il n'y a pas de valeurs sur et/ou en dehors des limites supérieures et inférieures. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de signal de la variation du volume sous pectoral et est parfaitement concordante à la fréquence du signal du spiromètre.

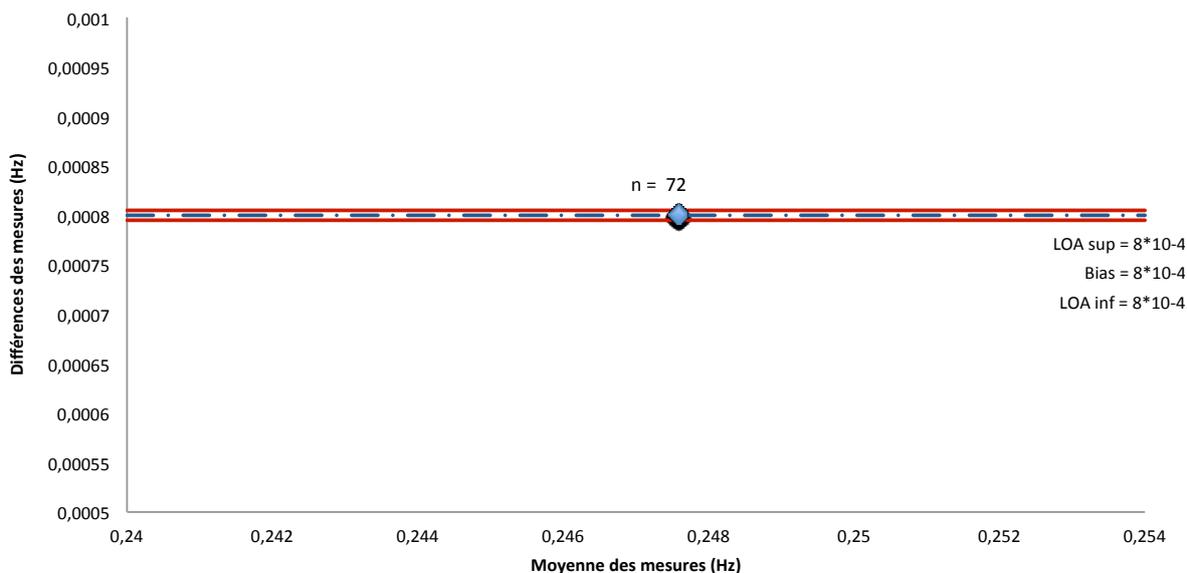


Figure – 1.13 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des deux séries de mesures des pics de fréquence respiratoire obtenues simultanément avec le spiromètre et la variation du volume respiratoire sous pectoral obtenu par analyse optoélectronique : système *Vicon* : Nombre de mesures = 72 (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

I – 6.4 Comparaison des données des trois analyse de concordance : spiromètre Vs l’ECG, le RR et la variation du volume sous pectoral enregistré par *Vicon*

Les données des trois graphiques de Bland et Altman (figure 1.14) montrent, un biais moyen de $3,3 \times 10^{-4}$ Hz. Les limites d’agrément de l’ECG sont $\pm 3,91 \times 10^{-3}$ Hz soit $\pm 1,6 \%$ de la valeur de la fréquence respiratoire de référence, celles du RR $\pm 2,62 \times 10^{-3}$ Hz soit $\pm 1,04 \%$ de la valeur de la fréquence respiratoire de référence et pour le volume sous pectoral $\pm 0,00$ Hz. Les valeurs maximum et minimum de l’ECG sont respectivement de (0,0115 ; -0,0076) Hz et celle du RR de (0,0039 ; -0,0114) Hz. On peut observer une plus grande plage de limites d’agrément pour les données de l’ECG comparativement aux données du RR. Le biais de l’ECG est trois fois supérieur à celui du RR mais le biais de l’ECG ne représente que 0,11 % de la valeur de référence 0,25 Hz. Pour le volume sous pectoral les valeurs sont totalement concordantes avec les valeurs du spiromètre mais le biais est plus important que pour l’ECG et le RR. Le biais du volume pectoral représente 0,32 % de la valeur de référence. Un dernier élément est à noter c’est le nombre de mesures qui diffèrent dans les analyse graphique de l’ECG et du RR $n = 81$ et du volume sous pectoral $n = 72$.

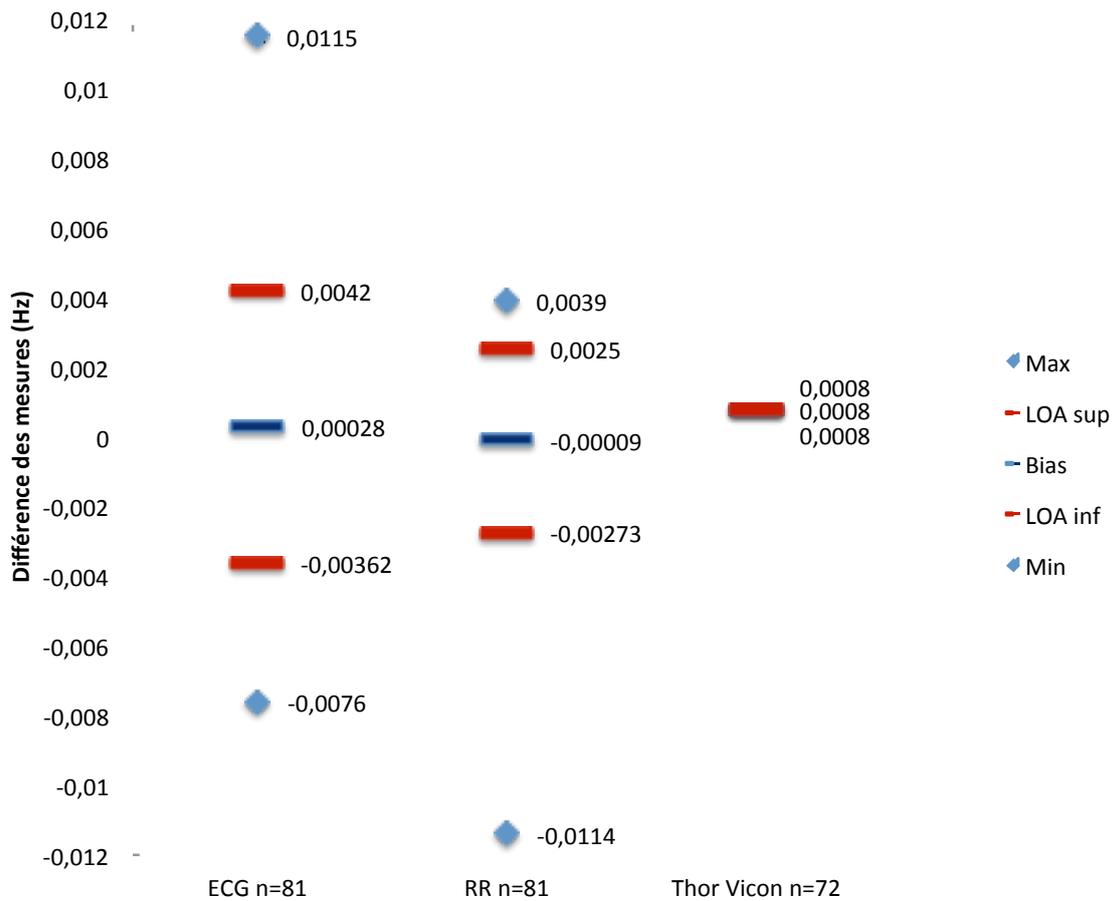


Figure – 1.14 : comparaison des valeurs des graphiques de Bland et Altman réalisés pour comparer les pics de fréquence respiratoire obtenues par le spiromètre Vs l’ECG, le RR et la variation du volume sous pectoral enregistré par *Vicon* (abscisse les outils et le nombres de valeurs ; ordonnée en Hz).

I – 6.5 Comparaison des FFT d’une mesure de : spiromètre, ECG, RR et *Vicon* d’un sujet

Les transformées de Fourier (figures 1.15) montrent clairement les pics de fréquence respiratoire de 0,25 Hz et ce malgré des différences notable d’amplitude en unité arbitraire (ua) sur les différentes figures. Cette amplitude est intéressante à observer : Pour le spiromètre elle est de $2,139 \cdot 10^6$ ua ; alors que pour l’ECG elle est de 1382 ua ; elle est de $2,484 \cdot 10^4$ ua pour le RR et de $3,076 \cdot 10^9$ ua pour la variation du volume sous pectoral. Les données du spiromètre et le *Vicon* qui sont les outils les plus sensibles à la mesure du signal respiratoire ont une très grande amplitude du pic de fréquence et une

faible amplitude pour l'ECG, même si le pic est clairement identifiable. L'amplitude du pic du RR est remarquable car très proche de celle du spiromètre et du *Vicon*. Les quatre FFT montrent un pic en regard de la fréquence de 0,5 Hz qui correspond à l'harmonique de 0,25 Hz et un autre pic en regard de la fréquence de 0,74 Hz qui au vue de son amplitude sur la FFT de l'ECG pourrait être le pic de la fréquence cardiaque. Ce qui est remarquable même si cela n'est pas l'objet de cette étude c'est que ce pic est clairement présent sur la FFT de la mesure RR, mais il est également très visible sur le spiromètre et sur le *Vicon*. Sachant que pour cette dernière FFT l'échelle d'agrandissement est 10^9 fois moindre que pour l'ECG. La fréquence cardiaque pourrait donc être extraite de la variation du volume thoracique.

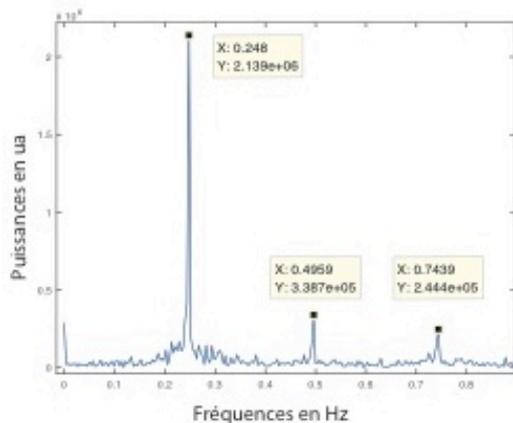


Fig - 15a : FFT signal du spiromètre

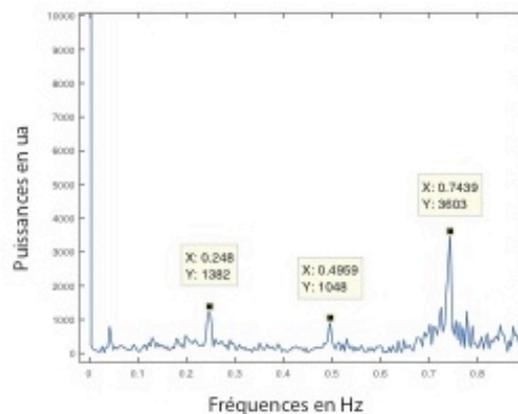


Fig - 15b : FFT signal de l'ECG

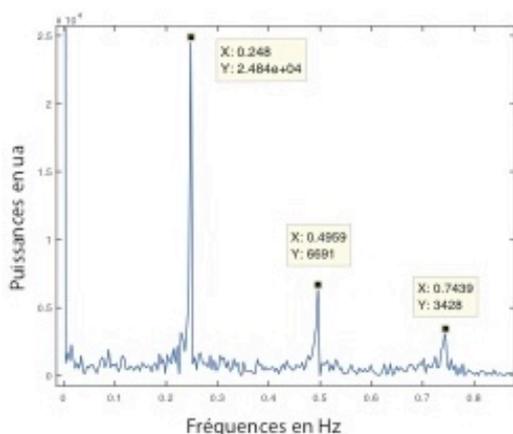


Fig - 15c : FFT signal du RR

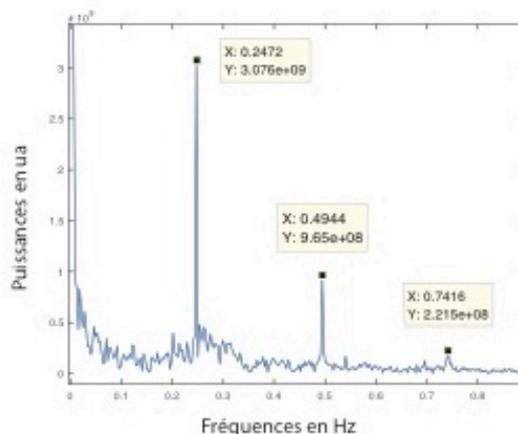


Fig - 15d : FFT signal du Vicon

Figures – 1.15 : comparaison des pics de fréquences des transformées de Fourier, d'une mesure prise sur un sujet obtenu simultanément avec les quatre outils : spiromètre, ECG, RR et *Vicon* (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

I – 6.6 Analyse des 6 FFT des volumes (a, b, c, d, e et f) composant le volume sous pectoral total d'une mesure

L'étude des 6 transformées de Fourier (figure 1.16) montre des similitudes et des variations. La fréquence des 6 pics de fréquence respiratoire est à 0,2472 Hz et l'amplitude du signal fait ressortir clairement celui-ci, très au-dessus du bruit du signal. L'amplitude du signal est variable et se situe entre $2,36 \cdot 10^8$ et $2,29 \cdot 10^9$ ua cette différence montre qu'il y a des volumes figure 16 (b, d et e) ou les amplitudes de fréquences sont plus exprimées que dans les autres. Un autre pic est identifiable mais de moindre amplitude 0,4944 Hz, il s'agit de l'harmonique de la fréquence respiratoire. Un dernier pic de la (figure c) de 0,74 Hz est identifiable sur les 6 FFT avec une amplitude moyenne de $6,94 \cdot 10^7 \pm 3,81 \cdot 10^7$ ua, cette fréquence de 44,4 cmp peut correspondre à la fréquence cardiaque du sujet jeune au repos.

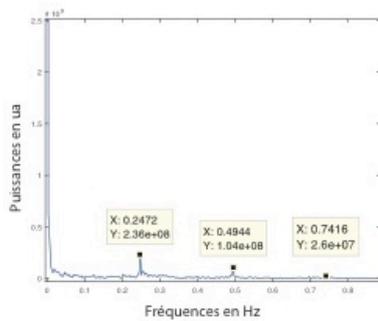


Fig – 16a : Volume Haut Droit

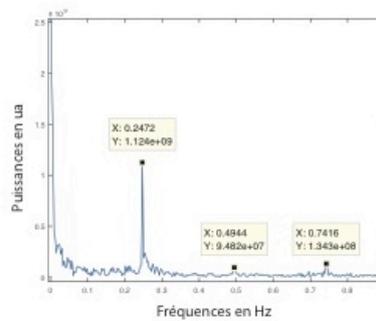


Fig – 16b : Volume Haut Milieu

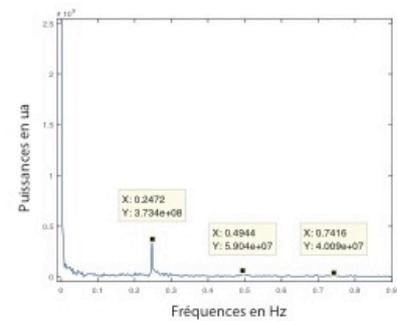


Fig – 16c : Volume Haut Gauche

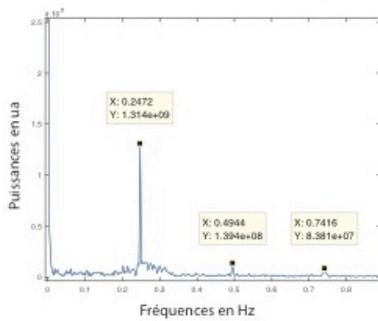


Fig – 16d : Volume Bas Droit

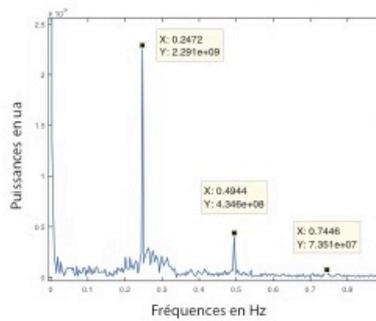


Fig – 16e : Volume Bas Milieu

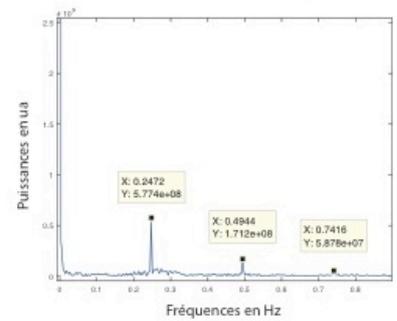


Fig – 16f : Volume Bas Gauche

Figures – 1.16 : comparaison des pics de fréquences des transformées de Fourier, d'une mesure prise sur un sujet des 6 volumes thoracique utilisés pour calculer le volume sous pectoral du *Vicon* (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

I – 7 Discussion

Le but de l'étude est de valider la concordance des mesures de la fréquence respiratoire effectuée par un outil de mesure optoélectronique, le *Vicon*, comparé à un outil de référence, le spiromètre, et de comparer ces résultats aux fréquences respiratoires observées avec l'ECG et le signal de la variation de l'intervalle RR.

I – 7.1 Incertitude de mesure du *Vicon*

La configuration des caméras dans la salle d'analyse du mouvement n'est pas modifiable. La distance des caméras est comprise entre 7,5 et 5 mètres du sujet de l'expérimentation. Les études de Ferrigno et de Reinaux sont elles réalisées en condition optimum en positionnant les caméras entre 0,6 et 1,5 mètre du sujet de l'étude (Ferrigno et al., 1994), (Reinaux et al., 2016). Pour autant, cette configuration n'affecte pas l'incertitude de mesure de l'outil qui est de $\pm 0,062$ mm et conforme à l'étude de Ferrigno qui obtient une incertitude de mesure de $\pm 0,06$ mm avec une distance de caméras de 1,2 mètre et plus resserrée que l'incertitude estimée de $\pm 0,1$ mm dans l'étude de Kaneko (Ferrigno et al., 1994), (Kaneko & Horie, 2012). La grande distance des caméras ne semble pas interférer sur la précision de l'outil.

I – 7.2 Rythme respiratoire contrôlé

Sur les 83 mesures seulement 2 ont été écartées car le sujet n'a pas été en capacité de contrôler sa respiration à une fréquence de 0,25 Hz correspondant à une respiration physiologique (Monti et al., 2002). Dans l'étude de Novak il est également indiqué que l'apport respiratoire doit être pris en compte dans l'interprétation des spectres globaux et qu'il existe un couplage non linéaire étroit entre les systèmes respiratoire et cardiovasculaire (Novak et al., 1993). Les résultats de l'étude montrent qu'il est possible de contrôler la fréquence respiratoire pour calibrer une mesure ou pour que la respiration ne recouvre pas la bande de fréquence étudiée (Souza Neto et al., 2003). De plus, les résultats de l'étude de Beda et de Penttilä renforcent la nécessité de surveiller la respiration pendant les études sur la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) et soulignent que la variabilité respiratoire devrait être ajoutée aux mécanismes de génération d'oscillations lentes du VFC (Beda et al., 2014), (Penttilä et al., 2001). Pour Brown, les paramètres respiratoires (volume courant et fréquence) influencent

fortement les spectres de l'intervalle RR et cette notion devrait être intégrée aux recherches et publications (Brown et al., 1993).

I – 7.3 Synchronisation des données

La méthode de synchronisation des données a permis de réaliser 72 mesures synchrones sur 81. Dans l'étude de Lo Presti une synchronisation très proche de la méthode utilisée est réalisée au début de l'enregistrement, la respiration est libre et les variations des fréquences respiratoire et cardiaque analysées (Lo Presti et al., 2019). Pour l'étude, la synchronisation est réalisée en fin de mesure afin de limiter les répercussions de l'apnée sur le rythme respiratoire contrôlé.

I – 7.4 Analyse de l'accord entre le spiromètre, l'ECG et la variation de l'intervalle RR

L'analyse du spectre fréquentiel cardiaque et de sa variabilité permet d'observer les modulations physiologique et/ou pathologique du système nerveux autonome. La corrélation entre la fréquence respiratoire et la composante HF de la variabilité de la fréquence cardiaque est observée (Malik et al., 1996), (Eckberg, 2000). La fréquence respiratoire de référence du spiromètre donne une (moyenne \pm écart-type) de (0,248 \pm 0,00 Hz). Elle est de (0,2477 \pm 0,0019 Hz) pour l'ECG et de (0,248 \pm 0,0013 Hz) pour les variations de l'intervalle RR. Les coefficients de corrélation des mesures du spiromètre et de l'ECG ainsi que du spiromètre et du RR montrent une corrélation $r = 1$, $p < 0,001$. Ces résultats confirment la très forte corrélation de la fréquence respiratoire et de la fréquence cardiaque et l'impact de la fréquence respiratoire sur la composante HF et plus particulièrement sur la variation de l'intervalle RR (Beda et al., 2014), (Penttilä et al., 2001), (Brown et al., 1993), (Laude et al., 1995).

L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 1.11 et 1.12) montre une très forte concordance entre les mesures du spiromètre et l'ECG et du RR. Le biais est respectivement $< 2,89 * 10^{-4}$ Hz pour l'ECG et $< -9,26 * 10^{-5}$ Hz pour le RR. Les limites d'agrément sont LOA sup $< 4,2 * 10^{-3}$ pour l'ECG et $< 2,55 * 10^{-3}$ pour le RR et les limites LOA inf $< -3,62 * 10^{-3}$ Hz pour l'ECG et $< -2,73 * 10^{-3}$ Hz pour le RR. Le biais du RR est trois fois moindre que celui du graphique de l'ECG et représente 0,036 % de la valeur de référence mesurée. Les limites d'agrément de l'ECG sont $\pm 3,91 * 10^{-3}$ Hz soit $\pm 1,6$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence, celles du RR $\pm 2,62 * 10^{-3}$ Hz soit

$\pm 1,04$ % de la valeur de la fréquence (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995). La concordance des outils est très forte et confirme le fait qu'il est possible d'observer et analyser la composante de la fréquence respiratoire dans le signal de l'ECG et celui de la variation de l'intervalle RR et d'objectiver les corrélations de ces différents rythmes physiologiques (Eckberg, 2000), (Beda et al., 2014).

I - 7.5 Analyse de l'accord entre le spiromètre et la variation du volume sous pectoral

Le but de l'étude est d'évaluer la concordance des mesures de la fréquence respiratoire effectuée en comparant les variations du volume thoracique recueillies par un outil optoélectronique, le *Vicon*, et celles d'un outil de référence, le spiromètre.

Les fréquences respiratoires recueillies par le spiromètre et par le *Vicon* à partir des pics de FFT sont des constantes : 0,248 Hz pour le spiromètre et 0,2472 Hz pour le *Vicon*. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 1.13) montre que le biais ainsi que les limites inférieure et supérieure sont de $8 \cdot 10^{-4}$ Hz. Les soixante-douze valeurs sont parfaitement concordantes. Il y a un biais égal à 0,32 % de la valeur de référence mesurée et toutes les valeurs sont parfaitement concordantes. Les études de Cala, Dellaca et Ferrigno montrent cette même forte concordance (Cala et al., 1996), (Dellaca' et al., 2010), (Ferrigno et al., 1994). La mesure des fréquences de variation du volume thoracique avec un système optoélectronique permet de remplacer le spiromètre pour suivre et analyser la fréquence respiratoire. Le couplage de cette méthodologie avec des mesures biomécaniques du corps humain permet de s'exonérer de la synchronisation (un seul outil pour toutes les mesures) et de supprimer les contraintes de l'embout du spiromètre (contraintes de mouvement et effet instrumental) (Lo Presti et al., 2019), (Niérat et al., 2017). Des études sont donc envisageables en améliorant la méthodologie de synchronisation, le traitement de données et l'immobilisation de matériels et/ou d'opérateurs. L'étude de Stubbe sur l'analyse des micros mouvements crâniens où la variation des distances de points situées sur le frontal d'un sujet est comparée à la fréquence respiratoire du spiromètre peut être prolongée et confirmée en utilisant un seul outil, le *Vicon* (Stubbe et al., 2017).

I – 7.6 Observation des FFT d'une mesure d'un sujet

FFT des outils entre eux

L'étude permet de constater que les FFT (figure 1.15) réalisées des différents outils ou signaux montrent toutes clairement un pic très proche de 0,25 Hz nettement dissocié du bruit de fond. Au regard des études de Beda, Brown et Penttilä ce pic d'une grande amplitude et de faible dispersion peut être attribué au contrôle de la fréquence respiratoire. L'amplitude du pic du signal RR de $2,484 \cdot 10^4$ ua, est presque aussi grande que celle du spiromètre de $2,139 \cdot 10^6$ ua, en comparaison avec celle de l'ECG de 1382 ua, ce qui confirme la corrélation forte de la fréquence respiratoire et de la variation de l'intervalle RR (Beda et al., 2014), (Brown et al., 1993), (Penttilä et al., 2001). Un autre pic de 0,74 Hz est présent sur les différentes FFT et très fortement marqué sur l'ECG. Ce pic est possiblement attribuable à la fréquence cardiaque du sujet et confirme donc la possibilité d'objectiver la fréquence cardiaque d'un sujet par une analyse des mouvements de la paroi thoracique avec un système optoélectronique (Shafiq & Veluvolu, 2014), (Shafiq & Veluvolu, 2017).

FFT des volumes thoraciques

L'étude de 6 FFT de la figure 16 montre que l'on identifie trois pics distincts sur chaque compartiment : le pic de la fréquence respiratoire de 0,272 Hz, le pic de l'harmonique de la fréquence respiratoire de 0,944 Hz et un dernier pic qui est apparenté à la fréquence cardiaque de 0,74 Hz. Le cadran supérieur droit montre une moins grande amplitude du signal tant respiratoire que cardiaque. Il est plus éloigné anatomiquement du cœur et de moindre mobilité car situé sur le gril costal, au-dessus du diaphragme thoracique. Les deux cadrans gauches (haut et bas) se situent au niveau de la région péricardique et le poumon gauche n'a pas de lobe inférieur, ce qui peut expliquer la moindre amplitude de la fréquence respiratoire. Les deux volumes médians ont comme le volume inférieur droit une amplitude importante dans les deux fréquences comme dans l'étude de Shafiq où les capteurs R31 et L32 présentent la plus grande amplitude respiratoire et correspondent aux deux points d'intersection des volumes médians haut et bas (Shafiq & Veluvolu, 2017). Les FFT montrent que seuls 4 ou 8 capteurs positionnés sur une zone médio-diaphragmatique permettent de suivre et d'analyser ces deux composantes fréquentielles de la physiologie humaine qui semblent corrélées au mouvement du diaphragme (Wang et al., 2009), (Ferrigno et al., 1994). Ces éléments sont confirmés par

les études de Shafiq & Veluvolu et Gaillard qui analysent les fréquences respiratoire et/ou cardiaque avec les déplacements de peu de marqueurs (Gaillard et al., 2019), (Shafiq & Veluvolu, 2017).

I – 8 Limites de l'étude

Le choix de contrôler la respiration permet d'avoir un signal de grande amplitude et d'avoir des pics de FFT précis mais il ne permet pas de vérifier la validité de la méthode sur une respiration à fréquence spontanée ou sur une fréquence variable contrôlée (Saboul et al., 2014), (Beda et al., 2014), (Brown et al., 1993). Le faible nombre de marqueurs permet de valider l'hypothèse mais l'analyse des variations du volume thoracique n'est pas comparable aux études pléthysmographiques optoélectroniques qui analysent les variations de volumes (Aliverti et al., 2000), (Aliverti et al., 2001), (Dellaca' et al., 2010), (Ferrigno et al., 1994), (Parreira et al., 2012).

I – 9 Conclusion

L'objectif de l'étude est d'étudier la possibilité d'obtenir un signal de fréquence respiratoire à l'aide d'un système optoélectronique afin d'analyser la corrélation des mouvements et micromouvements humains avec la fréquence respiratoire thoracique.

L'hypothèse de l'étude est validée. L'analyse optoélectronique des mouvements de la paroi thoracique médiane permet d'objectiver au moyen d'une analyse fréquentielle FFT un pic de fréquence respiratoire de 0,2472 Hz, cette valeur est très fortement corrélée $r = 1$ à la fréquence du spiromètre. L'analyse graphique de Bland et Altman montre une parfaite concordance avec un biais de $8 \cdot 10^{-4}$ Hz avec le pic de fréquence respiratoire recueilli sur le signal du spiromètre de 0,248 Hz.

Les résultats de cette étude permettent d'envisager le prolongement de l'étude de Stubbe en réalisant une analyse des micromouvements crâniens comparés aux mesures de la variation de la fréquence respiratoire obtenue par la variation du volume thoracique recueilli par le système *Vicon* (Stubbe et al., 2017).

I – 10 Références

- Aliverti, A., Dellacà, R., Pelosi, P., Chiumello, D., Gattinoni, L., & Pedotti, A. (2001). Compartmental analysis of breathing in the supine and prone positions by optoelectronic plethysmography. *Annals of Biomedical Engineering*, 29(1), 60–70. <https://doi.org/10.1114/1.1332084>
- Aliverti, A., Dellacà, R., Pelosi, P., Chiumello, D., Pedotti, A., & Gattinoni, L. (2000). Optoelectronic plethysmography in intensive care patients. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 161(5), 1546–1552. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.161.5.9903024>
- Allsop, T., Bhamber, R., Lloyd, G., Miller, M. R., Dixon, A., Webb, D., Ania Castañón, J. D., & Bennion, I. (2012). Respiratory function monitoring using a real-time three-dimensional fiber-optic shaping sensing scheme based upon fiber Bragg gratings. *Journal of Biomedical Optics*, 17(11), 117001. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.17.11.117001>
- Alnowam, M. R., Lewis, E., Wells, K., & Guy, M. (2010). Respiratory motion modelling and prediction using probability density estimation. *IEEE Nuclear Science Symposium Medical Imaging Conference*, 2465–2469. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2010.5874231>
- Arlotto, P., Grimaldi, M., Naeck, R., & Ginoux, J.-M. (2014). An ultrasonic contactless sensor for breathing monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(8), 15371–15386. <https://doi.org/10.3390/s140815371>
- Balasubramanian, N. (1976). Comparison of optical contouring methods. *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing*, 42, 115–120.
- Bastianini, F., Schena, E., Saccomandi, P., & Silvestri, S. (2013). Accuracy evaluation of dynamic volume measurements performed by opto-electronic plethysmograph, by using a pulmonary simulator. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 930–933. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609654>
- Bastianini, F., Schena, E., & Silvestri, S. (2012). Accuracy evaluation on linear measurement through opto-electronic plethysmograph. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6674230>
- Beda, A., Simpson, D. M., Carvalho, N. C., & Carvalho, A. R. S. (2014). Low-frequency heart rate variability is related to the breath-to-breath variability in the respiratory pattern. *Psychophysiology*, 51(2), 197–205. <https://doi.org/10.1111/psyp.12163>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet (London, England)*, 1(8476), 307–310.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement : Why plotting difference against standard method is misleading. *The Lancet*, 346(8982), 1085–1087. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(95\)91748-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(95)91748-9)
- Brown, T. E., Beightol, L. A., Koh, J., & Eckberg, D. L. (1993). Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *Journal of Applied Physiology*, 75(5), 2310–2317. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.5.2310>
- Cala, S. J., Kenyon, C. M., Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Pedotti, A., Macklem, P. T., & Rochester, D. F. (1996). Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*,

- 81(6), 2680-2689. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.81.6.2680>
- Cardone, D., Pinti, P., & Merla, A. (2015). Thermal Infrared Imaging-Based Computational Psychophysiology for Psychometrics. *Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2015*, 984353. <https://doi.org/10.1155/2015/984353>
- Chan, A. M., Ferdosi, N., & Narasimhan, R. (2013). Ambulatory respiratory rate detection using ECG and a triaxial accelerometer. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4058-4061. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610436>
- Charbonneau, G., Racineux, J. L., Sudraud, M., & Tuchais, E. (1983). An accurate recording system and its use in breath sounds spectral analysis. *Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1152/jappl.1983.55.4.1120>
- Choppin, S., & Wheat, J. (2013). The potential of the Microsoft Kinect in sports analysis and biomechanics. *Sports Technology, 6*(2), 78-85. <https://doi.org/10.1080/19346182.2013.819008>
- Cossette, I., Monaco, P., Aliverti, A., & Macklem, P. T. (2008). Chest wall dynamics and muscle recruitment during professional flute playing. *Respiratory Physiology & Neurobiology, 160*(2), 187-195. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2007.09.009>
- De Boer, W. H., Lasenby, J., Cameron, J., Wareham, R., Ahmad, S., Roach, C., Hills, W., & Iles, R. (2010). SLP : A zero-contact non-invasive method for pulmonary function testing. *British Machine Vision Conference, BMVC 2010 - Proceedings*. <http://publications.eng.cam.ac.uk/632290/>
- De Chazal, P., Fox, N., O'Hare, E., Heneghan, C., Zaffaroni, A., Boyle, P., Smith, S., O'Connell, C., & McNicholas, W. T. (2011). Sleep/wake measurement using a non-contact biomotion sensor. *Journal of Sleep Research, 20*(2), 356-366. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2869.2010.00876.x>
- De Ridder, S., Migeotte, P.-F., Neyt, X., Pattyn, N., & Prisk, G. K. (2011). Three-dimensional ballistocardiography in microgravity : A review of past research. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2011*, 4267-4270. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091059>
- de Rosnay, J. (1975). *Le microscope : Vers une version globale* (BOOK). Infoscience; Editions du Seuil. <https://infoscience.epfl.ch/record/51502>
- Dellaca', R. L., Ventura, M. L., Zannin, E., Natile, M., Pedotti, A., & Tagliabue, P. (2010). Measurement of total and compartmental lung volume changes in newborns by optoelectronic plethysmography. *Pediatric Research, 67*(1), 11-16. <https://doi.org/10.1203/PDR.0b013e3181c0b184>
- Dowdall, J., Pavlidis, I. T., & Tsiamyrtzis, P. (2007). Coalitional tracking. *Computer Vision and Image Understanding, 106*(2-3), 205-219. <https://doi.org/10.1016/j.cviu.2006.08.011>
- Dutta, T. (2012). Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied Ergonomics, 43*(4), 645-649. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.09.011>
- Dziuda, Ł., Skibniewski, F. W., Krej, M., & Baran, P. M. (2013). Fiber Bragg grating-based sensor for monitoring respiration and heart activity during magnetic resonance imaging examinations. *Journal of Biomedical Optics, 18*(5), 57006. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.5.057006>
- Eckberg, D. L. (2000). Physiological basis for human autonomic rhythms. *Annals of Medicine, 32*(5), 341-349. <https://doi.org/10.3109/07853890008995937>
- Elshafie, G., Kumar, P., Motamedi-Fakhr, S., Iles, R., Wilson, R. C., & Naidu, B. (2016).

- Measuring changes in chest wall motion after lung resection using structured light plethysmography : A feasibility study. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 23(4), 544-547. <https://doi.org/10.1093/icvts/ivw185>
- Fei, J., & Pavlidis, I. (2010). Thermistor at a Distance : Unobtrusive Measurement of Breathing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(4), 988-998. <https://doi.org/10.1109/TBME.2009.2032415>
- Fekr, A. R., Janidarmian, M., Radecka, K., & Zilic, Z. (2014). A medical cloud-based platform for respiration rate measurement and hierarchical classification of breath disorders. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(6), 11204-11224. <https://doi.org/10.3390/s140611204>
- Ferrer-Lluis, I., Castillo-Escario, Y., Montserrat, J. M., & Jané, R. (2020). Analysis of Smartphone Triaxial Accelerometry for Monitoring Sleep-Disordered Breathing and Sleep Position at Home. *IEEE Access*, 8, 71231-71244. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2987488>
- Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G., & Pedotti, A. (1994). Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 77(3), 1224-1231. <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.3.1224>
- Fleck, D., Curry, C., Donnan, K., Logue, O., Graham, K., Jackson, K., Keown, K., Winder, J., Shields, M. D., & Hughes, C. M. (2019). Investigating the clinical use of structured light plethysmography to assess lung function in children with neuromuscular disorders. *PLoS ONE*, 14(8). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221207>
- Gaillard, L., Debraux, L., & Houel, N. (2019). Manubrio-sternal joint mobility during forced ventilation using non-invasive opto-electronic plethysmography : Cases studies. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S411-S412. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714963>
- Ghezzi, M., Tenero, L., Piazza, M., Bodini, A., & Piacentini, G. (2017). Structured Light Plethysmography (SLP) : Management and follow up of a paediatric patient with pneumonia. *Respiratory Medicine Case Reports*, 22, 67-69. <https://doi.org/10.1016/j.rmcr.2017.06.004>
- Goldbeter, A., Gérard, C., & Leloup, J.-C. (2010). Biologie des systèmes et rythmes cellulaires. *médecine/sciences*, 26(1), 49-56. <https://doi.org/10.1051/medsci/201026149>
- Goldman, L. J. (2012). Nasal airflow and thoracoabdominal motion in children using infrared thermographic video processing. *Pediatric Pulmonology*, 47(5), 476-486. <https://doi.org/10.1002/ppul.21570>
- Gourlay, A. R., Kaye, G., Denison, D. M., Peacock, A. J., & Morgan, M. D. (1984). Analysis of an optical mapping technique for lung function studies. *Computers in Biology and Medicine*, 14(1), 47-58. [https://doi.org/10.1016/0010-4825\(84\)90019-2](https://doi.org/10.1016/0010-4825(84)90019-2)
- Gu, C., & Li, C. (2015). Assessment of human respiration patterns via noncontact sensing using Doppler multi-radar system. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 15(3), 6383-6398. <https://doi.org/10.3390/s150306383>
- Inan, O. T. (2012). Recent advances in cardiovascular monitoring using ballistocardiography. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5038-5041. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347125>
- Journois, D. (2004). Concordance de deux variables : L'approche graphique: Méthode de Bland et Altman. *Revue des Maladies Respiratoires*, 21(1), 127-130. [https://doi.org/10.1016/S0761-8425\(04\)71243-7](https://doi.org/10.1016/S0761-8425(04)71243-7)

- Kaneko, H., & Horie, J. (2012). Breathing movements of the chest and abdominal wall in healthy subjects. *Respiratory Care*, 57(9), 1442–1451. <https://doi.org/10.4187/respcare.01655>
- Kelso, J. A. S. (2009). Coordination Dynamics. In R. A. Meyers (Éd.), *Encyclopedia of Complexity and Systems Science* (p. 1–41). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-27737-5_101-3
- Koopmans, L. (1995). *The Spectral Analysis of Time Series* (Academic Press).
- Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hróbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., & Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies*, 48(6), 661–671. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2011.01.016>
- Krehel, M., Schmid, M., Rossi, R. M., Boesel, L. F., Bona, G.-L., & Scherer, L. J. (2014). An optical fibre-based sensor for respiratory monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(7), 13088–13101. <https://doi.org/10.3390/s140713088>
- Lau, D., Chen, Z., Teo, J. T., Ng, S. H., Rumpel, H., Lian, Y., Yang, H., & Kei, P. L. (2013). Intensity-modulated microbend fiber optic sensor for respiratory monitoring and gating during MRI. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 60(9), 2655–2662. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2262150>
- Laude, D., Weise, F., Girard, A., & Elghozi, J. L. (1995). Spectral analysis of systolic blood pressure and heart rate oscillations related to respiration. *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology*, 22(5), 352–357. <https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.1995.tb02014.x>
- Laufer, B., Krueger-Ziolek, S., Docherty, P. D., Hoeflinger, F., Reindl, L., & Moeller, K. (2018). Minimum Number of Sensors in a Smart Shirt to Measure Tidal Volumes. *IFAC-PapersOnLine*, 51(27), 92–97. <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2018.11.661>
- Layton, A. M., Garber, C. E., Thomashow, B. M., Gerardo, R. E., Emmert-Aronson, B. O., Armstrong, H. F., Basner, R. C., Jellen, P., & Bartels, M. N. (2011). Exercise ventilatory kinematics in endurance trained and untrained men and women. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 178(2), 223–229. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2011.06.009>
- Lewis, G. F., Gatto, R. G., & Porges, S. W. (2011). A novel method for extracting respiration rate and relative tidal volume from infrared thermography. *Psychophysiology*, 48(7), 877–887. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2010.01167.x>
- Lewis, J. R. T., & Sopwith, T. (1986). Measuring the human chest with structured lighting. *Pattern Recognition Letters*, 4(5), 359–366. [https://doi.org/10.1016/0167-8655\(86\)90057-7](https://doi.org/10.1016/0167-8655(86)90057-7)
- Lo Presti, D., Romano, C., Massaroni, C., D’Abbraccio, J., Massari, L., Caponero, M. A., Oddo, C. M., Formica, D., & Schena, E. (2019). Cardio-Respiratory Monitoring in Archery Using a Smart Textile Based on Flexible Fiber Bragg Grating Sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(16). <https://doi.org/10.3390/s19163581>
- Macefield, V. G. (2003). Cardiovascular and Respiratory Modulation of Tactile Afferents in the Human Finger Pad. *Experimental Physiology*, 88(5), 617–625. <https://doi.org/10.1113/eph8802548>
- Malik, M., Bigger, J. T., Camm, A. J., Kleiger, R. E., Malliani, A., Moss, A. J., & Schwartz, P. J. (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *European Heart Journal*, 17(3), 354–381.

- Massaroni, C., Senesi, G., Schena, E., Saccomandi, P., Silvestri, S., Silvatti, A. P., Levai, I. K., & Barros, R. M. L. (2017c). Assessment of breathing volumes and kinematics by motion capture systems : Comparison of protocols. *2017 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, 1-6.
<https://doi.org/10.1109/I2MTC.2017.7969817>
- Massaroni, Carlo, Carraro, E., Vianello, A., Miccinilli, S., Morrone, M., Levai, I. K., Schena, E., Saccomandi, P., Sterzi, S., Dickinson, J. W., Winter, S., & Silvestri, S. (2017a). Optoelectronic Plethysmography in Clinical Practice and Research : A Review. *Respiration; International Review of Thoracic Diseases*, 93(5), 339-354.
<https://doi.org/10.1159/000462916>
- Massaroni, Carlo, Lopes, D. S., Lo Presti, D., Schena, E., & Silvestri, S. (2018, septembre 23). *Contactless Monitoring of Breathing Patterns and Respiratory Rate at the Pit of the Neck : A Single Camera Approach* [Research Article]. *Journal of Sensors*; Hindawi.
<https://doi.org/10.1155/2018/4567213>
- Massaroni, Carlo, Saccomandi, P., & Schena, E. (2015). Medical smart textiles based on fiber optic technology : An overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 6(2), 204-221. <https://doi.org/10.3390/jfb6020204>
- Massaroni, Carlo, Senesi, G., Schena, E., & Silvestri, S. (2017b). Analysis of breathing via optoelectronic systems : Comparison of four methods for computing breathing volumes and thoraco-abdominal motion pattern. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(16), 1678-1689.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1406081>
- McCraty, R. (2017). New Frontiers in Heart Rate Variability and Social Coherence Research : Techniques, Technologies, and Implications for Improving Group Dynamics and Outcomes. *Frontiers in Public Health*, 5.
<https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00267>
- McCraty, R., & Zayas, M. A. (2014). Cardiac coherence, self-regulation, autonomic stability, and psychosocial well-being. *Frontiers in Psychology*, 5.
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01090>
- Monti, A., Médigue, C., & Mangin, L. (2002). Instantaneous parameter estimation in cardiovascular time series by harmonic and time-frequency analysis. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 49(12 Pt 2), 1547-1556.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2002.805478>
- Morgan, D. R., & Zierdt, M. G. (2009). Novel signal processing techniques for Doppler radar cardiopulmonary sensing. *Signal Processing*, 89(1), 45-66.
<https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2008.07.008>
- Muniz de Souza, H., Rocha, T., Campos, S. L., Brandão, D. C., Fink, J. B., Aliverti, A., & de Andrade, A. D. (2016). Acute effects of different inspiratory efforts on ventilatory pattern and chest wall compartmental distribution in elderly women. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 227, 27-33. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2016.02.004>
- Murthy, J. N., van Jaarsveld, J., Fei, J., Pavlidis, I., Harrykisson, R. I., Lucke, J. F., Faiz, S., & Castriotta, R. J. (2009). Thermal infrared imaging : A novel method to monitor airflow during polysomnography. *Sleep*, 32(11), 1521-1527.
<https://doi.org/10.1093/sleep/32.11.1521>
- Murthy, R., & Pavlidis, I. (2006). Noncontact measurement of breathing function. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 25(3), 57-67.
<https://doi.org/10.1109/memb.2006.1636352>
- Niérat, M.-C., Dubé, B.-P., Lloncop, C., Bellocq, A., Layachi Ben Mohamed, L., Rivals, I.,

- Straus, C., Similowski, T., & Laveneziana, P. (2017). Measuring Ventilatory Activity with Structured Light Plethysmography (SLP) Reduces Instrumental Observer Effect and Preserves Tidal Breathing Variability in Healthy and COPD. *Frontiers in Physiology*, 8, 316. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00316>
- Novak, V., Novak, P., de Champlain, J., Le Blanc, A. R., Martin, R., & Nadeau, R. (1993). Influence of respiration on heart rate and blood pressure fluctuations. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 74(2), 617-626. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.2.617>
- Parreira, V. F., Vieira, D. S. R., Myrrha, M. A. C., Pessoa, I. M. B. S., Lage, S. M., & Britto, R. R. (2012). Optoelectronic plethysmography : A review of the literature. *Revista Brasileira De Fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, 16(6), 439-453.
- Penttilä, J., Helminen, A., Jartti, T., Kuusela, T., Huikuri, H. V., Tulppo, M. P., Coffeng, R., & Scheinin, H. (2001). Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow : Effects of various respiratory patterns. *Clinical Physiology*, 21(3), 365-376. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2281.2001.00337.x>
- Procházka, A., Schätz, M., Centonze, F., Kuchyňka, J., Vyšata, O., & Vališ, M. (2016). Extraction of breathing features using MS Kinect for sleep stage detection. *Signal, Image and Video Processing*, 10(7), 1279-1286. <https://doi.org/10.1007/s11760-016-0897-2>
- Procházka, A., Schätz, M., Vyšata, O., & Vališ, M. (2016). Microsoft Kinect Visual and Depth Sensors for Breathing and Heart Rate Analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 16(7). <https://doi.org/10.3390/s16070996>
- Procházka, A., Vyšata, O., Schätz, M., Charvátova, H., Paz Suarez Araujo, C., Geman, O., & Mařík, V. (2016). Video processing and 3D modelling of chest movement using MS Kinect depth sensor. *2016 International Workshop on Computational Intelligence for Multimedia Understanding (IWCIM)*, 1-5. <https://doi.org/10.1109/IWCIM.2016.7801175>
- Reinaux, C. M. A., Aliverti, A., da Silva, L. G. M., da Silva, R. J., Gonçalves, J. N., Noronha, J. B., Filho, J. E. C., de Andrade, A. D., & de Amorim Britto, M. C. (2016). Tidal volume measurements in infants : Opto-electronic plethysmography versus pneumotachograph. *Pediatric Pulmonology*, 51(8), 850-857. <https://doi.org/10.1002/ppul.23394>
- Saboul, D., Pialoux, V., & Hautier, C. (2014). The breathing effect of the LF/HF ratio in the heart rate variability measurements of athletes. *European Journal of Sport Science*, 14 Suppl 1, S282-288. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.691116>
- Sakai, N., & Shimawaki, S. (2010). *Motion Analysis of Thumb in Cellular Phone Use*. Applied Bionics and Biomechanics; Hindawi. <https://doi.org/10.1080/11762320903239462>
- Shafiq, G., & Veluvolu, K. C. (2014). Surface Chest Motion Decomposition for Cardiovascular Monitoring. *Scientific Reports*, 4. <https://doi.org/10.1038/srep05093>
- Shafiq, G., & Veluvolu, K. C. (2017). Multimodal chest surface motion data for respiratory and cardiovascular monitoring applications. *Scientific Data*, 4, 170052. <https://doi.org/10.1038/sdata.2017.52>
- Shao, D., Yang, Y., Liu, C., Tsow, F., Yu, H., & Tao, N. (2014). Noncontact monitoring breathing pattern, exhalation flow rate and pulse transit time. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 61(11), 2760-2767. <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2327024>
- Souza Neto, E. P., Neidecker, J., & Lehot, J. J. (2003). Comprendre la variabilité de la

- pression artérielle et de la fréquence cardiaque. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 22(5), 425-452. [https://doi.org/10.1016/S0750-7658\(03\)00134-5](https://doi.org/10.1016/S0750-7658(03)00134-5)
- Stefanovska, A., Bracic, M., & Kvernmo, H. D. (1999). Wavelet analysis of oscillations in the peripheral blood circulation measured by laser Doppler technique. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(10), 1230-1239. <https://doi.org/10.1109/10.790500>
- Stubbe, L., Houel, N., Soudain-Pineau, M., Billaudel, P., & Cottin, F. (2017). Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1), 197-198. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382930>
- Tiller, W. A., McCraty, R., & Atkinson, M. (1996). Cardiac coherence : A new, noninvasive measure of autonomic nervous system order. *Alternative Therapies in Health and Medicine*, 2(1), 52-65.
- Tognoli, E., & Kelso, J. A. S. (2020). Spectral dissociation of lateralized pairs of brain rhythms. *Neuroscience Research*, 156, 141-146. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2019.12.006>
- Vieira, D. S. R., Hoffman, M., Pereira, D. A. G., Britto, R. R., & Parreira, V. F. (2013). Optoelectronic plethysmography : Intra-rater and inter-rater reliability in healthy subjects. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 189(3), 473-476. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.08.023>
- Vogiatzis, I., Aliverti, A., Golemati, S., Georgiadou, O., Lomauro, A., Kosmas, E., Kastanakis, E., & Roussos, C. (2005). Respiratory kinematics by optoelectronic plethysmography during exercise in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 93(5-6), 581-587. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1249-4>
- Wang, H.-K., Lu, T.-W., Liing, R.-J., Shih, T. T.-F., Chen, S.-C., & Lin, K.-H. (2009). Relationship between chest wall motion and diaphragmatic excursion in healthy adults in supine position. *Journal of the Formosan Medical Association = Taiwan Yi Zhi*, 108(7), 577-586. [https://doi.org/10.1016/S0929-6646\(09\)60376-4](https://doi.org/10.1016/S0929-6646(09)60376-4)

II – Proposition de manuscrit n° 2

Précision de la mesure de la fréquence ventilatoire obtenue par la cinématique des micromouvements cutanés du sujet comparée à la pléthysmographie optoélectronique

II – 1 Introduction

Dans le premier chapitre la validation de l'outil de mesure optoélectronique des mouvements humains le *Vicon* est effectuée pour analyser les rythmes de la fréquence respiratoire. Dans une étude précédente le *Vicon* est utilisé pour observer les micromouvements crâniens provoqués par la respiration contrôlée en analysant les variations de distance entre deux marqueurs situés sur le frontal (Stubbe et al., 2017).

L'étude des rythmes, des changements de conformités du crâne et des variations de pression intracrânienne font l'objet de nombreuses recherches qui analysent les interactions et équilibres des flux liquidiens artériel et veineux, du liquide céphalo-rachidien et les adaptations biomécaniques tissulaires du crâne. Les mouvements du cortex cérébral et du liquide cérébrospinal (LCS) sont interdépendants des propriétés mécaniques des tissus intracrâniens et des formes d'ondes des pulsations vasculaires motrices. Une augmentation soudaine de la pression intracrânienne (PIC) entraîne une adaptation rapide de 200 à 300 ms (5 à 3,33 Hz) du système vasculaire et tissulaire intracrânien (Alperin et al., 1996). Les recherches sur la physiologie du LCS et les variations de la PIC objectivées par l'imagerie par résonance magnétique (IRM) apportent la preuve du rôle important de la flexibilité, souplesse des structures intracrâniennes dans l'adaptation hydrodynamique du crâne (Alperin et al., 2006). La mesure et la surveillance non invasive de la PIC permettent d'évaluer la nécessité de la pose d'un moniteur invasif de la PIC sans encourir les morbidités potentielles et peuvent jouer un rôle important dans le diagnostic et l'évaluation des troubles de la PIC (Alperin et al., 2006), (Khan et al., 2017). L'onde cardiaque du LCS et sa propagation au travers des différentes structures cérébrales sont étudiées (Schroth & Klose, 1992), (Du Boulay et al., 1972), (Bhadelia et al., 1997), (Heisey & Adams, 1993). Le flux du LCS au niveau des 3^e et 4^e ventricule commence 200 ms après l'onde R et dure les 2/3 du cycle puis est

suivi d'un retour (Schroth & Klose, 1992). Le gonflement de l'encéphale dans la phase systolique cardiaque entraîne une compression rythmique du troisième ventricule. Chez l'homme comme chez les grand singes les mouvements pulsatiles du LCS résultent de deux origines : les systèmes artériel crânien et le système veineux épidual en réponse aux pressions abdominal, thoracique et postural (Du Boulay et al., 1972). L'étude spécifique des amplitudes d'ondes des flux artériels et des variations du flux du LCS montre une corrélation positive $r = 0,61$; $p = 0,003$ des ondes artérielles et du LCS, alors que l'onde veineuse est inversement corrélée au LCS avec $r = -0,5$; $p = 0,006$ (Bhadelia et al., 1997). Les augmentations de PIC sont normalement régulées par les flux artériels, veineux et le déplacement du LCS mais la flexibilité et l'élasticité des os du crâne au niveau de leurs sutures est un facteur à considérer comme équilibre de la pression intra ventriculaire (Heisey & Adams, 1993). Un modèle est développé pour calculer la déformation du crâne humain en fonction des variations de la PIC et montre que les caractéristiques mécaniques et viscoélastiques des différentes structures du crâne doivent être prises en compte dans ce modèle qui est constitué de la table interne, la table externe, la diploé et la dure-mère. Les paramètres de viscoélasticité représentent 40 % des composantes du modèle (Yue & Wang, 2009).

Ces études couvrent un large champ d'investigations et de méthodologies d'analyses qui varient grandement en termes de sensibilité, d'accessibilité et d'invasivité. Ce sont : la neurophysiologie et neuropathologie comme les hydrocéphalies et les anomalies de résorption du liquide céphalo-rachidien ; les contraintes de pression intracrânienne dues aux accélérations et décélérations rapides dans l'aviation ; l'étude de la résistance osseuse à la déformation lors de traumatismes crâniens ; la biomécanique des sutures crâniennes et l'étude palpatoire des médecines manuelles comme l'ostéopathie crânienne.

II – 1.1 Les dispositifs de mesures à jauges de contraintes

La technologie des jauges de contraintes est utilisée dans plusieurs études de mesures des déformations crâniennes. Les instruments développés avec le système de jauges de contraintes ont une grande sensibilité mais sont majoritairement très invasifs.

Dans l'étude réalisée par Adams pour quantifier les mouvements osseux des pariétaux en rapport avec la suture sagittale médiale, un instrument spécialement développé est attaché au crâne de chats adultes anesthésiés. Les mouvements osseux sont produits par des forces externes appliquées directement au crâne ou par des changements de pression interne de LCS injecté dans les ventricules latéraux. Les mouvements recueillis lors de l'application d'une compression de la suture sagittale puis du relâchement indiquent que la suture étudiée a une variation d'amplitude de mouvement d'environ 130 μm avec une extension d'environ 40 μm et une rétraction d'environ 90 μm . D'autres essais montrent des différences plus importantes en raison de la nature des sutures. Certaines expérimentations ont montré des amplitudes de mouvements pouvant aller jusqu'à 295 μm avec une composante de rotation des pariétaux de 0,28° (Adams et al., 1992). Une seconde étude réalisée par Heifetz sur 2 sujets humains dans le coma, met en place un dispositif stérile muni de 2 jauges de contraintes dont les pointes sont mises en contact avec la table externe osseuse du crâne. Ce dispositif est positionné à 6 cm au dessus du méat auditif. La sensibilité du matériel est très importante et telle qu'une variation de 3 μm du crâne produit un changement de tension de 1 μV . L'étude est réalisée en faisant varier la PIC dans 19 essais. Les résultats montrent une variation moyenne de 12,4 μV pour le premier sujet et de 2,6 μV pour le deuxième (Heifetz & Weiss, 1981). Dans l'étude de Pitlyk pour mesurer l'élasticité du crâne un dispositif à pinces de type « *Gardner Wells* » est adapté avec un système de jauges de contraintes pour enregistrer les variations de tension en μV sur un voltmètre. Les pointes sont placées pour mesurer les variations de diamètre bitemporal du crâne. Les mesures réalisées sur le crâne d'un chien montrent une augmentation de plus de 200 μV de la jauge lors de l'augmentation de la PIC avec un enregistrement du rythme cardiaque sur une amplitude d'environ 30 μV (Pitlyk et al., 1985). Le système le moins invasif est réalisé par Frymann qui cherche à objectiver les différents mouvements crâniens perçus par la palpation manuelle de la tête de sujets vivants. Le système nécessite de longs réglages de pression des capteurs pour ne pas générer de douleurs d'appuis. La tête est maintenue dans un coussin rigide aux formes adaptées à la morphologie du crâne du sujet afin d'éviter les mouvements globaux du crâne. Les rythmes physiologiques connus sont identifiés comme la fréquence respiratoire et la fréquence cardiaque. Une étude plus approfondie avec un dispositif moins contraignant doit être réalisée (Frymann, 1971). L'ensemble de ces études montre qu'il est envisageable de mesurer des

modifications de conformation du crâne en rapport avec la variation de PIC et les rythmes respiratoire et cardiaque. Mais le caractère invasif des expérimentations ne permet pas d'envisager ces outils dans un contexte clinique. Les données sont intéressantes mais le fait qu'elles soit obtenues sur des animaux anesthésiés de surcroît ou des sujets dans le coma pour les études de Adams, Heifetz et Pitlyk ne permet pas de les transposer facilement au modèle humain sain (Adams et al., 1992), (Heifetz & Weiss, 1981), (Pitlyk et al., 1985). Seule l'étude de Frymann ouvre une piste intéressante pour les mesures de mouvement crânien du sujet sain, mais les limites identifiées par les auteurs : la fixité du système par rapport au sujet qui est mobile et induit des mouvements parasites au niveau de la mesure du crâne ainsi que le réglage complexe des pressions des palpeurs, ne permettent pas d'envisager une utilisation clinique simple et parfaitement non invasive du dispositif (Frymann, 1971).

II – 1.2 Pulsed phase-locked loop PPLL (boucle à verrouillage de phase pulsée)

Le système d'analyse par boucle à verrouillage de phase pulsée ou système PPLL des déformations du crâne par modification de la PIC est développé par la NASA pour étudier les déformations lors des accélérations et inclinaisons de tête sur des sujets sains (Hargens, 1999). Ce système à ultrason non invasif est basé sur la détection des mouvements de flexibilité du crâne produit par la PIC. Une étude est réalisée par Ueno sur 6 sujets sains en faisant varier aléatoirement l'inclinaison du sujet allongé en décubitus dorsal entre -15° , 0° , $+30^\circ$ et $+60^\circ$. Les mouvements du crâne sont de l'ordre du micromètre et sont fortement corrélés aux variations d'angles $r^2 = 0,77$ (Ueno et al., 1998b). Ces variations des mesures crâniennes sont développées et montrent un effet significatif de l'angle d'inclinaison sur l'amplitude de pulsation du diamètre crânien $p < 0,001$. L'amplitude du diamètre crânien de l'ensemble des sujets est de $-0,0638 \pm 0,242 \mu\text{m}/\text{degré}$ (soit pour une variation de 60° une modification du diamètre du crâne de $3,8 \pm 14,5 \mu\text{m}$). Ce dispositif non invasif, évalué et validé par la NASA dont les résultats sont confirmés par l'étude de Serra-Hsu est réservé à des opérateurs spécialisés dans le développement d'outils de mesures à ultrason (Serra-Hsu et al., 2011).

II - 1.3 La radiographie

Une étude pilote rétrospective de 12 dossiers de patients sélectionnés aléatoirement avec clichés radiographiques crâniens avant et après traitement par manipulation de la voute sont analysés. Les radiographies sont prises avec un dispositif de positionnement fixe de la tête. Les degrés de changements d'angles spécifiques à la prise en charge ostéopatique sont relevés. Les moyennes des déplacements sont : pour l'atlas $2,58^\circ$ [0° ; 6°], t-test $p < 0,01$; pour la mastoïde $1,66^\circ$ [0° ; 3°], t-test $p < 0,01$; pour le malaire $1,25^\circ$ [0° ; 4°], t-test $p < 0,01$; pour le sphénoïde $2,42^\circ$ [0° ; 8°], t-test $p < 0,01$ et pour le temporal $1,75^\circ$ [0 ; 5°], t-test $p < 0,01$. Le pourcentage des sujets dont 5 angles changent avant et après traitement est de 41,6 %, dont 3 angles sont modifiés 91,6 % et 100 % des sujets ont au moins 2 angles modifiés (Oleski et al., 2002). La radiographie avec dispositif de positionnement est un outil pertinent pour mesurer des instantanés et/ou des modifications avant et après traitement. Elle ne permet pas de mesurer précisément des variations d'amplitude ou de rythme. De plus ce procédé est invasif et doit être utilisé par un personnel habilité et dans un cadre médical hospitalier.

II - 1.4 L'imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'imagerie par résonance magnétique est utilisée pour étudier la dynamique des fluctuations du liquide céphalorachidien et les changements de conformation de l'encéphale, des ventricules et des citernes dans l'espace sous-arachnoïdien (Levy & Di Chiro, 1990), (Enzmann & Pelc, 1991), (Poncelet et al., 1992) (Linninger et al., 2007).

Pour Feinberg, la faible densité en hydrogène de l'os empêche l'évaluation du mouvement crânien. Mais les mouvements de la peau et des tissus sous-cutanés sont mesurables. Une vitesse de déplacement céphalique de $0,42 \pm 0,15$ mm/s des tissus sous cutanés du sommet du crâne est mesurée lors de la systole et plus précisément 100 à 200 ms après l'onde R. La vitesse de déplacement céphalique caudal du cortex cérébral est mesurée à $0,4 \pm 0,25$ mm/s lors de la systole 100 ms après l'onde R. Le déplacement antéro postérieur du cortex n'est pas mesurable (Feinberg & Mark, 1987). Le déplacement dans la phase systolique du cortex cérébral avec récupération diastolique est confirmé dans l'étude de Poncelet. Il décrit un mouvement principalement céphalique caudal et latéral avec une faible composante antéropostérieure. Les vitesses du parenchyme cérébral sont de 2 mm/s dans l'axe céphalique caudal et de 1,5 mm/s sur l'axe transversal (Poncelet et al., 1992). Le mouvement du cortex cérébral et des

différentes structures centrales est analysé dans l'étude d'Enzmann en concordance avec le cycle cardiaque. Les mouvements observés des différentes structures centrales ne sont pas produits simultanément mais suivent une séquence : ils progressent postéro-antérieurement en suivant le déplacement du liquide céphalorachidien. Le pic de déplacement cérébral global est de l'ordre de 0,1 mm à 0,5 mm avec un déplacement plus important des amygdales cérébelleuses de $0,4 \pm 0,16$ mm (Enzmann & Pelc, 1992) L'étude de Crow est centrée sur l'étude des possibles mouvements des structures de la voute crânienne. Huit images d'une fréquence d'acquisition de 450 ms sont réalisées à 45 secondes d'intervalle sur 20 sujets avec un système d'IRM fermé. Les différences pour les mesures de l'aire, de la largeur et de la hauteur du grand axe sont statistiquement significatives alors que pour le périmètre et le petit axe la différence est non significative. Seules les valeurs de différence pour l'aire sont significatives et dépassent le seuil de résolution de 0,898 mm/pixel (Crow et al., 2009). L'ensemble de ces études montre un réel intérêt pour analyser et étudier la biomécanique du cortex, des noyaux et du pont cérébelleux ainsi que celle des liquides et de leurs interactions. L'étude des mouvements crâniens ou péri-crâniens ne semble pas adaptée à l'outil. La fréquence d'acquisition d'un cliché 450 ms et la résolution de 0,898 mm/pixel limitent la sensibilité de la mesure (Crow et al., 2009). L'IRM est comme la radiologie un outil peu accessible et réservé aux études réalisées dans un cadre hospitalier.

II - 1.5 L'interférométrie holographique

L'interférométrie holographique non destructive est une méthode utilisée à l'origine pour l'étude de l'intégrité structurale des matériaux et des systèmes. Elle est peu appliquée dans le champ médical (DeKock et al., 1979). Afin de faire évoluer la compréhension des traumatismes cranio-faciaux De Kock réalise une étude pour analyser les déformations de l'orbite osseux. Une pression effectuée avec une pointe métallique est réalisée sur le frontal à 1,5 cm au-dessus du demi-orbite gauche d'un crâne sec. La contrainte engendre une déformation de l'orbite de l'ordre de 2 μ m et la déformation à l'intérieur de l'orbite est uniforme. Lorsque la force est appliquée au niveau de l'os zygomatique la déformation est plus importante au niveau du plancher de l'orbite. Ses résultats sont utiles dans la modélisation des traumatismes crâniens (DeKock et al., 1979). Une étude sur la réponse de déformation à l'impact du crâne humain par interférométrie holographique montre que l'onde de choc se transmet de

l'impact frontal jusqu'au pôle opposé en 0,2 à 0,3 ms et que l'amplitude maximale des déformations est relevée dans les régions pariétales et temporales avec des interférences au niveau de certaines sutures (Dörheide & Hoyer, 1984). L'importance de l'effet des sutures sur la transmission des ondes de choc est confirmée par l'étude de Hoyer qui soumet des crânes humains à des vibrations sur une plage de fréquences de 500 à 3000 Hz. L'analyse holographique montre des lignes d'interférences concentrées au niveau de la zone temporale au-dessus et en arrière de l'oreille externe. De par sa faible épaisseur l'os temporal, dans sa partie squameuse, peut agir comme une membrane vibratoire. Une dernière étude de déformation de crâne humain réalisée par Kragt s'attache plus particulièrement aux réactions de la suture zygomatoco-maxillaire. Des rotations sans déformation du maxillaire sont produites avec ouverture de la suture fronto-nasale. L'angle de rotation s'élève à $22 \cdot 10^{-4}$ degrés et le déplacement à 2,06 μm . La méthode est généralement utilisée pour l'analyse non destructive des déformations d'objets inanimés. La possibilité d'exploiter les pulsations cérébrales comme forces de déplacement analysées par interférométrie holographique chez des patients en service de neurochirurgie est étudiée par (Ko et al., 2005). La précision des interférogrammes est de 0,5 mm, la méthode a permis de localiser avec précision les zones de perte osseuse des sujets observés. L'interférométrie holographique apporte une analyse de la résistance des biomatériaux osseux humains et leur réponses face aux contraintes traumatiques ou aux phénomènes vibratoires, mais semble très limitée en terme de précision (0,5 mm) pour l'étude des mouvement humains.

II – 1.6 Les capteurs à courants de Foucault

Les instruments de mesures sont des sources de contraintes et entravent et modifient les mouvements étudiés sur le vivant (Frymann, 1971), (Pitlyk et al., 1985). L'outil doit donc être non invasif et le moins contraignant possible. Dans cette direction, Pitlyk propose une piste de réflexion pour l'analyse des mouvements crâniens du sujet humain en repensant son outil en positionnant des capteurs à courants de Foucault en lieu et place des pointes métalliques ce qui permet d'obtenir des modifications de positionnements de la surface peaucière du crâne de manière non invasive car sans contact (Pitlyk et al., 1985). Les capteurs à courants de Foucault sont des capteurs destinés à des environnements industriels et plus particulièrement utilisés pour les mesures de distances sans contact. Ils utilisent une bobine parcourue par un courant

haute fréquence qui produit un champ électromagnétique variable et permet de détecter la présence d'un objet métallique et de mesurer les variations de distances de celui-ci au capteur. Le développement de cette technologie adaptée à la mesure des micromouvements humains du crâne est mis en place par Billaudel dans une étude où le type de capteur, la distance de la cible, ainsi que l'oscillateur sont étudiés afin de réaliser des mesures de micromouvements du crâne des sujets sains. Les premiers résultats permettent de mesurer des micromouvements et en les analysant par transformée rapide de Fourier, d'objectiver une fréquence de 9,78 cpm qui correspond aux fluctuations identifiées par palpation manuelle des ostéopathes (Billaudel et al., 1991), (Laval et al., 2002). Dans la continuité de cette étude, Perrin affine le dispositif et développe une carte d'acquisition qui permet le comptage des périodes mais le système n'est pas satisfaisant et un convertisseur fréquence tension est développé et permet d'obtenir la détection d'un mouvement de $1\mu\text{m}$ d'amplitude à 4 mm de distance de la cible (Perrin, 1995). Le dispositif est repris dans une pré-étude avec un capteur low-cost réalisé sur une plaque de circuit imprimé et une feuille d'aluminium flexible comme cible pour vérifier la reproductibilité des études précédentes. Les résultats, après recueil de l'enregistrement de 2 minutes puis traitement par transformée de Fourier montrent des micromouvements qui présentent des pics de fréquences correspondant à la fréquence respiratoire, la fréquence cardiaque et une fréquence qui correspond au baroreflexe (Stubbe et al., 2015). Les capteurs à courants de Foucault ont l'avantage d'être peu coûteux et d'une grande sensibilité, $1\mu\text{m}$ d'amplitude à une distance de 4 mm, mais ils mesurent les variations d'induction générées par la cible métallique et non la position précise d'un capteur dans les trois dimensions de l'espace.

II – 1.7 Laser Doppler et bioimpédancemétrie

Les rythmes lents de la cavité crânienne humaine sont également étudiés par des méthodes non invasives comme l'échographie Doppler pour étudier les variations du débit sanguin dans l'artère cérébrale moyenne ou la bioimpédancemétrie qui permet d'étudier les rapports volumiques entre les milieux liquidiens de la cavité crânienne (Moskalenko et al., 2001). Plusieurs études de Moskalenko montrent que la bioimpédancemétrie permet de mesurer des oscillations lentes liées aux mécanismes de régulation de l'apport sanguin et de la consommation d'oxygène par le tissu cérébral avec une plage de fréquence de 0,08 à 0,2 Hz soit 5 à 12 cpm (Moskalenko et al., 2001),

(Moskalenko et al., 2009), (Moskalenko et al., 2013). Une autre étude développe un protocole pour mesurer simultanément les oscillations de Traube-Hering-Mayer (THM) et les impulsions rythmiques crâniennes (IRC) décrites par les ostéopathes. L'étude est réalisée avec un Laser Doppler, les fréquences sont comparées aux mesures d'IRC réalisées manuellement par des ostéopathes. Les résultats sur 328 paires de données montrent que l'IRC est très fortement corrélée avec les fluctuations de basses fréquences des oscillations de THM $r = 1$ $p < 0,001$ (Nelson et al., 2001). Les résultats sont encourageants mais l'étude de Zegarra-Parodi considère avec prudence la méthode d'analyse de la microcirculation cutanée par Laser Doppler car l'activité nerveuse sympathique cutanée est souvent négligée dans les études. Un autre point est relevé celui du manque de normalisation de la collecte des données et du traitement du signal tant dans le domaine temporel que fréquentiel (Zegarra-Parodi et al., 2014). Les systèmes d'analyse des oscillations crâniennes par laser Doppler ou bioimpédancemétrie ouvrent un champ d'études des rythmes physiologiques liquidiens du crâne humain mais ne permettent pas d'étudier précisément les mouvements superficiels du crâne.

II - 1.8 Analyse optoélectronique des mouvements humains

Une étude est réalisée et montre la possibilité de mesurer des micromouvements crâniens avec un système optoélectronique non invasif et d'une grande précision (incertitude de mesure proche de 0,06 mm) (Stubbe et al., 2017), (Ferrigno et al., 1994). Les résultats montrent la possibilité de mesurer la fréquence respiratoire en réalisant une transformée de Fourier rapide de la variation de distance des deux capteurs positionnés sur le frontal. La fréquence obtenue avec le Vicon est comparée à la fréquence recueillie par le spiromètre, les deux fréquences ne sont pas différentes significativement $p = 0,37$. Les résultats du premier chapitre montrent également que le Vicon est un outil fiable et adapté pour réaliser des mesures de la fréquence respiratoire pouvant remplacer une mesure réalisée avec un spiromètre. La corrélation des deux méthodes de mesures est très forte $r = 1$, $p < 0,001$ la concordance montre un biais extrêmement faible qui est égal à la valeur des bornes supérieur et inférieur, Biais et LOA = $8 * 10^{-4}$ Hz, soit 0,32% de la valeur de référence.

Bien que l'outil ne mesure pas la flexibilité et la déformation de la structure osseuse crânienne mais les changements de conformation tissulaire du crâne avec toutes ses composantes : peau, muscles, système vasculaire, système liquidien et fascias. La méthode est précise, non invasive, validée pour les mesures de fréquences physiologiques comme la fréquence respiratoire et/ou de la fréquence cardiaque avec peu de marqueurs, dans une plage de fréquences correspondant aux bandes de fréquences de l'IRC ou des oscillations de THM (Gaillard et al., 2019), (Shafiq & Veluvolu, 2017). Le système n'est pas relié à la table et donc sans contrainte directe avec la tête du sujet qui est libre de ses mouvements ce qui va dans le sens des préconisations des études de Frymann et Pitlyk (Frymann, 1971), (Pitlyk et al., 1985).

Pour valider le Vicon comme système de mesure des micromouvements du crâne humain il faut que la méthode de mesure de la fréquence respiratoire par analyse de la variation du volume sous-thoracique soit corrélée et concordante aux mesures des micromouvements crâniens recueillies par le Vicon. Le but de l'étude est de vérifier l'hypothèse suivante : l'analyse optoélectronique des variations de distances des marqueurs cutanés situés sur le front d'un sujet permet d'objectiver un pic de fréquence respiratoire contrôlé à 0,25 Hz.

Pour réaliser l'analyse de l'accord des mesures de la fréquence respiratoire obtenues par : la variation de distance des marqueurs positionnés sur le frontal du sujet et une mesure synchrone de la variation des volumes sous pectoral du sujet avec le système optoélectronique *Vicon*, une étude observationnelle est réalisée sur des sujets sains. L'étude se déroule dans le laboratoire de recherche de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO 8 Rue Alfred Nobel 77420 Champs sur Marne.

II – 1.9 Approbation éthique

L'étude est validée par le Comité d'Ethique Interne de l'ESO et est menée selon les recommandations de la déclaration d'Helsinki¹.

¹ « World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects », *JAMA*, vol. 310, n° 20, 27 November 2013, p. 2191–2194

II – 2 Etude observationnelle

II – 2.1 Sujets

L'étude se déroule dans la salle d'analyse du mouvement du laboratoire ESO Paris Recherche. La salle est isolée du bruit et des émissions d'ultraviolets solaires. L'intensité lumineuse y est faible et la température est maintenue à 22°C.

Deux tables de pratique Franco et Fils de type TF1-5000 sont disposées côte à côte afin de créer une surface permettant un complet relâchement du sujet et le positionnement du matériel de mesures.

La population est constituée de 35 sujets sains majeurs, 20 femmes et 15 hommes de (moyenne \pm écart type) : âge en années ($19,54 \pm 0,95$), taille en cm ($170,29 \pm 9,69$) ; masse en kg ($62,89 \pm 13,25$). Les sujets sont recrutés au sein des étudiants de première année de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO. Après information les sujets prennent connaissance de l'objet de l'étude puis, donnent leur consentement éclairé pour participer à l'étude. Les sujets sont informés sur le fait qu'ils ne doivent pas fumer, boire de café et/ou prendre des substances excitantes avant le début de l'étude (Malik et al., 1996).

II – 2.2 Consignes

Le sujet est accueilli au laboratoire, puis est installé dans une salle de repos au calme et sans sollicitations durant 30 minutes, conformément aux recommandations de la Task-Force (Malik et al., 1996). Après la phase de repos, le sujet, en sous-vêtements, est installé en décubitus dorsal sur les deux tables de pratique. Il est équipé des instruments de mesures. Il doit respirer à une fréquence imposée par audio feedback à 0,25 Hz pendant 7 minutes (Monti et al., 2002). A la fin des 7 minutes l'opérateur demande au sujet d'inspirer profondément puis d'expirer au maximum et de reprendre sa respiration normale.

II – 3 Matériel et méthodes

Les coordonnées 3D des marqueurs sont enregistrées par le système *Vicon*[®] afin de calculer leurs variations et de réaliser des transformées de Fourier des variations des volumes thoraciques et des déplacements des marqueurs positionnés sur la tête du sujet.

II – 3.1 Le contrôle de la fréquence respiratoire

Trois mesures de 7 minutes sont réalisées pour chacun des sujets avec un temps de pose entre chaque mesure d'au moins 7 minutes. Pendant le temps de repos les sujets restent allongés et ne bougent pas. La fréquence respiratoire contrôlée est arrêtée. Après 7 minutes de repos une nouvelle mesure est effectuée dans les mêmes conditions que la précédente.

II – 3.2 Le Vicon

Mesure du volume sous-thoracique

Pour mesurer les variations du volume thoracique des sujets la méthodologie du premier chapitre est reproduite. Douze marqueurs réfléchissants de 12 mm de diamètre sont positionnés avec du scotch hypoallergénique double face sur la zone thoracique inférieure du sujet après analyse des études de Ferrigno, Wang, Alnowam et Shafiq (Ferrigno et al., 1994), (Wang et al., 2009), (Alnowam et al., 2010), (Shafiq & Veluvolu, 2017). Les marqueurs sont placés aux intersections de 6 plans, deux à deux, et de la surface du thorax du sujet : le plan coronal, passant par les sommets des courbures costales latérales droites et gauches ; les deux plans médio-claviculaires passant par les articulations costochondrales des 7^e cotes, s'intersectant avec les trois plans transversaux : un plan sous-xiphoïdien ; un plan subcostal ; un plan intermédiaire passant par le milieu des deux autres plans (cf. chapitre-1). Les intersections des plans et de la surface de la peau définissent 12 points : Thoracique Droit Haut **THDH** ; Thoracique Droit Milieu **THDM** ; Thoracique Droit Bas **THDB** ; Thoracique Médian Droit Haut **TMDH** ; Thoracique Médian Droit Milieu **TMDM** ; Thoracique Médian Droit Bas **TMDB** ; Thoracique Médian Gauche Haut **TMGH** ; Thoracique Médian Gauche Milieu

TMGM ; Thoracique Médian Gauche Bas **TMGB** ; Thoracique Gauche Haut **THGH** ; Thoracique Gauche Milieu **THGM** ; Thoracique Gauche Bas **THGB**.

L'acquisition des coordonnées 3D des capteurs positionnés sur le thorax du sujet pour étudier la fréquence respiratoire est réalisée avec un système *Vicon*. Le système d'acquisition est constitué de 8 caméras synchrones infrarouges MX T10 (fréquence d'acquisition à 100 Hz), d'une unité *Giganet* MX (unité de synchronisation des caméras) et d'un système *Vicon Nexus* 1.8.5. La configuration des caméras dans la salle d'analyse du mouvement est fixe. La salle fait 11,20 x 5,10 mètres et les huit caméras sont situées à 2 mètres du sol. La distance des caméras est donc comprise entre 5 et 7,5 mètres du sujet de l'expérimentation.

Le système *Vicon* est calibré avec une incertitude de 0,062 mm, en utilisant trois marqueurs réfléchissants positionnés sur la table, deux marqueurs de part et d'autre de la tête TAOR (Table Origine) et TATD (Table Tête Droite) et le troisième TAPG (Table Pied Gauche), sur le bord externe de la table. Le calcul est réalisé suivant la démarche de Ferrigno (Ferrigno et al., 1994). Les marqueurs permettent également de construire un plan de référence correspondant à la table et à la surface postérieure du thorax, comme dans les études d'Aliverti (Aliverti et al., 2000)(Aliverti et al., 2001) et Dellaça (Dellaca' et al., 2010).

Mesures crâniennes

Pour mesurer les variations de distances du crâne des sujets cinq marqueurs réfléchissants de 12 mm de diamètre sont positionnés avec du scotch hypoallergénique double face sur la région frontale du sujet. Les marqueurs sont placés symétriquement à droite et à gauche du frontal : deux marqueurs en arrière des processus zygomatiques Tête Latérale Gauche **TLAG** et Tête Latérale Droit **TLAD** ; deux marqueurs entre les bosses frontales et les arcades orbitaires Tête Médiale Gauche **TMEG** et Tête Médiale Droite **TMED** et un marqueur au niveau de la glabelle Tête Origine **TEOR** (figure 2.1). La littérature ostéopathique décrit une variation de conformité du crâne entre les phases dites d'inspiration et d'expiration crâniennes (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001). A la flexion les diamètres antéropostérieur (Nasion ; Inion) et céphalique-caudal (Bregma ; Basion) du crâne diminuent pendant que le diamètre transversal (bi Ptériorion) augmente. A l'extension le processus est inversé (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001).



Figure – 2.1 : disposition des marqueurs rétro-réfléchissants du crâne : 5 marqueurs sont positionnés en projection de l'os frontal du sujet.

II – 3.3 Sauvegarde des données du *Vicon*[®]

Après vérification de la qualité des acquisitions l'enregistrement du *Vicon* est sauvegardé au format .csv.

II – 4 Data processing

II – 4.1 Traitement des données du *Vicon*

Pour extraire les pics de fréquence respiratoire thoracique et crânienne des données d'analyse du mouvement thoracique, les fichiers .csv sont ouverts sous MatLab. Après ouverture, le fichier est transformé en vecteurs de données Matlab. Lorsque cela est nécessaire, les data NaN sont extraites et remplacées en créant un vecteur continu qui permet de générer les données manquantes par interpolation linéaire. Un script est réalisé et utilisé pour déterminer le point d'amplitude minimum de la dernière sinusoïde avant la commande d'inspir et d'expir forcée. Le script extrait les 6 mn de signal en amont de ce point soit 36000 points pour chacun des 20 marqueurs et leurs coordonnées tridimensionnelles.

Le volume thoracique

A partir de cette matrice de données, le calcul du volume sous pectoral est réalisé en trois temps : i) construire la surface de référence à partir des trois points de la table TAOR, TATD et TAPG ; ii) calculer les projections sur ce plan des coordonnées des 12 capteurs pour définir les 6 volumes (cf. chapitre-1) ; iii) calculer les 6 volumes et le volume sous pectoral total à l'aide de l'équation du volume du parallélépipède. Les variations du volume sous pectoral sont traitées et une transformée rapide de Fourier FFT est réalisée avec le fichier de 6 mn. Une figure est générée pour extraire la valeur en Hz du pic le plus proche de 0,25 Hz correspondant à la fréquence respiratoire contrôlée qui est demandée au sujet (figure 2.2). Les données sont organisées et sauvegardées dans un fichier *Excel*.

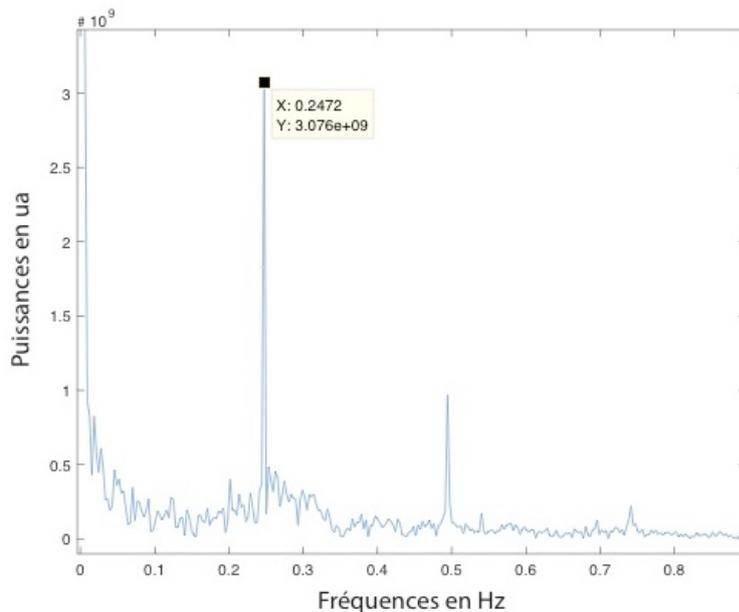


Figure – 2.2 : identification et extraction de la FFT du signal de la variation du volume sous pectoral, de la valeur du pic de fréquence respiratoire = 0,2472 Hz (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

Les marqueurs crâniens

A partir de la matrice de données, le calcul des distances en fonction du temps est réalisé pour TLAG et TLAD ainsi que pour TMEG et TMED (figure 2.3a). Afin d'étudier les déplacements de la tête du sujet provoqués par la respiration, la variation de distance du

marqueur TEOR par rapport à sa position d'origine est calculé TEOR et TEORor (figure 2.3b).

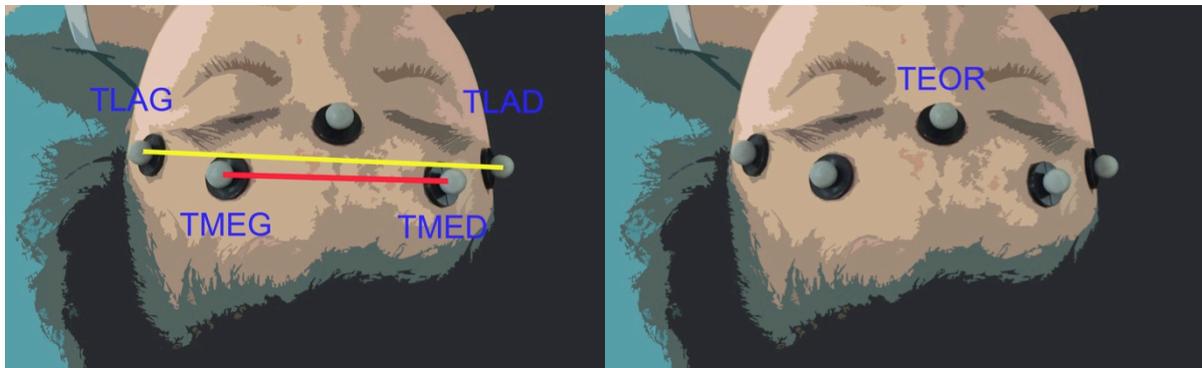


Fig – a : distances TLAG-TLAD et TMEG-TMED

Fig – b : distance TEOR par rapport à TEOR origine

Figure – 2.3 : distances calculées pour étudier les variations des mouvements du crâne induits par la respiration thoracique contrôlée.

A partir des variations de distances des FFT sont réalisées avec le fichier de 6 mn. Une figure est générée afin d'extraire la valeur en Hz du pic le plus proche de 0,25 Hz correspondant à la fréquence respiratoire contrôlée qui est demandée au sujet. L'amplitude des pics de fréquences des variations de distance ne sont pas aussi importants que pour les variations de volumes sous pectoraux, ils se détachent moins nettement du bruit de fond. La méthode retenue est de retenir les pics de fréquences situés dans la plage de fréquence comprise entre 0,2 et 0,3 Hz d'une amplitude plus de 2 fois supérieure au bruit de fond et d'une amplitude supérieure aux pics adjacents dépassant la courbe du bruit (figure 2.4). Cette méthode est similaire à la méthode proposée par De Luca pour le traitement du signal EMG où la valeur de l'écart-type de l'amplitude du bruit est calculée. Lorsque le signal dépasse 2 écart-types il peut-être considéré comme un signal actif (De Luca, 1997).

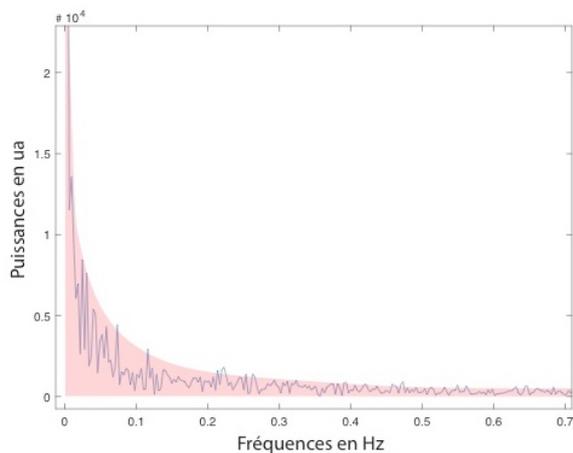


Fig - a : pas de pic dépassant le bruit de fond

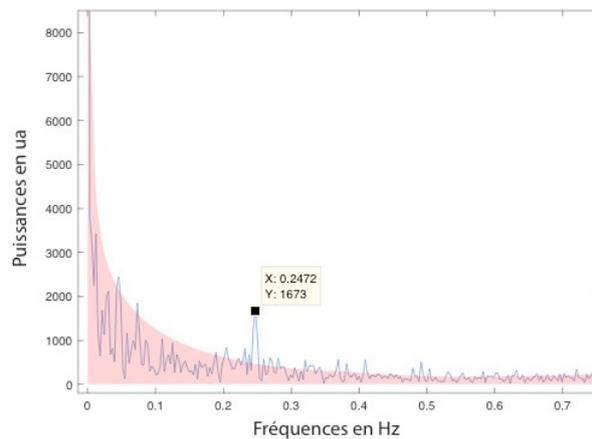


Fig - b : pic dépassant de plus de 2x le bruit de fond

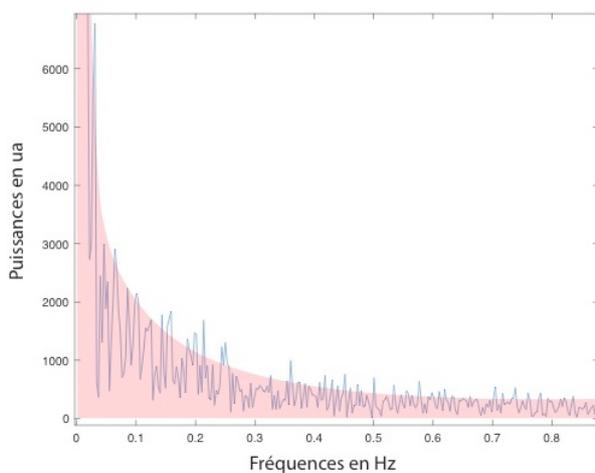


Fig - c : pas de pic de plus de 0,25 fois un pic adjacent

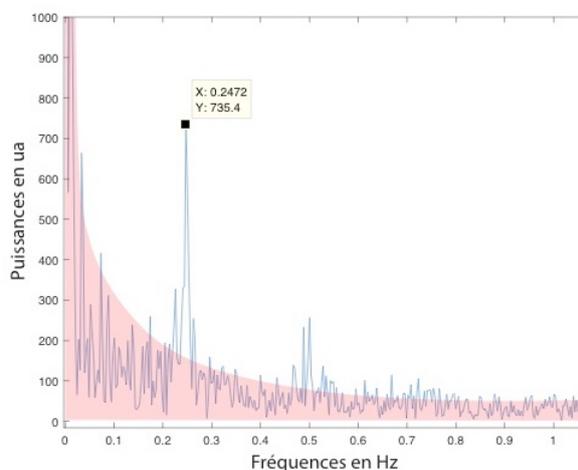


Fig - d : pic d'une amplitude de plus de 0,25 fois d'un pic adjacent

Figure – 2.4 : critères de validation des pics de FFT des variations de distances en fonction du bruit de fond et de l'amplitude du pic de fréquence compris entre les fréquences de 0,2 et 0,3 Hz. La zone en rose représente une limite d'interprétation ou de bruit (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

II – 5 Analyse statistique

Comme dans le premier chapitre, les moyennes et les écart-types des valeurs de chaque outil sont calculées.

L'analyse de concordance des valeurs est étudiée en suivant les recommandations du *Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS)* (Kottner et al., 2011). Pour vérifier la normalité, l'analyse du coefficient d'asymétrie et du coefficient d'aplatissement n'est pas retenue car les valeurs de la fréquence respiratoire relevées

sur le spiromètre et le volume sous pectoral sont des constantes. L'asymétrie et l'aplatissement ne sont donc pas interprétables.

Pour la comparaison des outils deux à deux, le test t pour un échantillon comparé à une constante a été utilisé. Le seuil de significativité est fixé à $\alpha = 0,05$.

L'analyse de la concordance des outils deux à deux est réalisée en utilisant la méthode graphique de Bland et Altman (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995). L'utilisation de la corrélation comme outil de concordance pour comparer deux méthodes ou outils de mesures est pour Bland et Altman trompeur, une corrélation élevée ne signifie pas que les deux méthodes s'accordent. Pour Journois, la méthode d'analyse de concordance est la plus adaptée pour évaluer les nouvelles techniques de mesures (Journois, 2004). Elle étudie l'écart existant entre les couples de valeurs recueillies par les deux méthodes et/ou outils de mesures. Le biais (écart-type des différences) et les limites de concordance supérieure et inférieure (LOA *Limites of agreement*) sont calculés $\pm 1,96$ écart-type des différences.

Les tests statistiques sont effectués sous *Excel*, *Statistica*®2018 et *MatLab*.

II – 6 Résultats

Quatre-vingt-dix-huit mesures sont réalisées avec le *Vicon*. Trois mesures du *Vicon* sont incomplètes et ne permettent pas d'obtenir un fichier de 6 minutes. Les données sont écartées.

Pour les résultats nous avons 95 mesures complètes de 6 minutes pour réaliser les FFT du volume sous pectoral et des variations de distance des marqueurs TLAD-TLAG et des marqueurs TMED-TMEG ainsi que TEORor la variation de la distance du marqueur TEOR par rapport à ses coordonnées d'origine.

L'incertitude de mesures du *Vicon* a été vérifiée sur 95 mesures de 6 mn en calculant la moyenne des distances moyennes de chaque mesure et la moyenne des écart-types de la distance entre les 3 marqueurs fixés sur la table. La distance TAOR-TATD a une distance moyenne de 461,29 mm et un écart-type de $\pm 0,075$ mm. La distance TAOR-TAPG a une distance moyenne de 1650,69 mm et un écart-type de $\pm 0,062$ mm. Au vu de la variation de l'incertitude et comme au chapitre 1, les données sont étudiées pour essayer de comprendre la différence entre les deux moyennes des écart-types des distances. Pour TAOR-TATD deux séries de mesures correspondant à deux sujets on montré des valeurs

d'écart-types deux fois plus élevées que la moyenne, un calcul de la moyenne a été réalisé en extrayant les données et cette nouvelle moyenne des écart-types est de $\pm 0,061$ mm donc cohérente avec l'incertitude de la distance TAOR-TAPG. Une incertitude de mesure de $\pm 0,062$ mm est donc retenue pour la configuration de l'expérimentation.

II – 6.1 FFT de la variation de distance des marqueurs de la table TAOR-TAPG et TAOR-TATD

Des FFT sont réalisés sur les variations de distances TAOR-TAPG et TAOR-TATD. Aucune fréquence n'est objectivable dans la bande de fréquence recherchée 0,2 à 0,3 Hz à la puissance normalement utilisée pour les FFT des mouvements du crâne et du volume sous pectoral (figure 2.5).

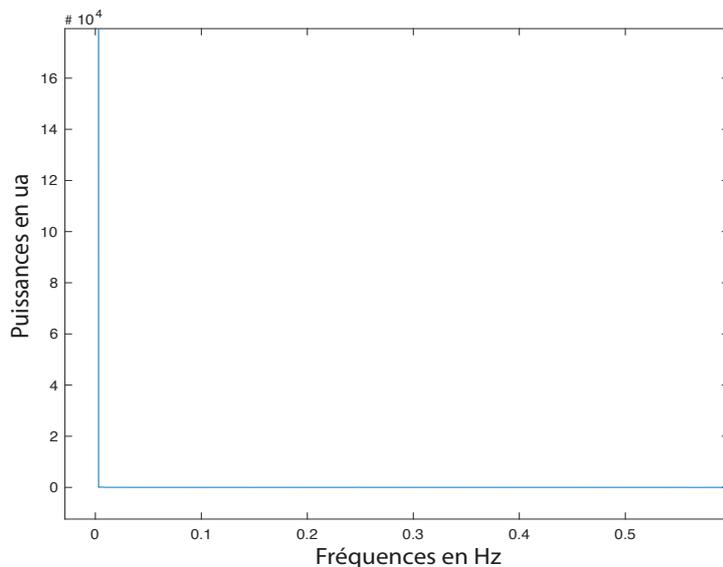


Figure – 2.5 : identification de fréquences sur une FFT de la variation de distance des marqueurs de la table : il n'y a pas de fréquence objectivable (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

L'analyse est complétée en augmentant la fenêtre de lecture pour étudier le bruit du signal sur la variation de TAOR-TAPG et TAOR-TATD (figure 2.6). Les deux distances montrent un bruit de fond d'une amplitude comprise entre 40 et 45 ua. Sur la distance TAOR-TAPG un pic de fréquence est très nettement marqué, proche de 15 Hz mais il n'est pas retrouvé sur la distance TAOR-TATD de cette mesure figures 2.6 (a, b). Pour les

deux distances il n'y a pas de pic identifiable dans la fréquence recherchée de 0,25 Hz figures 2.6 (c, d).

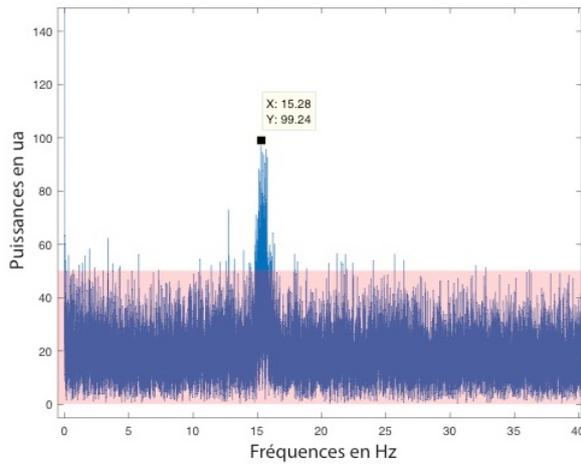


Fig – a : TAOR-TAPG pic de fréquence proche de 15 Hz dépassant de 100 % la puissance du bruit de 45 ua

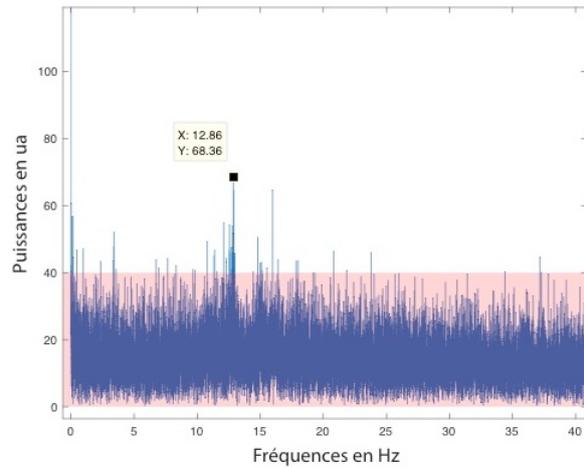


Fig – b : TAOR-TATD pas de pic franc dépassant la zone de bruit du signal de 40 ua

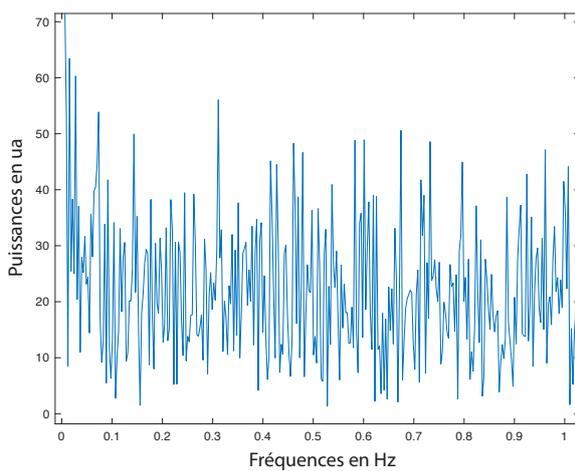


Fig – c : TAOR-TAPG pas de fréquence de 0,25 Hz visible dans la plage de 0 à 1 Hz

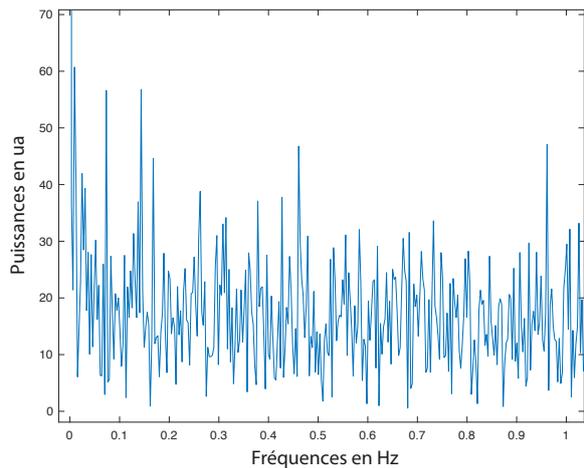


Fig – d : TAOR-TATD pas de fréquence de 0,25 Hz visible dans la plage de 0 à 1 Hz

Figure – 2.6 : le signal des deux distances relevées sur la table : TAOR-TAPG et TAOR-TATD est étudié plus précisément. Le bruit est objectivé et l'absence de la fréquence de 0,25 Hz est relevée. La zone représentant le bruit est colorée en rose (abscisse en Hz ; ordonnée en ua).

II – 6.2 Analyse de l'accord entre les variations du volume sous-pectoral et la variation de la distance des marqueurs TLAD-TLAG

Le nombre de mesures de TLAD-TLAG où le pic de fréquence respiratoire est retrouvé dans les FFT des 95 mesures est de $n = 71$. La distance TLAD-TLAG a une distance moyenne de 138,45 mm et un écart-type de $\pm 0,54$ mm. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) : pour le volume sous pectoral ($0,2472 \pm 0$ Hz) ; pour la distance TLAD-TLAG ($0,2474 \pm 0,0021$ Hz). Le test t pour échantillon comparé à une constante ne montre pas de différence significative entre les mesures du volume thoracique et celle de la distance TLAD-TLAG $p > 0,318$. Le coefficient de corrélation des mesures du volume sous pectoral et de la variation de distance TLAD-TLAG montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,001$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 2.7) montre une forte concordance entre les deux méthodes de mesures de la fréquence respiratoire. Le biais est $< -2,52 \cdot 10^{-4}$ Hz et des limites d'agrément (LOA) LOA sup $< 3,88 \cdot 10^{-3}$ et LOA inf $< -4,38 \cdot 10^{-3}$ Hz. Cinquante-cinq couples de valeurs sont identiques, dix sont dans les limites d'agrément et six sont en dehors des bornes supérieures et inférieures. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de la variation de la distance des marqueurs TLAD-TLAG et concordante à la fréquence de la variation du volume sous pectoral.

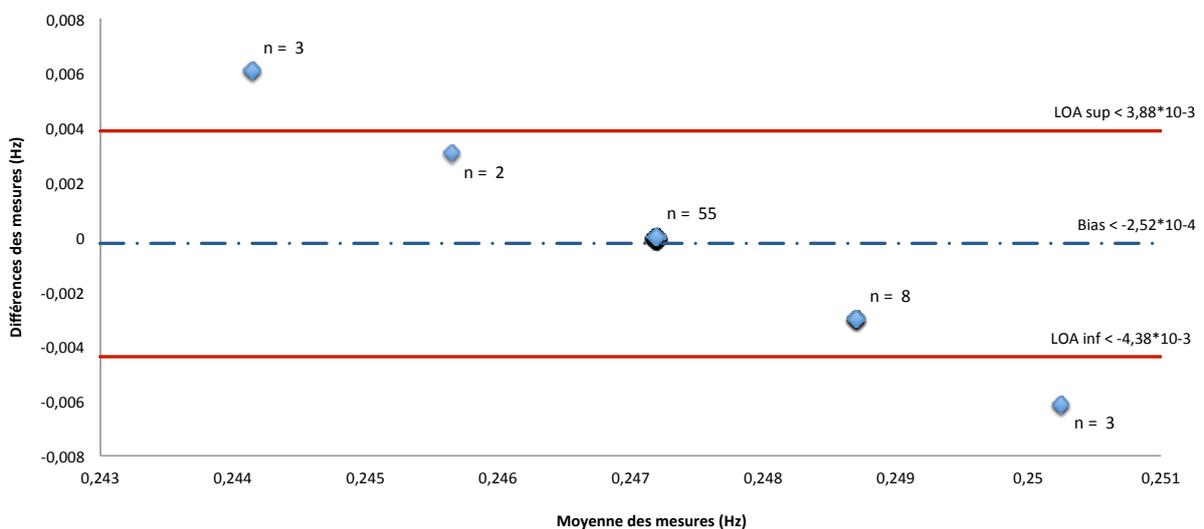


Figure – 2.7 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des deux méthodes de mesures de la fréquence respiratoire par comparaison des pics relevés sur les FFT de la variation du volume sous pectoral et de la variation de distance TLAD-TLAG : Nombre de mesures, $n = 71$ (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

II – 6.3 Analyse de l'accord entre les variations du volume sous-pectoral et la variation de la distance des marqueurs TMED-TMEG

Le nombre de mesures de TMED-TMEG où le pic de fréquence respiratoire est retrouvé dans les FFT des 95 mesures est de $n = 61$. La distance TMED-TMEG a une distance moyenne de 86,98 mm et un écart-type de $\pm 0,85$ mm. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) pour le volume sous pectoral ($0,2472 \pm 0$ Hz) ; pour la distance TMED-TMEG ($0,2471 \pm 0,0039$ Hz). Le test t pour échantillon comparé à une constante ne montre pas de différence significative entre les mesures du volume thoracique et celle de la distance TMED-TMEG $p > 0,9$. Le coefficient de corrélation des mesures du volume sous pectoral et de la variation de distance TMED-TMEG montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,001$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 2.8) montre une très forte concordance entre les mesures des deux outils. Le biais est $< 6,23 \cdot 10^{-5}$ Hz et de la limite LOA sup $< 7,74 \cdot 10^{-3}$ et de la limite LOA inf $< -7,62 \cdot 10^{-3}$ Hz. Trente-cinq couples de valeurs sont superposées, vingt-deux sont dans les limites d'agrément et quatre sont en dehors des bornes supérieures et inférieures. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est identifiable sur une FFT de la variation de la distance des marqueurs TMED-TMEG et est concordante avec la fréquence de la variation du volume sous pectoral.

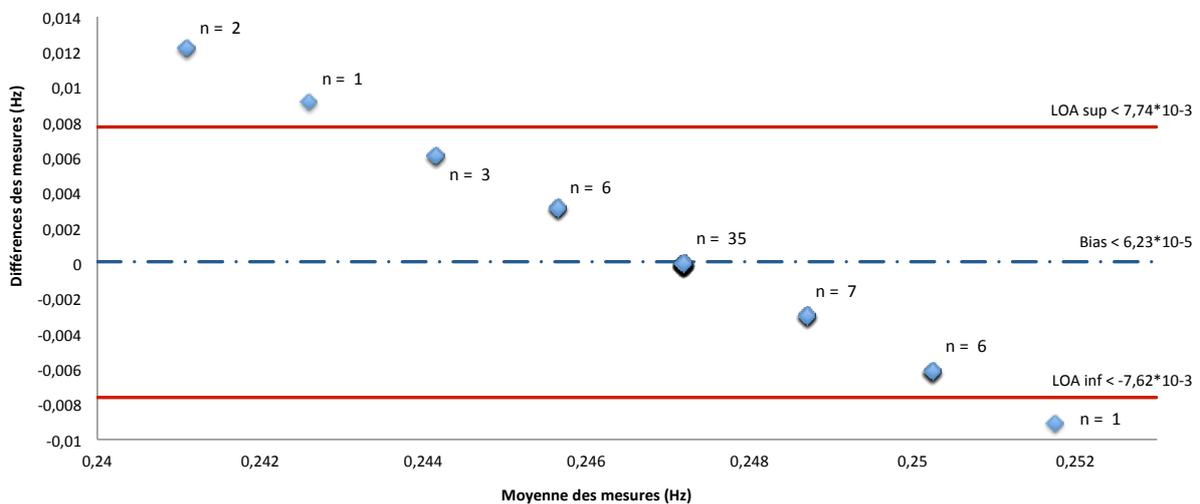


Figure – 2.8 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des deux méthodes de mesures de la fréquence respiratoire par comparaison des pics relevés sur les FFT de la variation du volume sous pectoral et de la variation de distance TMED-TMEG : Nombre de mesures, $n = 61$ (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

II - 6.4 Analyse de l'accord entre les variations du volume sous-pectoral et la variation de la distance du marqueur TEOR par rapport à ses coordonnées d'origine TEORor

Le nombre de mesures de TEOR-TEORor où le pic de fréquence respiratoire est retrouvé dans les FFT des 95 mesures est de $n = 82$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) pour le volume ($0,2472 \pm 0$ Hz) ; pour la distance TEOR-TEORor ($0,2468 \pm 0,0063$ Hz). Le test t pour échantillon comparé à une constante ne montre pas de différence significative entre les mesures du volume thoracique et celle de la distance TEOR-TEORor $p > 0,62$. Le coefficient de corrélation des mesures du volume sous pectoral et de la variation de distance TEOR-TEORor montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,001$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 2.9) montre un biais $< 3,43 * 10^{-4}$ Hz et de la limite LOA sup $< 1,28 * 10^{-2}$ et de la limite LOA inf $< -1,21 * 10^{-2}$ Hz. Soixante couples de valeurs sont superposées, dix-huit sont dans les limites d'agrément et quatre sont en dehors des bornes supérieures et inférieures. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est identifiable sur une FFT de la variation de la distance des marqueurs TEOR-TEORor et est concordante avec la fréquence de la variation du volume sous pectoral.

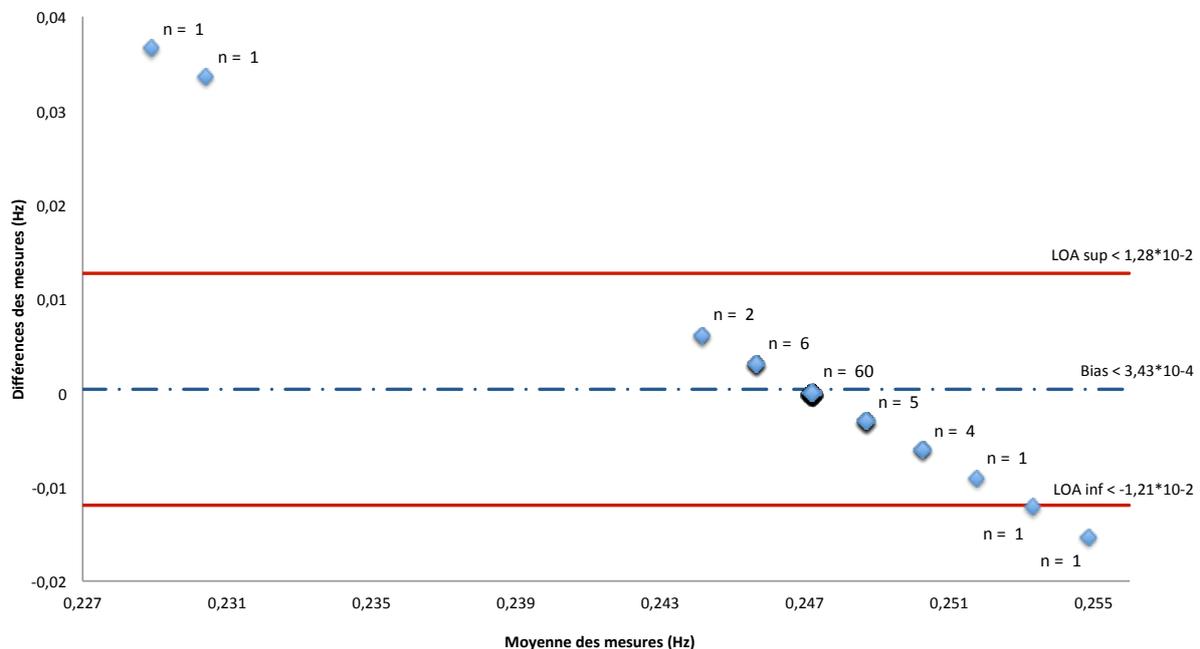


Figure – 2.9 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance de deux méthodes de mesures de la fréquence respiratoire par comparaison des pics relevés sur les FFT de la variation du volume sous pectoral et de la variation de la distance TEOR par rapport à son origine TEORor : Nombre de mesures, $n = 82$ (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

II – 6.5 Comparaison des données des trois analyses de concordance : TLAD-TLAG, TMED-TMEG et TEOR-TEORor

Les données des trois graphiques de Bland et Altman (figure 2.10) montrent un biais moyen = $5,14 \cdot 10^{-5}$ Hz. Les limites d'agrément de la variation de distance TLAD-TLAG sont $\pm 4,12 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 1,65$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée 0,25 Hz, celles de la variation de distance TMED-TMEG $\pm 7,67 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 3,07$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence et pour les variations de TEOR par rapport à son origine TEORor $\pm 1,24 \cdot 10^{-2}$ Hz soit $\pm 4,94$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence. Les valeurs maximum et minimum de TLAD-TLAG sont respectivement de $(0,0061 \pm -0,0061$ Hz), pour TMED-TMEG de $(0,0122 \pm -0,0091$ Hz) et pour TEOR-TEORor de $(0,03 \pm -0,0153$ Hz). On peut observer une plus grande plage de limites d'agrément pour les données de TMED-TMEG comparativement aux données de TLAD-TLAG et pour les données de TEOR-TEORor elles sont trois fois supérieures aux données de TLAD-TLAG. Le biais de TMED-TMEG est le plus proche de 0, mais le biais moyen des trois mesures est de 0,02 % de la valeur de référence 0,25 Hz. Pour la variation de distance de TLAD-TLAG les valeurs sont totalement concordantes avec les valeurs de variation du volume sous pectoral. Un dernier élément est à noter c'est le nombre de mesures qui diffère dans les analyses graphiques de TMED-TMEG $n = 61$ à TEOR-TEORor $n = 82$. La mesure la plus concordante avec le volume sous pectoral est TLAD-TLAG qui est comprise entre les deux nombres de mesures $n = 71$.

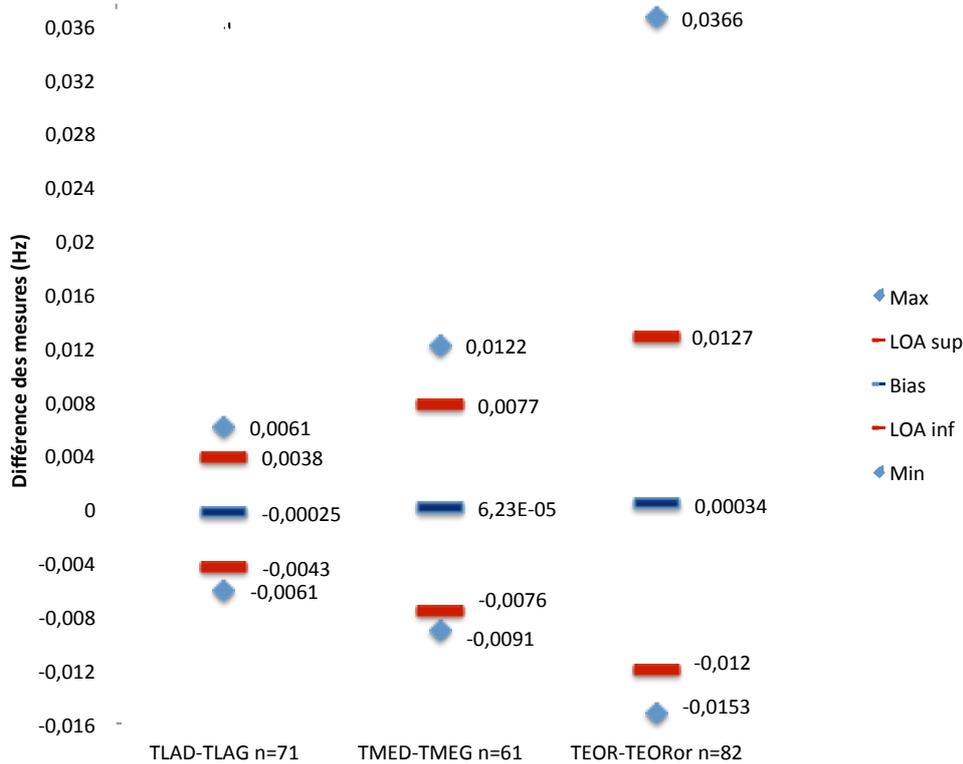


Figure – 2.10 : comparaison des valeurs des graphiques de Bland et Altman réalisées pour étudier la concordance des méthodes d’analyse de la fréquence respiratoire obtenues par mesure des variations de distances de TLAD-TLAG, TMED-TMEG et TEOR-TEORor comparées à la variation du volume sous pectoral enregistré par *Vicon* (abscisse : les mesures et le nombre de leurs valeurs ; ordonnée en Hz).

II – 6.6 Comparaison des FFT des trois variations de distances : TLAD-TLAG, TMED-TMEG et TEOR-TEORor

Les trois FFT des variations de distances des marqueurs de la tête d’un même sujet montrent qu’il peut y avoir une très nette identification du pic de la fréquence respiratoire proche de 0,25 Hz (figure 2.11). Les deux FFT des variations de mesures TLAD-TLAG et TMED-TMEG ont respectivement une puissance de 471,1 ua et 735,4 ua figure 2.11 (a, b) alors que la puissance de la variation de distance TEOR-TEORor est de 3707 ua soit 7 à 5 fois plus importante (figure 2.11c). Le bruit de la FFT de TEOR-TEORor est pour sa part beaucoup plus important que pour les deux autre mesures et proche de 5 à 10 fois supérieur au bruit respectif de TLAD-TLAG et TMED-TMEG. Un pic de l’harmonique de 0,25 Hz est présent sur les trois figures, proche de 0,5 Hz, mais seule

la FFT de TLAD-TLAG montre également un pic de la deuxième harmonique proche de 1 Hz et un pic en regard de la fréquence de 0,74 Hz qui peut être le pic de la fréquence cardiaque (figure 2.11a).

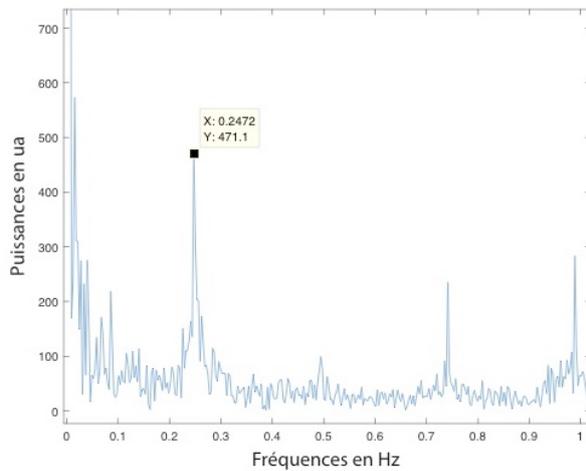


Fig – a : TLAD-TLAG pic de fréquence à 0,25 Hz et les harmoniques, un pic de 0,74 Hz qui peut être le pic de fréquence cardiaque et un bruit de de 50 ua.

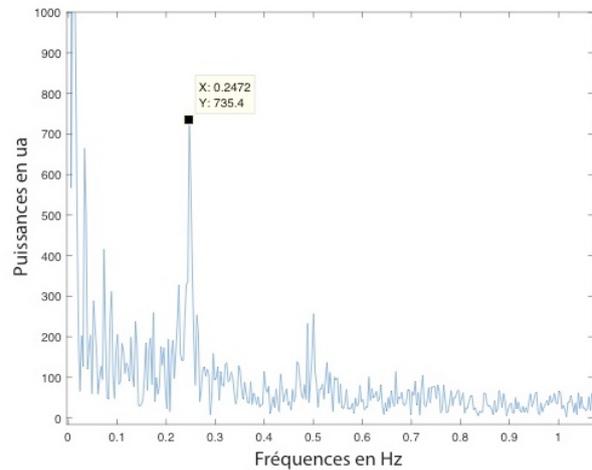


Fig – b : TMED-TMEG pic de fréquence à 0,25 HZ avec harmonique 0,5 Hz bruit proche de 100 ua.

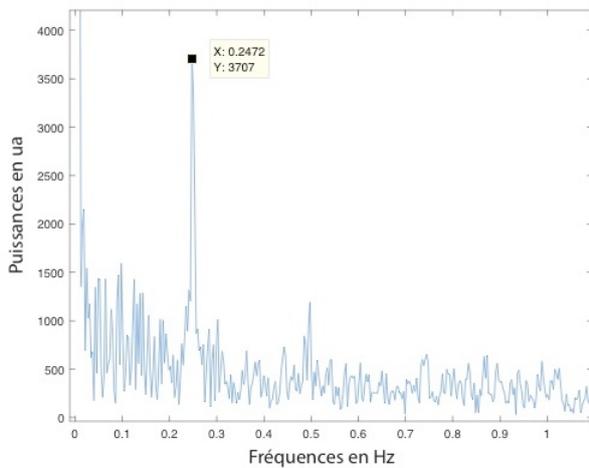


Fig – c : TEOR-TEORor pic de fréquence puissant avec un bruit également très élevé à 500 ua.

Figure – 2.11 : comparaison des 3 FFT réalisées pour extraire le pic de fréquence respiratoire obtenu par mesure des variations de distances de TLAD-TLAG, TMED-TMEG et TEOR-TEORor (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

II – 7 Discussion

Le but de l'étude est de valider la corrélation et la concordance des mesures de la fréquence respiratoire recueillies au niveau du crâne comparée aux mesures de la fréquence respiratoire contrôlée à 0,25 Hz de la variation du volume thoracique. Dans un second temps de vérifier que l'amplitude des variations de distances des capteurs positionnés sur le frontal du sujet est supérieure à l'incertitude de mesures du Vicon.

II – 7.1 Précision de mesure du Vicon

Comme cela est décrit dans le chapitre 1, la configuration de la salle permet d'obtenir une précision de $\pm 0,062$ mm conformément aux résultats décrits par Ferrigno et supérieure à la précision de mesure estimée à $\pm 0,1$ mm dans l'étude de Kaneko (Ferrigno et al., 1994), (Kaneko & Horie, 2012). L'étude des fréquences et du bruit par FFT des mesures des variations des distances de la table TAOR-TAPG et TAOR-TATD montre (figure 2.5) qu'il n'y a aucun pic détectable dans la gamme de fréquence des 0,25 Hz en utilisant une fenêtre de lecture commune aux analyses des autres FFT de l'étude. En augmentant la fenêtre de lecture, le bruit est amplifié mais il n'y a pas de fréquence en rapport avec la respiration que ce soit pour la distance TAOR-TAPG ou pour TAOR-TATD (figure 2.6c et d). Les marqueurs de la table ne sont pas sensibles à la respiration du sujet. Un pic de fréquence est retrouvé très nettement identifié sur la distance TAOR-TAPG dans une gamme de fréquence d'environ 15 Hz. Sur la distance TAOR-TATD il n'y a pas ce pic marqué mais deux zones de fréquences proches de 13 et 15 Hz. Ces fréquences sont probablement dues au système d'acquisition Vicon et aux caméras utilisées qui comme dans l'étude de Skurowski montrent que certaines caméras de type T40 et *Vantage* peuvent produire un bruit périodique de fréquence d'environ 15 Hz (Skurowski & Pawlyta, 2019).

II – 7.2 Traitement des mesures

Sur 98 mesures effectuées avec le Vicon 95 sont complètes. Les FFT des variations de volume sous-pectoral sont réalisées ainsi que les FFT des variations de distance des marqueurs TLAD-TLAG ; TMED-TMEG et TEOR-TEORor. Le recueil des pics de fréquences est réalisable sur une partie des FFT. Soixante et onze mesures sont validées et recueillies pour la distance TLAD-TLAG ; 61 mesures pour la distance TMEG-TMED et 82 mesures pour la distance TEOR-TEORor.

II - 7.3 Analyse de l'accord entre les variations de volume sous-pectoral et la variation de la distance des marqueurs TLAD-TLAG et TMED-TMEG

Le but de l'étude est de valider la concordance des mesures de la fréquence respiratoire du volume thoracique avec celle des variations de distances des marqueurs TLAD-TLAG et TMED-TMEG recueillies par un outil optoélectronique, le Vicon dans le prolongement de l'étude de (Stubbe et al., 2017).

La fréquence respiratoire des variations du volume sous-pectoral est de $(0,2472 \pm 0 \text{ Hz})$ (moyenne \pm écart-type). Elle est de $(0,2474 \pm 0,0021 \text{ Hz})$ pour la distance TLAD-TLAG et de $(0,2471 \pm 0,0039 \text{ Hz})$ pour les variations de la distance TEMD-TEMG. Les coefficients de corrélation des mesures du volume sous-pectoral et de la variation de distance des marqueurs TLAD-TLAG et TMED-TMEG montrent une corrélation presque parfaite (Landis & Koch, 1977), $r = 1$ et $p < 0,001$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figures 2.7 et 2.8) montre une grande concordance entre les mesures du volume sous-pectoral et les variations de distance TLAD-TLAG et TMED-TMEG. Le biais est respectivement $< -2,52 * 10^{-4} \text{ Hz}$ pour TLAD-TLAG et $< 6,23 * 10^{-5} \text{ Hz}$ pour TMED-TMEG. Les limites d'agrément sont LOA sup $< 3,88 * 10^{-3}$ pour TLAD-TLAG et $< 7,74 * 10^{-3}$ pour TMED-TMEG et LOA inf $< -4,38 * 10^{-3} \text{ Hz}$ pour TLAD-TLAG et $< -7,62 * 10^{-3} \text{ Hz}$ pour TMED-TMEG (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995). Le biais de la variation de distance TLAD-TLAG est quatre fois plus grand que le biais de TMED-TMEG mais ne représente que 0,1 % de la valeur de référence 0,25 Hz. En contrepartie les bornes inférieures et supérieures de TLAD-TLAG $\pm 4,13 * 10^{-3}$ sont deux fois plus resserrées que celles de TMED-TMEG $\pm 7,68 * 10^{-3}$. Les deux mesures de variation de distance des capteurs situés au niveau du crâne sont très fortement concordantes avec la fréquence respiratoire mesurée par l'analyse de la variation du volume sous-pectoral. L'hypothèse est donc vérifiée, l'outil de mesure optoélectronique le Vicon peut enregistrer des changements de conformation du crâne provoqués par la respiration contrôlée et permet de retrouver le pic de cette fréquence respiratoire en réalisant une FFT du signal de la variation de la distance entre les marqueurs du crâne.

II - 7.4 Analyse des amplitudes des variations des distances des capteurs positionnés sur le frontal TLAD-TLAG et TMED-TMEG du sujet comparées à l'incertitude de mesures du Vicon.

La moyenne des distances moyennes des 95 mesures des capteurs TLAD-TLAG et TMED-TMEG durant une acquisition de 6 minutes est respectivement de 138,45 mm ; 86,98 mm et l'écart-type de $\pm 0,54$ mm ; $\pm 0,85$ mm. L'erreur de mesure du système Vicon dans la configuration expérimentale est de $\pm 0,062$ mm. Les variations de distances des marqueurs de la tête sont donc très nettement supérieures à l'incertitude de mesure comprise entre 1 mm et 1,5 mm. Elles sont beaucoup plus importantes que les mesures effectuées sur des pièces osseuses sèches et/ou sur l'os vivant (Heisey & Adams, 1993). Les plus grandes amplitudes de mouvements sont certainement dues aux changements de conformations des tissus superficiels induits par les variations de la fréquence cardiaque, de la respiration, de la thermorégulation, de la vasomotion et des micromouvements myofasciaux (Du Boulay et al., 1972), (Bhadelia et al., 1997). Le système optoélectronique Vicon est donc suffisamment précis pour mesurer des micromouvements crâniens supérieurs à deux fois l'erreur de mesure soit de $\pm 0,15$ mm.

II - 7.5 Analyse des mouvements de la tête induit par la respiration contrôlée

Pour étudier l'incidence de la fréquence respiratoire sur les mouvements globaux de la tête les variations de distance du capteur TAOR par rapport à TAORor sont étudiées et comparées aux variations de volume respiratoire sous-pectoral et aux variations des distances TLAD-TLAG et TMED-MEG.

II - 7.6 Analyse de l'accord entre les variations de volume sous-pectoral et la variation de la distance des marqueurs TEOR-TEORor

La fréquence respiratoire des variations du volume sous-pectoral est de $(0,2472 \pm 0$ Hz) (moyenne \pm écart-type). Elle est de $(0,2468 \pm 0,0063$ Hz) pour la distance TEOR-TEORor. Les coefficients de corrélation des mesures du volume sous-pectoral et de la variation de distance des marqueurs TEOR-TEORor montrent une corrélation presque parfaite $r = 1$, $p < 0,001$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 2.9) montre une grande concordance entre les mesures du volume sous-pectoral et les variations de distance TEOR-TEORor. Le biais est $< 3,43 * 10^{-4}$ Hz et les limites d'agrément sont LOA sup $< 1,28 * 10^{-2}$ et LOA inf $< -1,21 * 10^{-2}$ Hz. La tête dans sa globalité est donc soumise à

des variations de positions concordant avec la fréquence respiratoire (Frymann, 1971). Ces résultats confirment l'importance d'isoler les mouvements globaux de la tête lorsque l'étude porte sur les micromouvements du crâne. Il faut veiller à ce que les marqueurs soient indépendants des mouvements de la tête (Ueno et al., 1998b), (Frymann, 1971), (Pitlyk et al., 1985). Il faut utiliser des capteurs qui renseignent la position tridimensionnelle du marqueur pour éviter de mesurer des variations de mouvements globaux comme dans les études utilisant des capteurs à courants de Foucault (Billaudel et al., 1991), (Laval et al., 2002), (Stubbe et al., 2015).

II – 7.7 Analyse des variations de distances TLAD-TLAG ; TMED-TMEG et TEOR-TEORor

Les mouvements globaux de la tête sont comme les mouvements du frontal concordants avec la fréquence respiratoire. Le biais moyen des trois graphiques est = 0,02 % de la valeur de référence 0,25 Hz (figure 2.10). Mais les variations de distances du crâne ont des limites d'agrément très inférieures à celles de la distance TEOR-TEORor avec un rapport 1/3 pour TLAD-TLAG. Les mêmes rapports sont retrouvés pour les valeurs maximum et minimum de TEOR-TEORor avec des variations de l'ordre de 4 fois celles de TLAD-TLAG.

La différence des nombres de mesures entre les distances ne semble pas interférer dans la valeur des limites d'agrément. Le plus grand nombre de mesures peut être relié à la plus grande dispersion mais les données l'infirmement. Les limites d'agrément de TMED-TMEG sont deux fois plus importantes que celles de TLAD-TLAG alors qu'elles ont respectivement 61 et 71 mesures.

La moindre précision d'identification des pics de fréquence peut être due au fait que la tête n'est pas contrôlée et que des mouvements parasites : adaptation de la position de tête, contraction musculaire etc. peuvent gêner la lecture (Frymann, 1971), (Oleski et al., 2002).

II – 7.8 Observation des FFT des variations de distances TLAD-TLAG ; TMED-TMEG et TEOR-TEORor

L'amplitude des pics des 3 FFT sont clairement identifiables et sont différenciables du bruit (figure 2.11). Le traitement du signal par filtres passe band (filtre Butterworth) est à envisager pour un traitement automatisé du signal. L'amplitude du pic des

mouvements de la tête TEOR-TEORor est beaucoup plus grande que celle des marqueurs crâniens. Les marqueurs crâniens ne mesurent que des changements de conformation du frontal alors que le marqueur tête reçoit des informations parasites comme : les contractions musculaires de la base de la tête, des muscles du rachis, des muscles inspireurs accessoires etc. Ce qui peut également expliquer le plus grand bruit retrouvé sur la FFT du marqueur TEOR, entre 5 et 10 fois le bruit des marqueurs du frontal.

La position des marqueurs TLAD-TLAG en arrière de la suture fronto-zygomatique peut expliquer la présence de composantes fréquentielles qui peuvent être associées à la fréquence cardiaque par proximité avec l'artère temporale superficielle dans sa branche frontale et la micro-vascularisation des tissus.

II – 8 Limites de l'étude

Les micromouvements physiologiques du crâne sont mesurables à l'aide du système optoélectronique Vicon. Dans un champ expérimental non invasif le système permet de mesurer des modifications de conformations superficielles et donc cutanées. Pour obtenir des mesures de changement de conformation de la table externe du crâne et/ou des sutures il est nécessaire d'utiliser des marqueurs invasifs sous contrôle médical comme proposé dans l'étude de déformation du tibia in vivo (Yang et al., 2012). Seuls deux marqueurs positionnés sur le frontal d'un sujet sont nécessaires et suffisants pour recueillir les variations de la fréquence respiratoire, mais le frontal n'est qu'une petite surface du crâne et une étude approfondie des modifications des différents points anthropométriques du crâne est indispensable pour avoir une compréhension globale des micromouvements crâniens.

II – 9 Conclusion

L'objectif de l'étude est d'étudier la possibilité d'enregistrer un signal de fréquence respiratoire des mouvements et micromouvements humains au niveau du crâne à l'aide d'un système optoélectronique et de valider la concordance de la fréquence recueillie avec celle de la variation du volume sous-pectoral.

L'hypothèse de l'étude est validée. L'analyse optoélectronique des mouvements des capteurs situés au niveau du crâne permet d'objectiver au moyen d'une analyse fréquentielle FFT un pic de fréquence respiratoire = 0,2472 Hz. Cette valeur est une

corrélation presque parfaite $r = 1$ à la fréquence des variations du volume sous-pectoral. L'analyse graphique de Bland et Altman montre une grande concordance des mesures du crâne et du volume sous-pectoral avec un biais inférieur à 0,1 % de la valeur de référence = 0,25 Hz. Les résultats de l'étude confirment et valident les résultats de Stubbe (Stubbe et al., 2017).

La variation de distance des capteurs est supérieure à l'incertitude de mesure et permet d'étudier les micromouvements crâniens supérieurs à $\pm 0,15$ mm avec le système optoélectronique Vicon.

La mesure est réalisée sans contact entre deux marqueurs positionnés sur la tête, la distance est donc spécifique et indépendante des mouvements extrinsèques du volume général de la tête. La tête est libre de ses mouvements et de ses adaptations. Cette condition est primordiale pour limiter l'influence des contraintes parasites sur les mesures crâniennes.

La précision de l'outil, la réalisation des mesures à partir d'un faible nombre de capteurs et la non invasivité du système en font un outil de prédilection pour l'étude des rythmes et micromouvements crâniens tant physiologiques que pathologiques. Sur un plan médical, l'évaluation du système optoélectronique de monitoring crânien dans la surveillance de la PIC de patients traumatisés est pertinente à réaliser car elle peut être mise en place dans un milieu restreint, nécessite peu de marqueurs et est non invasive (Alperin et al., 2006), (Khan et al., 2017).

Les résultats de cette étude suscitent plusieurs réflexions :

A partir des cinq marqueurs utilisés dans l'étude, y a-t-il des mesures plus pertinentes que d'autres pour étudier les micromouvements crâniens ?

Le nombre de marqueurs est-il suffisant ?

La précision des mesures varie-t-elle en fonction du type de mesures effectuées ?

II – 10 Références

- Adams, T., Heisey, R. S., Smith, M. C., & Briner, B. J. (1992). Parietal bone mobility in the anesthetized cat. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 92(5), 599-600, 603-610, 615-622.
- Aliverti, A., Dellacà, R., Pelosi, P., Chiumello, D., Gattinoni, L., & Pedotti, A. (2001). Compartmental analysis of breathing in the supine and prone positions by optoelectronic plethysmography. *Annals of Biomedical Engineering*, 29(1), 60-70. <https://doi.org/10.1114/1.1332084>
- Aliverti, A., Dellacà, R., Pelosi, P., Chiumello, D., Pedotti, A., & Gattinoni, L. (2000). Optoelectronic plethysmography in intensive care patients. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 161(5), 1546-1552. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.161.5.9903024>
- Alnowam, M. R., Lewis, E., Wells, K., & Guy, M. (2010). Respiratory motion modelling and prediction using probability density estimation. *IEEE Nuclear Science Symposium Medical Imaging Conference*, 2465-2469. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2010.5874231>
- Alperin, N., Mazda, M., Lichter, T., & Lee, S. (2006). From Cerebrospinal Fluid Pulsation to Noninvasive Intracranial Compliance and Pressure Measured by MRI Flow Studies. *Current Medical Imaging Reviews*, 2(1), 117-129. <https://doi.org/10.2174/157340506775541622>
- Alperin, N., Vikingstad, E. M., Gomez-Anson, B., & Levin, D. N. (1996). Hemodynamically independent analysis of cerebrospinal fluid and brain motion observed with dynamic phase contrast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 35(5), 741-754. <https://doi.org/10.1002/mrm.1910350516>
- Bhadelia, R. A., Bogdan, A. R., Kaplan, R. F., & Wolpert, S. M. (1997). Cerebrospinal fluid pulsation amplitude and its quantitative relationship to cerebral blood flow pulsations : A phase-contrast MR flow imaging study. *Neuroradiology*, 39(4), 258-264. <https://doi.org/10.1007/s002340050404>
- Billaudel, P., Lecolier, G. V., Pire, J., & Laval, Y. (1991). Detection of periodic micro movements of the head using a flat sensors system. [1991 Proceedings] 6th Mediterranean Electrotechnical Conference, 752-755 vol.1. <https://doi.org/10.1109/MELCON.1991.161947>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet (London, England)*, 1(8476), 307-310.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement : Why plotting difference against standard method is misleading. *The Lancet*, 346(8982), 1085-1087. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(95\)91748-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(95)91748-9)
- Crow, W. T., King, H. H., Patterson, R. M., & Giuliano, V. (2009). Assessment of calvarial structure motion by MRI. *Osteopathic Medicine and Primary Care*, 3, 8. <https://doi.org/10.1186/1750-4732-3-8>
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- DeKock, J. R., Hershkowitz, N., Gross, C. E., & Panje, W. R. (1979). Holographic Interferometry Applied To Analysis Of The Human Skull. *Optical Engineering*, 18(6), 1866-64. <https://doi.org/10.1117/12.7972452>
- Dellacà, R. L., Ventura, M. L., Zannin, E., Natile, M., Pedotti, A., & Tagliabue, P. (2010). Measurement of total and compartmental lung volume changes in newborns by

- optoelectronic plethysmography. *Pediatric Research*, 67(1), 11-16.
<https://doi.org/10.1203/PDR.0b013e3181c0b184>
- Dörheide, J., & Hoyer, H. E. (1984). Holographic investigation of the impact response of human heads. *Journal of Neurosurgery*, 60(4), 718-723.
<https://doi.org/10.3171/jns.1984.60.4.0718>
- Du Boulay, G., O'Connell, J., Currie, J., Bostick, T., & Verity, P. (1972). Further investigations on pulsatile movements in the cerebrospinal fluid pathways. *Acta Radiologica: Diagnosis*, 13(0), 496-523.
<https://doi.org/10.1177/02841851720130p205>
- Enzmann, D. R., & Pelc, N. J. (1991). Normal flow patterns of intracranial and spinal cerebrospinal fluid defined with phase-contrast cine MR imaging. *Radiology*, 178(2), 467-474. <https://doi.org/10.1148/radiology.178.2.1987610>
- Enzmann, D. R., & Pelc, N. J. (1992). Brain motion : Measurement with phase-contrast MR imaging. *Radiology*, 185(3), 653-660.
<https://doi.org/10.1148/radiology.185.3.1438741>
- Feinberg, D. A., & Mark, A. S. (1987). Human brain motion and cerebrospinal fluid circulation demonstrated with MR velocity imaging. *Radiology*, 163(3), 793-799.
<https://doi.org/10.1148/radiology.163.3.3575734>
- Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G., & Pedotti, A. (1994). Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 77(3), 1224-1231.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.3.1224>
- Frymann, V. M. (1971). A study of the rhythmic motions of the living cranium. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 70(9), 928-945.
- Gaillard, L., Debraux, L., & Houel, N. (2019). Manubrio-sternal joint mobility during forced ventilation using non-invasive opto-electronic plethysmography : Cases studies. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S411-S412. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714963>
- Hargens, A. R. (1999). *Noninvasive Intracranial Volume and Pressure Measurements Using Ultrasound (Head and Spinal)*. <https://ntrs.nasa.gov/search.jsp?R=20010025058>
- Heifetz, M. D., & Weiss, M. (1981). Detection of skull expansion with increased intracranial pressure. *Journal of Neurosurgery*, 55(5), 811-812.
<https://doi.org/10.3171/jns.1981.55.5.0811>
- Heisey, S. R., & Adams, T. (1993). Role of cranial bone mobility in cranial compliance. *Neurosurgery*, 33(5), 869-876; discussion 876-877.
<https://doi.org/10.1227/00006123-199311000-00014>
- Journois, D. (2004). Concordance de deux variables : L'approche graphique: Méthode de Bland et Altman. *Revue des Maladies Respiratoires*, 21(1), 127-130.
[https://doi.org/10.1016/S0761-8425\(04\)71243-7](https://doi.org/10.1016/S0761-8425(04)71243-7)
- Kaneko, H., & Horie, J. (2012). Breathing movements of the chest and abdominal wall in healthy subjects. *Respiratory Care*, 57(9), 1442-1451.
<https://doi.org/10.4187/respcare.01655>
- Khan, M. N., Shallwani, H., Khan, M. U., & Shamim, M. S. (2017). Noninvasive monitoring intracranial pressure – A review of available modalities. *Surgical Neurology International*, 8. https://doi.org/10.4103/sni.sni_403_16
- Kimberly, P. E. (2001). The application of the respiratory principle to osteopathic manipulative procedures. 1949. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 101(7), 410-413.
- Ko, K., Erickson, R., Schmidt, T., & Webster, J. (2005). Holographic interferometry of

- cerebral pulsations. *Surgical Neurology*, 63(2), 118-122.
<https://doi.org/10.1016/j.surneu.2004.04.026>
- Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hróbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., & Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies*, 48(6), 661-671. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2011.01.016>
- Landis, J. R., & Koch, G. G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33(1), 159-174.
- Laval, Y., Villermain Lecolier, G., & Billaudel, P. (2002). Mesure des rythmes tissulaires de la microcirculation crano-sacrée : De l'approche manuelle ostéopathique à l'expérimentation scientifique. *ApoStill*, 10, 5-11.
- Levy, L. M., & Di Chiro, G. (1990). MR phase imaging and cerebrospinal fluid flow in the head and spine. *Neuroradiology*, 32(5), 399-406.
<https://doi.org/10.1007/BF00588473>
- Linninger, A. A., Xenos, M., Zhu, D. C., Somayaji, M. R., Kondapalli, S., & Penn, R. D. (2007). Cerebrospinal fluid flow in the normal and hydrocephalic human brain. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(2), 291-302.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886853>
- Malik, M., Bigger, J. T., Camm, A. J., Kleiger, R. E., Malliani, A., Moss, A. J., & Schwartz, P. J. (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *European Heart Journal*, 17(3), 354-381.
- Monti, A., Médigue, C., & Mangin, L. (2002). Instantaneous parameter estimation in cardiovascular time series by harmonic and time-frequency analysis. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 49(12 Pt 2), 1547-1556.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2002.805478>
- Moskalenko, I. E., Frymann, V., Vaĩnshteĩn, G. B., Semernia, V. N., Kravchenko, T. I., Markovets, S. P., Panov, A. A., & Maĩorova, N. F. (2001). Slow Rhythmic Oscillations within the Human Cranium : Phenomenology, Origin, and Informational Significance. *Human Physiology*, 27(2), 171-178.
- Moskalenko, Y. E., Kravchenko, T. I., Vainshtein, G. B., Halvorson, P., Feilding, A., Mandara, A., Panov, A. A., & Semernya, V. N. (2009). Slow-Wave Oscillations in the Craniosacral Space : A Hemoliquorodynamic Concept of Origination. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 39(4), 377-381. <https://doi.org/10.1007/s11055-009-9140-8>
- Moskalenko, Y. E., Weinstein, G., Vardy, T., Kravchenko, T., & Andreeva, J. (2013). Intracranial Liquid Volume Fluctuations : Phenomenology and Physiological Background. *Biochemistry & Physiology: Open Access*, 2(4), 1-10.
<https://doi.org/10.4172/2168-9652.1000119>
- Nelson, K. E., Sergueef, N., Lipinski, C. M., Chapman, A. R., & Glonek, T. (2001). Cranial rhythmic impulse related to the Traube-Hering-Mayer oscillation : Comparing laser-Doppler flowmetry and palpation. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 101(3), 163-173.
- Oleski, S. L., Smith, G. H., & Crow, W. T. (2002). Radiographic evidence of cranial bone mobility. *Cranio: The Journal of Craniomandibular Practice*, 20(1), 34-38.
<https://doi.org/10.1080/08869634.2002.11746188>
- Perrin, E. (1995). *Etude d'un système de détection de micromouvements à l'aide de capteurs plats a courants de Foucault. Application des méthodes paramétriques du*

- traitement du signal pour l'analyse des mesures*. Université de Reims Champagne-Ardenne.
- Pitlyk, P. J., Piantanida, T. P., & Ploeger, D. W. (1985). Noninvasive intracranial pressure monitoring. *Neurosurgery*, *17*(4), 581–584. <https://doi.org/10.1227/00006123-198510000-00008>
- Poncelet, B. P., Wedeen, V. J., Weisskoff, R. M., & Cohen, M. S. (1992). Brain parenchyma motion : Measurement with cine echo-planar MR imaging. *Radiology*, *185*(3), 645–651. <https://doi.org/10.1148/radiology.185.3.1438740>
- Schroth, G., & Klose, U. (1992). Cerebrospinal fluid flow. I. Physiology of cardiac-related pulsation. *Neuroradiology*, *35*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1007/BF00588270>
- Serra-Hsu, F., Cheng, J., Lynch, T., & Qin, Y.-X. (2011). Evaluation of a pulsed phase-locked loop system for noninvasive tracking of bone deformation under loading with finite element and strain analysis. *Physiological measurement*, *32*(8), 1301–1313. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/8/019>
- Shafiq, G., & Veluvolu, K. C. (2017). Multimodal chest surface motion data for respiratory and cardiovascular monitoring applications. *Scientific Data*, *4*, 170052. <https://doi.org/10.1038/sdata.2017.52>
- Skurowski, P., & Pawlyta, M. (2019). On the Noise Complexity in an Optical Motion Capture Facility. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *19*(20). <https://doi.org/10.3390/s19204435>
- Stubbe, L., Bihan, Y. L., Ozout, A.-E., Herivan, G., & Berthelot, E. (2015). An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse. *IEEE Transactions on Magnetics*, *51*(1), 1–3. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2014.2360875>
- Stubbe, L., Houel, N., Soudain-Pineau, M., Billaudel, P., & Cottin, F. (2017). Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *20*(sup1), 197–198. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382930>
- Sutherland, W. G. (2000). The cranial bowl. 1944. *The Journal of the American Osteopathic Association*, *100*(9), 568–573. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2000.100.9.568>
- Ueno, T., Ballard, R. E., Shuer, L. M., Cantrell, J. H., Yost, W. T., & Hargens, A. R. (1998b). Postural effects on intracranial pressure as assessed Noninvasively. *FASEB Journal*, *12*(5), A958.
- Wang, H.-K., Lu, T.-W., Liing, R.-J., Shih, T. T.-F., Chen, S.-C., & Lin, K.-H. (2009). Relationship between chest wall motion and diaphragmatic excursion in healthy adults in supine position. *Journal of the Formosan Medical Association = Taiwan Yi Zhi*, *108*(7), 577–586. [https://doi.org/10.1016/S0929-6646\(09\)60376-4](https://doi.org/10.1016/S0929-6646(09)60376-4)
- Yang, P.-F., Sanno, M., Brüggemann, G.-P., & Rittweger, J. (2012). Evaluation of the performance of a motion capture system for small displacement recording and a discussion for its application potential in bone deformation in vivo measurements. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, *226*(11), 838–847. <https://doi.org/10.1177/0954411912452994>
- Yue, X., & Wang, L. (2009). Deformation of skull bone as intracranial pressure changing. *African Journal of Biotechnology*, *8*(5), 745–750. <https://doi.org/10.5897/AJB2009.000-9126>
- Zegarra-Parodi, R., Snider, E. J., Park, P. Y. S., & Degenhardt, B. F. (2014). Laser Doppler flowmetry in manual medicine research. *The Journal of the American Osteopathic Association*, *114*(12), 908–917. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2014.178>

III – Proposition de manuscrit n° 3

Caractérisation cinématique des marqueurs cutanés situés sur le front du sujet lors de la ventilation contrôlée

III – 1 Introduction

Dans le deuxième chapitre la possibilité d'enregistrer un signal de fréquence respiratoire des mouvements et micromouvements humains au niveau du crâne à l'aide d'un système optoélectronique est validé. La concordance de la fréquence recueillie à partir des variations de distances des marqueurs avec celle de la variation du volume sous-pectoral est significativement excellente. L'analyse graphique de Bland et Altman montre une grande concordance des mesures du crâne et du volume sous-pectoral avec un biais inférieur à 0,1 % de la valeur de référence = 0,25 Hz. Les résultats de l'étude confirment et valident les résultats de (Stubbe et al., 2017). La variation de distance des capteurs est supérieure à l'incertitude de mesure et permet d'étudier les micromouvements crâniens supérieurs à $\pm 0,15$ mm avec le système optoélectronique *Vicon*. Les cinq marqueurs situés sur le frontal du sujet permettent de mesurer des variations de distances entre les marqueurs TLAD et TLAG ou bien entre les marqueurs TMED et TMEG. Le marqueur TEOR permet d'étudier les mouvements du frontal plus globalement. Dans la littérature ostéopathique les mouvements et rythmes crâniens sont décrits comme une variation de conformité du crâne entre les phases dites de flexion et d'extension crâniennes. A la flexion les diamètres antéropostérieur (Nasion ; Inion) et céphalique-caudal (Bregma ; Basion) du crâne diminuent pendant que le diamètre transversal (bi Ptérion) augmente. A l'extension le processus est inversé (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001). Les mouvements décrits sont plus complexes qu'une simple expansion/rétraction globale du crâne et incite à approfondir l'étude des données obtenues dans le chapitre précédent pour étudier les variations des angles et les comparer aux variations de distances.

III - 1.1 Variation des amplitudes de mouvement linéaire et angulaire

Dans les études sur l'analyse de l'exactitude et de la précision des outils de captures de mouvements optoélectroniques l'erreur instrumentale est largement étudiée comme dans l'étude de (Chiari et al., 2005). L'incertitude de mesures de distances inter-marqueurs est évaluée en calculant l'écart type de celle-ci (Ferrigno et al., 1994), (Ehara et al., 1997), (Chiari et al., 2005). Le calcul de l'incertitude de mesure est réalisé à partir de mannequins, fixes et/ou animés de mouvements, qui reproduisent des caractéristiques physiologiques comme la respiration dans l'étude de (Bastianini et al., 2013) ou des déplacements simulant des mouvements effectuées par des robots comme dans les études de (Windolf et al., 2008), (Merriault et al., 2017) ou plus simplement le déplacement d'un marqueur à l'aide d'un moteur (Bastianini et al., 2012). Une étude montre l'évaluation des variations des mesures d'angles à l'aide d'un goniomètre et la variabilité intra-essai est inférieure à $0,4^\circ$ (Vander Linden et al., 1992). Pour l'étude trois marqueurs sont positionnés sur la table et permettent de calculer en temps réel les variations de distances et d'angles de ces marqueurs afin de les comparer aux variations d'amplitudes de mouvements des distances et des angles positionnées sur les sujets. Les estimations réelles de l'exactitude et de la précision du système dans sa configuration spécifique sont souhaitables dans les études et doivent figurer avec l'interprétation des données, même si les caractéristiques constructeurs sont fournies (Chiari et al., 2005), (Croce & Cappozzo, 2000).

III - 1.2 Analyse en composantes principales

L'analyse en composantes principales (ACP) est une analyse descriptive multidimensionnelle qui exploite la représentation graphique et non un modèle probabiliste (Duby & Robin, 2006). L'ACP est une analyse globale de la dispersion des données ainsi que de la dispersion de chacune des données, c'est une analyse inter et intra classe (Cazes et al., 1997). Cette méthode d'analyse est utilisée pour détecter et hiérarchiser des données en extrayant la variance maximale des données au moyen de composantes orthogonales appelées composantes principales (Begon et al., 2015). Chaque composante principale a une valeur propre de représentation exprimée sous la forme d'un coefficient et la première composante a un facteur général qui représente principalement la variance explicative (Bartholomew, 2010). L'ACP est une méthode permettant d'appréhender un ensemble de données afin de mieux identifier et classer

les paramètres pertinents à l'analyse du système étudié. Cette méthode par exemple a déjà été utilisée lors de l'analyse de mouvements humains : dans l'étude de Deluzio sur l'analyse de la marche de patients arthrosiques pré et postopératoire (Deluzio et al., 1997) ; ou pour étudier les données de captures de mouvements fins, afin d'analyser les schémas de la marche dans des conditions de charge et de décharge de sujets en surpoids et en poids normal (Lee et al., 2009). L'ACP est également utilisée en neuroscience et permet dans l'étude de Garakh, d'identifier le rythme *mu* en l'isolant du rythme *alpha* dans une mesure EEG en faisant effectuer différentes tâches de motricité oculaire au sujet (Garakh et al., 2020). Les mouvements d'ouverture des lèvres lors de la phonation des voyelles japonaises sont étudiés et montrent qu'il est possible grâce à l'ACP de distinguer les mouvements de la phonation du « U » parmi les autres voyelles (Mishima et al., 2011). Dans la caractérisation de l'incidence des allures sur le système interactif cheval, selle et cavalier l'ACP permet de réduire les ensembles de données multidimensionnelles à un nombre de dimensions inférieur à la représentation d'origine (Witte et al., 2009). Enfin l'ACP permet lors de collecte d'échantillons de cohortes homogènes d'effectuer des études multicentriques notamment dans le champ de l'analyse du mouvement. Elle permet de corriger les différences entre les ensembles de données et de permettre l'analyse de mouvement multicentrique (Clouthier et al., 2017). Cette méthodologie d'analyse graphique et globale semble correspondre aux attentes de l'étude pour chercher à identifier une ou plusieurs variables représentatives du phénomène.

Pour étudier et comparer la pertinence du choix des mesures à utiliser pour observer l'incidence des fréquences physiologiques comme la respiration sur les variations de conformations du crâne, les valeurs d'angles comprises entre les marqueurs crâniens sont comparées aux valeurs de variations de distances et du volume sous pectoral.

Hypothèse : l'analyse optoélectronique des variations d'angles des marqueurs cutanés situés sur le front d'un sujet permet d'objectiver un pic de fréquence respiratoire contrôlé à 0,25 Hz.

Objectif: caractériser les variations des cinématiques des marqueurs cutanés positionnés sur le front lors de la ventilation contrôlée à l'aide d'une ACP

Pour réaliser l'étude, les données d'acquisition obtenues lors de l'étude du chapitre 2 sont utilisées comme base de données. Les angles et leurs variations d'amplitude sont calculés et comparés aux données de variations de distances et du volume sous pectoral des sujets réalisés avec les données relevées par un système optoélectronique *Vicon*. Cette étude observationnelle est réalisée sur des sujets sains. L'étude se déroule dans le laboratoire de recherche de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO 8 Rue Alfred Nobel 77420 Champs sur Marne.

III – 1.3 Approbation éthique

Les données sont issues d'une étude validée par le Comité d'Ethique Interne de l'ESO et menée selon les recommandations de la déclaration d'Helsinki¹.

III – 2 Etude rétrospective portant sur les données recueillies du chapitre 2

Données

La base de données utilisée pour l'étude est issue de l'étude du chapitre 2 et concerne une population de 35 sujets sains majeurs, 20 femmes et 15 hommes de (moyenne \pm écart type) : âge en années ($19,54 \pm 0,95$), taille en cm ($170,29 \pm 9,69$) ; masse en kg ($62,89 \pm 13,25$). Les sujets sont recrutés au sein des étudiants de première année de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO. Après information les sujets prennent connaissance de l'objet de l'étude puis, donnent leur consentement éclairé pour participer à l'étude.

III – 3 Matériel et méthodes

Conformément aux méthodologies et au matériel des études des chapitres 1 et 2, les coordonnées 3D des marqueurs sont enregistrées par le système *Vicon* afin de calculer

¹ World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects », *JAMA*, vol. 310, n° 20, 27 novembre 2013, p. 2191–2194

leurs variations et de réaliser des transformées de Fourier des variations des volumes thoraciques et des déplacements des marqueurs positionnés sur la tête du sujet. Les données de variations de distances et d'angles sont réalisées, comparées entre elles et avec les variations du volume sous pectoral. Une dernière analyse est réalisée pour déterminer si une ou plusieurs mesures sont représentatives de la variable recherchée.

III - 3.1 Le *Vicon*

Mesure du volume sous-thoracique

Pour mesurer les variations du volume thoracique des sujets la méthodologie du premier chapitre est appliquée aux données. Le pic de la fréquence respiratoire est relevé sur la FFT. Les résultats sont comparés aux résultats obtenus par les variations de la distance et des variations d'angles des marqueurs du crâne.

Mesures crâniennes

Pour mesurer les variations des distances et des angles du crâne des sujets cinq marqueurs réfléchissants de 12 mm de diamètre sont positionnés avec du scotch hypoallergénique double face sur la région frontale du sujet. Les marqueurs sont placés symétriquement à droite et à gauche du frontal : deux marqueurs en arrière des processus zygomatiques Tête Latérale Gauche **TLAG** et Tête Latérale Droit **TLAD** ; deux marqueurs entre les bosses frontales et les arcades orbitaires Tête Médiale Gauche **TMEG** et Tête Médiale Droite **TMED** et un marqueur au niveau de la glabelle Tête Origine **TEOR** (figure 3.1).



Figure – 3.1 : disposition des marqueurs rétro-réfléchissants du crâne : 5 marqueurs sont positionnés en projection de l'os frontal du sujet.

III – 3.2 Sauvegarde des données du *Vicon*[®]

Après vérification de la qualité des acquisitions l'enregistrement du *Vicon* est sauvegardé au format .csv.

III – 4 Data processing

III – 4.1 Traitement des données du *Vicon*

Un script est réalisé et utilisé pour extraire les 6 mn de signal pour chacun des 20 marqueurs et leurs coordonnées tridimensionnelles. Le calcul des distances, des angles et leurs variations temporelles est réalisé. Des FFT sont générées pour extraire le pic de fréquence respiratoire de chaque mesure *cf.* chapitres 1 et 2.

III – 4.2 Choix des marqueurs crâniens pour calculer les distances et les angles

A partir de la matrice de données, le calcul des distances en fonction du temps est réalisé : distance TLAD-G pour les marqueurs TLAG et TLAD (figure 3.2a) et distance TMED-G pour les marqueurs TMEG et TMED (figure 3.2b). Le choix de la distance transversale pour étudier les micromouvements du crâne concorde avec le modèle ostéopathique décrit par Sutherland où il est fait état, comme une des trois composantes principales de ce modèle, des variations du diamètre transversal du crâne lors des mouvements de flexion et d'extension (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001).

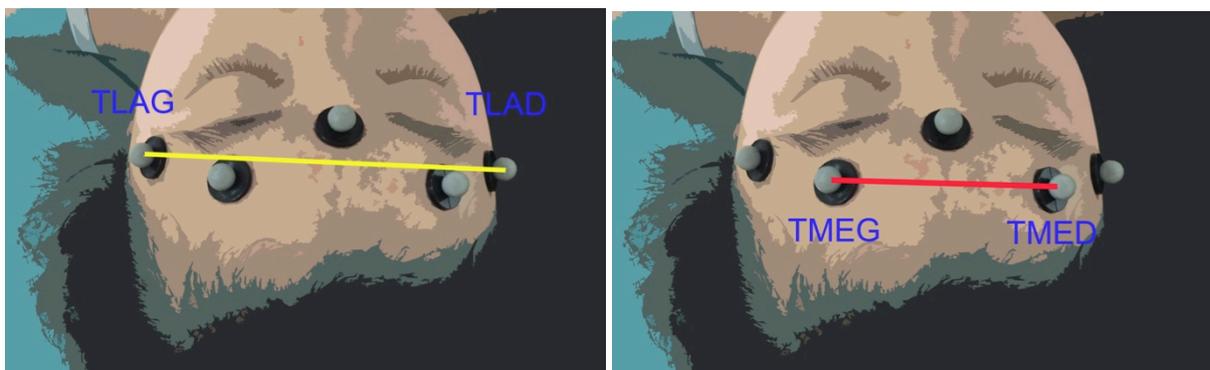


Fig – a : distance TLAD-G entre TLAD et TLAG

Fig – b : distance TMED-G entre TMED et TMEG

Figure – 3.2 : distances TLAD-G et TMED-G calculées à partir des marqueurs pour étudier les variations des micromouvements du crâne induits par la respiration thoracique contrôlée.

Pour compléter l'étude du chapitre 2 des mesures d'angles sont réalisées. Le choix des angles est effectué dans le but de recueillir des informations sur l'homogénéité des variations d'amplitudes de distances et d'angles, l'homogénéité des variations d'amplitudes des angles situés à droite et à gauche du frontal et sur les variations entre les grandes distances et les courtes distances. Les angles retenus et étudiés sont : l'AngleLat entre TLAD et TLAG et ayant pour sommet TEOR (figure 3.3a) ; l'AngleMed entre TMED et TMEG et ayant pour sommet TEOR (figure 3.3b) ; l'AngleGau entre TLAG et TEOR et ayant pour sommet TMEG (figure 3.3c) et l'AngleDrt entre TLAD et TEOR et ayant pour sommet TMED (figure 3.3d).



Fig – a : angle AngleLat entre TLAG TEOR TLAD

Fig – b : angle AngleMed entre TMED TEOR TMEG

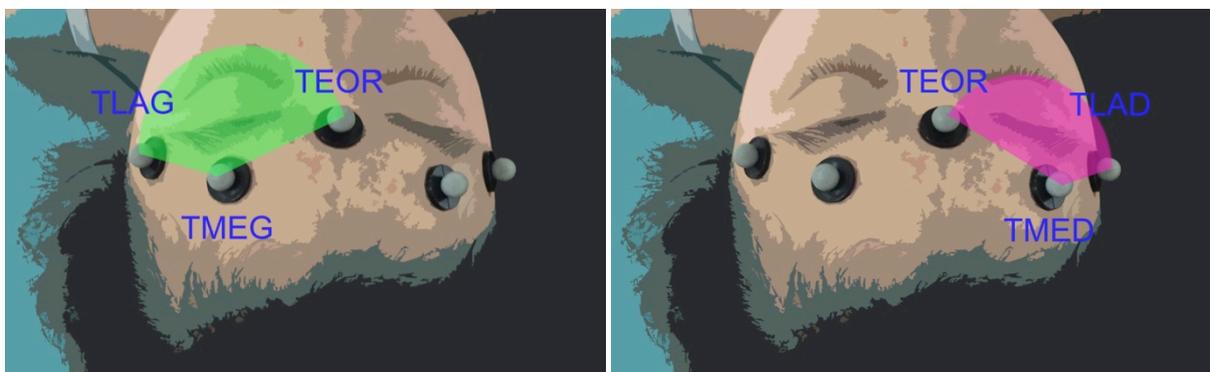


Fig – c : angle AngleGau entre TLAG TMEG TEOR

Fig – d : angle AngleDrt entre TLAD TMED TEOR

Figure – 3.3 : angles : AngleLat, AngleMed, AngleGau et AngleDrt calculé à partir des marqueurs pour étudier les variations des micromouvements du crâne induits par la respiration thoracique contrôlée.

III – 5 Analyse statistique

Comme dans le premier et deuxième chapitre, les moyennes et les déviations standard des valeurs de chaque mesure sont calculées.

L'analyse de concordance des valeurs est étudiée en suivant les recommandations du *Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS)* (Kottner et al., 2011). Pour vérifier la normalité, l'analyse du coefficient d'asymétrie et du coefficient d'aplatissement n'est pas retenue car les valeurs de la fréquence respiratoire relevées pour le volume sous pectoral sont des constantes. L'asymétrie et l'aplatissement ne sont donc pas interprétables.

Pour la comparaison des outils deux à deux, le test t pour un échantillon comparé à une constante a été utilisé. Le seuil de significativité est fixé à $\alpha = 0,05$.

L'analyse de la concordance des outils deux à deux est réalisée en utilisant la méthode graphique de Bland et Altman (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995). L'utilisation de la corrélation comme outil de concordance pour comparer deux méthodes ou outils de mesures est pour Bland et Altman trompeur, une corrélation élevée ne signifiant pas que les deux méthodes s'accordent. Pour Journois, la méthode d'analyse de concordance est la plus adaptée pour évaluer les nouvelles techniques de mesures (Journois, 2004). Elle étudie l'écart existant entre les couples de valeurs recueillies par les deux méthodes et/ou outils de mesures. Le biais (écart-type des différences) et les limites de concordance supérieure et inférieure (LOA *Limites of agreement*) sont calculés $\pm 1,96$ écart-type des différences.

Pour évaluer la représentativité des différentes mesures de variations de micromouvements du crâne une analyse en composante principale ACP est réalisée pour déterminer le nombre de composantes à retenir puis leur représentativité dans la mesure ainsi que les variables les plus représentatives de ces composantes.

Les tests statistiques sont effectués sous *Excel*, *Statistica*®2018 et *MatLab*.

III – 6 Résultats

Comme dans le chapitre 2, quatre-vingt-dix-huit mesures sont réalisées avec le *Vicon*. Trois mesures du *Vicon* sont incomplètes et ne permettent pas d'obtenir un fichier de 6 minutes. Les données sont écartées.

Pour l'étude 95 mesures complètes de 6 minutes sont analysées. Les FFT du volume sous pectoral et des variations de distances et des angles sont calculées, ainsi que les amplitudes de mouvements des valeurs retenues. Les 95 mesures sont exploitables pour le volume sous pectoral mais l'ensemble des FFT ne permet pas de recueillir un pic de la fréquence respiratoire proche de 0,25 Hz. Le nombre de mesures recueillies est de 71 pour la distance TLAD-G soit 75 % des mesures ; 61 pour la distance TMED-G soit 64 % des mesures ; 79 pour l' AngleLat soit 83 % des mesures ; 71 pour l' AngleMed ; 72 pour l'AngleDrt et 71 pour l'AngleGau soit 75 % des mesures des trois dernières variables. Les valeurs d'écart-type des amplitudes de mouvements des variations de distances sont : pour TLAD-G $\sigma = 0,54$ mm ; pour TMED-G $\sigma = 0,85$ mm. Les amplitudes de mouvement angulaire (AR) sont : pour AngleLat AR = $3,3^\circ$; pour AngleMed AR = $5,4^\circ$; pour AngleDrt AR = $6,4^\circ$ et pour AngleGau AR = $7,8^\circ$.

Dans les chapitres précédents l'incertitude de mesures du *Vicon* est vérifiée sur 95 mesures de 6 mn en calculant la moyenne des distances moyennes de chaque mesure et la moyenne des écarts types de la distance entre les 3 marqueurs fixés sur la table. Une incertitude de mesure de $\pm 0,062$ mm entre les marqueurs TATD-TAOR et TAOR-TAPG est retenue pour la configuration de l'expérimentation.

Dans l'étude présente l'analyse des variations d'angles est proposée et comparée aux mesures de variations de distances et de volumes. Afin de vérifier la pertinence de ces amplitudes actives de mouvements angulaires (Kwon & Casebolt, 2006), l'étude des amplitudes de mouvements de l'angle de la table constitué par les marqueurs TATD, TAPG ayant pour sommet TAOR est réalisée soit l'*Active Range of Motion* (AR) en Degré de la Table : $AR_{DegTab} = 0,092^\circ$.

III – 6.1 Analyse de l'accord entre les variations du volume sous-pectoral et la variation de l'AngleLat entre TLAD et TLAG ayant pour sommet TEOR

Le nombre de mesures valides obtenu par analyse des FFT et traitement des pics est de $n = 79$. La moyenne des angles maximum et minimum de l'AngleLat est respectivement de $(107,77^\circ ; 104,47^\circ)$ et AR de l'AngleLat de $3,3^\circ$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) : pour le volume sous pectoral $(0,2472 \pm 0 \text{ Hz})$; pour l'AngleLat $(0,2476 \pm 0,005 \text{ Hz})$. Le test t pour échantillon comparé à une constante ne montre pas de différence significative entre les mesures du volume thoracique et celle de l'AngleLat $p > 0,4$. Le coefficient de corrélation des mesures du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleLat montre une forte corrélation $r=1$, $p < 0,05$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 3.4) montre une forte concordance entre les deux mesures. Le biais est $< -4,49 * 10^{-4} \text{ Hz}$ et des limites d'agrément LOA sup $< 8,86 * 10^{-3} \text{ Hz}$ et LOA inf $< -9,75 * 10^{-3} \text{ Hz}$. Quarante-sept couples de valeurs sont identiques à la mesure du volume sous pectoral, vingt-sept sont dans les limites d'agrément et cinq sont en dehors des bornes supérieure et inférieure. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de la variation de l'AngleLat et est concordante à la fréquence de la variation du volume sous pectoral.

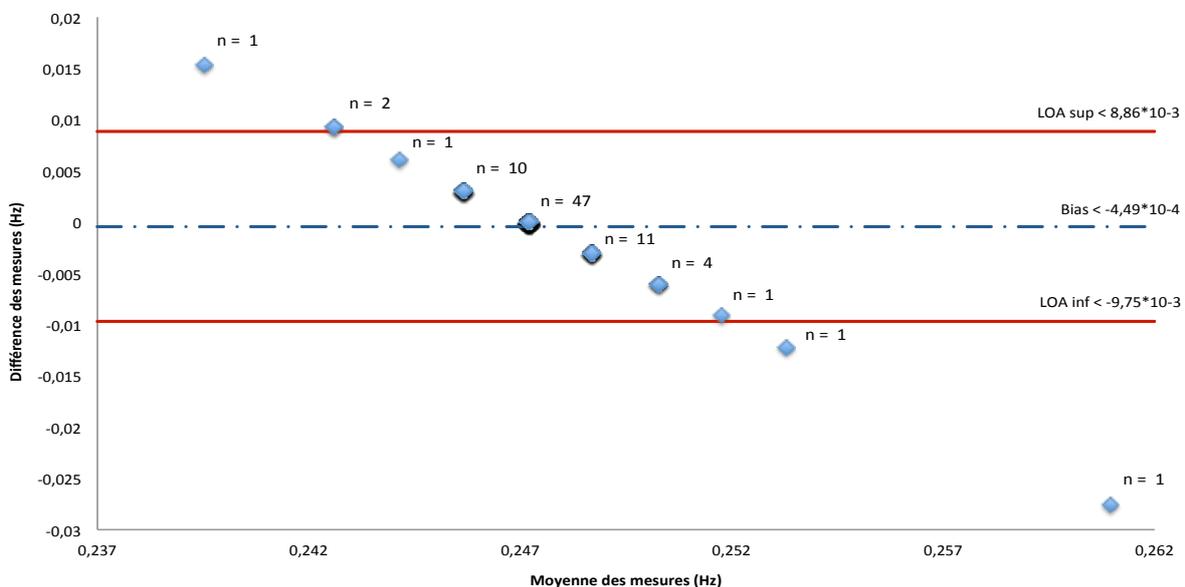


Figure – 3.4 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des mesures de la fréquence respiratoire par comparaison des pics relevés sur les FFT de la variation du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleLat : Nombre de mesures, $n = 79$ (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

III – 6.2 Analyse de l'accord entre les variations du volume sous-pectoral et la variation de l'AngleMed entre TMED et TMEG ayant pour sommet TEOR

Le nombre de mesures valides obtenu par analyse des FFT et traitement des pics est de $n = 71$. La moyenne des angles maximum et minimum de l'AngleMed est respectivement de $(131,99^\circ ; 126,56^\circ)$ et l'AR de l'AngleMed de $5,4^\circ$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) : pour le volume sous pectoral $(0,2472 \pm 0 \text{ Hz})$; pour l'AngleMed $(0,2474 \pm 0,002 \text{ Hz})$. Le test t pour échantillon comparé à une constante ne montre pas de différence significative entre les mesures du volume thoracique et celle de l'AngleMed $p > 0,49$. Le coefficient de corrélation des mesures du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleMed montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,05$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 3.5) montre une forte concordance entre les deux mesures. Le biais est $< -2,42 * 10^{-4} \text{ Hz}$ et des limites d'agrément LOA sup $< 5,46 * 10^{-3} \text{ Hz}$ et LOA inf $< -5,94 * 10^{-3} \text{ Hz}$. Trente-neuf couples de valeurs sont identiques à la mesure du volume sous pectoral, vingt-trois sont dans les limites d'agrément et neuf sont en dehors des bornes supérieure et inférieure. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de la variation de l'AngleMed et est concordante à la fréquence de la variation du volume sous pectoral.

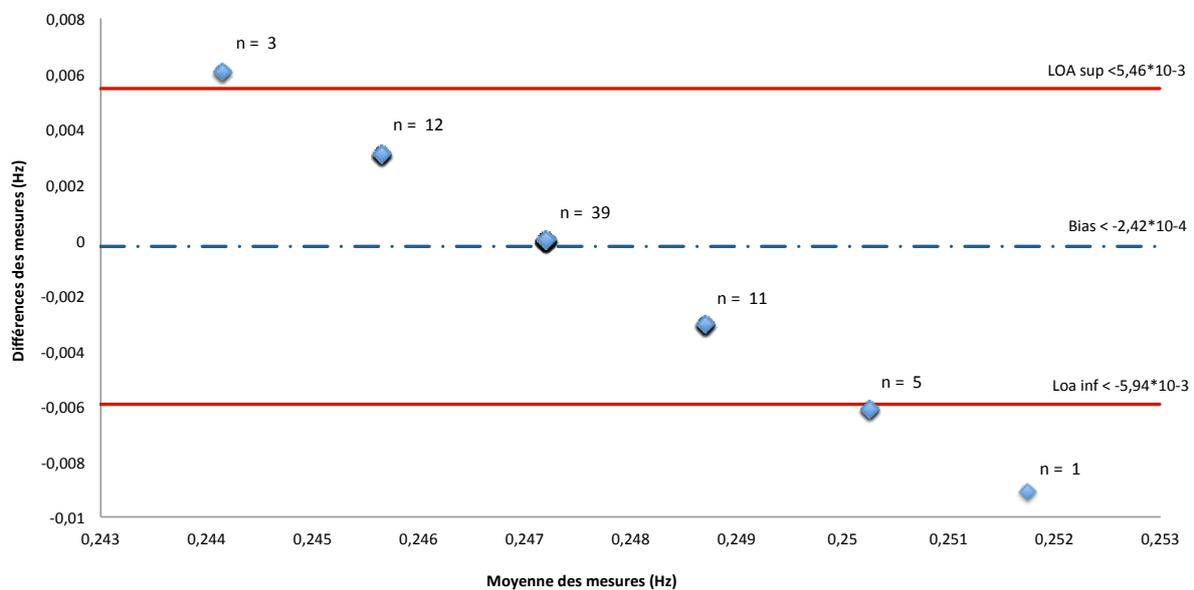


Figure – 3.5 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des mesures de la fréquence respiratoire par comparaison des pics relevés sur les FFT de la variation du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleMed : Nombre de mesures, $n = 71$ (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

III – 6.3 Analyse de l'accord entre les variations du volume sous-pectoral et la variation de l'AngleDrt entre TLAD et TEOR ayant pour sommet TMED

Le nombre de mesures valides obtenu par analyse des FFT et traitement des pics est de $n = 72$. La moyenne des angles maximum et minimum de l'AngleDrt est respectivement de $(126,35^\circ ; 119,99^\circ)$ et l'AR de l'AngleDrt de $6,36^\circ$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne ; écart-type) : pour le volume sous pectoral $(0,2472 \pm 0 \text{ Hz})$; pour l'AngleDrt $(0,2476 \pm 0,003 \text{ Hz})$. Le test t pour échantillon comparé à une constante ne montre pas de différence significative entre les mesures du volume thoracique et celle de l'AngleDrt $p > 0,27$. Le coefficient de corrélation des mesures du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleDrt montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,05$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 3.6) montre une forte concordance entre les deux mesures. Le biais est $< -4,5 * 10^{-4} \text{ Hz}$ et des limites d'agrément LOA sup $< 6,2 * 10^{-3} \text{ Hz}$ et LOA inf $< -7,09 * 10^{-3} \text{ Hz}$. Trente-huit couples de valeurs sont identiques à la mesure du volume sous pectoral, trente-une sont dans les limites d'agrément et trois sont en dehors des bornes supérieure et inférieure. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de la variation de l'AngleDrt et est concordante à la fréquence de la variation du volume sous pectoral.

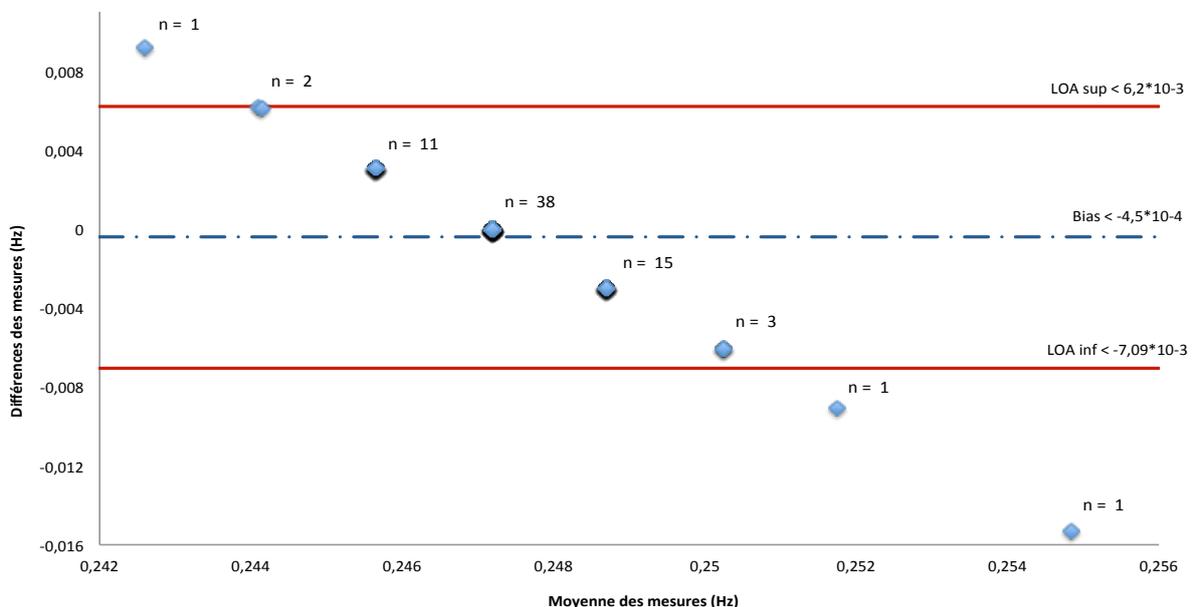


Figure – 3.6 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des mesures de la fréquence respiratoire par comparaison des pics relevés sur les FFT de la variation du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleDrt : Nombre de mesures, $n = 72$ (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

III – 6.4 Analyse de l'accord entre les variations du volume sous-pectoral et la variation de l'AngleGau entre TLAG et TEOR ayant pour sommet TMEG

Le nombre de mesures valides obtenu par analyse des FFT et traitement des pics est de $n = 71$. La moyenne des angles maximum et minimum de l'AngleGau est respectivement de $(126,14^\circ ; 118,38^\circ)$ et l'AR de l'AngleGau de $7,76^\circ$. La fréquence respiratoire recueillie à partir des pics de FFT est de (moyenne \pm écart-type) : pour le volume sous pectoral $(0,2472 \pm 0 \text{ Hz})$; pour l'AngleGau $(0,2483 \pm 0,0035 \text{ Hz})$. Le test t pour échantillon comparé à une constante montre une différence significative entre les mesures du volume thoracique et celles de l'AngleGau $p < 0,013$. Le coefficient de corrélation des mesures du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleGau montre une forte corrélation $r = 1$, $p < 0,05$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figure 3.7) montre une forte concordance entre les deux mesures. Le biais est $< -1,06 * 10^{-3} \text{ Hz}$ et des limites d'agrément LOA sup $< 5,88 * 10^{-3} \text{ Hz}$ et LOA inf $< -8 * 10^{-3} \text{ Hz}$. Trente-neuf couples de valeurs sont identiques à la mesure du volume sous pectoral, vingt-huit sont dans les limites d'agrément et quatre sont en dehors des bornes supérieure et inférieure. La fréquence de la composante respiratoire contrôlée est clairement identifiable sur une FFT de la variation de l'AngleGau et est concordante à la fréquence de la variation du volume sous pectoral.

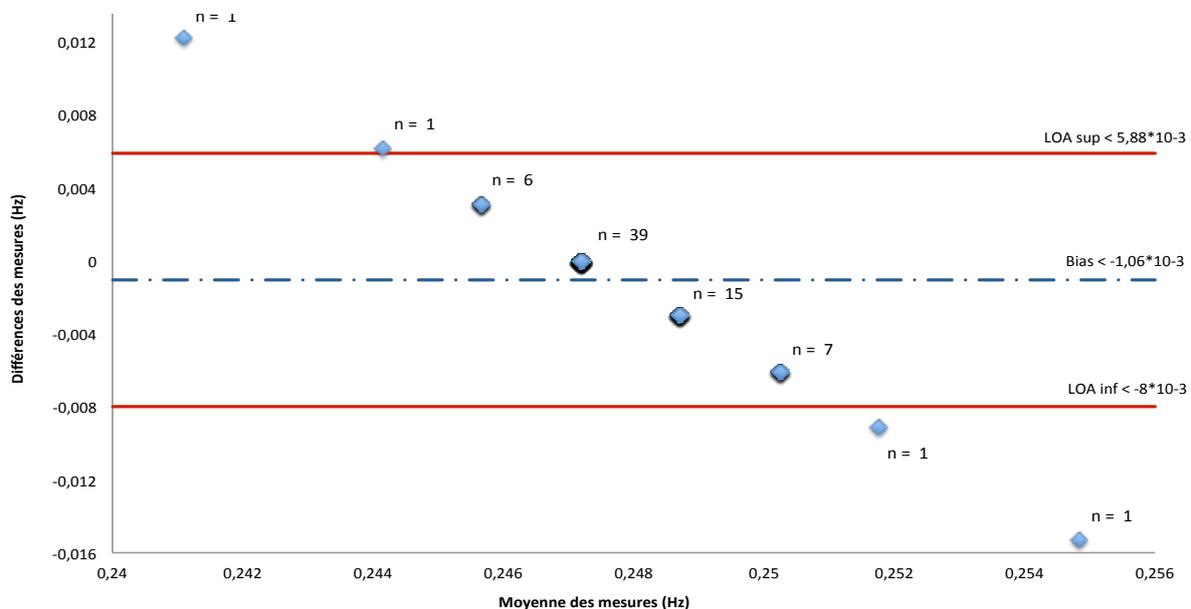


Figure – 3.7 : graphique de Bland et Altman, analyse de la concordance des mesures de la fréquence respiratoire par comparaison des pics relevés sur les FFT de la variation du volume sous pectoral et de la variation de l'AngleGau : Nombre de mesures, $n = 71$ (abscisse en Hz ; ordonnée en Hz).

III – 6.5 Comparaison des données des quatre analyses de concordance : AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau

La comparaison des données des quatre graphiques de Bland et Altman (figure 3.8) montre un biais moyen de $-5,25 \cdot 10^{-4}$ Hz. Les limites d'agrément de la variation d'angle AngleLat sont $\pm 9,3 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 3,72$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée 0,25 Hz, celles de la variation d'angle AngleMed $\pm 5,7 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 2,28$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence. Pour la variation d'angle AngleDrt, les limites d'agrément sont de $\pm 6,65 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 2,66$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence et pour la variation d'angle AngleGau $\pm 6,95 \cdot 10^{-3}$ Hz soit 2,78 % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence. Les valeurs maximum et minimum de l'AngleLat sont respectivement de (0,0153 ; -0,0275) Hz, pour l'AngleMed de (0,0061 ; -0,0059) Hz, pour l'AngleDrt de (0,0092 ; -0,0153) Hz et pour l'AngleGau de (0,0122 ; -0,0153) Hz.

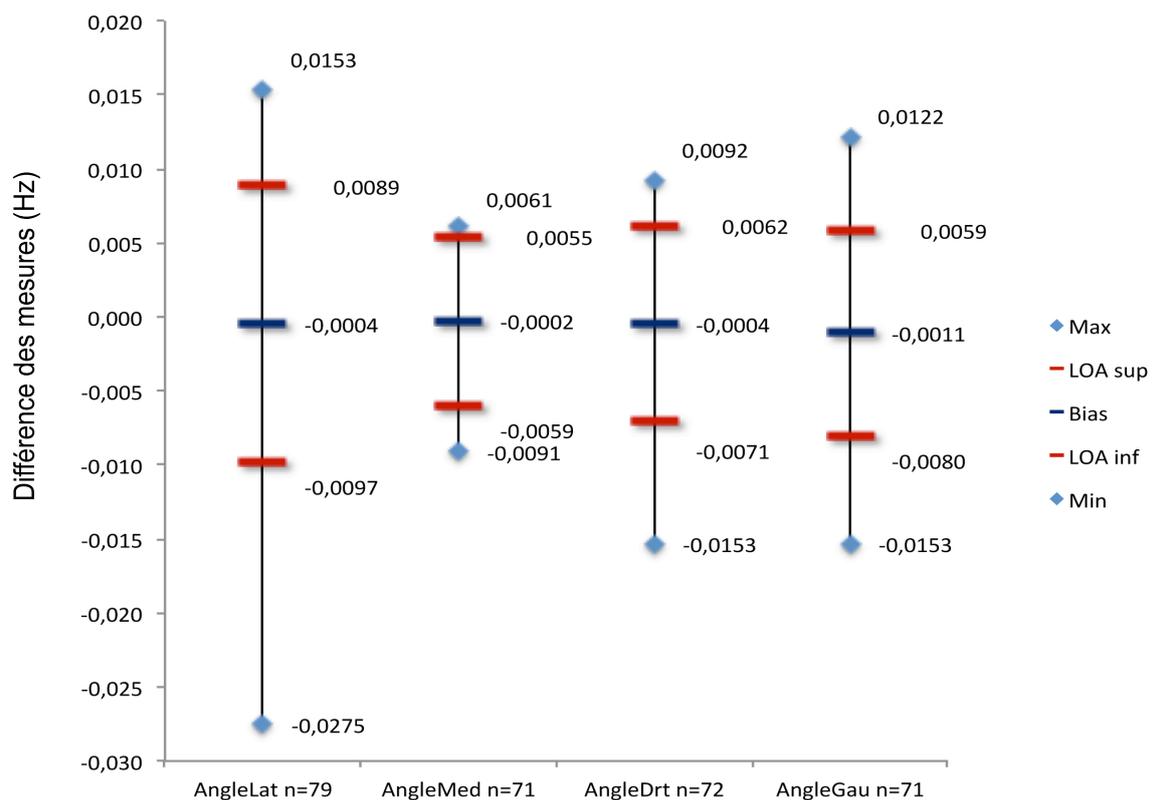


Figure – 3.8 : comparaison des valeurs des graphiques de Bland et Altman réalisés pour étudier la concordance de l'analyse de la fréquence respiratoire obtenue par mesures des variations des angles AngleLat, AngleMed, AngleDrt et AngleGau, comparées à la variation du volume sous pectoral enregistré par Vicon (abscisse : les mesures et le nombre de leurs valeurs ; ordonnée en Hz).

III – 6.6 Comparaison des données des analyses de concordance des angles et de leur distance respective : AngleLat ; TLAD-G ; AngleMed et TMED-G

La comparaison des données des quatre graphiques de Bland et Altman (figure 3.9) montre un biais moyen de $-2,5 \cdot 10^{-4}$ Hz. Les limites d'agrément de la variation de distance TLAD-G sont $\pm 4,15 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 1,66$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée 0,25 Hz, celles de la variation de distance TMED-G sont $\pm 7,65 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 3,06$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence, celles de la variation d'angle AngleLat sont $\pm 9,3 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 3,72$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence et celles de la variation d'angle AngleMed $\pm 5,7 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 2,28$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence. Les valeurs maximum et minimum de la distance TLAD-G sont respectivement de (0,0061 ; -0,0061) Hz, pour la distance TMED-G (0,0122 ; -0,0091) Hz, pour l'AngleLat (0,0153 ; -0,0275) Hz et pour l'AngleMed de (0,0061 ; -0,0059) Hz.

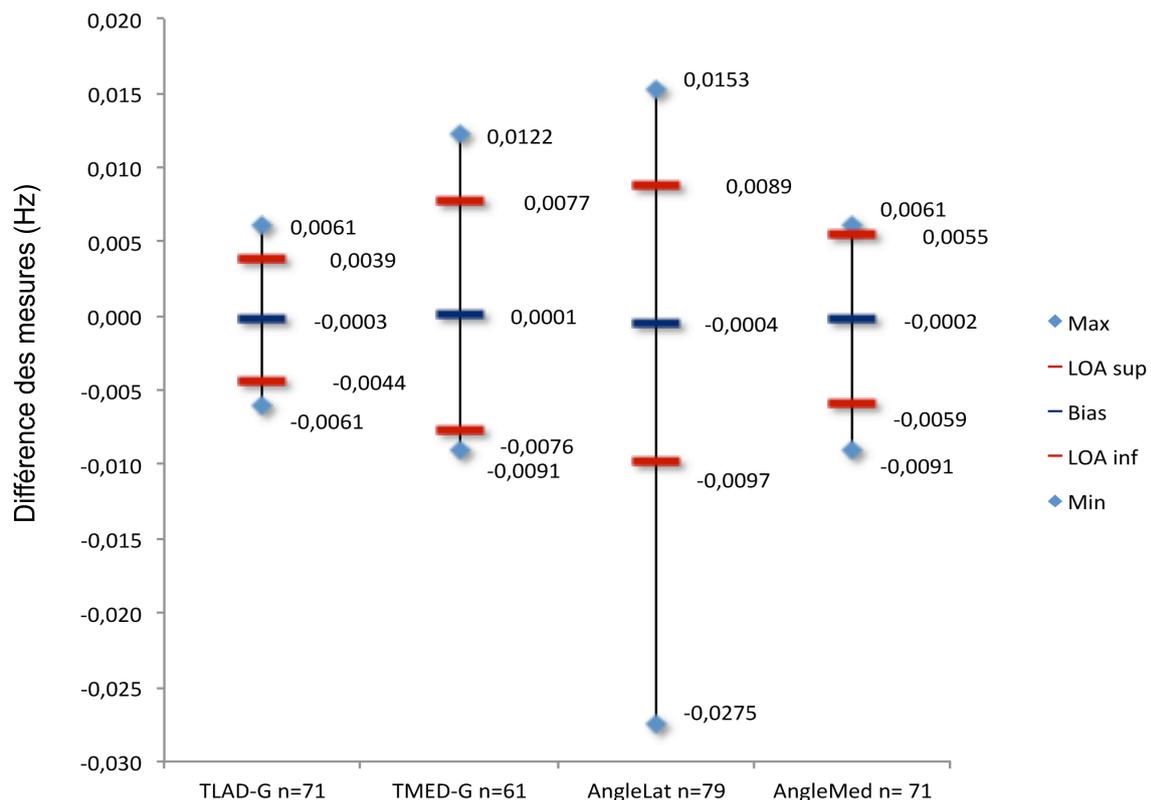


Figure – 3.9 : comparaison des valeurs des graphiques de Bland et Altman réalisés pour étudier la concordance de l'analyse de la fréquence respiratoire obtenue par mesure des variations des mesures de distance TLAD-G et TMED-G et des angles AngleLat et AngleMed, comparées à la variation du volume sous pectoral enregistré par Vicon (abscisse les mesures et le nombre de leurs valeurs ; ordonnée en Hz).

III - 6.7 Analyse en composante principale des données des variations de distances et d'angles de TLAD-G ; TMED-G ; AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau

Les données retenues pour l'analyse en composante principale (ACP) sont les écarts-types (σ) des variations de distances des mesures de TLAD-G et TMED-G ainsi que les variations d'amplitudes des angles en degrés (AR) des : AngleLAT, AngleMed, AngleDrt et AngleGau. Pour normaliser les données, les variations d'amplitude des angles AR sont comparées à 3σ des variations de distances soit 99,8 % de la variation d'amplitude de la distance.

Dans un premier temps les composantes principales qui se distinguent par leurs indices et leurs coefficients sont identifiées. Pour l'analyse seule les deux premières composantes sont retenues. La variance de chaque composante exprimée en pourcentages aide à sélectionner les composantes représentatives. La première composante représente près de 61 % de la variance explicative et est constituée principalement de l'AR de l'AngleLat (ArDegAngleLat). La deuxième composante représente 18 % de la variance explicative et est représentée principalement par l'AR de l'angleGau (ArDegAngleGau) et de l'AR de l'AngleMed (ArDegAngleMed). Au-delà de la deuxième composante la variance est trop faible pour être prise en compte. L'analyse de la (figure 10) montre que la variable ArDegAngleLat représente 91 % de la composante 1 et 41 % de la composante 2. La variable ArDegAngleGau représente 26 % de la composante 1 et 59 % de la composante 2. La variable ArDegAngleMed représente 24 % de la composante 1 et 49 % de la composante 2. La variable SdDistTMED-G (3σ TMED-G) représente 14 % de la composante 1 et 40 % de la composante 2.

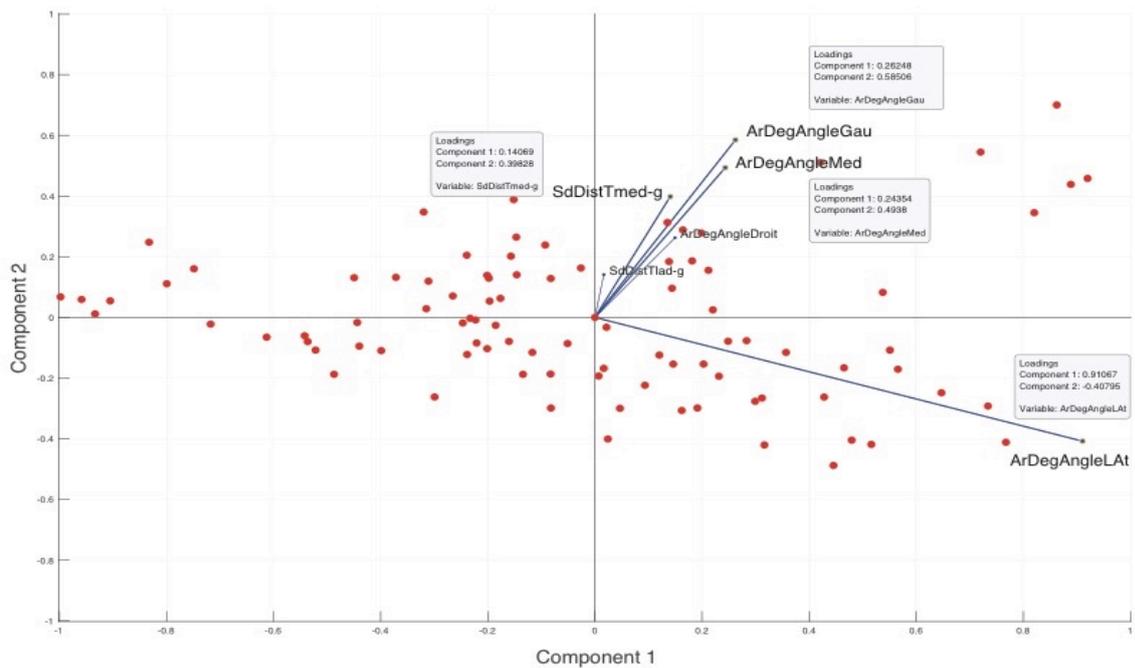


Figure – 3.10 : représentation graphique de l’analyse en composante principale des valeurs des variations de mesures des variations d’amplitudes de distance SdTLAD-G et SdTMED-G ainsi que les variations d’amplitudes angulaires ArDegAngleLat, ArDegAngleMed, ArDegAngleDrt et ArDegAngleGau (abscisse composante 1 ; ordonnée composante 2)

III – 7 Discussion

Le but de l’étude est de retrouver la fréquence respiratoire sur les FFT réalisées à partir de la variation des angles et de vérifier la corrélation et la concordance des mesures avec celles de la variation du volume sous pectoral. Le but est également de vérifier que l’incertitude de mesures des angles est inférieure à la variation des mesures d’angles et comparable à l’incertitude de mesures des distances. Enfin, pour déterminer la représentativité des différentes mesures de variations de micromouvements du crâne une analyse en composante principale (ACP) est réalisée.

III – 7.1 Précision de mesures du *Vicon*

Comme cela est décrit dans le chapitre 1, la configuration de la salle permet d’obtenir une précision de $\pm 0,062$ mm conformément aux résultats décrits par Ferrigno (Ferrigno et al., 1994). L’évaluation de la précision et de l’exactitude des mesures d’un système optoélectronique et de sa configuration est indispensable (Chiari et al., 2005), (Croce &

Cappozzo, 2000). Le positionnement de 3 marqueurs sur la surface de la table permet de calculer la moyenne des variations de distances ainsi que leur écart type comme retrouvé dans (Ferrigno et al., 1994), (Ehara et al., 1997), (Chiari et al., 2005). Pour compléter l'étude de la précision et de l'exactitude des distances un calcul de la variation de l'amplitude du mouvement de l'angle de la table entre les marqueurs TATD et TAPD ayant pour sommet TAOR est recherché : $ArDegTab = 0,092^\circ$ (Kwon & Casebolt, 2006).

III – 7.2 Traitement des FFT

Sur 98 mesures effectuées avec le *Vicon* 95 sont complètes. Les FFT des variations de volume sous-pectoral sont réalisées ainsi que les FFT des variations de distances et des variations d'angles des marqueurs : TLAD-G ; TMED-G ; AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau. Le recueil des pics de fréquences est réalisable sur toutes les mesures de variations du volume sous pectoral et sur une partie des FFT des autres mesures.

Les FFT de la variable AngleLat permettent d'identifier le pic de fréquence respiratoire contrôlé dans 83 % des mesures effectuées alors que TLAD-G ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau permettent d'identifier le pic dans 75 % des mesures et TMED-G seulement dans 64 % des mesures. L'AngleLat est influencé par deux composantes majeures de la modification de conformité du crâne décrites par Sutherland et Kimberly : la variation du diamètre transversal par les marqueurs TLAD et TLAG et une composante de variation du diamètre antéropostérieur par son sommet TEOR (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001). Ce n'est pas le cas pour les distances TLAD-G et TMED-G qui ne rendent compte que d'une seule composante majeure le diamètre transversal.

III – 7.3 Analyse de l'accord entre les variations de volume sous-pectoral et la variation de la distance des angles : AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau

Le but de l'étude est de valider la concordance et la corrélation des mesures de la fréquence respiratoire du volume thoracique avec celle des variations des angles AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau recueillies par un outil optoélectronique, le *Vicon*, dans le prolongement de l'étude du chapitre 2. La fréquence respiratoire des variations du volume sous-pectoral est de $(0,2472 \pm 0 \text{ Hz})$ (moyenne ; écart-type). Elle est de $(0,2476 \pm 0,005 \text{ Hz})$ pour l'AngleLat ; de $(0,2474 \pm 0,002 \text{ Hz})$ pour l'AngleMed ; de $(0,2476 \pm 0,003 \text{ Hz})$ pour l' AngleDrt et de $(0,2483 \pm 0,0035 \text{ Hz})$ pour l'AngleGau. Les moyennes sont très proches à $2 * 10^{-4} \text{ Hz}$ à l'exception de la moyenne de l'AngleGau qui

est supérieure de $7 \cdot 10^{-4}$ Hz aux autres valeurs. Cette singularité est retrouvée dans la significativité des différences par rapport à la valeur de la fréquence respiratoire du volume sous pectoral où pour toutes les variations d'angles la différence est non significative excepté pour l'AngleGau où la différence est significative $p < 0,013$. Par contre les coefficients de corrélation des mesures du volume sous-pectoral et de l'ensemble des variations d'angles : AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau montrent une corrélation presque parfaite (Landis & Koch, 1977), $r = 1$ et $p < 0,05$. L'analyse graphique de Bland et Altman (figures 3.4, 3.5, 3.6 et 3.7) montre une grande concordance entre les mesures du volume sous pectoral et les variations des angles AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau. Le biais est respectivement $< -4,49 \cdot 10^{-4}$ Hz pour l'AngleLat ; $< -2,42 \cdot 10^{-4}$ Hz pour l'AngleMed ; $< -4,5 \cdot 10^{-4}$ Hz pour l'AngleDrt et pour l'AngleGau $< -1,06 \cdot 10^{-3}$ Hz. Les limites d'agrément LOA sont de $\pm 9,3 \cdot 10^{-3}$ Hz pour l'AngleLat ; de $\pm 5,7 \cdot 10^{-3}$ Hz pour l'AngleMed ; de $\pm 6,65 \cdot 10^{-3}$ Hz pour l'AngleDrt et de $\pm 6,95 \cdot 10^{-3}$ Hz pour l'AngleGau (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995).

Les mesures de variations d'angles des marqueurs situés au niveau du crâne sont très fortement concordantes avec la fréquence respiratoire mesurée par l'analyse de la variation du volume sous-pectoral. L'hypothèse est donc vérifiée, l'outil de mesure optoélectronique, le *Vicon*, peut enregistrer des changements de conformation du crâne provoqués par la respiration contrôlée et permet de retrouver le pic de cette fréquence respiratoire en réalisant une FFT du signal de la variation des angles des marqueurs du crâne.

III – 7.4 Comparaison des données des quatre analyses de concordance : AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau

La comparaison des données des quatre graphiques de Bland et Altman (figure 3.8) montre un biais moyen est de $-5,25 \cdot 10^{-4}$ Hz soit 0,21 % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée 0,25 Hz. La moyenne des limites d'agrément des variations des angles est de $\pm 7,15 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 2,86$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée de 0,25 Hz. Les écarts observés pour la plus grande plage de limite d'agrément des données de l'AngleLat sont relatifs car très proches des données de l'AngleDrt et de l'AngleGau. Pour la variation de l'AngleLat une valeur est très distante des autres ($-0,0275$ Hz) et peut jouer un rôle sur la plus grande dispersion des bornes inférieur et supérieur. Le nombre de mesures diffère peu pour trois angles mais

l'AngleLat présente 10 % de plus de données que les autres angles et il est donc possible d'obtenir des données plus éloignées de la valeur de référence. La mesure la plus concordante avec le volume sous pectoral est l'AngleMed mais elle présente le plus faible nombre de mesures $n = 71$. Par contre, la différence de deux fois le biais moyen de l'AngleGau ($-11 \cdot 10^{-4}$ Hz Vs $-5,25 \cdot 10^{-4}$ Hz) est à relever et plusieurs éléments semblent converger et montrer une spécificité de cette mesure : différence notable de la moyenne de la fréquence respiratoire ($0,2483 \pm 0,0035$ Hz) ; différence significative entre les données de fréquence de l'angle et du volume sous pectoral $p < 0,13$.

III – 7.5 Comparaison des données des analyses de concordance des angles et de leur distance respective : AngleLat ; TLAD-G ; AngleMed et TMED-G

La comparaison des données des quatre graphiques de Bland et Altman (figure 3.9) montre un biais moyen de $-2,5 \cdot 10^{-4}$ Hz soit de 0,1 % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée 0,25 Hz. La moyenne des limites d'agrément des variations des angles sont $\pm 6,7 \cdot 10^{-3}$ Hz soit $\pm 2,68$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée 0,25 Hz. On observe une plus grande plage de limites d'agrément pour les données de AngleLat comparativement aux autres données mais elle est très proche des valeurs de TMED-G. Le biais de l'AngleLat est plus important que les trois autres biais, mais le biais moyen des mesures est de 0,1 % de la valeur de référence 0,25 Hz. Le nombre de mesures de TLAD-G et de l'AngleMed est égal à 71 et présente 10 % de plus de données que TMED-G et 10 % de moins de mesures que l'AngleLat. Les mesures les plus concordantes avec le volume sous pectoral sont TLAD-G et l'AngleMed qui ne présentent que 71 mesures. L'ensemble des mesures présente des différences et des spécificités mais il est difficile de déterminer une hiérarchie dans ces mesures à partir des données des analyses graphiques de Bland et Altman.

III – 7.6 Analyse en composante principale des données des variations de distances et d'angles de TLAD-G ; TMED-G ; AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau

Dans un premier temps les composantes principales qui se distinguent par leurs indices et leurs coefficients sont identifiées (Duby & Robin, 2006), (Cazes et al., 1997). La première composante représente près de 61 % de la variance explicative et est constituée principalement de l'AR de l'AngleLat. La deuxième composante représente

18 % de la variance explicative et est représentée principalement par l'AR de l'AngleGau et l'AR de l'AngleMed. Au-delà de la deuxième composante la variance est trop faible pour être prise en compte (Begon et al., 2015). Les résultats de l'ACP montrent (figure 3.10) que les variations d'amplitudes angulaires sont fortement représentatives des deux composantes principales et que l'AR de l'AngleLat à lui seul peut représenter les deux composantes : 91 % de la composante 1 et 41 % de la composante 2. La composante 1 représente à elle seule 61 % de la variance explicative. L'AR de l'AngleGau et l'AR de l'AngleMed représentent principalement la composante 2 avec respectivement 59 % et 49 % mais cette composante ne représente que 18 % de la variance explicative. Les 3 écart-types des variations d'amplitude des distances TMED-G et TLAD-G ainsi que l'AR de l'AngleDrt sont très faiblement représentatives des deux composantes principales et représentent moins de 20 % de la composante 1. Les résultats de l'analyse en composante principale permettent de retenir la variable l'AngleLat comme représentative de la variance explicative (Bartholomew, 2010). Si la représentativité de la variable AngleLat est confirmée par les analyses complémentaires de l'étude elle peut être utilisée prioritairement dans des études multicentriques comme proposées dans l'étude de (Clouthier et al., 2017).

III - 7.7 Analyse des variations des angles construits à partir des capteurs positionnés sur le frontal du sujet comparées à l'exactitude et la précision de la mesure du *Vicon*

Dans le deuxième chapitre la moyenne des distances moyennes des 95 mesures des capteurs TLAD-TLAG et TMED-TMEG est étudiée et l'exactitude et la précision de la mesure retenue pour mesurer les variations de distances du système *Vicon* dans la configuration expérimentale sont de $\pm 0,062$ mm.

Pour les variations de mesures d'angles, l'angle formé par les 3 marqueurs de la table est relevé et calculé (Kwon & Casebolt, 2006), l'amplitude du mouvement est $ArDegTab = 0,092^\circ$. Pour les différents angles de la tête le calcul est effectué : AR de l'AngleLat = $3,3^\circ$; AR de l'AngleMed = $5,4^\circ$; AR de l'AngleDrt = $6,4^\circ$ et AR de l'AngleGau = $7,8^\circ$. Toutes les amplitudes des angles étant supérieures à la valeur de l'incertitude de mesures, la deuxième hypothèse est validée. Cependant un élément est à retenir, l'amplitude de l'AngleLat est la plus faible et représente également le plus petit angle de la tête : maximum et minimum respectivement de ($107,77^\circ$; $104,47^\circ$). Les deux angles

droit et gauche qui ont l'amplitude la plus importante sont également très proches : maximum et minimum de l'AngleDrt respectivement de (126,35° ; 119,99°) et de l'AngleGau (126,14° ; 118,38°). Alors que l'AngleMed est le plus grand, maximum et minimum de (131,99° ; 126,56°) son amplitude est comprise entre les valeurs de l'AngleLat et des angles droit et gauche AR de l'AngleMed = 5,4°. Les 4 angles sont situés dans des plans différents de l'espace et leurs composantes ne sont pas équivalentes. L'AngleLat est situé dans un plan anatomique proche du plan transversal, l'AngleMed est lui plus proche du plan frontal et les AngleDrt et AngleGau situés dans un plan à 45° entre le plan frontal et le plan sagittal. L'interaction entre les 3 plans et les changements de conformation du crâne décrits en ostéopathie sont à approfondir (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001).

III - 8 Limites de l'étude

L'étude réalisée confirme les hypothèses : la fréquence respiratoire induit des micromouvements au niveau des tissus superficiels crâniens. Ces micromouvements sont mesurables à l'aide d'un système optoélectronique *Vicon*. L'exactitude et la précision des mesures sont vérifiées et les variations d'amplitudes de distances comme d'angles sont supérieures à l'incertitude mesurée simultanément à l'expérimentation. L'étude permet donc de valider la pertinence de l'outil et le fait que la fréquence respiratoire est observable dans différentes analyses fréquentielles, qu'elles soient générées à partir de variations de distances ou bien d'angles. Les mesures sont très fortement concordantes et corrélées. Mais sont-elles en phases, déphasées ? Certains paramètres sont-ils en opposition de phases par rapport aux autres ? Y a-t-il des changements de phases durant l'acquisition ?

Une analyse de cross corrélation des différents paramètres est pertinente à réaliser et apporte une dimension supplémentaire qui peut être couplée à une étude du modèle ostéopathique explicatif des micromouvements crâniens.

III – 9 Conclusion

L'objectif de l'étude est d'analyser une base de données de 95 mesures effectuées lors de l'étude du chapitre 2 et de comparer la pertinence du choix des mesures à utiliser, variations de distances et/ou d'angles, pour observer l'incidence de la fréquence respiratoire contrôlée sur les variations de conformations du crâne mesurées à l'aide d'un système optoélectronique *Vicon*. La première phase est de recueillir la fréquence respiratoire à partir des variations d'amplitudes des 4 angles : AngleLat ; AngleMed ; AngleDrt et AngleGau, puis de valider leur concordance avec la variation du volume sous-pectoral (Bland & Altman, 1986), (Bland & Altman, 1995). La deuxième phase est de vérifier l'exactitude et la précision du système pour les mesures d'angles. Enfin, les valeurs d'amplitudes des angles sont analysées entre elles et comparées aux variations de distance par la méthode de l'analyse en composante principale ACP.

L'analyse optoélectronique des variations angulaires des capteurs situés au niveau du frontal du sujet permet d'objectiver au moyen d'une analyse fréquentielle FFT un pic de fréquence respiratoire = 0,2472 Hz. Cette valeur a une corrélation presque parfaite $r = 1$ avec la fréquence des variations du volume sous-pectoral. Sur les 95 mesures, l'AngleLat permet d'identifier des pics de fréquence respiratoire sur 83 % des FFT. Pour la distance TMED-G, seuls 64 % des pics de fréquences sont identifiables et l'ensemble des autres mesures permet d'identifier le pic dans 75 % des FFT. L'analyse graphique de Bland et Altman montre une grande concordance des mesures des variations des 4 angles et du volume sous-pectoral avec un biais moyen de 0,21 % de la valeur de référence = 0,25 Hz. La moyenne des limites d'agrément des variations des angles est de $\pm 2,86$ % de la valeur de la fréquence respiratoire de référence contrôlée de 0,25 Hz. Les résultats de l'étude confirment les résultats du chapitre 2 et de l'étude de (Stubbe et al., 2017). La variation des amplitudes de mouvements des angles (moyenne = $5,73^\circ$) est supérieure à l'incertitude de mesures $ArDegTab = 0,092^\circ$ et permet d'étudier les micromouvements angulaires crâniens avec le système optoélectronique *Vicon*. Les hypothèses de l'étude sont validées.

L'analyse en composante principale montre qu'il y a deux composantes principales et que la première à elle seule représente 61 % de la variance explicative. Cette composante est constituée principalement de l'AR de l'AngleLat qui représente 91 % de la composante 1 et 41 % de la composante 2. Les 2 AR de l'AngleGau et de l'AngleMed

représentent principalement la composante 2 avec respectivement 59 % et 49 % mais cette composante ne représente que 18 % de la variance explicative. Et le test t pour échantillon comparé à une constante montre une différence significative entre les mesures du volume thoracique et celle de l'AngleGau $p < 0,013$. Les résultats de l'ACP font ressortir la valeur de l'AR de l'AngleLat comme la valeur représentative de la variance explicative des micromouvements crâniens.

Toutes les valeurs d'angles et/ou de distances étudiées dans ce chapitre et le chapitre 2 montrent une forte concordance et corrélation avec la fréquence respiratoire contrôlée mesurée par le *Vicon*. Une valeur parmi l'ensemble des données est remarquable : l'AngleLat. Cet angle est la configuration de marqueurs qui permet d'identifier le plus clairement possible le pic de fréquence respiratoire. La valeur de son amplitude angulaire est plus faible que les autres angles mais est peut-être plus précise ?

Les résultats de l'ACP vont également dans ce sens et dans une perspective d'étude des micromouvements crâniens avec un nombre de marqueurs limités, l'AngleLat est une référence incontournable.

L'outil et la méthode sont validés. L'exactitude et la précision sont évaluées. Cependant la compréhension des variations des différents paramètres doit être approfondie :

Toutes les variations d'amplitudes angulaires et/ou de distances inter marqueurs sont-elles en phase ?

La partie droite du frontal est-elle en phase ou déphasée avec la partie gauche ?

De même que l'angle au sommet et sa base, etc.

Il est également important d'étudier plus précisément ces interactions de variations angulaires et de distances en prenant en compte leur positionnement dans l'espace :

Dans quel plan se situent les angles et les distances et qu'elle en est l'incidence ?

Est-ce que leur positionnement peut amorcer un début de compréhension ?

Tous ces éléments doivent être pris en compte dans le but de comparer les mesures des micromouvements obtenues à l'aide d'un système de mesures optoélectroniques, le *Vicon*, au modèle empirique de flexion et d'extension du crâne décrit par les ostéopathes (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001).

III – 10 Références

- Bartholomew, D. J. (2010). Principal Components Analysis. In P. Peterson, E. Baker, & B. McGaw (Éds.), *International Encyclopedia of Education (Third Edition)* (p. 374-377). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-044894-7.01358-0>
- Bastianini, F., Schena, E., Saccomandi, P., & Silvestri, S. (2013). Accuracy evaluation of dynamic volume measurements performed by opto-electronic plethysmograph, by using a pulmonary simulator. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 930-933. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609654>
- Bastianini, F., Schena, E., & Silvestri, S. (2012). Accuracy evaluation on linear measurement through opto-electronic plethysmograph. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1-4. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6674230>
- Begon, M., Scherrer, S.-A., Coillard, C., Rivard, C.-H., & Allard, P. (2015). Three-dimensional vertebral wedging and pelvic asymmetries in the early stages of adolescent idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*, *15*(3), 477-486. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.10.004>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet (London, England)*, *1*(8476), 307-310.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement : Why plotting difference against standard method is misleading. *The Lancet*, *346*(8982), 1085-1087. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(95\)91748-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(95)91748-9)
- Cazes, P., Chouakria, A., Diday, E., & Schektman, Y. (1997). Extension de l'analyse en composantes principales à des données de type intervalle. *Revue de Statistique Appliquée*, *45*(3), 5-24.
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2 : Instrumental errors. *Gait & Posture*, *21*(2), 197-211. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.004>
- Clouthier, A. L., Bohm, E. R., Rudan, J. F., Shay, B. L., Rainbow, M. J., & Deluzio, K. J. (2017). Correcting waveform bias using principal component analysis : Applications in multicentre motion analysis studies. *Gait & Posture*, *51*, 153-158. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.008>
- Croce, U. D., & Cappozzo, A. (2000). A spot check for estimating stereophotogrammetric errors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *38*(3), 260-266. <https://doi.org/10.1007/BF02347045>
- Deluzio, K. J., Wyss, U. P., Zee, B. C., Costigan, P. A., & Sorbie, C. (1997). Principal component models of knee kinematics and kinetics : Normal vs. pathological gait patterns. *Human Movement Science*, *16*(2-3), 201-217. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00051-6](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00051-6)
- Duby, C., & Robin, S. (2006). *Analyse en Composantes Principales* (p. 54 p.). Institut National Agronomique Paris.
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Mochimaru, M., Tanaka, S., & Yamamoto, S. (1997). Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait & Posture*, *5*(3), 251-255. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01093-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01093-4)
- Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G., & Pedotti, A. (1994). Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *77*(3), 1224-1231.

- <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.3.1224>
- Garakh, Z., Novototsky-Vlasov, V., Larionova, E., & Zaytseva, Y. (2020). Mu Rhythm Separation from the Mix with Alpha Rhythm : Principal Component Analyses and Factor Topography. *Journal of Neuroscience Methods*, 108892. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2020.108892>
- Journois, D. (2004). Concordance de deux variables : L'approche graphique: Méthode de Bland et Altman. *Revue des Maladies Respiratoires*, 21(1), 127-130. [https://doi.org/10.1016/S0761-8425\(04\)71243-7](https://doi.org/10.1016/S0761-8425(04)71243-7)
- Kimberly, P. E. (2001). The application of the respiratory principle to osteopathic manipulative procedures. 1949. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 101(7), 410-413.
- Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hróbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., & Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies*, 48(6), 661-671. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2011.01.016>
- Kwon, Y.-H., & Casebolt, J. B. (2006). Effects of light refraction on the accuracy of camera calibration and reconstruction in underwater motion analysis. *Sports Biomechanics*, 5(2), 315-340. <https://doi.org/10.1080/14763140608522881>
- Landis, J. R., & Koch, G. G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33(1), 159-174.
- Lee, M., Roan, M., & Smith, B. (2009). An application of principal component analysis for lower body kinematics between loaded and unloaded walking. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2226-2230. <https://doi.org/DOI:10.1016/j.jbiomech.2009.06.052>
- Merriaux, P., Dupuis, Y., Boutteau, R., Vasseur, P., & Savatier, X. (2017). A Study of Vicon System Positioning Performance. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 17(7). <https://doi.org/10.3390/s17071591>
- Mishima, K., Yamada, T., Matsumura, T., & Moritani, N. (2011). Analysis of lip motion using principal component analyses. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 39(4), 232-236. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2010.04.006>
- Stubbe, L., Houel, N., Soudain-Pineau, M., Billaudel, P., & Cottin, F. (2017). Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1), 197-198. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382930>
- Sutherland, W. G. (2000). The cranial bowl. 1944. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 100(9), 568-573. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2000.100.9.568>
- Vander Linden, D. W., Carlson, S. J., & Hubbard, R. L. (1992). Reproducibility and accuracy of angle measurements obtained under static conditions with the Motion Analysis video system. *Physical Therapy*, 72(4), 300-305. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.4.300>
- Windolf, M., Götzen, N., & Morlock, M. (2008). Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—Exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2776-2780. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.024>
- Witte, K., Schobesberger, H., & Peham, C. (2009). Motion pattern analysis of gait in horseback riding by means of Principal Component Analysis. *Human Movement Science*, 28(3), 394-405. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.04.002>

IV - Proposition de manuscrit n° 4

Etude des corrélations croisées et des cohérences entre les cinématiques des marqueurs cutanés situés sur le front d'un sujet et la pléthysmographie optoélectronique

IV - 1 Introduction

Dans les deux études précédentes la possibilité d'enregistrer des micromouvements au niveau du crâne à l'aide d'un système optoélectronique est validée et confirme les résultats de l'étude de (Stubbe et al., 2017). La concordance de la fréquence respiratoire recueillie à partir des variations de distances et d'angles des marqueurs est presque parfaite en comparaison de la variation du volume sous-pectoral. Les valeurs des variations d'angles et de distances étudiées montrent une forte concordance et corrélation avec la fréquence respiratoire contrôlée mesurée par le Vicon. L'analyse graphique de Bland et Altman montre un biais inférieur à 0,1 % et 0,2 % de la valeur de référence = 0,25 Hz pour, respectivement, les variations de distances et d'angles.

L'analyse de la précision et de l'exactitude du système optoélectronique montre des valeurs conformes à la littérature de $\pm 0,062$ mm pour les variations de distances et de $\pm 0,092^\circ$ pour les variations d'angles (Ferrigno et al., 1994), (Ehara et al., 1997), (Chiari et al., 2005), (Kwon & Casebolt, 2006).

L'analyse en composante principale (ACP) montre que sur l'ensemble des variations de distances et d'angles étudiés, deux composantes principales ressortent et la première à elle seule représente 61 % de la variance explicative du phénomène observé. Cette composante est constituée principalement de l'ArDegAngleLat qui représente 91 % de la première composante et 41 % de la deuxième composante. Les angles ArDegAngleGau et ArDegAngleMed représentent principalement la deuxième composante avec respectivement 59 % et 49 % mais cette composante ne représente que 18 % de la variance explicative.

Dans la littérature ostéopathique les rythmes et mouvements crâniens sont décrits dans un modèle de type respiratoire qui comporte des phases dites de flexion et d'extension. La flexion est décrite comme, globalement, une diminution des diamètres

antéropostérieur (Nasion ; Inion) et céphalique-caudal (Bregma ; Basion) du crâne, pendant que le diamètre transversal (bi Ptérion) augmente. A l'extension le processus est inversé (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001). Les mouvements décrits sont plus complexes qu'une simple expansion/rétraction globale du crâne et à l'analyse des variations de distances et d'angles recueillis dans l'étude précédente la compréhension des différents paramètres analysés doit être approfondie.

L'étude des différents paramètres en intra-mesure et inter-mesure ; leur corrélation croisée avec analyse de phase et du délai ; leur cohérence, sont autant d'éléments pour mettre en place une comparaison des données de mesures du Vicon et du modèle utilisé par les ostéopathes.

IV - 1.1 Micromouvements crâniens

L'étude des dispositifs de mesures des micromouvements et rythmes crâniens décrite dans l'étude n° 2 permet de mesurer la complexité du champ investigué et la grande hétérogénéité de moyens et outils d'évaluations utilisés pour mener ces recherches.

Certaines études sont centrées sur des déplacements de structures centrales et leurs répercussions physiologique et/ou physiopathologique mesurées principalement par imagerie par résonance magnétique (Levy & Di Chiro, 1990), (Enzmann & Pelc, 1991), (Poncelet et al., 1992) (Linninger et al., 2007). Ces investigations bien que très éloignées de la problématique de l'étude apportent une composante primordiale dans l'analyse des micromouvements crâniens, celle de la vitesse de déplacement des différentes structures du crâne les unes par rapport aux autres abordant la notion de délai et de phase (Feinberg & Mark, 1987). Les études sur la pression intra crânienne (PIC) et la propagation de l'onde cardiaque du liquide cébrospinal (LCS) au niveau des 3^e et 4^e ventricules vont dans le même sens (Alperin et al., 2006), (Khan et al., 2017), (Schroth & Klose, 1992).

Les composantes de micromouvements crâniens retenues pour l'étude sont des variations de distances et d'angles. Les variations de distances au niveau du tissu osseux in vivo sont étudiées avec un système d'analyse par boucle à verrouillage de phase pulsée pour étudier la résultante des contraintes d'accélération et de variations d'angles chez les pilotes de la NASA. Le système développé et utilisé sur des sujets sains permet de mesurer des changements d'amplitude du diamètre crânien osseux pouvant atteindre $3,8 \pm 14,5 \mu\text{m}$ pour une variation d'inclinaison du tronc de 60° sur un sujet

allongé en décubitus dorsal (Hargens, 1999), (T. Ueno et al., 1998b), (Serra-Hsu et al., 2011). Des dispositifs de jauges de contraintes sont utilisés sur des animaux anesthésiés ou des sujets dans le coma. Les mesures de variations de distances sont réalisées en faisant varier la PIC qui produit une pression non physiologique qui modifie la conformité du crâne osseux avec des amplitudes de mouvements $\approx 130 \mu\text{m}$ pouvant aller jusqu'à $295 \mu\text{m}$ (Adams et al., 1992), (Heifetz & Weiss, 1981), (Pitlyk et al., 1985). Ces systèmes sont invasifs et ne respectent pas les recommandations actuelles d'éthique de la recherche biomédicale. L'étude de Frymann qui étudie un système de mesures pour objectiver les différents mouvements crâniens perçus par la palpation manuelle de la tête de sujets vivants est plus respectueuse pour le sujet mais son système nécessite des ajustements pour envisager une utilisation clinique simple et totalement non invasive. De plus l'étude ne présente pas de résultat métrologique associé au système de mesures présentées (Frymann, 1971).

Peu d'études fournissent des valeurs de variations angulaires. Dans l'étude sur la compression de la suture sagittale du crâne d'un chat anesthésié il est mentionné, en plus de l'amplitude de variations de distances osseuses, un paramètre de rotation des pariétaux de $0,28^\circ$ (Adams et al., 1992). Une étude évalue des changements d'angles lors d'une évaluation radiologique avant après traitement ostéopathique (Oleski et al., 2002). La moyenne des modifications d'angles avant/après traitement est de l'ordre de $2 \pm 2,5^\circ$. Si cette étude (Oleski et al., 2002) ne rend pas compte des paramètres étudiés dans le cadre des chapitres 2 et 3, elle donne une information sur l'incidence d'un traitement manuel ostéopathique sur des mesures angulaires de la boîte crânienne.

Des études d'analyses morphologiques du crâne réalisées en anthropologie utilisent le modèle pédagogique des dysfonctions crâniennes élaboré par Sutherland, développé et modélisé par Magoun (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976). Le modèle de Sutherland, permet à certains anthropologues de classer et d'étudier les dysmorphismes crâniens, de les étudier et de les corrélérer aux pathologies et anomalies rachidiennes et/ou appendiculaires retrouvées sur les squelettes (Hadjouis, 1998). Il permet également d'étudier la verticalisation et la posture des hominidés en rapport avec l'occlusion et le développement et l'angulation des structures de la base du crâne (basioccipital et basisphénoïd) (Dambricourt-Malasse, 2005), (Dambricourt-Malasse, 2010).

Les capteurs à courants de Foucault sont non invasifs et permettent d'étudier les variations de rythmes des tissus péri-crâniens mais ils ne permettent pas de mesurer

des variations de distances et d'angles (Billaudel et al., 1991), (Laval et al., 2002), (Stubbe et al., 2015). De même les études utilisant l'échographie Doppler permettent d'étudier les fréquences et fluctuations de l'onde Traube-Hering-Mayer et de les comparer aux rythmes décrits par les ostéopathes lors de leur évaluation palpatoire du crâne. Mais l'outil ne permet pas de quantifier les variations de distances et d'angles du crâne afin de les confronter au modèle explicatif de Sutherland et Magoun (Moskalenko et al., 2001), (Moskalenko et al., 2009), (Moskalenko et al., 2013), (Nelson et al., 2001).

Une dernière méthode d'évaluation bien que fortement décrite est la palpation. Elle est l'outil d'évaluation d'un grand nombre d'études avec des évaluations inter et intra-examineurs très hétérogènes (Upledger, 1977), (Wirth-Pattullo & Hayes, 1994), (Sommerfeld et al., 2004), (Sergueef et al., 2011). Un ensemble d'études réalisé par Marcotte sur l'évaluation de la reproductibilité de la palpation inter-examineurs des chiropracteurs étudie une composante trop souvent négligée en terme d'évaluation : la normalisation de l'outil, donc de la palpation et des opérateurs. Les résultats des études montrent que le groupe normalisé obtient une mesure de fiabilité élevée pouvant aller suivant l'étude jusqu'à $k \approx 0,8$ alors que le groupe non normalisé obtient un $k \approx 0,6$ (Marcotte & Normand, 2001), (Marcotte et al., 2002), (Marcotte, 2005), (Marcotte et al., 2005). Les résultats d'une étude sur la pression palpatoire utilisée par des étudiants pour étudier la suture fronto-malaire met en doute l'efficacité de l'apprentissage mais cette évaluation est réalisée sur la pression et non sur l'évaluation de la dysfonction tissulaire de la suture (Zegarra-Parodi et al., 2009). La palpation même normalisée ne donnera pas de mesures de distance ou d'angle mais peut après normalisation : décrire, quantifier et hiérarchiser les dysfonctions retrouvées sur le sujet et permettre de comparer les résultats de cette évaluation manuelle aux mesures biomécaniques retrouvées. La mesure de la discrimination palpatoire étudiée à l'aide d'un simulateur de micromouvements montre que les praticiens ostéopathes ou non-ostéopathes peuvent discriminer manuellement des modifications de distances du simulateur de 150 μm en moyenne. Indépendamment de l'échantillon (ostéopathes ou non), 33% de cette population arrive à discriminer des mouvements de 50 μm (Kasparian et al., 2015).

IV – 1.2 Modèle ostéopathique

Les micromouvements crâniens décrits dans la littérature ostéopathique sont tous issus d'un modèle empirique décrit par Sutherland puis retranscrit et explicité sous une forme « biomécanique » dans un modèle pédagogique par Magoun (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976). Depuis les premières descriptions du modèle aucune modification et/ou évolution n'est observable dans la littérature (Kimberly, 2001), (Liem, 2005), (Sergueef, 2008), (Chila, 2010). Le mécanisme est décrit par Sutherland comme suivant deux phases : une phase de flexion ou inhalation suivie d'une phase d'extension ou expiration. Les micromouvements pendant la phase d'inhalation produisent un raccourcissement des diamètres antéropostérieur (Nasion ; Inion) et céphalique-caudal (Bregma ; Basion) du crâne et un allongement du diamètre transversal (bi Ptérion). Pendant la phase d'expiration du mouvement, l'inverse se produit. Ces mouvements peuvent être exagérés au niveau physiologique par la respiration volontaire forcée (Magoun, 1976), (Kimberly, 2001).

Les axes et les sens de rotations des micromouvements du frontal lors de la phase de la flexion sont illustrés (figure 1). Les microdéplacements des points anatomiques caractéristiques des micromouvements du frontal en rapport avec les mesures effectuées pour l'étude sont décrits comme suit (Magoun, 1976) :

- la glabelle (marqueur TEOR) s'élève légèrement puis se déplace postérieurement ;
- la suture métopique ou interfrontale s'aplatit ;
- l'angle fronto-zygomatique se déplace antérieurement et l'angle latéral de l'orbite osseux s'élargit (TLAD et TLAG) ;
- la suture coronale s'abaisse au niveau du bregma (sommet) et se déplace antéro-latéralement au niveau du ptérion où les héli-frontaux se logent entre les pariétaux (TLAD et TLAG).

Ces micromouvements des héli-frontaux suivent la rotation des flèches rouges suivant deux axes obliques antéro-postérieurs (vert) et deux axes obliques verticaux (violet) (figure 4.1). Les deux marqueurs TMED et TMEG ne sont pas décrits dans la littérature. Au vu de leurs positions par rapport aux axes verticaux et antéro-postérieurs, leur déplacement complexe est à déterminer. Au vu des schémas il semble être sur des rotations opposées sur chaque axe : expansion latérale sur l'axe antéro-postérieur et médiale sur l'axe vertical.

Les éléments recueillis et leurs faibles reproductibilités, ainsi que le manque d'évaluation des modèles montrent qu'il est important d'étudier les interactions des micromouvements mesurés avec le système optoélectronique Vicon, dans les études n° 2 et 3, et de les comparer en analyse intra et inter-mesures afin d'observer si les mesures sont corrélées entre elles, si elle sont cohérentes et enfin de les comparer au modèle ostéopathique.

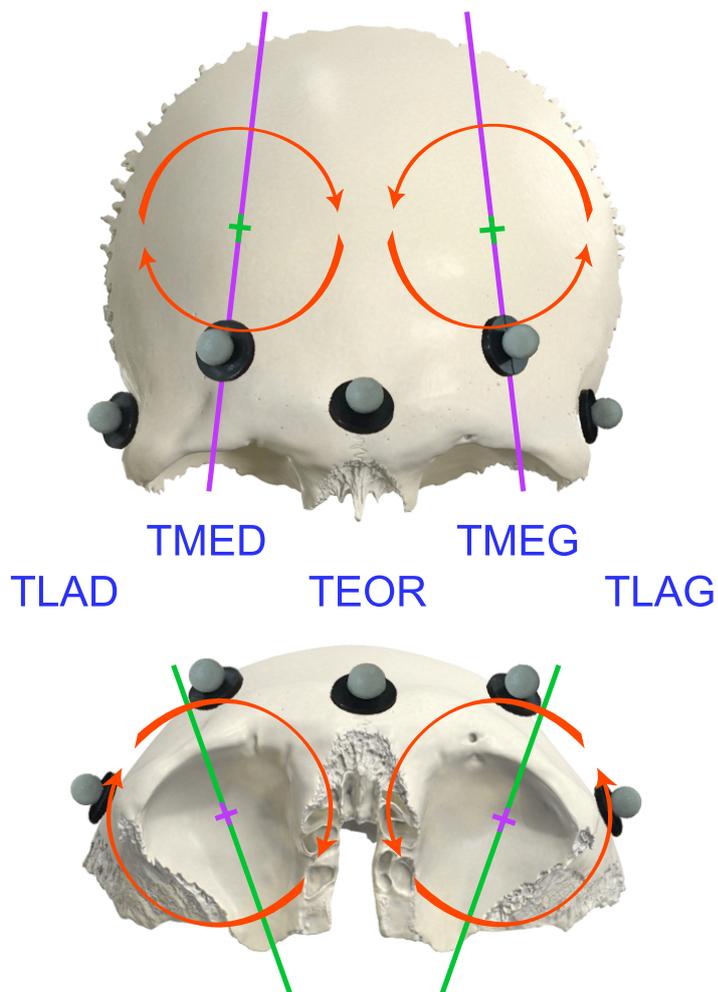


Figure – 4.1 : mouvements du frontal autour de ses axes verticaux et antéro-postérieurs, décrits dans *Osteopathy in the Cranial Field* pour représenter le modèle pédagogique ostéopathique des micromouvements crâniens (Magoun, 1976). Illustration réalisée d'après une image libre de droit du site <https://www.anatomystandard.com> (Šavlovskis & Raits, 2020).

IV – 1.3 Les méthodes de traitement du signal et de l'information

Pour étudier les différentes variations de mesures d'angles et de distances et vérifier si elles sont corrélées et/ou cohérentes entre elles afin de les comparer au modèle ostéopathique, les méthodologies d'analyse des signaux par corrélation croisée et par analyse de la cohérence temporelle sont retenues.

IV – 1.4 La corrélation croisée ou inter-corrélation

La corrélation croisée entre deux ensembles de données mesure leur similitude en fonction du décalage temporel ou retard de phase d'un signal par rapport à l'autre (Schimmel, 1999). Les domaines d'applications sont très variés : l'analyse du mouvement humain, la spectroscopie, la neurophysiologie ou l'activité physique (Nelson-Wong et al., 2009) (Jacobson et al., 1998), (Sunwoo et al., 2018), (Mo & Zeng, 2019). La fonction de corrélation croisée montre un pic qui peut être décalé dans le temps correspondant au moment où les formes d'ondes sont les mieux alignées. Des histogrammes sont générés pour étudier la distribution du temps de retard de phase pour obtenir le meilleur ajustement des formes d'ondes des deux ensembles de données (Schimmel, 1999). Dans le cas d'un enregistrement de longue durée, il peut être nécessaire de diviser l'enregistrement en fenêtres plus courtes pour éliminer les effets des données transitoires qui peuvent fausser le résultat de l'inter-corrélation (Nelson-Wong et al., 2009).

IV – 1.5 La cohérence temporelle

La cohérence entre deux signaux évalue leur similitude en mesurant leur degré de dépendance dans l'espace fréquentiel. Si les signaux correspondent à une fréquence donnée la cohérence est de 1. Si les signaux sont indépendants, la cohérence est de 0. Les résultats de l'analyse de la cohérence sont proches de l'analyse de corrélation mais la cohérence évalue les signaux dans l'espace fréquentiel alors que la corrélation le fait dans le domaine temporel (Guevara & Corsi-Cabrera, 1996). La cohérence est utilisée en neurophysiologie pour étudier et identifier le niveau de couplage dans les voies corticales (Ghaderi et al., 2018). Elle est également utilisée dans l'analyse du système moteur humain en comparaison aux données d'analyses du domaine temporel (Myers et al., 2004) et dans l'étude de l'exécution de tâches posturales à niveaux de difficultés variables (García-Massó et al., 2016). La méthode consiste à réaliser des transformations

rapides de Fourier de séquences courtes (périodogrammes) et de faire la moyenne de ces périodogrammes (Welch, 1967).

Pour étudier la cohérence et la corrélation croisée de l'ensemble des composantes des différentes mesures, les oscillations des signaux issus des variations de volumes de distances et d'angles des données d'acquisitions de l'étude n° 2 sont utilisées. Les données sont étudiées en intra et inter-sujets. Les variations du volume sous pectoral sont comparées aux variations des distances et des angles du crâne. Les variations de distances sont comparées à leur angle respectif et les variations des angles sont comparées entre elles. L'étude est réalisée afin d'analyser les signaux entre eux comme dans les études sur les variations d'amplitudes ou de flux du LCS par rapport aux variations de l'onde cardiaque (Schroth & Klose, 1992), (Dunbar et al., 1966), (Alperin et al., 2006) ; ou l'étude des variations de phase ou d'opposition de phase du LCS par rapport aux variations des ondes artérielles ou veineuses (Bhadelia et al., 1997).

Hypothèse : les signaux issus des marqueurs cutanés situés sur le front d'un sujet et la pléthysmographie optoélectronique évoluent en phase

Pour réaliser l'étude, les données d'acquisition obtenues lors de l'étude de l'étude n° 2 sont utilisées comme base de données. Les rapports et similitudes des données des mesures sont étudiés dans le domaine temporel (corrélation croisée) et fréquentiel (cohérence). Les résultats de l'étude sont confrontés au modèle pédagogique des micromouvements crâniens. Cette étude observationnelle est réalisée sur des données recueillies avec un système optoélectronique Vicon sur des sujets sains. L'étude se déroule dans le laboratoire de recherche de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO 8 Rue Alfred Nobel 77420 Champs sur Marne.

IV – 1.6 Approbation éthique

Les données sont issues d'une étude validée par le Comité d'Ethique Interne de l'ESO et menée selon les recommandations de la déclaration d'Helsinki¹.

¹ World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects », *JAMA*, vol. 310, n° 20, 27 novembre 2013, p. 2191–2194

IV – 2 Etude rétrospective portant sur les données recueillies des études n° 2 et 3

Données

Les mesures ont été réalisées sur une population de 16 sujets sains majeurs, 10 femmes et 6 hommes de (moyenne \pm écart type) : âge en années (19,44 \pm 0,81), taille en cm (172,56 \pm 10,61) ; masse en kg (61,56 \pm 10,92). Afin de pouvoir analyser les variations intra-sujet, des mesures complémentaires ont été réalisées sur 3 sujets.

Les sujets sont recrutés au sein des étudiants de première année de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie ESO. Après information les sujets prennent connaissance de l'objet de l'étude puis donnent leur consentement éclairé pour participer à l'étude.

IV – 3 Matériel et méthodes

Conformément aux méthodologies et au matériel des études n° 1 et 2, les coordonnées 3D des marqueurs sont enregistrées par le système *Vicon* afin de calculer leurs variations du volume sous pectoral et les déplacements des marqueurs positionnés sur la tête du sujet. Les données des signaux issus des variations de distances et d'angles sont réalisées, comparées entre elles et avec les variations du volume sous pectoral. La corrélation croisée et la cohérence des différents signaux sont réalisées et comparées. Le modèle pédagogique des micromouvements crâniens ostéopathiques est confronté aux résultats de l'étude et de l'ensemble des études précédents.

IV – 3.1 Le *Vicon*

Mesure du volume sous-thoracique

Pour mesurer les variations du volume thoracique des sujets la méthodologie de la première étude est appliquée aux données. Les données d'acquisition des variations du volume sous pectoral d'une durée de 6 minutes sont recueillies et analysées puis confrontées aux données des variations de distances et d'angles des marqueurs positionnés sur le frontal du sujet.

Mesures crâniennes

Pour étudier les variations des distances et des angles du crâne des sujets cinq marqueurs réfléchissants de 12 mm de diamètre sont positionnés conformément aux études n° 2 et 3. Les marqueurs sont placés symétriquement à droite et à gauche du frontal : deux marqueurs en arrière des processus zygomatiques Tête Latérale Gauche **TLAG** et Tête Latérale Droit **TLAD** ; deux marqueurs entre les bosses frontales et les arcades orbitaires Tête Médiale Gauche **TMEG** et Tête Médiale Droite **TMED** et un marqueur au niveau de la glabelle Tête Origine **TEOR** (figure 4.2).



Figure – 4.2: disposition des marqueurs rétro-réfléchissants du crâne : 5 marqueurs sont positionnés en projection de l'os frontal du sujet.

IV – 3.2 Sauvegarde des données du *Vicon*

Après vérification de la qualité des acquisitions l'enregistrement du *Vicon* est sauvegardé au format .csv.

IV – 4 Data processing

IV – 4.1 Traitement des données *Vicon*

Conformément aux études n° 2 et 3, les variations d'angles et de distances issues de l'analyse cinématique du *Vicon* sont calculées.

IV – 4.2 Choix des marqueurs crâniens pour calculer les distances et les angles

A partir de la matrice de données, le calcul des distances en fonction du temps est réalisé : distance TLAD-G pour les marqueurs TLAG et TLAD et distance TMED-G pour les marqueurs TMEG et TMED (figure 4.3). Le choix de la distance transversale est en accord avec le diamètre transversal décrit par (Sutherland, 2000), (Kimberly, 2001).

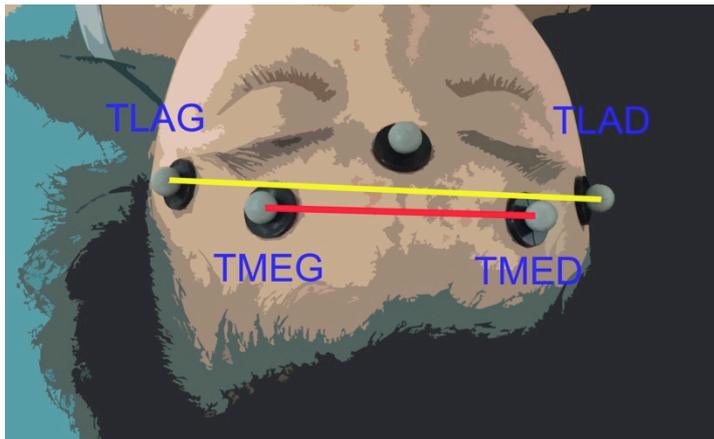


Figure – 4.3 : distances TLAD-G et TMED-G calculées à partir des marqueurs pour étudier les variations des micromouvements du crâne induits par la respiration thoracique contrôlée.

Comme dans l'étude n° 3 des mesures d'angles sont réalisées. Le choix des angles est effectué dans le but de recueillir des informations sur la similitude de comportement temporel et/ou fréquentiel des variations d'amplitudes de distances et d'angles, ainsi que des variations d'amplitudes des angles situés à droite et à gauche du frontal et sur les variations entre les grandes distances et les courtes distances. Les angles retenus et étudiés sont : l'AngleLat entre TLAD et TLAG et ayant pour sommet TEOR ; l'AngleMed entre TMED et TMEG et ayant pour sommet TEOR ; l'AngleGau entre TLAG et TEOR et ayant pour sommet TMEG et l'AngleDrt entre TLAD et TEOR et ayant pour sommet TMED (figure 4.4).

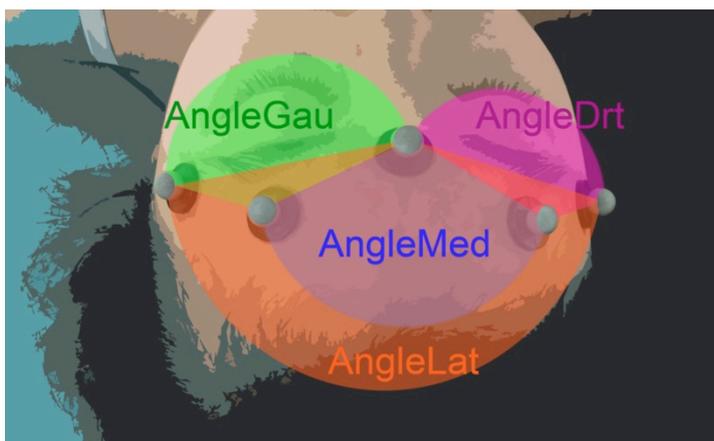


Figure – 4.4 : représentation des 4 angles : AngleLat, AngleMed, AngleGau et AngleDrt calculés à partir des marqueurs TEOR ; TLAD ; TLAG ; TMED et TMEG pour étudier les variations des micromouvements du crâne induits par la respiration thoracique contrôlée.

Pour réaliser les corrélations croisées et les cohérences des signaux et réduire l'interférence possible du bruit, le choix de filtrer les données est retenu. Les signaux analysés sont des variations d'amplitudes de marqueurs, le traitement du signal suit donc les travaux référents du champ (Winter, 2009), (Vint & Hinrichs, 1996).

IV – 4.3 Filtre Butterworth

Pour déterminer la fréquence du filtre Butterworth et le choix de la courbe de degré de moindre résidu, la technique d'analyse résiduelle décrite par Winter est utilisée. Le choix de la fréquence de coupure optimale est calculée par la méthode des résidus décrite par (Winter, 2009) (figure 4.5).

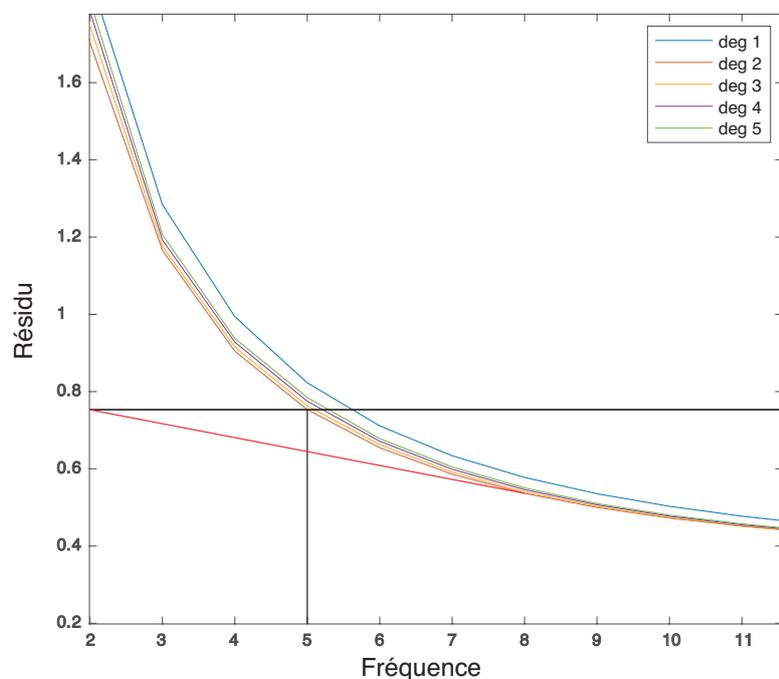


Figure – 4.5 : représentation des courbes de résidu de degré 1 à 5 avec projection de la ligne résiduelle sur la courbe de degré 2 pour déterminer la fréquence de coupure pour l'exemple 5 Hz. (abscisse en Hz, ordonnée en mm).

Les résultats du calcul du filtre Butterworth sont appliqués aux signaux à étudier afin de valider le choix du degré et de la fréquence appliquée figure 4.6 (a, b). Les valeurs de filtrage sont validées et appliquées à tous les signaux analysés.

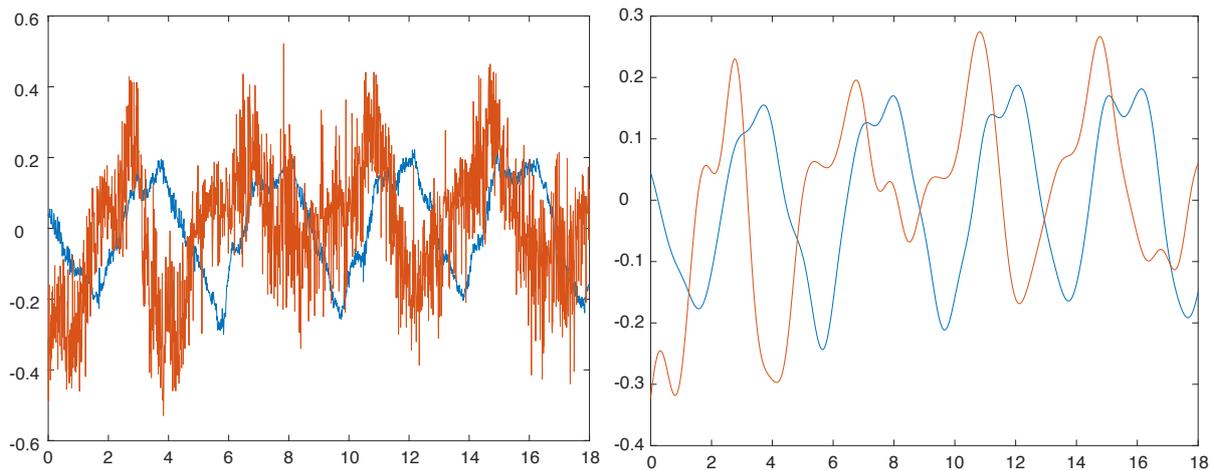


Fig – a : superposition de 18 s des signaux non filtrés Fig – b : superposition des 18 s des signaux filtrés

Figures – 4.6 : représentation de la superposition de deux signaux d’une durée de 18 secondes sans filtre Butterworth (figure a) et après filtrage de degré 2 et de fréquence 5 Hz (figure b) (abscisse en s, ordonnée en ua).

IV – 4.4 Corrélation croisée

Après avoir filtré l’ensemble des données à l’aide d’un filtre Butterworth de degré 2 et de fréquence 5 Hz une corrélation croisée est réalisée entre les signaux issus : i) des variations des angles et des distances du crâne et du volume sous pectoral ; ii) entre les variations des angles et des distances du crâne. Pour chacune des mesures de 6 minutes, 15 corrélations croisées sont réalisées : le volume sous pectoral Vs les angles AngleDrt, AngleGau, AngleLat et AngleMed ; le volume sous pectoral Vs les distances TLAD-G et TMED-G ; les angles AngleDrt Vs AngleGau, AngleLat et AngleMed ; AngleGau Vs AngleLat et AngleMed ; AngleMed Vs AngleLat et les distances TLAD-G Vs AngleLat, TMED-G Vs AngleMad et TMED-G Vs TLAD-G.

Les échelles des valeurs des signaux sont différentes : ce sont des écart-types pour les variations de distances et des variations d’amplitudes pour les angles. Pour permettre une lecture de la superposition de ceux-ci deux à deux une normalisation est réalisée et la différence des valeurs par leur moyenne est réalisée.

Pour extraire la valeur du coefficient de corrélation et du délai un script écrit sous MatLab est appliqué afin de rechercher le pic du coefficient de corrélation maximum sur le graphique et la valeur du délai associé. Comme dans l’étude de Mo les valeurs de corrélation et de délai sont observées figure 4.7 (a, b) (Mo & Zeng, 2019). La valeur de

phase est recueillie par analyse graphique comme sur les figures 4.7a signaux en phase et figure 4.7b signaux en opposition de phase.

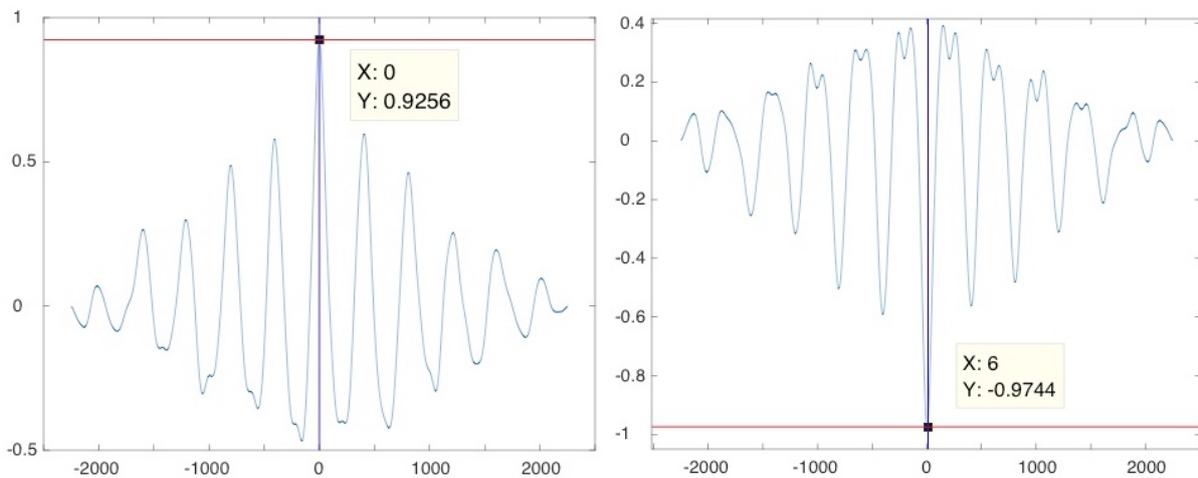


Fig – a : signaux en phase sans délai

Fig – b : signaux en opposition de phase avec délai

Figures – 4.7 : représentation de la corrélation croisée de deux signaux en phase avec un coefficient de corrélation de $r = 0,92$ et un délai de 0 s (figure a) et de deux signaux en opposition de phase avec un coefficient de corrélation de $r = -0,97$ et un délai de $6 * 10^{-2} \text{ s}$ (figure b) (abscisse en 10^{-2} s , ordonnée coefficient de corrélation).

Les valeurs de corrélations croisées de toutes les données sont recueillies et sauvegardées dans un tableur Excel.

IV – 4.5 Cohérence des signaux

L'étude de la cohérence des signaux utilisés dans l'étude de la corrélation croisée est effectuée puis leur similitude est évaluée en mesurant leur degré de dépendance dans l'espace fréquentiel. Une mise à l'échelle des signaux dans une unité arbitraire est effectuée sous MatLab pour visualiser les oscillations sur un même graphique (figure 4.8a). La cohérence est exprimée en fonction de la fréquence avec des valeurs comprises entre 0 et 1 qui indiquent dans quelle mesure les signaux correspondent entre eux pour chaque fréquence. Le graphique de cohérence temporel est présenté en (figure 4.8b). Les valeurs maximales et minimales sont analysées et discutées dans une étude de cas.

Fig.a - Evolution des signaux physiologiques en fonction du temps

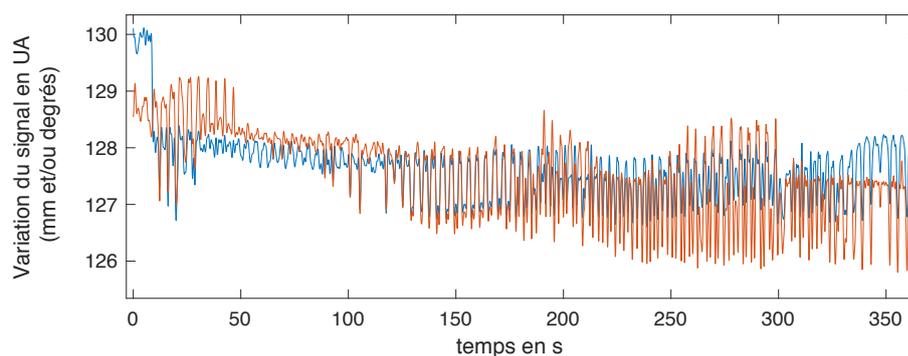
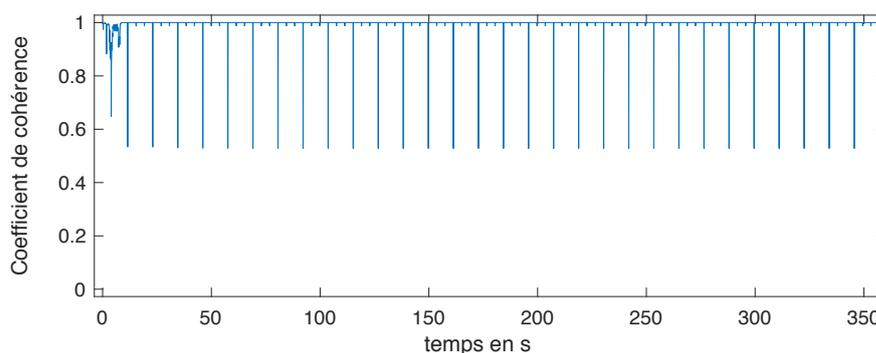


Fig.b - Estimation de la cohérence des deux signaux en fonction du temps



Figures – 4.8 : représentation de l'évolution des signaux physiologiques en fonction du temps (figure a) (abscisse en s, ordonnée variation du signal en mm et/ou degrés). Représentation de la cohérence en fonction du temps et du coefficient de cohérence maximum de $r = 1$ et minimum $r = 0,52$ (figure b) (abscisse en s, ordonnée coefficient de cohérence).

IV – 4.6 Traitement du signal et des données

Pour étudier les mesures de variations de micromouvements du crâne et les confronter au modèle pédagogique ostéopathique, les données sont normalisées, puis un filtre Butterworth de degré 2 et de 5 Hz est appliqué. La corrélation croisée et la cohérence des différentes valeurs retenues sont réalisées et analysées.

Le traitement du signal est effectué sous MatLab. Les tableaux et les moyennes et écart-types sont réalisés sous Excel.

IV – 5 Résultats

IV – 5.1 Etude des 6 fenêtres temporelles réalisées pour l'acquisition de 6 minutes de la mesure 10 : représentation graphique temporelle des signaux AngleDrt Vs AngleGau, et des valeurs de la corrélation croisée et du délai

Le sujet retenu pour cette analyse graphique temporelle est le sujet 10 pour la moyenne des coefficients de corrélation croisée qui est la plus forte de l'ensemble des mesures étudiées (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,65 \pm 0,18$). Le choix de la corrélation de l'AngleDrt Vs AngleGau est motivé par le fait que ce sont deux angles de même nature, symétriques droite et gauche et que leur délai de 0 s. Les figures 9 et 10 représentent les 6 mesures de corrélation de 1 mn extraites des deux mesures d'angles. Chaque séquence de 60 secondes est identifiée par une couleur et repérée sur le signal de corrélation de 6 mn. Le signal de variation d'amplitude de l'AngleDrt est en bleu et pour l'AngleGau en orange. Le graphique de corrélation est représenté à côté (droit ou gauche) de la séquence correspondante avec le même code couleur.

L'analyse de la mesure de 6 mn (figure 4.9) montre que les deux signaux ont des phases de changements d'amplitudes importantes qui semblent être synchrones et suivre les mêmes motifs.

La première section de 1 mn en bleu ciel (figure 4.9) montre deux signaux en partie en phase et similaires dans leurs amplitudes pour les 40 premières secondes. Le graphique de corrélation croisée montre une corrélation de $r = 0,49$ en opposition de phase avec un délai de $-1,54 * 10^{-2}$ s.

La deuxième section de 1 mn en beige (figure 4.9) montre deux signaux très en phase et très similaires dans leurs amplitudes sur la totalité de la mesure de 60 s. Le graphique de corrélation croisée montre une corrélation très forte de $r = 1$ en phase avec un délai de 0 s.

La troisième section de 1 mn en rose pâle (figure 4.9) montre deux signaux très en phase et très similaires dans leurs amplitudes sur les 50 premières secondes de la mesure. Le graphique de corrélation croisée montre une corrélation très forte de $r = 0,99$ en phase avec un délai de 0 s.

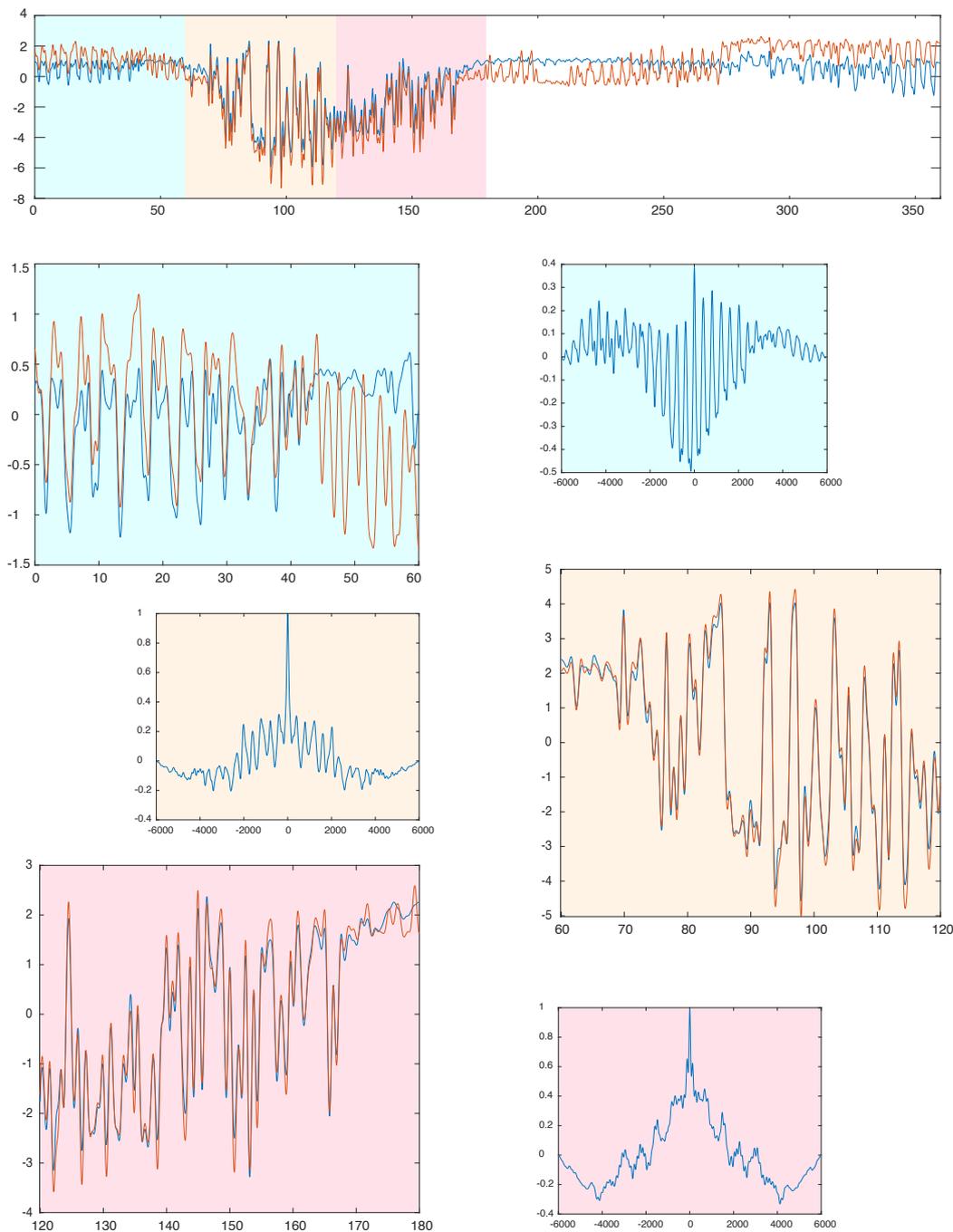
La quatrième section de 1 mn en jaune paille (figure 4.10) montre deux signaux d'amplitudes très différentes et une synchronisation difficile à évaluer. Le graphique de

corrélation croisée montre une corrélation moyenne de $r = 0,51$ en opposition de phase avec un délai de $-1,27 * 10^{-2}$ s.

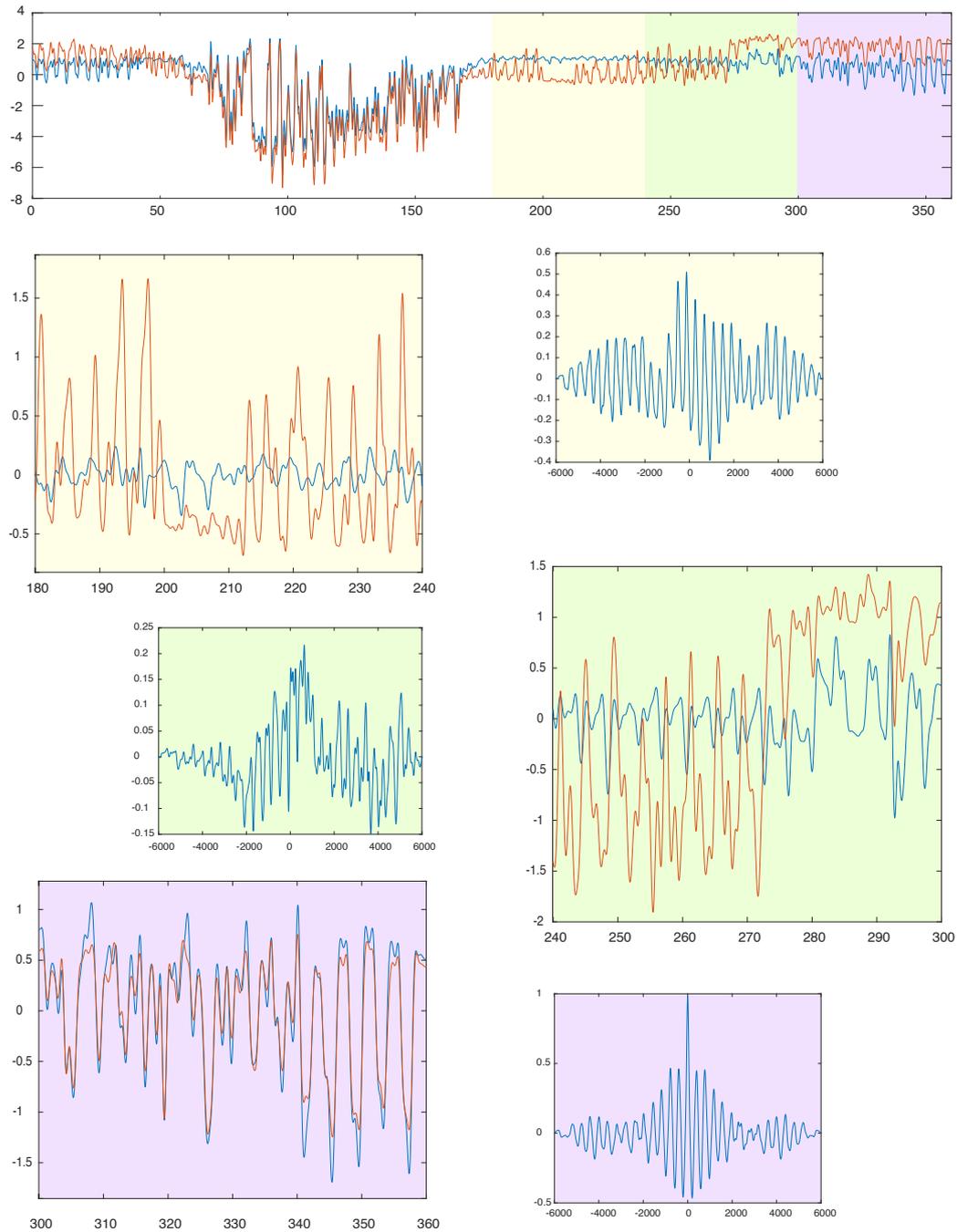
La cinquième section de 1 mn en vert clair (figure 4.10) montre deux signaux d'amplitudes différentes et des changements de phase difficiles à certifier. Le graphique de corrélation croisée montre une corrélation très faible de $r = 0,22$ en phase avec un délai de $6,36 * 10^{-2}$ s.

La sixième section de 1 mn en mauve (figure 4.10) montre deux signaux très en phase et très similaires dans leurs amplitudes sur la totalité de la mesure de 60 s. Le graphique de corrélation croisée montre une corrélation très forte de $r = 0,98$ en phase avec un délai de 0 s.

Les deux signaux sont très fortement corrélés dans leur globalité, avec un coefficient de corrélation des 6 mn de $r = 0,88$ et un délai de 0 s. Toutefois il est important de relever le fait que des sections de 1 mn sont en opposition de phase (première et quatrième sections) et que d'autres sont faiblement ou très faiblement corrélées (première et cinquième sections).



Figures – 4.9 : La figure représente la corrélation des signaux de variation d’amplitude des angles AngleDrt (en bleu) et AngleGau (en orange). En haut les signaux sont complets et d’une durée de 6 mn. En dessous les 3 premières séquences de 1 mn sont présentées avec le graphique d’analyse de la corrélation (coefficient et délai). Chaque section a une couleur identifiée sur le graphique général. Pour les variations d’amplitudes (abscisse en seconde ; ordonnée en degré). Pour les graphiques de corrélation croisée (abscisse en centième de seconde ; ordonnée valeur du coefficient de corrélation).



Figures – 4.10 : La figure représente la corrélation des signaux de variation d’amplitude des angles AngleDrt (en bleu) et AngleGau (en orange). En haut les signaux sont complets et d’une durée de 6 mn. En dessous les 3 dernières séquences de 1 mn sont présentées avec le graphique d’analyse de la corrélation (coefficient et délai). Chaque section a une couleur identifiée sur le graphique général. Pour les variations d’amplitudes (abscisse en seconde ; ordonnée en degré). Pour les graphiques de corrélation croisée (abscisse en centième de seconde ; ordonnée valeur du coefficient de corrélation).

IV – 5.2 Etude des valeurs des corrélations croisées et des délais des variations : de volume, d'angles et de distances de 3 mesures, d'un sujet, étudiées par fenêtres de 1 minute

Etude des valeurs de corrélation croisées

Les valeurs des coefficients de corrélations croisées sont organisées et présentées au tableau I (a, b et c). Le tableau permet d'observer les valeurs des coefficients ainsi que l'état de la corrélation (bleu en phase ; rose en opposition de phase) pour chaque mesure et chaque corrélation croisée.

L'observation des valeurs de corrélation croisée des 20 mesures analysées montre que :

- les angles : AngleDrt, AngleGau, AngleLat et AngleMed ont une plus forte corrélation aux variations du volume sous pectoral pour la moyenne des coefficients de corrélations des 6 fois 1 mn de la mesure A (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,59 \pm 0,064$) que pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ($r = 0,32 \pm 0,087$). Pour la mesure B la différence va dans le même sens mais dans une moindre importance ($r = 0,48 \pm 0,017$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn et ($r = 0,42 \pm 0,109$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn. Par contre pour la mesure C la différence est inversée ($r = 0,51 \pm 0,066$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn et ($r = 0,61 \pm 0,136$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ;
- les distances TLAD-G et TMED-G Vs volume sous pectoral, montrent comme pour les angles une plus forte corrélation aux variations du volume sous pectoral pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn de la mesure A ($r = 0,54 \pm 0,049$) que pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ($r = 0,31 \pm 0,035$). Pour la mesure B il n'y a pas de différence ($r = 0,53 \pm 0,038$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 minute et ($r = 0,53 \pm 0,094$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn. Par contre comme pour les angles, pour la mesure C, la différence est inversée ($r = 0,46 \pm 0,009$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn et ($r = 0,50 \pm 0,106$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ;
- les angles par rapport à eux-mêmes montrent une plus forte corrélation pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn de la mesure A ($r = 0,55 \pm$

0,064) que pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ($r = 0,49 \pm 0,096$). Pour la mesure B la différence va dans le même sens avec une différence plus importante ($r = 0,51 \pm 0,113$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn et ($r = 0,40 \pm 0,158$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn. Par contre comme pour les angles et les distances Vs volume sous pectoral, pour la mesure C, la différence est inversée ($r = 0,67 \pm 0,075$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn et ($r = 0,78 \pm 0,152$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ;

- les distances par rapport à elles-mêmes et aux angles contrairement aux autres données montrent une moins forte corrélation pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn de la mesure A ($r = 0,60 \pm 0,091$) que pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 minutes ($r = 0,66 \pm 0,273$). Pour la mesure B la différence est plus importante ($r = 0,53 \pm 0,173$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn et ($r = 0,47 \pm 0,123$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn. Et pour la mesure C, la différence est inversée comme pour les angles ($r = 0,55 \pm 0,043$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn et ($r = 0,52 \pm 0,145$) pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ;
- les moyennes des coefficients de l'ensemble des données se comportent globalement de manière similaire aux données spécifiques : la moyenne générale des corrélations des 6 fois 1 mn de la mesure A est plus importante ($r = 0,57 \pm 0,065$) que celle du coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 minutes ($r = 0,45 \pm 0,184$) comme pour les volumes et les angles. Pour la mesure B la différence est également plus importante ($r = 0,51 \pm 0,103$) pour la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn que pour le coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 mn ($r = 0,43 \pm 0,128$) comme l'ensemble des données de volume, angles et distances. Et pour la mesure C, la différence est inversée comme pour les volumes et les angles la moyenne des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn ($r = 0,57 \pm 0,101$) est inférieure au coefficient de corrélation de la mesure totale des 6 minutes ($r = 0,65 \pm 0,178$).

Les valeurs de phase ne semblent pas suivre de logique particulière. La valeur de phase de la mesure de 6 mn n'est pas en correspondance systématique avec les phases des sections de mesures de 1 mn correspondantes mais pour certaines mesures il y a une

tendance possible. Sur l'ensemble des mesures A, B et C et des variables volumes, angles, et distances 3 données ont une correspondance de toutes les phases (mesures de 6 mn et mesures de 1 mn) : la mesure B volume Vs TMED-G est en opposition de phase et la mesure C AngleGau Vs AngleMed et TMED-G Vs TLAD-G est en phase. Par contre 3 données ont une correspondance de toutes les phases pour les mesures de 1 mn mais sont en désaccord avec la valeur de phase de la mesure de 6 mn : la mesure B volume Vs AngleDrt et AngleGau et la mesure C TLAD-G Vs AngleLat. En observant les mesures qui ont 4 ou 5 mesures de 1 mn de la même phase : 16 sont en accord avec la phase de la mesure de 6 mn et 12 sont en désaccord. Les autres mesures ont une quantité égale de phase et opposition de phase et ne peuvent être prises en considération.

Etude des valeurs de délais

Les valeurs du délai du coefficient de corrélation croisées sont organisées et présentées sous forme du tableau II (a, b et c).

Le tableau permet d'observer les valeurs des délais des coefficients ainsi que les délais supérieures à $100 \cdot 10^{-2}$ s représentés en rouge pour chaque mesure et chaque corrélation croisée. Les valeurs des délais sont en centième de seconde. Les moyennes et écart-types sont réalisés à partir des valeurs absolues.

Les valeurs des biais des corrélations croisées des mesures sont analysées. Le délai moyen des moyennes des coefficients de corrélation des 6 fois 1 mn pour les mesures A, B et C est comparé au délai moyen de la mesure des 6 mn. Les résultats montrent que :

- pour les angles : AngleDrt, AngleGau, AngleLat et AngleMed Vs le volume sous pectoral, les résultats sont : pour la mesure A de 6 fois 1 mn (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 4,75 \pm 0,89 \cdot 10^{-2}$ s) alors que pour la mesure A de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 29,61 \pm 28,78 \cdot 10^{-2}$ s). Pour la mesure B les valeurs de délai vont dans le même sens que pour la mesure A, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 3,42 \pm 3,36 \cdot 10^{-2}$ s) alors que pour la mesure de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 30,16 \pm 56,39 \cdot 10^{-2}$ s). Pour la mesure C les valeurs sont identiques aux deux précédentes mesures A et B, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 2,97 \pm 1,3 \cdot 10^{-2}$ s) et pour la mesure de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 71,36 \pm 2,35 \cdot 10^{-2}$ s) ;
- pour les distances TLAD-G et TMED-G Vs volume sous pectoral, les résultats sont : pour la mesure A de 6 fois 1 mn (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 4,14 \pm 1,97 \cdot 10^{-2}$ s) alors que pour la mesure A de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 46,81 \pm 22,95 \cdot 10^{-2}$ s). Pour la mesure B les valeurs vont dans le même sens que pour la mesure A, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 2 \pm 0,03 \cdot 10^{-2}$ s) alors que pour la mesure de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 7,47 \pm 6,75 \cdot 10^{-2}$ s). Pour la mesure C les valeurs sont identiques aux deux précédentes mesures A et B, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 4,06 \pm 0,98$) et pour la mesure de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 71,82 \pm 98,56 \cdot 10^{-2}$ s) ;
- pour les angles par rapport à eux-mêmes, les résultats sont : pour la mesure A de 6 fois 1 mn (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 4,05 \pm 2,02 \cdot 10^{-2}$ s) alors que pour la mesure A de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 10,67 \pm 9,51 \cdot 10^{-2}$ s). Pour la mesure B les valeurs vont dans le même sens que pour la mesure A, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 6,75 \pm 6,25 \cdot 10^{-2}$ s) alors que pour la mesure de 6 mn le délai est de (Δt

= $28,34 \pm 49,21 *10^{-2}$ s). Pour la mesure C malgré le faible délai de la moyenne de la mesure de 6 fois 1 mn, les valeurs sont inverses aux précédentes mesures, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 1,66 \pm 0,96 *10^{-2}$ s) et pour la mesure de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 0,06 \pm 0,07 *10^{-2}$ s) ;

- pour les distances par rapport à elles-mêmes et aux angles, les résultats sont : pour la mesure A de 6 fois 1 mn (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 4,38 \pm 4,08 *10^{-2}$ s) alors que pour la mesure A de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 15,63 \pm 25,56 *10^{-2}$ s). Pour la mesure B les valeurs vont dans le même sens que pour la mesure A, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 8,69 \pm 9,57 *10^{-2}$ s) alors que pour la mesure de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 14,44 \pm 12,74 *10^{-2}$ s). Pour la mesure C les valeurs sont identiques aux deux précédentes mesures A et B, pour la mesure de 6 fois 1 mn ($\Delta t = 1,89 \pm 1,44 *10^{-2}$ s) et pour la mesure de 6 mn le délai est de ($\Delta t = 53,05 \pm 46,24 *10^{-2}$ s) ;
- les moyennes des délais de l'ensemble des données se comportent globalement de manière similaire aux données spécifiques : la moyenne générale des délais des 6 fois 1 mn de la mesure A est beaucoup plus faible et proche de zéro ($\Delta t = 4,32 \pm 2,09 *10^{-2}$ s) que celle du délai de la mesure totale des 6 mn ($\Delta t = 21,53 \pm 22,55 *10^{-2}$ s) comme pour les volumes, les distances et les angles. Pour la mesure B la différence est également plus faible ($\Delta t = 5,62 \pm 5,94 *10^{-2}$ s) pour la moyenne des délais des 6 fois 1 mn que pour le délai de la mesure totale des 6 mn ($\Delta t = 23,26 \pm 40,62 *10^{-2}$ s) comme l'ensemble des données de volume, angles et distances. Et pour la mesure C, la différence est également plus faible ($\Delta t = 2,37 \pm 1,35 *10^{-2}$ s) pour la moyenne des délais des 6 fois 1 mn que pour le délai de la mesure totale des 6 mn ($\Delta t = 39,24 \pm 46,32 *10^{-2}$ s) comme l'ensemble des données de volume et de distances mais les résultats sont inverses aux mesures des angles par rapport à eux-mêmes. Bien que le délai de la moyenne de la mesure de 6 fois 1 mn soit très faible, la mesure totale des 6 minutes présente 3 valeurs dont le délai de 0 s.

L'observation de l'ensemble des données des délais montre que les moyennes des délais des mesures de 6 mn sont $\Delta t = 8,55 \pm 6,92 *10^{-2}$ s fois plus importantes que les moyennes des délais des 6 fois 1 mn. Il n'y a aucune valeur de délai supérieure ou égale à $100 *10^{-2}$ s dans les mesures de 1 mn alors qu'il y en a 3 dans les mesures de 6 mn.

IV – 5.3 Etude des valeurs des corrélations croisées et de délais des variations : de volume, d'angles et de distances pour les 20 mesures observées de 6 minutes

Etude des valeurs de corrélation croisées

Les valeurs du coefficient de corrélation croisées sont organisées et présentées sous forme d'un (tableau III). Le tableau permet d'observer les valeurs des coefficients ainsi que l'état de la corrélation (bleu en phase ; rose en opposition de phase) pour chaque mesure et chaque corrélation croisée.

L'observation des valeurs de corrélation croisée des 20 mesures analysées montre que :

- les angles : AngleDrt, AngleGau, AngleLat et AngleMed sont très faiblement corrélés aux variations du volume sous pectoral (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,30 \pm 0,14$) ; (max ; min) (0,64 ; 0,12) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des angles et du volume. On observe que 47,5 % des valeurs sont en phase et 52,5 % en opposition de phase ;
- les distances TLAD-G et TMED-G sont très faiblement corrélées aux variations du volume sous pectoral (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,30 \pm 0,13$) ; (max ; min) (0,58 ; 0,11) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des distances. On observe que 35 % des valeurs sont en phase et 65 % en opposition de phase ;
- l'AngleDrt et l'AngleGau sont modérément corrélés entre eux (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,56 \pm 0,19$) ; (max ; min) (0,88 ; 0,18) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des angles et du volume. On observe que 80 % des valeurs sont en phase et 20 % en opposition de phase ;
- l'AngleLat et l'AngleMed sont faiblement corrélés entre eux (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,45 \pm 0,16$) ; (max ; min) (0,79 ; 0,22) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des angles. On observe que 45 % des valeurs sont en phase et 55 % en opposition de phase ;
- les angles AngleLat et AngleMed sont modérément corrélés aux angles AngleDrt et AngleGau (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,58 \pm 0,19$) ; (max ; min) (0,91 ; 0,24) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des angles. On observe que 51 % des valeurs sont en phase et 49 % en opposition de phase ;
- l'AngleLat et la distance TLAD-G sont modérément corrélés entre eux (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,57 \pm 0,25$) ; (max ; min) (0,94 ; 0,22) respectivement des

valeurs des 20 corrélations croisées des angles et distances. On observe que 70 % des valeurs sont en phase et 30 % en opposition de phase ;

- l'AngleMed et la distance TMED-G sont fortement corrélés entre eux (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,67 \pm 0,22$) ; (max ; min) (0,97 ; 0,26) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des angles et distances. On observe que 55 % des valeurs sont en phase et 45 % en opposition de phase ;
- les distances TLAD-G et TMED-G sont faiblement corrélées entre elles (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,42 \pm 0,14$) ; (max ; min) (0,77 ; 0,22) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des distances. On observe que 50 % des valeurs sont en phase et 50 % en opposition de phase.

Les moyennes des moyennes et des écart-types des mesures de corrélations comparées au volume sous pectoral sont très faiblement corrélées (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,30 \pm 0,11$). La plus forte corrélation moyenne TLAD-G Vs Volume sous pectoral est de 0,33.

Les moyennes des moyennes et des écart-types des angles entre eux sont modérément corrélées (moyenne \pm écart-type) ($r = 0,55 \pm 0,08$). La plus grande valeur de corrélation moyenne est de 0,67 pour l'AngleMed Vs AngleGau. Les angles entre eux représentent la plus grande représentativité de fortes et/ou très fortes corrélations.

Les résultats d'analyse de phase et d'opposition de phase présentent une grande hétérogénéité. La moyenne de toutes les moyennes est de 51 % de valeurs en phase et 49 % en opposition de phase.

Pour les valeurs d'angles comparées au volume sous pectoral il n'y a pas de différenciation notable, seul l'AngleDrt présente une tendance à l'opposition de phase de 60 % qui est à relever. Pour les distances il y a une forte opposition de phase de la distance TLAD-G par rapport au volume sous pectoral de 85 %.

Pour les valeurs des angles comparés entre eux, la corrélation AngleMed et AngleLat est équilibrée entre phase et opposition de phase. Les autres valeurs sont proches de l'équilibre et oscillent entre phase et opposition de phase. Seule la corrélation AngleDrt et AngleGau est en faveur de la phase avec 80 %.

Les deux distances TLAD-G et TMED-G ainsi que TMED-G par rapport à son angle AngleMed sont autant en phase qu'en opposition de phase. Mais les signaux de TLAD-G sont à 70% en phase avec l'AngleLat.

Tableau – III : corrélations croisées des données de 20 mesures comparant : le volume sous pectoral, les angles et les distances. Présentation des coefficients de corrélation et les moyennes et écart-types, les maxima et minima ainsi que la valeur de phase ou opposition de phase.

Sujets	Volume sous pectoral						Angles						Distances							
	Vs Angles			Vs Distances			AngleDrt Vs			AngleGau Vs			AngleMed		TLAD-G Vs		TMED-G Vs		TLAD-G	
	AngleDrt	AngleGau	AngleLat	AngleMed	TLAD-G	TMED-G	AngleGau	AngleLat	AngleMed	AngleDrt	AngleLat	AngleMed	AngleLat	AngleMed	AngleLat	AngleMed	AngleLat	AngleMed	AngleLat	AngleMed
1	0.30	0.21	0.26	0.24	0.29	0.19	0.38	0.21	0.43	0.18	0.92	0.22	0.24	0.96	0.22	0.24	0.96	0.22	0.24	
2	0.16	0.14	0.23	0.13	0.16	0.16	0.18	0.64	0.26	0.21	0.89	0.23	0.88	0.62	0.23	0.88	0.62	0.23	0.89	
3	0.18	0.19	0.21	0.15	0.37	0.19	0.46	0.43	0.47	0.35	0.75	0.32	0.22	0.31	0.32	0.22	0.31	0.32	0.75	
4	0.46	0.39	0.27	0.37	0.48	0.28	0.54	0.42	0.78	0.62	0.78	0.67	0.26	0.40	0.67	0.26	0.40	0.67	0.78	
5	0.17	0.22	0.19	0.21	0.21	0.15	0.45	0.67	0.59	0.60	0.39	0.61	0.40	0.88	0.61	0.40	0.88	0.61	0.39	
6	0.20	0.23	0.19	0.24	0.19	0.24	0.84	0.89	0.38	0.57	0.62	0.31	0.93	0.35	0.57	0.62	0.31	0.89	0.38	
7	0.59	0.40	0.21	0.50	0.52	0.36	0.68	0.35	0.77	0.35	0.33	0.25	0.44	0.88	0.25	0.44	0.88	0.35	0.33	
8	0.24	0.42	0.36	0.25	0.29	0.33	0.41	0.45	0.54	0.42	0.66	0.46	0.70	0.91	0.46	0.70	0.91	0.46	0.66	
9	0.41	0.57	0.32	0.36	0.59	0.46	0.27	0.34	0.29	0.39	0.70	0.40	0.40	0.61	0.40	0.40	0.61	0.40	0.70	
10	0.55	0.69	0.44	0.74	0.42	0.57	0.88	0.95	0.68	0.78	0.88	0.54	0.59	0.61	0.54	0.59	0.61	0.54	0.88	
11	0.17	0.14	0.37	0.21	0.32	0.25	0.69	0.39	0.87	0.37	0.68	0.36	0.59	0.77	0.36	0.59	0.77	0.36	0.87	
12	0.12	0.16	0.29	0.09	0.20	0.08	0.49	0.65	0.66	0.38	0.81	0.39	0.92	0.97	0.39	0.92	0.97	0.39	0.81	
13	0.33	0.25	0.47	0.32	0.42	0.17	0.70	0.58	0.70	0.45	0.79	0.38	0.94	0.75	0.38	0.94	0.75	0.38	0.79	
14	0.22	0.23	0.14	0.23	0.28	0.14	0.47	0.42	0.43	0.44	0.77	0.48	0.34	0.63	0.48	0.34	0.63	0.44	0.77	
15	0.20	0.18	0.22	0.22	0.19	0.22	0.49	0.63	0.90	0.35	0.53	0.58	0.36	0.90	0.58	0.36	0.90	0.53	0.63	
16	0.41	0.41	0.55	0.47	0.38	0.33	0.69	0.76	0.29	0.61	0.30	0.40	0.71	0.72	0.61	0.30	0.40	0.71	0.30	
17	0.25	0.41	0.16	0.23	0.18	0.31	0.66	0.41	0.66	0.44	0.61	0.41	0.80	0.45	0.44	0.61	0.45	0.61	0.61	
18	0.29	0.38	0.50	0.27	0.44	0.19	0.76	0.79	0.80	0.89	0.58	0.64	0.70	0.76	0.79	0.58	0.70	0.76	0.80	
19	0.25	0.15	0.13	0.12	0.14	0.24	0.36	0.45	0.55	0.75	0.80	0.79	0.28	0.46	0.79	0.28	0.46	0.79	0.80	
20	0.45	0.44	0.37	0.39	0.49	0.39	0.78	0.74	0.61	0.65	0.68	0.55	0.73	0.70	0.65	0.73	0.70	0.65	0.68	
Moyenne	0.30	0.31	0.29	0.29	0.33	0.26	0.56	0.56	0.58	0.49	0.67	0.45	0.57	0.67	0.45	0.57	0.67	0.45	0.67	
Ecart Type	0.14	0.15	0.13	0.15	0.13	0.12	0.19	0.20	0.19	0.19	0.18	0.16	0.25	0.22	0.16	0.25	0.22	0.16	0.18	
Max	0.59	0.69	0.55	0.74	0.59	0.57	0.88	0.95	0.90	0.89	0.92	0.79	0.94	0.97	0.79	0.94	0.97	0.79	0.92	
Min	0.12	0.14	0.13	0.09	0.14	0.08	0.18	0.21	0.26	0.18	0.30	0.22	0.22	0.26	0.22	0.22	0.26	0.22	0.30	
% Phase	40%	45%	55%	50%	15%	55%	80%	40%	65%	40%	60%	45%	70%	55%	45%	70%	55%	45%	60%	
% Déphasée	60%	55%	45%	50%	85%	45%	20%	60%	35%	60%	40%	55%	30%	45%	55%	30%	45%	55%	40%	

Etude des valeurs de délais

Les valeurs du délai du coefficient de corrélation croisées sont organisées et présentées sous forme d'un (tableau IV). Le tableau permet d'observer les valeurs des délais des coefficients ainsi que les délais supérieurs à $100 \cdot 10^{-2}$ s représentés en rouge pour chaque mesure et chaque corrélation croisée. Les valeurs des délais sont en centième de seconde. Les moyennes et écart-types sont réalisées à partir des valeurs absolues.

L'observation des valeurs des biais des corrélations croisées des 20 mesures analysées montre que :

- les angles : AngleDrt, AngleGau, AngleLat et AngleMed ont un délai moyen par rapport aux variations du volume sous pectoral de (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 41,59 \pm 10,48 \cdot 10^{-2}$ s) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des angles et du volume. On observe que 49 % des valeurs ont un délai positif et sont en avance et 52 % ont un délai négatif et sont en retard sur les variations de volume sous pectoral ;
- les distances TLAD-G et TMED-G ont un délai moyen par rapport aux variations du volume sous pectoral de (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 34,62 \pm 8,31 \cdot 10^{-2}$ s) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des distances. On observe que 47,5 % des valeurs ont un délai positif et sont en avance et 52,5 % ont un délai négatif et sont en retard sur les variations de volume sous pectoral ;
- les angles entre eux ont un délai moyen de (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 23,2 \pm 11,15 \cdot 10^{-2}$ s) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des angles et du volume. 60 % des valeurs ont un délai positif et sont en avance et 40 % ont un délai négatif et sont en retard sur les variations de volume sous pectoral ;
- les distances TLAD-G et TMED-G ont un délai moyen par rapport à elles même et aux variations d'angles AngleLat et AngleMed de (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 24,21 \pm 9,07 \cdot 10^{-2}$ s) respectivement des valeurs des 20 corrélations croisées des distances. On observe que 63 % des valeurs ont un délai positif et sont en avance et 27 % ont un délai négatif et sont en retard sur les variations de volume sous pectoral.

Les moyennes des moyennes et des écart-types des délais des mesures comparées au volume sous pectoral sont importants (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 41,59 \pm 10,48 \cdot 10^{-2}$

s) pour les angles et ($\Delta t = 34,62 \pm 8,31 * 10^{-2}$ s) pour les distances. La plus grande valeur de délai est de $295,3 * 10^{-2}$ s pour l'AngleDrt. Le pourcentage des délais supérieur à $100 * 10^{-2}$ s des angles par rapport au volume sous pectoral représente 12,5 % des mesures et pour les distances il représente 10 %.

Les moyennes des moyennes et des écart-types des délais des mesures des angles entre eux montrent un délai plus faible de (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 23,2 \pm 11,15 * 10^{-2}$ s). La plus grande valeur de délai est de $334,58 * 10^{-2}$ s pour l'AngleLat Vs AngleGau. Le pourcentage des délais supérieur à $100 * 10^{-2}$ s des angles par rapport à eux même représente 5,8 % des mesures et deux mesures n'ont aucune donnée dépassant $100 * 10^{-2}$ s : AngleDrt Vs AngleLat et AngleGau Vs AngleMed.

Les moyennes des moyennes et des écart-types des délais des mesures des distances entre elles et par rapport aux angles AngleLat et AngleMed montrent également un délai plus faible (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 24,21 \pm 9,07 * 10^{-2}$ s). La plus grande valeur de délai est de $195,36 * 10^{-2}$ s pour la distance TMED-G Vs AngleMed. Le pourcentage des délais supérieur à $100 * 10^{-2}$ s des angles par rapport à eux mêmes représente 5 % des mesures et une mesure n'a aucune donnée dépassant $100 * 10^{-2}$ s c'est TLAD-G Vs AngleLat.

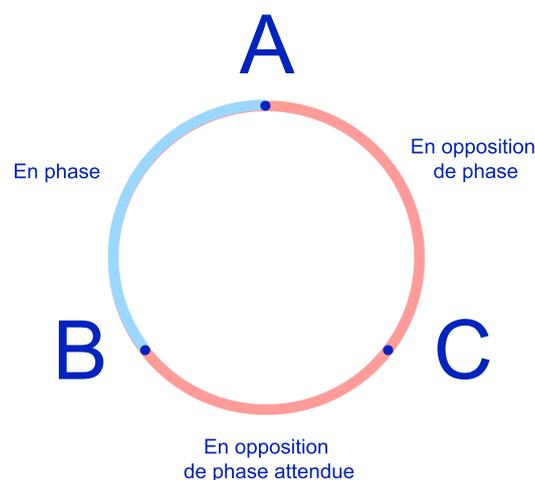
Les moyennes des moyennes et des écart-types des délais des mesures (volume, angles et distances) réalisées avec l'AngleLat sont de ($\Delta t = 25,57 \pm 9,69 * 10^{-2}$ s) ; l'AngleMed de ($\Delta t = 25,8 \pm 22 * 10^{-2}$ s) ; l'AngleDrt de ($\Delta t = 25 \pm 13,28 * 10^{-2}$ s) ; l'AngleGau ($\Delta t = 27,55 \pm 12,85 * 10^{-2}$ s) ; pour les distances TMED-G ($\Delta t = 32,93 \pm 7,19 * 10^{-2}$ s) et TLAD-G ($\Delta t = 25,07 \pm 9,45 * 10^{-2}$ s) alors que pour le volume sous pectoral les valeurs sont de ($\Delta t = 39,27 \pm 9,62 * 10^{-2}$ s).

En intra-sujet la moyenne la plus forte des délais de l'ensemble des mesures est de (moyenne \pm écart-type) ($\Delta t = 69,18 \pm 120,5 * 10^{-2}$ s) pour le sujet 12 et la plus faible de ($\Delta t = 1,95 \pm 6,91 * 10^{-2}$ s) pour le sujet 18. Le sujet 18 a 5 valeurs de délai de 0 s sur l'ensemble des mesures soit 33 %. Un sujet a 5 délais $> 100 * 10^{-2}$ s, un également en à 3, trois en ont 2, huit en ont 1 et six sujets n'en n'ont aucun.

IV - 5.4 Etude des correspondances de phases attendues et réelles pour les variations : de volume, d'angles et de distances des 20 mesures observées de 6 minutes

Au vu des résultats et de la difficulté à rendre compte des relations de phase et d'opposition de phase des mesures entre elles, une analyse est réalisée par comparaison de la phase attendue en comparant deux mesures et de la phase réelle observée.

Exemple (figure 11) : la corrélation en A et B est en phase ; la corrélation entre A et C est en opposition de phase ; on attend donc que la corrélation entre B et C soit en opposition de phase. L'étude est réalisée en comparant la corrélation de phase entre B et C attendue par rapport à celle observée. Si la phase attendue est égale à la phase observée alors les 3 signaux A, B et C ont une correspondance de phase attendue, sinon c'est qu'il n'y a pas de correspondance entre les 3 signaux.



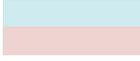
Figures – 4.11 : schéma explicatif des corrélations de phase attendues et observées

Volume sous pectoral Vs AngleDrt/AngleGau

La comparaison des données de phase entre l'AngleDrt et l'AngleGau en prenant comme mesure de base commune le volume sous pectoral montre (tableau V) que 19 mesures attendues correspondent aux mesures de phases observées. Seule la mesure 13 n'a pas de correspondance entre la mesure attendue et la mesure observée (en rouge sur le tableau). Les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont relativement faibles de $r = 0,33$ et $r = 0,25$ alors que la corrélation observée est forte de $r = 0,70$.

Tableau – V : comparaison des valeurs de phase et opposition de phase des coefficients de corrélation croisée de la valeur de phase attendue réalisée entre le volume sous pectoral Vs AngleDrt et le volume sous pectoral Vs AngleGau et la phase observée du coefficient de corrélation de l'AngleDrt Vs AngleGau. Les coefficients de corrélation en phase sont en bleu ciel et en opposition de phase en rose, les valeurs des coefficients de la mesure où le coefficient attendu est différent du coefficient observé sont en rouge et la valeur de la couleur de la phase attendue est plus soutenue.

Mesures	Volume sous pectoral Vs		AngleDrt Vs	
	AngleDrt	AngleGau	AngleGau	
	Phases réelles	Phase attendue	Phase réelle	
1	0,3018	0,2144		0,3822
2	0,1616	0,1419		0,1843
3	0,1751	0,187		0,4647
4	0,4556	0,39		0,5399
5	0,1723	0,2198		0,4495
6	0,2026	0,2299		0,8351
7	0,5914	0,3985		0,6761
8	0,2443	0,4215		0,405
9	0,4079	0,5718		0,268
10	0,5518	0,6894		0,8797
11	0,1742	0,1396		0,688
12	0,1219	0,1646		0,49
13	0,3281	0,2538		0,7047
14	0,2227	0,2286		0,4694
15	0,2035	0,1832		0,4913
16	0,4133	0,4145		0,6943
17	0,2513	0,4095		0,6581
18	0,292	0,3833		0,7607
19	0,2484	0,1549		0,355
20	0,4455	0,4433		0,7835



 En phase

 En opposition de phase

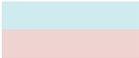
 0,00xx Phase réelle ≠ Phase attendue

Volume sous pectoral Vs AngleLat/AngleMed

La comparaison des données de phase entre l'AngleLat et l'AngleMed en prenant comme mesure de base commune le volume sous pectoral montre (tableau VI) que seules 14 mesures attendues correspondent aux mesures de phases observées. Les mesures 1, 2, 3, 5, 12 et 17 n'ont pas de correspondance entre la mesure attendue et la mesure observée (en rouge sur le tableau). Les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont plus faibles que la corrélation observée pour les mesures 4, 5, 12 et 17 mais sont très comparables pour les mesures 1 et 2.

Tableau – VI : comparaison des valeurs de phase et opposition de phase des coefficients de corrélation croisée de la valeur de phase attendue réalisée entre le volume sous pectoral Vs AngleLat et le volume sous pectoral Vs AngleMed et la phase observée du coefficient de corrélation de l'AngleLat Vs AngleMed. Les coefficients de corrélation en phase sont en bleu ciel et en opposition de phase en rose, les valeurs des coefficients de la mesure où le coefficient attendu est différent du coefficient observé sont en rouge et la valeur de la couleur de la phase attendue est plus soutenue.

Mesures	Volume sous pectoral Vs		Phase attendue	AngleLat Vs
	AngleLat	AngleMed		AngleMed
	Phases réelles			Phase réelle
1	0,2557	0,2443		0,2243
2	0,2261	0,1252		0,2293
3	0,2134	0,1531		0,3221
4	0,267	0,3736		0,6666
5	0,192	0,2092		0,6106
6	0,1925	0,2363		0,3118
7	0,2092	0,4976		0,2488
8	0,3562	0,2479		0,4632
9	0,3238	0,362		0,4006
10	0,4414	0,742		0,5414
11	0,3731	0,2056		0,3631
12	0,2885	0,0864		0,3908
13	0,4742	0,3191		0,3786
14	0,1373	0,225		0,4772
15	0,2235	0,2184		0,5788
16	0,5537	0,4679		0,3997
17	0,1618	0,2255		0,4117
18	0,502	0,2725		0,6425
19	0,1281	0,1179		0,7925
20	0,3727	0,3869		0,5468



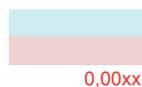
 En phase
 En opposition de phase
 0,00xx Phase réelle ≠ Phase attendue

Volume sous pectoral Vs AngleLat/TLAD-G

La comparaison des données de phase entre l'AngleLat et TLAD-G en prenant comme mesure de base commune le volume sous pectoral montre (tableau VII) que seules 14 mesures attendues correspondent aux mesures de phases observées. Les mesures 1, 2, 3, 11, 17 et 19 n'ont pas de correspondance entre la mesure attendue et la mesure observée (en rouge sur le tableau). Les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont plus faibles que la corrélation observée pour les mesures 2, 11, 17 et 19 mais sont très comparables pour les mesures 1 et 3. Les coefficients de corrélations des mesures 1, 2 et 3 sont différents des valeurs attendues comme pour la comparaison précédente des angles AngleLat et AngleMed.

Tableau – VII : comparaison des valeurs de phase et opposition de phase des coefficients de corrélation croisée de la valeur de phase attendue réalisée entre le volume sous pectoral Vs AngleLat et le volume sous pectoral Vs TLAD-G et la phase observée du coefficient de corrélation de l'AngleLat Vs TLAD-G. Les coefficients de corrélation en phase sont en bleu ciel et en opposition de phase en rose, les valeurs des coefficients de la mesure où le coefficient attendu est différent du coefficient observé sont en rouge et la valeur de la couleur de la phase attendue est plus soutenue.

Mesures	Volume sous pectoral Vs		Phase attendue	AngleLat Vs
	AngleLat	TLAD-G		TLAD-G
	Phases réelles	Phases réelles		Phase réelle
1	0,2557	0,2884		0,2368
2	0,2261	0,1571		0,8821
3	0,2134	0,365		0,2183
4	0,267	0,4757		0,2569
5	0,192	0,2132		0,3964
6	0,1925	0,1908		0,9324
7	0,2092	0,5195		0,4351
8	0,3562	0,2852		0,7023
9	0,3238	0,5914		0,3999
10	0,4414	0,42		0,588
11	0,3731	0,3153		0,5898
12	0,2885	0,198		0,9198
13	0,4742	0,4196		0,94
14	0,1373	0,2836		0,3421
15	0,2235	0,1945		0,3637
16	0,5537	0,3758		0,7067
17	0,1618	0,1823		0,8041
18	0,502	0,4369		0,6982
19	0,1281	0,1424		0,2818
20	0,3727	0,4874		0,73



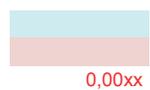
 En phase
 En opposition de phase
 0,00xx Phase réelle ≠ Phase attendue

Volume sous pectoral Vs AngleMed/TMED-G

La comparaison des données de phase entre l'AngleMed et TMED-G en prenant comme mesure de base commune le volume sous pectoral montre (tableau VIII) que seules 14 mesures attendues correspondent aux mesures de phases observées. Les mesures 2, 5, 6, 7, 9 et 12 n'ont pas de correspondance entre la mesure attendue et la mesure observée (en rouge sur le tableau). Les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont plus faibles que la corrélation observée pour l'ensemble des 6 mesures.

Tableau – VIII : comparaison des valeurs de phase et opposition de phase des coefficients de corrélation croisée de la valeur de phase attendue réalisée entre le volume sous pectoral Vs AngleMed et le volume sous pectoral Vs TMED-G et la phase observée du coefficient de corrélation de l'AngleMed Vs TMED-G. Les coefficients de corrélation en phase sont en bleu ciel et en opposition de phase en rose, les valeurs des coefficients de la mesure où le coefficient attendu est différent du coefficient observé sont en rouge et la valeur de la couleur de la phase attendue est plus soutenue.

Mesures	Volume sous pectoral Vs		Phase attendue	AngleMed Vs
	AngleMed	TMED-G		TMED-G
	Phases réelles	Phases réelles		Phase réelle
1	0,2443	0,1876		0,9569
2	0,1252	0,1624		0,617
3	0,1531	0,1891		0,3087
4	0,3736	0,2849		0,4038
5	0,2092	0,146		0,8755
6	0,2363	0,2379		0,8821
7	0,4976	0,3604		0,5546
8	0,2479	0,3345		0,9137
9	0,362	0,4588		0,6133
10	0,742	0,57		0,614
11	0,2056	0,2525		0,7714
12	0,0864	0,0764		0,9694
13	0,3191	0,17		0,7507
14	0,225	0,1357		0,6264
15	0,2184	0,221		0,8954
16	0,4679	0,3276		0,2581
17	0,2255	0,3067		0,4548
18	0,2725	0,1888		0,7645
19	0,1179	0,2368		0,463
20	0,3869	0,3885		0,7008

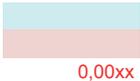

 En phase
 En opposition de phase
 0,00xx Phase réelle ≠ Phase attendue

Volume sous pectoral Vs TLAD-G/TMED-G

La comparaison des données de phase entre TLAD-G et TMED-G en prenant comme mesure de base commune le volume sous pectoral montre (tableau IX) que 18 mesures attendues correspondent aux mesures de phases observées. Seules les mesures 3 et 10 n'ont pas de correspondances entre la mesure attendue et la mesure observée (en rouge sur le tableau). Les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont plus fortes que la corrélation observée surtout pour la mesure 10.

Tableau – IX : comparaison des valeurs de phase et opposition de phase des coefficients de corrélation croisée de la valeur de phase attendue réalisée entre le volume sous pectoral Vs TLAD-G et le volume sous pectoral Vs TMED-G et la phase observée du coefficient de corrélation de TLAD-G Vs TMED-G. Les coefficients de corrélation en phase sont en bleu ciel et en opposition de phase en rose, les valeurs des coefficients de la mesure où le coefficient attendu est différent du coefficient observé sont en rouge et la valeur de la couleur de la phase attendue est plus soutenue.

Mesures	Volume sous pectoral Vs		Phase attendue	TMED-G Vs
	TLAD-G	TMED-G		TLAD-G
	Phases réelles			Phase réelle
1	0,2884	0,1876		0,2229
2	0,1571	0,1624		0,4455
3	0,365	0,1891		0,2049
4	0,4757	0,2849		0,5147
5	0,2132	0,146		0,386
6	0,1908	0,2379		0,346
7	0,5195	0,3604		0,4101
8	0,2852	0,3345		0,3712
9	0,5914	0,4588		0,4006
10	0,42	0,57		0,3509
11	0,3153	0,2525		0,4581
12	0,198	0,0764		0,4568
13	0,4196	0,17		0,4682
14	0,2836	0,1357		0,3714
15	0,1945	0,221		0,4049
16	0,3758	0,3276		0,7151
17	0,1823	0,3067		0,3655
18	0,4369	0,1888		0,2638
19	0,1424	0,2368		0,54
20	0,4874	0,3885		0,7722

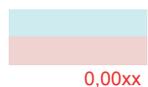

 En phase
 En opposition de phase
 0,00xx Phase réelle ≠ Phase attendue

AngleMed Vs AngleDrt/AngleGau

La comparaison des données de phase entre AngleDrt et AngleGau en prenant comme mesure de base commune l'AngleMed montre (tableau X) que 19 mesures attendues correspondent aux mesures de phases observées. Seule la mesure 9 n'a pas de correspondance entre la mesure attendue et la mesure observée (en rouge sur le tableau). Les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont plus fortes que la corrélation observée $r = 0,29$ et $r = 0,70$ comparé à $r = 0,27$.

Tableau – X : comparaison des valeurs de phase et opposition de phase des coefficients de corrélation croisée de la valeur de phase attendue réalisée entre l'AngleMed Vs AngleDrt et l'AngleMed Vs AngleGau et la phase observée du coefficient de corrélation de AngleDrt Vs AngleGau. Les coefficients de corrélation en phase sont en bleu ciel et en opposition de phase en rose, les valeurs des coefficients de la mesure où le coefficient attendu est différent du coefficient observé sont en rouge et la valeur de la couleur de la phase attendue est plus soutenue.

Mesures	AngleMed Vs		AngleDrt Vs	
	AngleDrt	AngleGau	AngleGau	
	Phases réelles	Phase attendue	Phase réelle	
1	0,4302	0,923		0,3822
2	0,2621	0,8894		0,1843
3	0,4715	0,7516		0,4647
4	0,7778	0,7759		0,5399
5	0,5912	0,3936		0,4495
6	0,3848	0,6228		0,8351
7	0,771	0,3341		0,6761
8	0,5402	0,6611		0,405
9	0,2918	0,7027		0,268
10	0,6789	0,875		0,8797
11	0,8664	0,679		0,688
12	0,6565	0,814		0,49
13	0,7001	0,7914		0,7047
14	0,4312	0,7713		0,4694
15	0,8978	0,5267		0,4913
16	0,2889	0,3045		0,6943
17	0,6586	0,607		0,6581
18	0,8046	0,5756		0,7607
19	0,553	0,8		0,355
20	0,614	0,6821		0,7835

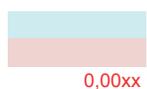

 En phase
 En opposition de phase
 0,00xx Phase réelle ≠ Phase attendue

AngleLat Vs AngleDrt/AngleGau

La comparaison des données de phase entre l'AngleDrt et AngleGau en prenant comme mesure de base commune l'AngleLat montre (tableau XI) que seules 14 mesures attendues correspondent aux mesures de phases observées. Les mesures 3, 7, 8, 11, 13 et 17 n'ont pas de correspondance entre la mesure attendue et la mesure observée (en rouge sur le tableau). Les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont plus faibles que la corrélation observée pour 5 des mesures, excepté pour la mesure 8 avec des valeurs de $r = 0,45$ et $r = 0,42$ légèrement supérieures à $r = 0,40$.

Tableau – XI : comparaison des valeurs de phase et opposition de phase des coefficients de corrélation croisée de la valeur de phase attendue réalisée entre l'AngleLat Vs Angledrt et l'AngleLat Vs AngleGau et la phase observée du coefficient de corrélation de l'AngleDrt Vs AngleGau. Les coefficients de corrélation en phase sont en bleu ciel et en opposition de phase en rose, les valeurs des coefficients de la mesure où le coefficient attendu est différent du coefficient observé sont en rouge et la valeur de la couleur de la phase attendue est plus soutenue.

Mesures	AngleLat Vs		Phase attendue	AngleDrt Vs
	AngleDrt	AngleGau		AngleGau
	Phases réelles			Phase réelle
1	0,2069	0,1764		0,3822
2	0,6367	0,2077		0,1843
3	0,4314	0,3455		0,4647
4	0,4184	0,624		0,5399
5	0,6729	0,6032		0,4495
6	0,8867	0,5676		0,8351
7	0,3474	0,3538		0,6761
8	0,4531	0,4168		0,405
9	0,3398	0,3852		0,268
10	0,9526	0,7816		0,8797
11	0,3871	0,3693		0,688
12	0,6527	0,3797		0,49
13	0,5816	0,4461		0,7047
14	0,4176	0,4442		0,4694
15	0,6326	0,3522		0,4913
16	0,7607	0,6113		0,6943
17	0,4086	0,4351		0,6581
18	0,7932	0,8858		0,7607
19	0,451	0,7518		0,355
20	0,738	0,6482		0,7835


 En phase
 En opposition de phase
 0,00xx Phase réelle ≠ Phase attendue

Les résultats de l'observation montrent que sur les trois séries de mesures qui comparent les phases attendues et observées des mesures de l'AngleDrt Vs l'AngleGau une seule n'est pas en accord avec 6 erreurs. Elle a comme base de comparaison l'AngleLat, les 2 autres ont pour base de comparaison l'AngleMed et le volume sous pectoral et ont 1 seule erreur sur 20. Sur l'ensemble des mesures, les valeurs de corrélations des deux mesures comparées pour obtenir la phase attendue sont plus faibles que la corrélation observée pour 20 mesures sur 27 discordantes entre phase attendue et phase observée.

IV - 5.5 Etude de l'évolution des signaux (angles, distances et volumes) et de l'estimation de leurs cohérences en fonction du temps : Etude de la mesure n°10

La comparaison des mesures de variations de volume, angles et distance est réalisée pour estimer la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Les (figures a) représentent les deux signaux comparés les (figures b) le graphique de cohérence avec les minima et maxima de cohérence sur la durée du signal.

Volume sous pectoral Vs TLAD-G

La (figure 4.11a) montre deux signaux qui ne se suivent pas en termes de forme et d'amplitude. L'observation des données de variation du volume sous pectoral comparée à la variation de la distance TLAD-G (figure 4.11b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre $r = 0,05$ et $r = 1$. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,42$ et le délai $\Delta t = -141,51 * 10^{-2}$ s.

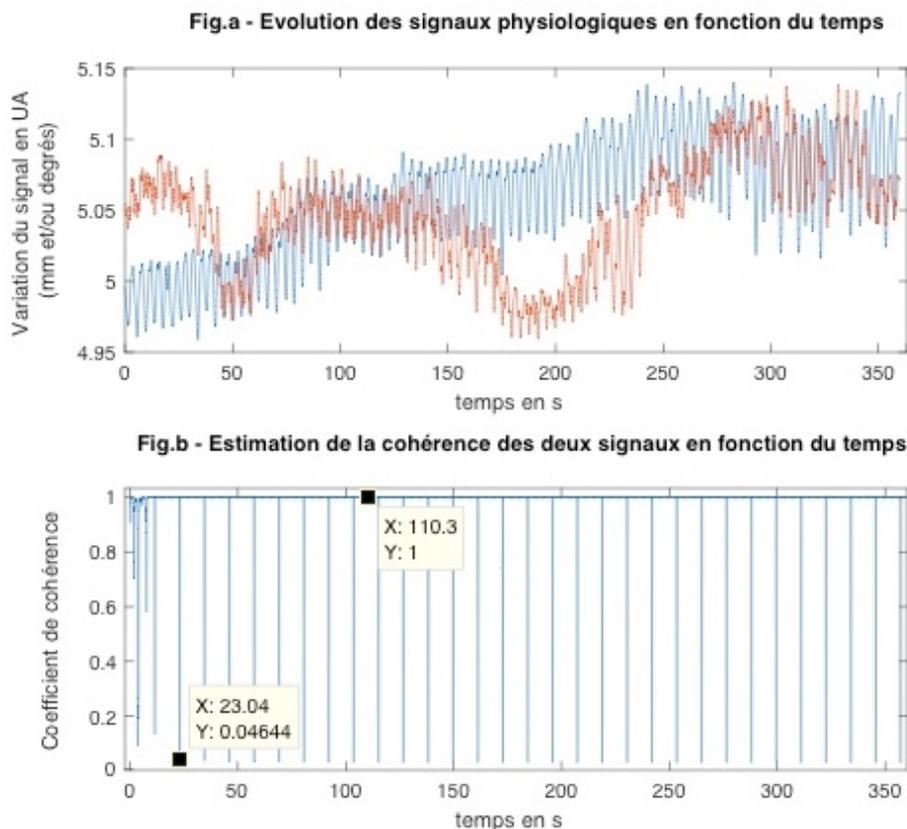


Figure – 4.11: comparaison de variations des mesures de volume sous pectoral (bleu) Vs TLAD-G (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d'amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d'estimation de la

cohérence représentée avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

Volume sous pectoral Vs TMED-G

La (figure 4.12a) montre deux signaux qui ne se suivent pas en termes de forme et d'amplitude. L'observation des données de variation du volume sous pectoral comparée à la variation de distance TMED-G (figure 4.12b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre $r = 0,08$ et $r = 1$. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,57$ et le délai de $\Delta t = 2,12 \cdot 10^{-2}$ s.

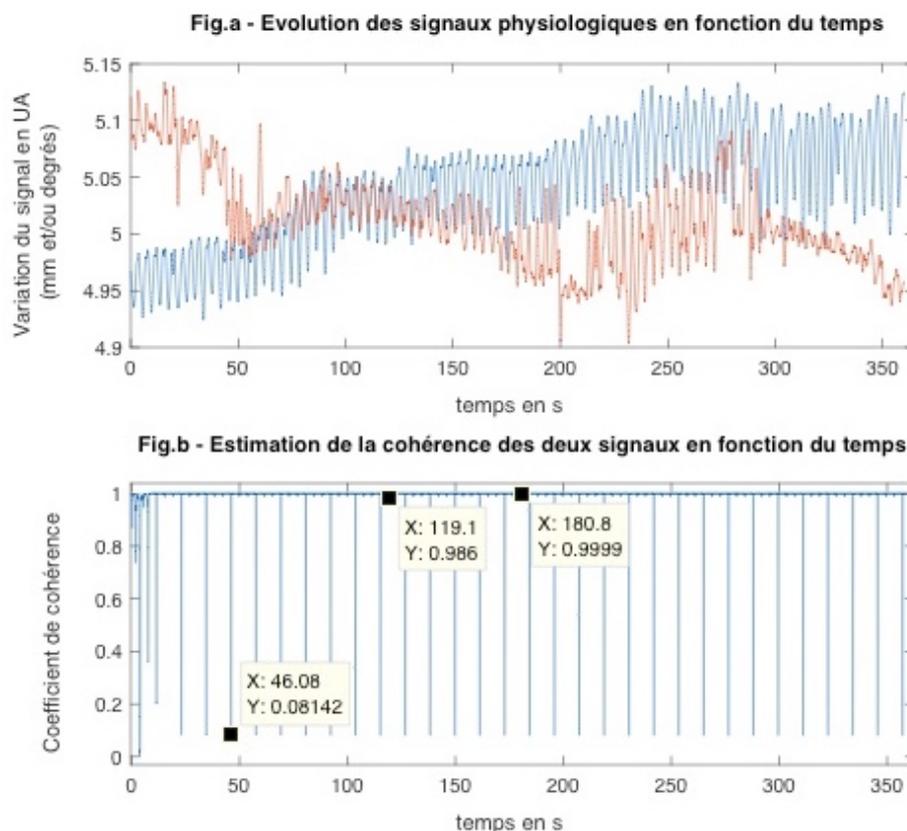


Figure – 4.12 : comparaison de variations des mesures de volume sous pectoral (bleu) Vs TMED-G (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d'amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d'estimation de la cohérence représenté avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

Volume sous pectoral Vs AngleLat

La (figure 4.13a) montre deux signaux qui ne se suivent pas en termes de forme et d'amplitude. L'observation des données de variation du volume sous pectoral comparée à la variation d'AngleLat (figure 13b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre $r = 0,2$ et $r = 1$. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,44$ et le délai de $\Delta t = -72,57 * 10^{-2}$ s.

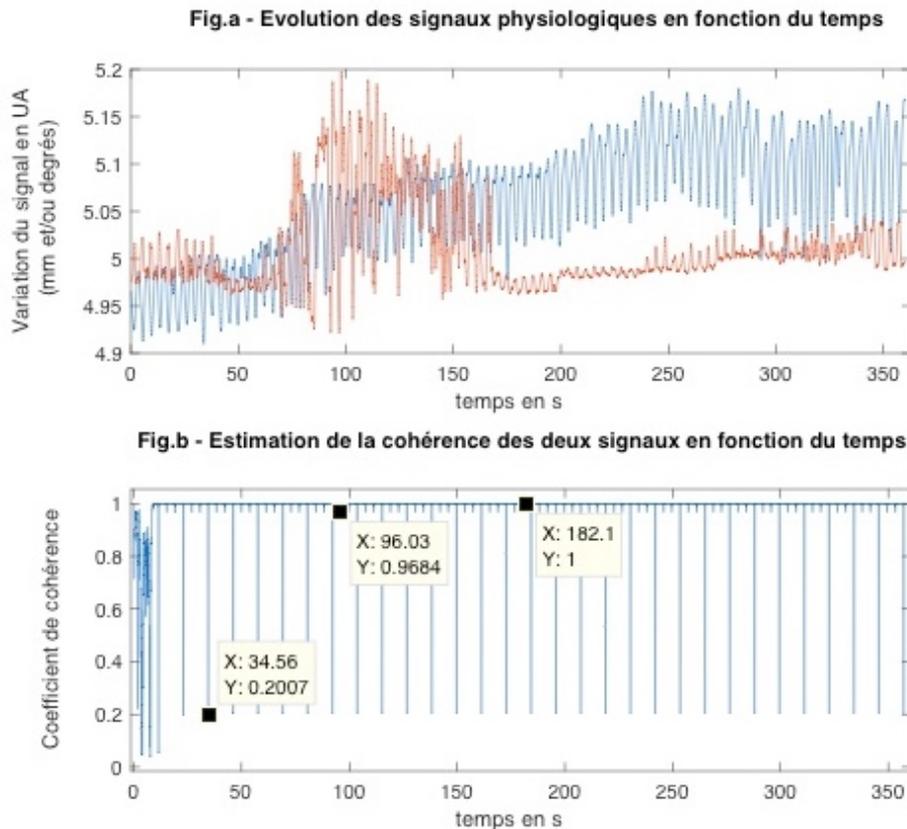


Figure – 4.13 : comparaison de variations des mesures de volume sous pectoral (bleu) Vs AngleLat (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d'amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d'estimation de la cohérence représentée avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

Volume sous pectoral Vs AngleMed

La (figure 4.14a) montre deux signaux qui ne se suivent pas en termes de forme et d'amplitude. L'observation des données de variation du volume sous pectoral comparée

à la variation d'AngleMed (figure 4.14b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre $r = 0,004$ et $r = 1$. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,74$ et le délai de $\Delta t = -67,83 * 10^{-2}$ s.

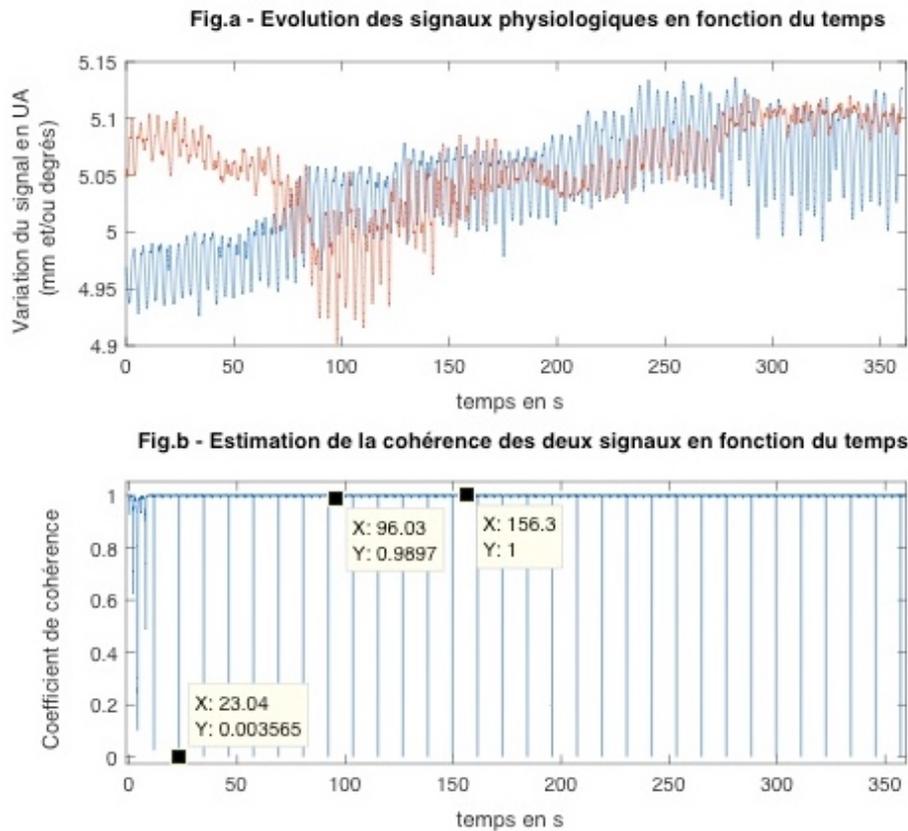


Figure – 4.14 : comparaison de variations des mesures de volume sous pectoral (bleu) Vs AngleMed (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d’amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d’estimation de la cohérence représentée avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

TMED-G Vs TLAD-G

La (figure 4.15a) montre deux signaux qui suivent une variation de forme sur l’ensemble de la mesure même si l’amplitude n’est pas toujours semblable. Les signaux montrent également une certaine périodicité de l’ordre de 150 s que l’on trouve en phase dans les deux mesures. L’observation des données de variation de distance TMED-G comparée à la variation de distance TLAD-G (figure 4.15b) montre une plage de coefficient de

cohérence qui est comprise entre $r = 0,68$ et $r = 1$. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,35$ et le délai de $\Delta t = 0,15 * 10^{-2}$ s.

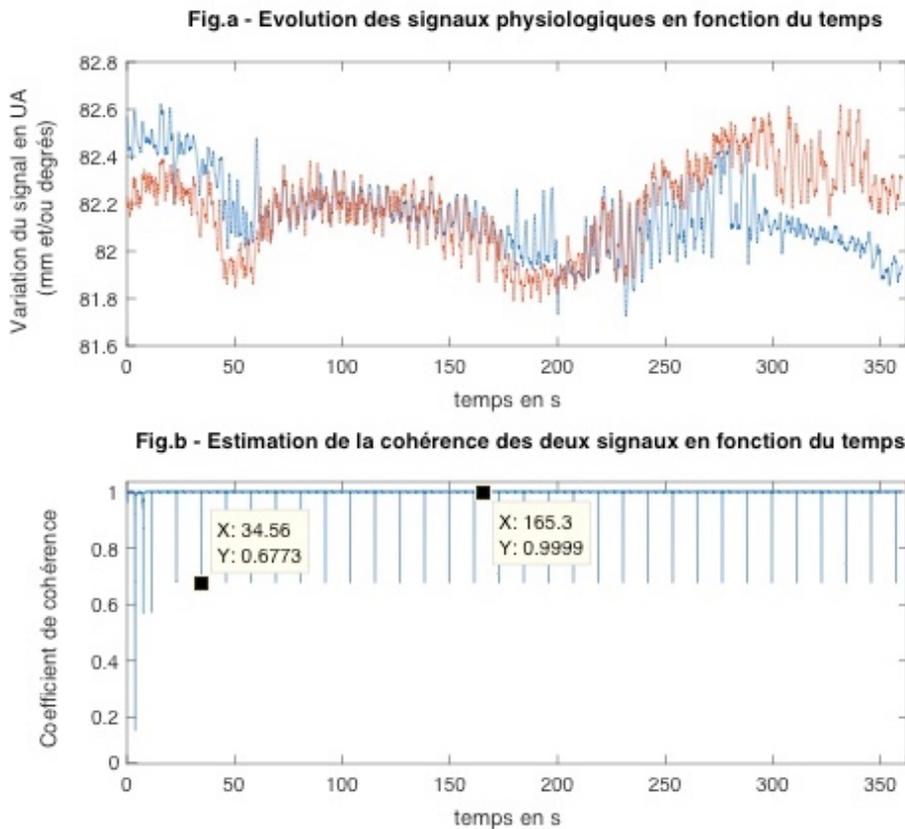


Figure – 4.15 : comparaison de variations des mesures de TMED-G (bleu) Vs TLAD-G (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d’amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d’estimation de la cohérence représenté avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

TMED-G Vs AngleMed

La (figure 4.16a) montre deux signaux qui ne se suivent pas en termes de forme et d’amplitude. L’observation des données de variation de la distance TMED-G comparée à la variation d’AngleMed (figure 4.16b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre 0,04 et 1. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,44$ et le délai de $\Delta t = -85,72 * 10^{-2}$ s.

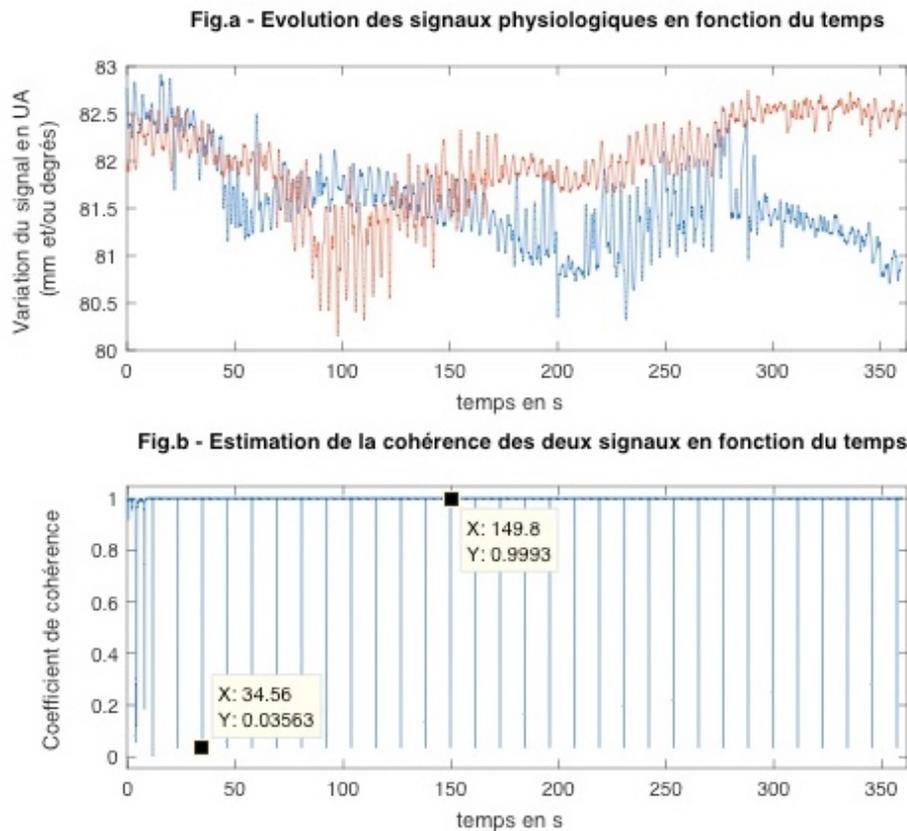


Figure – 4.16 : comparaison de variations des mesures de TMED-G (bleu) Vs AngleMed (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d’amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d’estimation de la cohérence représentée avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

TLAD-G Vs AngleLat

La (figure 4.17a) montre deux signaux qui semblent suivre une variation de forme dans la première partie de la mesure même si l’amplitude du signal de l’AngleLat est démultiplié. La seconde partie du signal n’est pas de même forme et amplitude. L’observation des données de variation de la distance TLAD-G comparée à la variation d’AngleLat (figure 4.17b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre 0,14 et 1. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de 0,59 et le délai de $73,29 \cdot 10^{-2}$ s.

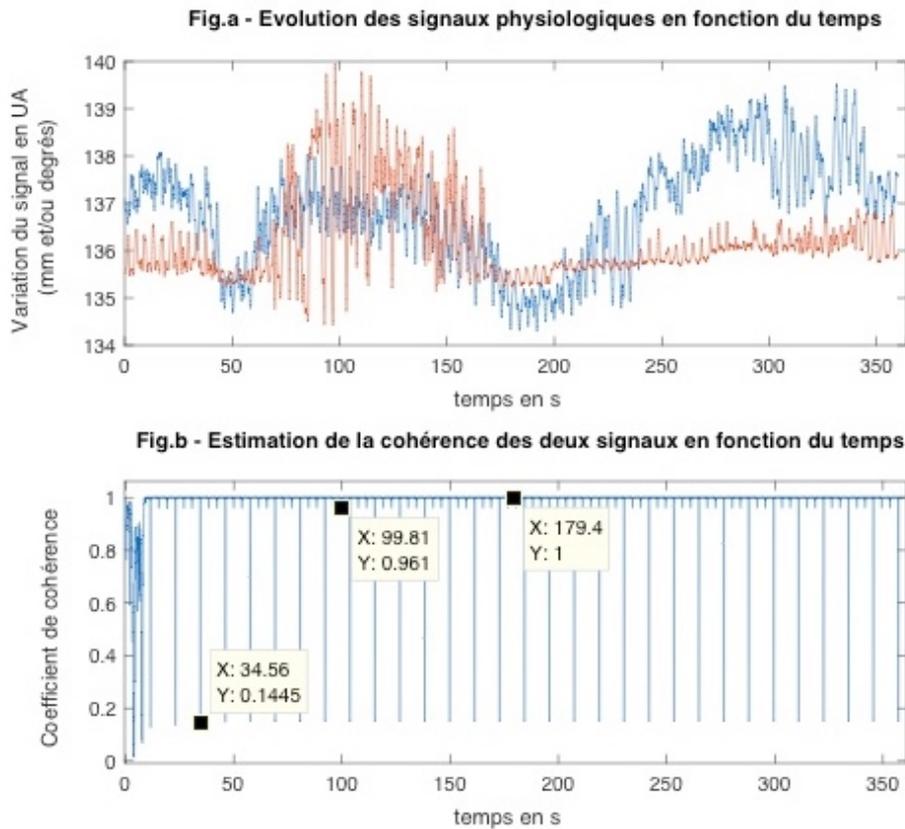


Figure – 4.17 : comparaison de variations des mesures de TLAD-G (bleu) Vs AngleLat (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d’amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d’estimation de la cohérence représentée avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

AngleMed Vs AngleLat

La (figure 4.18a) montre deux signaux qui semblent suivre les mêmes variations de forme et avec une symétrie miroir. L’observation des données de variation de l’angle AngleMed comparée à la variation d’AngleLat (figure 4.18b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre $r = 0,35$ et $r = 1$. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,54$ et le délai de $\Delta t = -0,15 * 10^{-2}$ s.

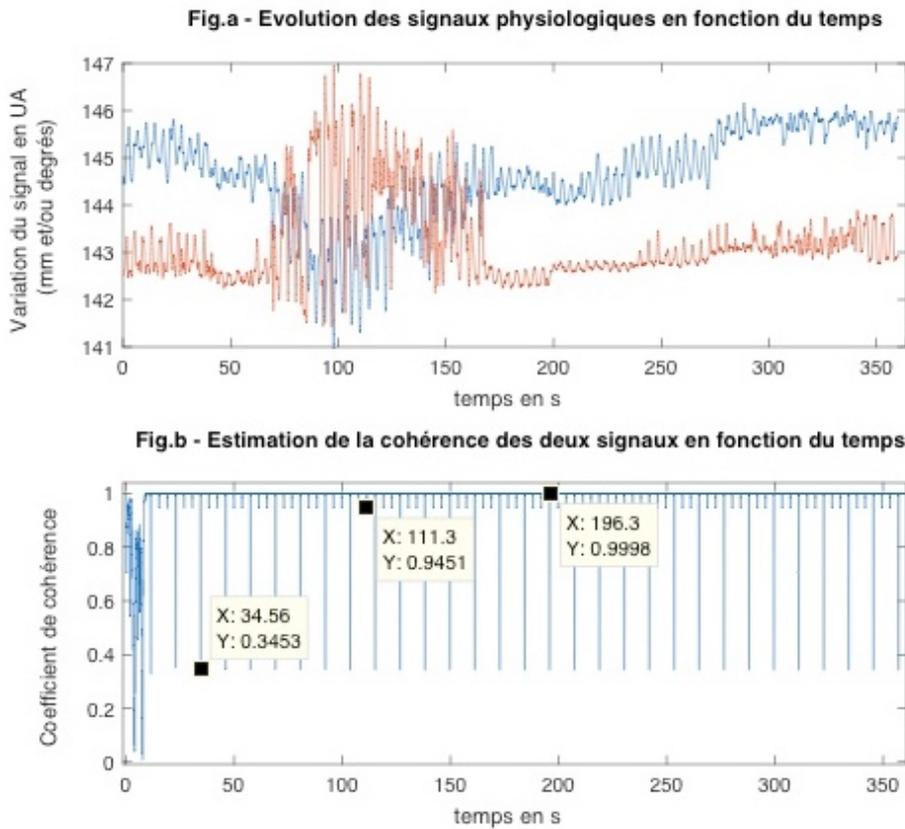


Figure – 4.18 : comparaison de variations des mesures de AngleMed (bleu) Vs AngleLat (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d’amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d’estimation de la cohérence représentée avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

AngleDrt Vs AngleGau

La (figure 4.19a) montre deux signaux qui suivent les mêmes variations de forme et d’amplitude avec une modification importante d’amplitude dans la zone des 60 s à 170 s qui est en presque parfaite superposition. L’observation des données de variation de l’angle AngleDrt comparée à la variation d’AngleGau (figure 4.19b) montre une plage de coefficient de cohérence qui est comprise entre $r = 0,63$ et $r = 1$. Pour comparaison le coefficient de corrélation est de $r = 0,88$ et le délai de $\Delta t = 0$ s.

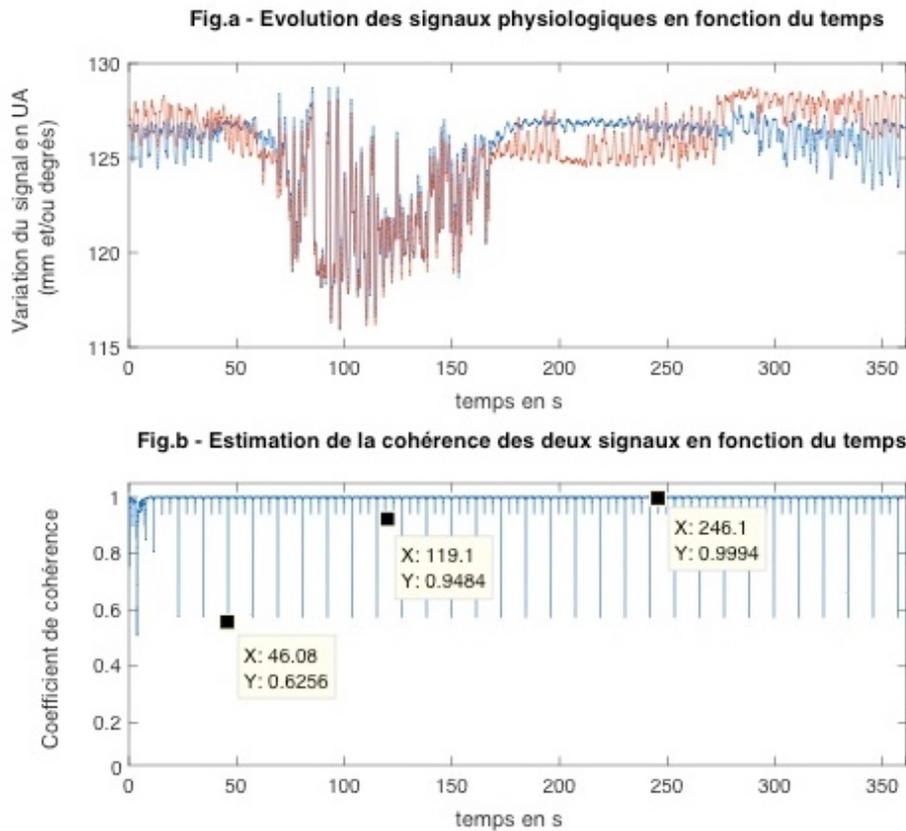


Figure – 4.19 : comparaison de variations des mesures de AngleDrt (bleu) Vs AngleGau (orange). Analyse des signaux de 6 mn en termes de forme et d’amplitude puis estimation de la cohérence de leurs fréquences en fonction du temps. Fig. a : représentation des deux signaux (abscisse en s : ordonnée en UA). Fig. b : graphique d’estimation de la cohérence représentée avec le minima et le maxima de cohérence des deux signaux (abscisse en s : ordonnée coefficient de cohérence).

L’analyse graphique des (figures a) montre que les signaux qui suivent les mêmes variations de forme et d’amplitude ont une bonne cohérence même lorsque celles-ci sont en miroir et que la cohérence est d’autant plus forte que les variations de forme du signal général se superposent comme dans la mesure TMED-G Vs TLAD-G.

Les résultats de la cohérence des données de la mesure 10 (figures b) montrent que l’ensemble des plages de cohérences dans le temps est très étendu et les valeurs du coefficient de cohérence s’étendent de $r = 0$ à $r = 1$. Seul 3 plages de cohérence sont plus resserrées, elles correspondent à des mesures de variations de distances crâniennes comparées entre elles et sont de même nature : deux variations de distance entre elles ; deux variations d’angles latéraux droite et gauche et les deux angles centraux

correspondant aux deux distances. Le résultat des comparaisons de variation de volume sous pectoral à une variation de distance ou d'angle montre qu'aucune des plages inférieures de cohérence n'est $> 0,2$. Le résultat est identique pour les comparaisons d'angle Vs distance ou aucune des plages n'est $> 0,14$. Les résultats de l'analyse montrent qu'il n'y a pas de correspondance entre les coefficients de cohérence et de corrélation. Seul le délai montre une tendance qui doit être confirmée : les fortes cohérences sont accompagnées de délais proches de 0 s comme pour AngleDrt Vs AngleGau (cohérence ; délai) ($r = 0,63$; $\Delta t = 0$ s) ; AngleMed Vs AngleLat ($r = 0,35$; $\Delta t = -0,15 \cdot 10^{-2}$ s) et TMED-G Vs TLAD-G ($r = 0,68$; $\Delta t = 0,15 \cdot 10^{-2}$ s).

IV – 6 Discussion

Le but de cette étude est d'étudier la cohérence et la corrélation croisée de l'ensemble des composantes des différentes mesures, les variations de volumes de distances et d'angles des données d'acquisitions de l'étude n° 2. Les rapports et similitudes des données des mesures sont étudiés dans le domaine temporel (corrélation croisée) et fréquentiel (cohérence) (Schimmel, 1999), (Guevara & Corsi-Cabrera, 1996). Les résultats de l'étude sont confrontés au modèle pédagogique des micromouvements crâniens.

IV – 6.1 Etude des valeurs des corrélations croisées et des délais des variations : de volume, d'angles et de distances de 3 mesures, d'un sujet, étudiées par fenêtres de 1 mn

Une analyse de la corrélation croisée des différentes données de 3 mesures d'un même sujet est réalisée en utilisant des fenêtres de 1 mn.

Etude des valeurs des corrélations croisées

Les résultats de l'analyse des 3 mesures d'un même sujet et des corrélations croisées effectuées sur des mesures de 1 mn en intra-sujet montre que les valeurs et les moyennes des coefficients de corrélations des différents paramètres sont très proches des coefficients des mesures du signal de 6 mn (tableau I). Les deux mesures A et B montrent un meilleur coefficient pour la moyenne des moyennes des différents paramètres de la mesure de 1 mn que pour la moyenne des paramètres de la mesure de 6 mn. Alors que pour la mesure C la moyenne des différents paramètres de la mesure de 6 mn est supérieure à celle des mesures de 1 mn. Pour l'analyse de la corrélation croisée la durée d'acquisition, 6mn ou 1 mn, ne semble pas modifier grandement les résultats contrairement au résultat sur l'inter-corrélation de (Nelson-Wong et al., 2009).

Les valeurs de phases ne semblent pas suivre de motif particulier et la valeur de phase de la mesure de 6 mn n'est pas en correspondance systématique avec les phases des sections de mesures de 1 mn. Toutefois dans les mesures de 1 mn certaines mesures montrent une phase unique sur l'ensemble des 6 sections de 1 mn.

L'analyse des données montre que les mesures d'un même sujet ne sont pas semblables même si certaines composantes se comportent de la même manière (phase ou opposition de phase). Il est nécessaire d'étudier les interactions des phases des mesures

entre elles et non leur moyenne. Les phases et corrélations semblent varier pour un même paramètre durant la durée de l'acquisition de 6 mn.

Etude des valeurs de délais

Les résultats de l'analyse des 3 mesures d'un même sujet et des délais des corrélations croisées effectuées sur des mesures de 1 mn en intra-sujet montrent que les valeurs des délais des mesures de 1 mn sont très fortement recentrées par rapport aux mesures de 6 mn et ce quel que soient les paramètres et la mesure observés (tableau II). Les moyennes de délais des mesures de 6 mn sont $8,55 \pm 6,92$ fois plus importantes que les moyennes des délais des 6 fois 1 mn. Il n'y a aucune valeur de délai supérieure ou égale à $100 * 10^{-2}$ s dans les mesures de 1 mn alors qu'il y en a 3 dans les mesures de 6 mn.

IV – 6.2 Etude des valeurs des corrélations croisées et des délais des variations : de volume, d'angles et de distances pour les 20 mesures observées de 6 minutes

Etude des valeurs des corrélations croisées

Les résultats de l'étude des coefficients de corrélation croisée montrent une grande variation de valeur pour les 15 paramètres des 20 mesures observées (tableau III). La valeur maximale de corrélation croisée retrouvée sur toutes les mesures est de $r = 0,95$ et la valeur minimale de $r = 0,12$. La moyenne \pm écart-type, des moyennes de toutes les valeurs de corrélation de l'ensemble des mesures est de $r = 0,45 \pm 0,15$ ce qui représente une faible corrélation. Les différents paramètres de distance et d'angles lorsqu'ils sont comparés au volume sous pectoral sont de valeur inférieure à la moyenne des corrélations et sont très faiblement corrélés dans l'ensemble. Alors que les paramètres crâniens entre eux sont pour les distances, comparables à la moyenne des corrélations et pour les angles entre eux, supérieurs à la moyenne, avec pour l'AngleLat Vs Anglert un coefficient max de corrélation de $r = 0,95$. Les résultats montrent que la corrélation des valeurs de variations crâniennes est forte voire très forte et est une composante d'analyse pertinente pour étudier les micromouvements crâniens. Les variations de distances des deux points représentés par les marqueurs TLAD et TLAG sont dans la littérature des points stratégique d'analyse des micromouvements crâniens (Pitlyk et al., 1985), (Frymann, 1971).

Les résultats de l'analyse de phase et opposition de phase sont très hétérogènes que ce soit en inter-sujet ou en intra-sujet. Seules 3 mesures ont au moins un différentiel $\geq 70\%$ pour la phase ou l'opposition de phase. Les composantes sont d'origines diverses, une mesure compare le volume sous pectoral et la distance TLAD-G, l'autre l'AngleDrt et l'AngleGau et la distance TLAD-G et l'AngleLat. L'étude de Bhadelia sur l'étude des influences du système vasculaire (artériel et veineux) sur les amplitudes de pulsation du flux du liquide cébrospinal montre également une forte hétérogénéité des mesures avec des amplitudes en phase ou opposition de phase suivant l'influence artérielle ou veineuse (Bhadelia et al., 1997). L'étude des coefficients de corrélations croisées semble être complexe à interpréter et la durée des signaux de 6 mn peut être trop importante pour ce type d'analyse comme proposé dans l'étude de (Nelson-Wong et al., 2009).

Etude des valeurs de délais

Les résultats de l'étude des délais des corrélations croisées en inter-sujets montrent (tableau IV) qu'il y a de très grandes variations de délais compris entre (minima ; maxima) (0 ; 334,65) centième de seconde. Les mesures effectuées entre les différents paramètres : distances et angles Vs volume sous pectoral ont respectivement un délai moyen de $34,62 * 10^{-2}$ s et de $41,59 * 10^{-2}$ s très supérieur aux délais moyens des angles par rapport à eux mêmes = $23,20 * 10^{-2}$ s et des délais de distance par rapport aux angles = $24,21 * 10^{-2}$ s. Les mesures effectuées avec le volume sous pectoral ont en moyenne plus de 2 valeurs supérieures à $100 * 10^{-2}$ s alors que les angles et distances en totalisent en moyenne 1 par valeur. La comparaison en intra-sujet montre qu'il y a des sujets avec un fort déphasage moyenne \pm écart-type du délai : $69,18 \pm 120,5 * 10^{-2}$ s et d'autre part une quasi synchronisation de tous les paramètres : $1,95 \pm 6,91 * 10^{-2}$ s. Six sujets ont tous leurs délais $< 100 * 10^{-2}$ s et un sujet a 5 délais de 0 s sur 15. Comme dit précédemment la longueur du signal influence l'analyse de corrélation croisée et du délai (Nelson-Wong et al., 2009). Une étude de la corrélation et des délais sur des temps plus courts est nécessaire pour compléter les résultats de l'étude. Les délais des mesures crâniennes entre elles sont plus proches de la synchronisation du délai que les mesures comparées au volume sous pectoral.

IV – 6.3 Etude des 6 fenêtres temporelles réalisées pour l'acquisition de 6 minutes de la mesure 10 : représentation graphique temporelle des signaux AngleDrt Vs AngleGau et des valeurs de la corrélation croisée et du délai

L'analyse des 6 sections de 1 mn des variations d'angles de l'AngleDrt Vs l'AngleGau (figures 4.9 et 4.10) montre que le coefficient de corrélation croisée des deux signaux varie avec le temps et peut prendre des valeurs entre les différentes sections comprises entre $r = 0,22$ et $r = 1$ alors que le coefficient de corrélation du signal de 6 mn est fort et $r = 0,88$. L'observation des délais montre que les 3 mesures très fortement corrélées ont une valeur de délai de 0 s et la mesure qui a le plus fort délai $\Delta t = 6,36 \cdot 10^{-2}$ s a le moins bon coefficient de corrélation $r = 0,22$. Il est important de noter que pour les mesures de 1 mn la valeur du coefficient de corrélation est liée au délai. Les signaux de 6 mn peuvent donc varier en phase, amplitude et corrélation tout en restant sur la durée fortement corrélés. Le fenêtrage de la mesure totale apporte une précision de lecture et d'analyse de la corrélation et de la phase.

IV – 6.4 Etude des correspondances de phases attendues et réelles pour les variations : de volume, d'angles et de distances des 20 mesures observées de 6 minutes

L'étude des comparaisons des données de correspondances de phases attendues et de phases observées est réalisée sur les 20 mesures des 16 sujets. L'analyse est effectuée afin de vérifier que l'état de phase de deux paramètres par rapport à un troisième peut déterminer l'état de leur relation de phase ou d'opposition de phase. Les résultats nous montrent que 2 des groupes de 3 paramètres étudiés ont une forte prédiction = 95 %. Il s'agit des angles AngleDrt et AngleGau Vs le volume sous pectoral et Vs AngleMed. Les 3 paramètres TMED-G et TLAD-G Vs le volume sous pectoral ont également une forte prédiction = 90 %. Les 4 autres groupes ont une prédiction = 70 %. Cette étude permet de montrer que les relations de phase (phase ou opposition de phase) entre les différents paramètres sont plus interdépendants qu'il ne le paraît à la première observation et qu'il est important d'approfondir la compréhension des interactions inter-paramètres en intra-sujet notamment entre les paramètres crâniens. Une approche comme la dynamique de coordination qui décrit, explique et prédit comment les modèles de coordination se forment, s'adaptent et perdurent dans le vivant peut être

pertinente pour compléter l'étude des phases et de leurs interactions (Kelso, 2009), (Tognoli & Kelso, 2020).

IV - 6.5 Etude de l'évolution des signaux (angles, distances et volumes) et de l'estimation de leur cohérence en fonction du temps : Etude d'un cas n° 10

L'analyse graphique des signaux de 6 mn de la mesure n° 10 et l'estimation de leur cohérence en fonction du temps montre que les signaux ont une meilleure cohérence entre eux (distances et angles) qu'avec les signaux représentant le volume sous pectoral. Les signaux qui suivent les mêmes variations de forme et d'amplitude ont une bonne cohérence. Cette cohérence peut être forte lorsque les signaux se superposent comme dans la mesure TMED-G Vs TLAD-G. La comparaison des données de cohérence et de corrélation montre que le délai est un paramètre important : il semble que plus le délai est proche ou de 0 s plus la cohérence est forte. Les variations du coefficient de corrélation ne semblent pas avoir de correspondance avec le coefficient de cohérence. Le graphique des mesures TMED-G et TLAD-G de la (figure 4.15) montre une variation des deux signaux sur une période d'environ 150 s.

IV - 6.6 Analyse des similarités des résultats de l'étude avec le modèle pédagogique des micromouvements crâniens proposé en ostéopathie

Le modèle ostéopathique des micromouvements crâniens du frontal est décrit dans la littérature par Sutherland et Magoun et il est, encore de nos jours, la référence en terme de caractérisation des micromouvements crâniens (Liem, 2005), (Sergueef, 2008), (Chila, 2010). La description de ces micromouvements permet de poser plusieurs éléments du modèle à confronter aux données recueillies dans l'étude.

Dans la description du mouvement dit de flexion la glabelle, marqueur TEOR, s'élève légèrement puis se déplace postérieurement pendant que les angles fronto-zygomatiques se déplacent antérieurement et en dehors, marqueurs TLAD et TLAG (figure 4.20).

La variation de distance TLAD-G et de l'AngleLat s'effectue dans un plan transversal situé au niveau sus-orbitaire. Si le déplacement céphalique de TEOR n'est pas dominant sur la composante antéro-postérieure ainsi que sur les déplacements des marqueurs TLAD et TLAG, les éléments à vérifier sont que l'angle AngleLat et la distance TLAD-G sont corrélés et en phase.

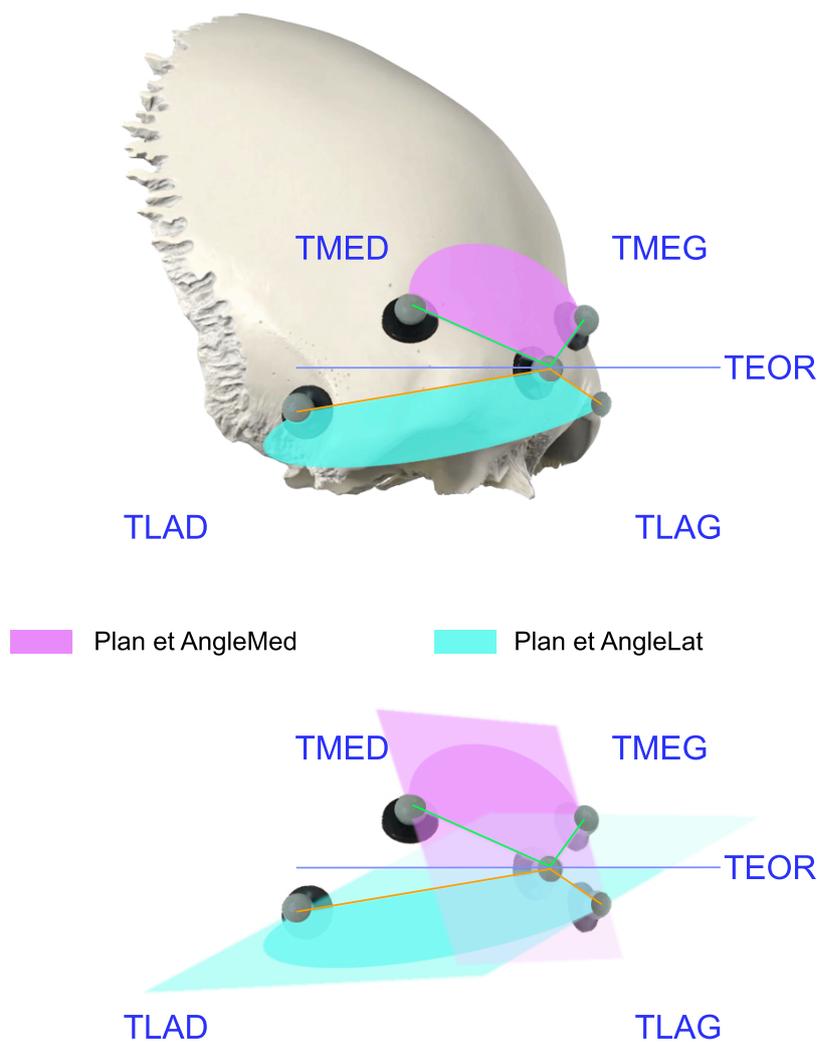


Figure – 4.20 : représentation des plan des angles AngleLat (bleu turquoise) et AngleMed (mauve) à partir des marqueurs TLAD, TLAG, TMED, TMEG et TEOR. Illustration réalisée d'après une image libre de droit du site <https://www.anatomystandard.com> (Šavlovskis & Raits, 2020).

Les marqueurs TMED et TMEG ne sont pas décrits dans la littérature ostéopathique. Ils forment avec TEOR un angle l'AngleMed qui est dans un plan frontal, presque perpendiculaire au plan de l'AngleLat (figure 4.20). Les deux capteurs au vu du modèle suivent deux influences difficilement analysables : une rotation externe autour des axes antéro-postérieurs et une rotation interne autour des axes verticaux. Le seul marqueur décrit est TEOR avec une légère élévation suivie d'un déplacement postérieur. Comme pour la précédente il faut vérifier si les repères latéraux suivent bien l'expansion latérale et si les paramètres de TEOR ne sont pas dominants, l'angle AngleMed et la distance TMED-G sont corrélés et en phase.

Pour vérifier la symétrie du mouvement les deux angles latéraux AngleDrt et AngleGau doivent être également en phase et corrélés.

Un dernier point est à vérifier, c'est la relation de phase et de corrélation entre les micromouvements crâniens et les variations du volume sous pectoral. Sutherland insiste sur le fait que la respiration thoracique est une force de correction active sur les dysfonctions à normaliser (Sutherland, 2000). La fréquence respiratoire contrôlée à 0,25 Hz doit être corrélée et en phase avec les micromouvements crâniens.

Etude des similarités 1 : sur l'ensemble des 20 mesures de 6 mn en inter-mesures, les variations de l'AngleLat et de la distance TLAD-G sont moyennement corrélées coefficient de corrélation croisée de $r = 0,57 \pm 0,25$. Certaines mesures sont très fortement corrélées coefficient $\geq 0,70$ pour 8 mesures sur 20. Pour la relation de phase 70 % des mesures le sont. Pour les 18 mesures de 1 mn en intra-sujet le coefficient de corrélation est moyen $r = 0,51 \pm 0,11$. Il y a moins de mesures fortement corrélées que pour les mesures de 6 mn en inter-sujet. Par contre 16 mesures sont en phase, seules 2 sont en opposition de phase. Les valeurs de délais sont en moyenne $\Delta t = 9,94 \pm 5,1 * 10^{-2}$ s ce qui est relativement faible comparé au mouvement oscillant du liquide cérebrospinal par rapport à l'onde R mesuré entre le troisième et le quatrième ventricule avec un retard de 200 ms (Schroth & Klose, 1992). Au vu des résultats les variations de l'AngleLat et de la distance TLAD-G semblent être très en phase malgré une corrélation croisée moyenne, cette étude de la similitude va dans le sens du modèle ostéopathique (Magoun, 1976).

Etude des similarités 2 : sur l'ensemble des 20 mesures de 6 mn en inter-mesures, les variations de l'AngleMed et de la distance TMED-G sont plus fortement corrélées que pour la mesure précédente coefficient de corrélation croisée de $r = 0,67 \pm 0,22$. Il y a 10 mesures sur 20 fortement corrélées dont le coefficient est $\geq 0,70$. Pour la relation de phase 55 % sont en phase et 45 % en opposition de phase. Pour les 18 mesures de 1 mn en intra-sujet le coefficient de corrélation est moyen de $r = 0,64 \pm 0,12$. Les coefficients de corrélation sont très proches des mesures en inter-mesures. Comme pour l'inter-mesure les phases sont équilibrées 56 % en phase et 44 % en opposition de phase. Cette analyse ne peut être qu'une ouverture puisqu'elle ne correspond pas à un paramètre décrit dans le modèle. Il n'y a pas de relation de phase mais le coefficient de corrélation

croisée est fort. Les micromouvements du marqueur TEOR semblent être déterminants pour les variations de l'AngleMed mais difficiles à évaluer puisqu'ils se font, d'après le modèle, prioritairement sur un axe antéropostérieur perpendiculaire au plan de l'AngleMed et non dans le plan.

Etude des similarités 3 : sur l'ensemble des 20 mesures de 6 mn en inter-mesures, les variations de l'AngleDrt et l'AngleGau sont moyennement corrélées comme pour l'AngleLat et TLAD-G, le coefficient de corrélation croisée de $r = 0,56 \pm 0,19$. Pour la relation de phase les deux angles sont à 80 % en phase et 20% en opposition de phase. Pour les 18 mesures de 1 mn en intra-sujet le coefficient de corrélation est moyen de $r = 0,54 \pm 0,14$. Les coefficients de corrélation sont très proches des mesures en inter-mesures. Contrairement aux résultats de l'inter-mesure les phases sont plus équilibrées 61 % en phase et 39 % en opposition de phase. Même si les valeurs des mesures de 1 mn modèrent celles de 6 mn il est intéressant d'observer sur une comparaison de 20 mesures de sujets différents que la tendance à être en phase pour deux valeurs symétrique est retrouvée dans 80 % des mesures. Dans les tableaux de prédiction de phase la relation des angles AngleDrt et AngleGau semble être plus fortement liée à l'AngleMed avec 95 % de bonne prédiction alors que par rapport à l'AngleLat il n'y a que 70 % de bonne prédiction. L'analyse de la cohérence renforce cette observation avec un coefficient de cohérence minima de $r = 0,63$. Même si le modèle ne peut être validé, au vu des résultats les micromouvements des deux demi-frontaux semblent se comporter de manière similaire et être plus dépendants de l'AngleMed.

Etude des similarités 4 : la composante thoracique à travers les variations du volume sous pectoral est dans l'ensemble des résultats de l'étude associée à de moins bonnes valeurs, que ce soit pour les coefficients de corrélation croisée, les phases et délais ou la cohérence dans le temps. Ces moins bons résultats se retrouvent dans les mesures effectuées entre volume et distances et entre volume et angles. Dans l'analyse des signaux et de la cohérence aucune des mesures de minima n'est $> 0,2$. Même si la fréquence respiratoire contrôlée de 0,25 Hz est retrouvée dans les transformées de Fourier des études n° 2 et 3 au niveau des variations de distances et d'angles elle est faiblement corrélée et est pratiquement équilibrée entre phase et opposition de phase par rapport aux angles et distance avec une particularité dans les mesures de 6 mn avec

la distance TLAD-G qui est à 85 % en opposition de phase. Cette particularité n'est pas retrouvée dans les mesures de 1 mn où le rapport est de 55 % de phase et 45 % d'opposition de phase.

Sans chercher à valider ou invalider le modèle les résultats de l'étude vont dans le sens de la description du modèle explicatif lorsque l'on étudie les variations de micromouvements crâniens entre eux. La relation avec la composante respiratoire est plus complexe à discuter.

IV – 7 Limites de l'étude

L'étude réalisée apporte un grand nombre d'informations et des axes de réflexions et de développements. La première des limites de l'étude est le champ d'investigation des micromouvements du crâne qui est limité à la zone sus-orbitaire du frontal. La compréhension des micromouvements du crâne doit passer par une étude générale de ceux-ci afin d'objectiver les éventuelles variations de diamètres antéropostérieur et céphalique caudal donc des marqueurs sur l'ensemble du crâne (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976). Un autre élément est à prendre en compte : l'analyse des paramètres de rotations qui ne peuvent pas être étudiés avec un simple marqueur et nécessitent la fabrication de cluster adaptés (Yang et al., 2012). Au cours d'une mesure des différentiel signaux physiologiques sur un même sujet les corrélations de ces signaux voient leurs phase variées en fonction du temps. Ces variations indépendantes des conditions expérimentales de mesures peuvent rendre compte d'autres rythmes qui influencent et interagissent avec les variables observées tels que décrits dans les études d'analyse des fréquences crâniennes par doppler (Moskalenko et al., 2001), (Moskalenko et al., 2009), (Moskalenko et al., 2013), (Nelson et al., 2001). Des mesures sans contrôle respiratoire ou avec variation de fréquence respiratoire contrôlée permettent l'étude des fréquences et variations de fréquences et d'étudier les interactions et la coordination fréquentielle des différentes zones du crâne dans le temps (Brown et al., 1993), (Beda et al., 2014), (Penttilä et al., 2001). La dernière limite de l'étude est qu'il est important de réaliser un diagnostic palpatoire ostéopathique des sujets avant d'étudier les micromouvements crâniens à condition de normaliser la palpation des opérateurs comme dans les étude (Marcotte & Normand, 2001), (Marcotte

et al., 2002), (Marcotte, 2005), (Marcotte et al., 2005). L'évaluation palpatoire normalisée est plus précise et fiable et permet d'améliorer la reproductibilité inter-praticien et peut augmenter la précision de discrimination de variation de distance palpables manuellement (Kasparian et al., 2015). Dans la littérature les dysfonctions crâniennes selon leur typologie vont entraîner des adaptations et des interactions qui changeront les paramètres décrits pour une physiologie normalisée (modèle pédagogique) (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976), (Kimberly, 2001).

IV – 8 Conclusion

L'objectif de l'étude est d'analyser la cohérence, la corrélation croisée et les valeurs de phase de l'ensemble des composantes des différentes mesures des données d'acquisitions de l'étude n° 2. Les rapports et similitudes des données des mesures sont étudiés dans le domaine temporel (corrélation croisée) et fréquentiel (cohérence) (Schimmel, 1999), (Guevara & Corsi-Cabrera, 1996). Les résultats de l'étude sont confrontés au modèle pédagogique des micromouvements crâniens (Magoun, 1976).

L'étude des valeurs des corrélations croisées des variations de volume, angles et distances des signaux de 6 mn en inter-mesures montre une grande variation des valeurs des coefficients de corrélation croisée. Les corrélations croisées effectuées entre les variations du volume sous pectoral et les variations d'angles ou de distances crâniennes ont un coefficient de corrélation plus faible que les mesures réalisées entre les paramètres crâniens eux mêmes. Les coefficients de corrélation des angles entre eux ont un coefficient de corrélation supérieur aux distances. Les valeurs des coefficients de corrélation croisée des signaux de 1 mn en intra-mesures confirment les données relevées en inter-mesures, il n'y a pas de différence remarquable des moyennes de corrélation des signaux de 1 mn par rapport aux signaux de 6 mn. Les angles par rapport à eux mêmes ont des valeurs qui peuvent être $\geq 0,90$ pour 12 mesures alors qu'il n'y en a que 2 pour les distances et zéro pour le volume sous pectoral. Dans l'étude de cas on observe que le coefficient de corrélation croisée varie avec le temps et peut prendre des valeurs de corrélation comprises entre $r = 0,22$ et $r = 1$. Au vu des résultats de l'analyse de corrélation croisée il semble que pour étudier les micromouvements du crâne les variations de distances et d'angles sont les données les plus adaptées et pertinentes.

L'analyse de phase et d'opposition de phase est complexe que ce soit pour les mesures de 6 mn que pour celles de 1 mn. Il n'y a pas de correspondance systématique de phase entre les mesures de 6 mn et de 1 mn mais les mesures de 1 mn semblent montrer pour certaines composantes une même phase pour les 5 ou 6 sections du signal. La durée de l'acquisition est un élément déterminant dans la valeur de phase générale du signal. L'étude des correspondances de phases attendues et réelles montre qu'il y a une interrelation entre les paramètres étudiés en intra-mesures et que cette interrelation peut être très forte pour certains paramètres crâniens. L'étude de la coordination des phases des différents paramètres crâniens et l'étude de la métastabilité peuvent être des ouvertures dans l'analyse et la compréhension des interrelations et changements d'états du crâne humain et de ses parties (Kelso, 2009).

L'étude de la valeur du délai des 6 mn en inter-mesures relevée lors de la corrélation avec le volume sous pectoral est également supérieure aux mesures crâniennes. Pour les mesures de 1 mn le délai est très différent et les valeurs sont 9 fois moins importantes que celles des signaux de 6 mn. L'étude du délai n'est pas pertinente sur des mesures de 6 mn. Par contre dans l'étude de cas on peut observer que la valeur du délai est en relation avec le coefficient de corrélation et que plus le délai est proche de zéro plus le coefficient de corrélation est fort.

L'étude de la cohérence des signaux en fonction du temps confirme les éléments exposés : les signaux qui suivent les mêmes variations de formes et d'amplitudes ont une bonne cohérence. Les paramètres crâniens entre eux ont une meilleure cohérence qu'avec le volume sous pectoral. Comme pour la corrélation il semble que plus le délai est proche de zéro et plus la cohérence est forte.

Etude de similarité des : corrélation, cohérence, délai et phase, des mesures crâniennes réalisées par un système optoélectronique Vicon avec le modèle pédagogique de micromouvements crâniens proposé en ostéopathie

La littérature ostéopathique propose un modèle d'inspiration biomécanique pour décrire la physiologie des micromouvements et des positionnements des structures anatomiques de référence palpées au niveau du crâne (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976). Les micromouvements crâniens ont une amplitude supérieure à l'incertitude de mesure du Vicon (études n°2 et 3) et également supérieure aux variations de déplacements ressenties par la main des ostéopathes ou des non ostéopathes

(Kasparian et al., 2015). La description des micromouvements du frontal dans le modèle ostéopathique ne concerne que les marqueurs TEOR, TLAD et TLAG. Les variations de la distance TLAD-G et de l'AngleLat doivent être corrélées et en phase. Toutes les valeurs en inter-mesures montrent une corrélation moyenne avec pour la moitié d'entre elles une forte corrélation $r \geq 0,70$. La relation de phase est importante $\geq 70 \%$, comparée aux autres mesures de 51 %. Les résultats montrent que les marqueurs TEOR, TLAD et TLAG sont indispensables pour toute analyse optoélectronique crânienne ultérieure.

Les micromouvements des marqueurs TMED et TMEG ne sont pas décrits dans la littérature et reçoivent plusieurs influences opposées : une rotation médiale et une rotation latérale. Le marqueur TEOR est décrit avec deux mouvements sur des axes orthogonaux l'un légèrement caudocéphalique et l'autre dominant qui est situé sur l'axe antéropostérieur. Même si les déplacements de TMED et TMEG ne sont pas décrits l'augmentation de la distance TMED-G semble devoir être corrélée à l'élévation de TEOR et à l'ouverture de l'AngleMed. Les résultats de l'analyse de corrélation croisée vont dans ce sens mais ne permettent pas de valider le modèle.

Les deux angles latéraux AngleDrt et AngleGau bien que non décrits doivent suivre la même variation de rythme et d'amplitude et donc être corrélés. L'étude montre que pour les paramètres en inter-mesures, 80 % des valeurs des deux angles sont en phase. Il est intéressant de noter que la réduction du temps d'échantillon à 1 mn ne donne pas de meilleures valeurs de corrélation croisée et d'état de phase pour le rapport AngleDrt Vs AngleGau. Ces deux angles semblent être également plus fortement liés aux variations de l'AngleMed que celles de l'AngleLat. Même si ces composantes ne sont pas décrites dans le modèle ostéopathique, avoir la possibilité d'étudier le comportement des deux demi-frontaux ensemble et indépendamment est pertinent. Un point est à souligner c'est l'impossibilité d'évaluer les paramètres de micro-rotation sur les axes antéropostérieurs et caudocéphaliques avec des marqueurs sphériques. L'utilisation de clusters à trois marqueurs peut le permettre et compléter l'étude de la similarité des mesures.

L'étude montre également que l'analyse de la variation des paramètres de micromouvements crâniens sont indépendants ou très faiblement corrélés, voire même pour certains en opposition de phase avec les variations du volume sous pectoral. Dans

les étude n° 2 et 3, il est montré que la respiration contrôlée à une fréquence de 0,25 Hz est observable dans les transformées de Fourier des variations des paramètres d'angles et de distances du crâne, mais l'étude montre la limite de cette corrélation et cohérence. Au vu des résultats, les données de l'analyse des micromouvements optoélectroniques donnent le début d'un éclairage sur les nombreuses interrogations que pose le modèle pédagogique ostéopathique sans toutefois y répondre. Les paramètres généraux de flexion et extension du modèle nécessitent de contrôler l'ensemble des trois diamètres crâniens ce qui n'est pas le cas de l'étude. D'autre part les dysfonctions crâniennes décrites dans la littérature semblent influencer la symétrie des micromouvements crâniens et les sujets n'ont pas été évalués au préalable pour déterminer leur normalité ou leurs dysfonctions crâniennes.

Au vu des résultats de l'étude, il est important de prolonger et approfondir la réflexion sur les méthodologies de mesures et d'analyses des données afin de développer la compréhension de la micro-biomécanique du crâne des sujets et de faire avancer la compréhension du modèle pédagogique ostéopathique et plus généralement : dans le domaine de la santé pour contribuer au développement d'outils non invasifs de monitoring des risques d'évolution de PIC élevé qui serait responsable d'ischémie cérébrale secondaire (Khan et al., 2017) ; dans le suivi de l'évolution des dysmorphoses crâniennes postpartum (plagiocéphalie, etc.) ; dans l'étude des réponses physiologiques à la microgravité (comme les nausées) (Toshiaki Ueno et al., 2003) ; dans les études d'influence et d'interdépendances des régions céphaliques : antérieur, postérieur et latérale droite et gauche, comme dans les études de coordination dynamique (Kelso, 2009), (Tognoli & Kelso, 2020).

Pour réaliser de nouvelles études et optimiser les méthodologies d'acquisition le développement d'un système peu onéreux, précis, fiable et modulable d'analyse de micromouvements tridimensionnels est souhaitable comme la photogrammétrie ou l'utilisation de miroirs pour générer une reproduction tridimensionnelle de marqueurs par transformation linéaire directe calculée à partir de deux images (El-Din Fawzy, 2019), (Marin et al., 2017), (Qian & Sheng, 2011). Il est nécessaire : de pouvoir modifier rapidement et sans contrainte le choix du volume étudié ainsi que d'avoir une plus grande mobilité géographique ; de pouvoir déplacer rapidement le système de mesure

avec une calibration simple et précise. Il est également important de réaliser la modélisation des variations de micromouvements d'un crâne dans sa globalité avec l'utilisation de marqueurs de type clusters comme dans l'étude de Yang, qui permettent de contrôler les paramètres de micromouvements de rotation (Yang et al., 2012). Le coût est un facteur important à prendre en compte pour les études cliniques en milieu hospitalier et universitaire, où les budgets recherche sont complexes à obtenir. Le traitement du signal et la modélisation des conformations du crâne sont également un champ à développer pour évaluer le réel potentiel de ces mesures et la possibilité de les comparer à des modèles de déformation mathématique (Yue et al., 2008), (Yue et al., 2013).

IV – 9 Références

- Adams, T., Heisey, R. S., Smith, M. C., & Briner, B. J. (1992). Parietal bone mobility in the anesthetized cat. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 92(5), 599-600, 603-610, 615-622.
- Alperin, N., Mazda, M., Lichtor, T., & Lee, S. (2006). From Cerebrospinal Fluid Pulsation to Noninvasive Intracranial Compliance and Pressure Measured by MRI Flow Studies. *Current Medical Imaging Reviews*, 2(1), 117-129. <https://doi.org/10.2174/157340506775541622>
- Beda, A., Simpson, D. M., Carvalho, N. C., & Carvalho, A. R. S. (2014). Low-frequency heart rate variability is related to the breath-to-breath variability in the respiratory pattern. *Psychophysiology*, 51(2), 197-205. <https://doi.org/10.1111/psyp.12163>
- Bhadelia, R. A., Bogdan, A. R., Kaplan, R. F., & Wolpert, S. M. (1997). Cerebrospinal fluid pulsation amplitude and its quantitative relationship to cerebral blood flow pulsations : A phase-contrast MR flow imaging study. *Neuroradiology*, 39(4), 258-264. <https://doi.org/10.1007/s002340050404>
- Billaudel, P., Lecolier, G. V., Pire, J., & Laval, Y. (1991). Detection of periodic micro movements of the head using a flat sensors system. [1991 Proceedings] 6th Mediterranean Electrotechnical Conference, 752-755 vol.1. <https://doi.org/10.1109/MELCON.1991.161947>
- Brown, T. E., Beightol, L. A., Koh, J., & Eckberg, D. L. (1993). Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *Journal of Applied Physiology*, 75(5), 2310-2317. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.5.2310>
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2 : Instrumental errors. *Gait & Posture*, 21(2), 197-211. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.004>
- Chila, A. G. (2010). *Foundations of Osteopathic Medicine*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Dambricourt-Malasse, A. (2005). Un nouvel angle de la base pour une meilleure compréhension de la morphogenèse basi-crânienne des hominidés et des modalités évolutives. *Biom. Hum. el Anthropol.*, 1-2(23), 53-62.
- Dambricourt-Malasse, A. (2010). Original Synthetic Article : The relationships between occlusion and posture in the hominid lineage, implications for the transition between mesolithic and neolithic populations | Request PDF. *Int. J. Mod. Anthrop.*, 3, 12-63.
- Dunbar, H. S., Guthrie, T. C., & Karpell, B. (1966). A study of the cerebrospinal fluid pulse wave. *Archives of Neurology*, 14(6), 624-630. <https://doi.org/10.1001/archneur.1966.00470120056009>
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Mochimaru, M., Tanaka, S., & Yamamoto, S. (1997). Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait & Posture*, 5(3), 251-255. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01093-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01093-4)
- El-Din Fawzy, H. (2019). Study the accuracy of digital close range photogrammetry technique software as a measuring tool. *Alexandria Engineering Journal*, 58(1), 171-179. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2018.04.004>
- Enzmann, D. R., & Pelc, N. J. (1991). Normal flow patterns of intracranial and spinal cerebrospinal fluid defined with phase-contrast cine MR imaging. *Radiology*, 178(2), 467-474. <https://doi.org/10.1148/radiology.178.2.1987610>
- Feinberg, D. A., & Mark, A. S. (1987). Human brain motion and cerebrospinal fluid circulation demonstrated with MR velocity imaging. *Radiology*, 163(3), 793-799.

- <https://doi.org/10.1148/radiology.163.3.3575734>
- Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G., & Pedotti, A. (1994). Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 77(3), 1224-1231.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.3.1224>
- Frymann, V. M. (1971). A study of the rhythmic motions of the living cranium. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 70(9), 928-945.
- García-Massó, X., Pellicer-Chenoll, M., Gonzalez, L. M., & Toca-Herrera, J. L. (2016). The difficulty of the postural control task affects multi-muscle control during quiet standing. *Experimental Brain Research*, 234, 1977-1986.
<https://doi.org/10.1007/s00221-016-4602-z>
- Ghaderi, A. H., Moradkhani, S., Haghghatfard, A., Akrami, F., Khayyer, Z., & Balci, F. (2018). Time estimation and beta segregation : An EEG study and graph theoretical approach. *PLoS ONE*, 13(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0195380>
- Guevara, M. A., & Corsi-Cabrera, M. (1996). EEG coherence or EEG correlation? *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*, 23(3), 145-153. [https://doi.org/10.1016/s0167-8760\(96\)00038-4](https://doi.org/10.1016/s0167-8760(96)00038-4)
- Hadjouis, D. (1998). The relationship between the pathology of cervical rachis and cranio-facial and dental dysharmonies. Numerical imagery's applications to mediaeval populations of val-de-marne and facial reconstruction. *Biom. Hum. el Anthropol.*, 1-2(16), 49-58.
- Hargens, A. R. (1999). *Noninvasive Intracranial Volume and Pressure Measurements Using Ultrasound (Head and Spinal)*. <https://ntrs.nasa.gov/search.jsp?R=20010025058>
- Heifetz, M. D., & Weiss, M. (1981). Detection of skull expansion with increased intracranial pressure. *Journal of Neurosurgery*, 55(5), 811-812.
<https://doi.org/10.3171/jns.1981.55.5.0811>
- Jacobson, M. P., Coy, S. L., & Field, R. W. (1998). Extended cross correlation : A technique for spectroscopic pattern recognition. *The Journal of Chemical Physics*, 107(20), 8349. <https://doi.org/10.1063/1.475035>
- Kasparian, H., Signoret, G., & Kasparian, J. (2015). Quantification of Motion Palpation. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 115(10), 604-610.
<https://doi.org/10.7556/jaoa.2015.121>
- Kelso, J. A. S. (2009). Coordination Dynamics. In R. A. Meyers (Éd.), *Encyclopedia of Complexity and Systems Science* (p. 1-41). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-27737-5_101-3
- Khan, M. N., Shallwani, H., Khan, M. U., & Shamim, M. S. (2017). Noninvasive monitoring intracranial pressure – A review of available modalities. *Surgical Neurology International*, 8. https://doi.org/10.4103/sni.sni_403_16
- Kimberly, P. E. (2001). The application of the respiratory principle to osteopathic manipulative procedures. 1949. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 101(7), 410-413.
- Kwon, Y.-H., & Casebolt, J. B. (2006). Effects of light refraction on the accuracy of camera calibration and reconstruction in underwater motion analysis. *Sports Biomechanics*, 5(2), 315-340. <https://doi.org/10.1080/14763140608522881>
- Laval, Y., Villermain Lecolier, G., & Billaudel, P. (2002). Mesure des rythmes tissulaires de la microcirculation cranio-sacrée : De l'approche manuelle ostéopatique à l'expérimentation scientifique. *ApoStill*, 10, 5-11.
- Levy, L. M., & Di Chiro, G. (1990). MR phase imaging and cerebrospinal fluid flow in the

- head and spine. *Neuroradiology*, 32(5), 399-406.
<https://doi.org/10.1007/BF00588473>
- Liem, T. (2005). *Cranial Osteopathy—1st Edition* (Churchill Livingstone). Churchill Livingstone. <https://www.elsevier.com/books/cranial-osteopathy/liem/978-0-443-07499-8>
- Linninger, A. A., Xenos, M., Zhu, D. C., Somayaji, M. R., Kondapalli, S., & Penn, R. D. (2007). Cerebrospinal fluid flow in the normal and hydrocephalic human brain. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(2), 291-302.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886853>
- Magoun, H. I. (1976). *Osteopathy in the Cranial Field* (Ed. 3). Sutherland Cranial Teaching Foundation.
- Marcotte, J. (2005). Quantification de la palpation dynamique : Une étude de fidélité pour la rotation cervicale. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 49(3), 210-215.
- Marcotte, J., & Normand, M. C. (2001). Standardisation de la palpation dynamique en chiropratique : Une étude de fiabilité pour la région cervicale. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 45(2), 106-112.
- Marcotte, J., Normand, M. C., & Black, P. (2002). The kinematics of motion palpation and its effect on the reliability for cervical spine rotation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(7), E7. <https://doi.org/10.1067/mmt.2002.126472>
- Marcotte, J., Normand, M. C., & Black, P. (2005). Measurement of the pressure applied during motion palpation and reliability for cervical spine rotation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 591-596.
<https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.003>
- Marin, T., Houel, N., Brikci, A., & Bertucci, W. (2017). Validity of 3D reconstruction of a new tool for postural assessment based on a single optical camera. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1), S125-S126.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382893>
- Mo, L. F., & Zeng, L. J. (2019). Running gait pattern recognition based on cross-correlation analysis of single acceleration sensor. *Mathematical Biosciences and Engineering: MBE*, 16(6), 6242-6256. <https://doi.org/10.3934/mbe.2019311>
- Moskalenko, I. E., Frymann, V., Vaïnshteïn, G. B., Semernia, V. N., Kravchenko, T. I., Markovets, S. P., Panov, A. A., & Maïorova, N. F. (2001). Slow Rhythmic Oscillations within the Human Cranium : Phenomenology, Origin, and Informational Significance. *Human Physiology*, 27(2), 171-178.
- Moskalenko, Y. E., Kravchenko, T. I., Vainshtein, G. B., Halvorson, P., Feilding, A., Mandara, A., Panov, A. A., & Semernya, V. N. (2009). Slow-Wave Oscillations in the Craniosacral Space : A Hemoliquorodynamic Concept of Origination. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 39(4), 377-381. <https://doi.org/10.1007/s11055-009-9140-8>
- Moskalenko, Y. E., Weinstein, G., Vardy, T., Kravchenko, T., & Andreeva, J. (2013). Intracranial Liquid Volume Fluctuations : Phenomenology and Physiological Background. *Biochemistry & Physiology: Open Access*, 2(4), 1-10.
<https://doi.org/10.4172/2168-9652.1000119>
- Myers, L. J., Erim, Z., & Lowery, M. M. (2004). Time and frequency domain methods for quantifying common modulation of motor unit firing patterns. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1, 2. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-1-2>
- Nelson, K. E., Sergueef, N., Lipinski, C. M., Chapman, A. R., & Glonek, T. (2001). Cranial rhythmic impulse related to the Traube-Hering-Mayer oscillation : Comparing laser-

- Doppler flowmetry and palpation. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 101(3), 163-173.
- Nelson-Wong, E., Howarth, S., Winter, D. A., & Callaghan, J. P. (2009). Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(4), 287-295. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2969>
- Oleski, S. L., Smith, G. H., & Crow, W. T. (2002). Radiographic evidence of cranial bone mobility. *Cranio: The Journal of Craniomandibular Practice*, 20(1), 34-38. <https://doi.org/10.1080/08869634.2002.11746188>
- Penttilä, J., Helminen, A., Jartti, T., Kuusela, T., Huikuri, H. V., Tulppo, M. P., Coffeng, R., & Scheinin, H. (2001). Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow : Effects of various respiratory patterns. *Clinical Physiology*, 21(3), 365-376. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2281.2001.00337.x>
- Pitlyk, P. J., Piantanida, T. P., & Ploeger, D. W. (1985). Noninvasive intracranial pressure monitoring. *Neurosurgery*, 17(4), 581-584. <https://doi.org/10.1227/00006123-198510000-00008>
- Poncelet, B. P., Wedeen, V. J., Weisskoff, R. M., & Cohen, M. S. (1992). Brain parenchyma motion : Measurement with cine echo-planar MR imaging. *Radiology*, 185(3), 645-651. <https://doi.org/10.1148/radiology.185.3.1438740>
- Qian, S., & Sheng, Y. (2011). A single camera photogrammetry system for multi-angle fast localization of EEG electrodes. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(11), 2844-2856. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0374-6>
- Šavlovskis, J., & Raits, K. (2020). *Frontal bone*. Anatomy Standard 2020. <https://www.anatomystandard.com/Cranium/Neurocranium/Frontal.html>
- Schimmel, M. (1999). Phase cross-correlations : Design, comparisons, and applications. *Bulletin of the Seismological Society of America*, 89(5), 1366-1378.
- Schroth, G., & Klose, U. (1992). Cerebrospinal fluid flow. I. Physiology of cardiac-related pulsation. *Neuroradiology*, 35(1), 1-9. <https://doi.org/10.1007/BF00588270>
- Sergueef, N. (2008). *Cranial Osteopathy for Infants, Children and Adolescents—1st Edition* (Churchill Livingstone). Churchill Livingstone. <https://www.elsevier.com/books/cranial-osteopathy-for-infants-children-and-adolescents/sergueef/978-0-443-10352-0>
- Sergueef, N., Greer, M. A., Nelson, K. E., & Glonek, T. (2011). The palpated cranial rhythmic impulse (CRI) : Its normative rate and examiner experience. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 14(1), 10-16. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2010.11.006>
- Serra-Hsu, F., Cheng, J., Lynch, T., & Qin, Y.-X. (2011). Evaluation of a pulsed phase-locked loop system for noninvasive tracking of bone deformation under loading with finite element and strain analysis. *Physiological measurement*, 32(8), 1301-1313. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/8/019>
- Sommerfeld, P., Kaider, A., & Klein, P. (2004). Inter- and intraexaminer reliability in palpation of the “primary respiratory mechanism” within the “cranial concept”. *Manual Therapy*, 9(1), 22-29. [https://doi.org/10.1016/S1356-689X\(03\)00099-7](https://doi.org/10.1016/S1356-689X(03)00099-7)
- Stubbe, L., Bihan, Y. L., Ozout, A.-E., Herivan, G., & Berthelot, E. (2015). An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse. *IEEE Transactions on Magnetics*, 51(1), 1-3. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2014.2360875>
- Stubbe, L., Houel, N., Soudain-Pineau, M., Billaudel, P., & Cottin, F. (2017). Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical*

- Engineering*, 20(sup1), 197-198.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382930>
- Sunwoo, J., Chalacheva, P., Khaleel, M., Shah, P., Sposto, R., Kato, R. M., Detterich, J., Zeltzer, L. K., Wood, J. C., Coates, T. D., & Khoo, M. C. (2018). A novel cross-correlation methodology for assessing biophysical responses associated with pain. *Journal of Pain Research*, 11, 2207-2219. <https://doi.org/10.2147/JPR.S142582>
- Sutherland, W. G. (2000). The cranial bowl. 1944. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 100(9), 568-573.
<https://doi.org/10.7556/jaoa.2000.100.9.568>
- Tognoli, E., & Kelso, J. A. S. (2020). Spectral dissociation of lateralized pairs of brain rhythms. *Neuroscience Research*, 156, 141-146.
<https://doi.org/10.1016/j.neures.2019.12.006>
- Ueno, T., Ballard, R. E., Shuer, L. M., Cantrell, J. H., Yost, W. T., & Hargens, A. R. (1998b). Postural effects on intracranial pressure as assessed Noninvasively. *FASEB Journal*, 12(5), A958.
- Ueno, Toshiaki, Ballard, R. E., Macias, B. R., Yost, W. T., & Hargens, A. R. (2003). Cranial diameter pulsations measured by non-invasive ultrasound decrease with tilt. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 74(8), 882-885.
- Upledger, J. E. (1977). The reproducibility of craniosacral examination findings : A statistical analysis. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 76(12), 890-899.
- Vint, P. F., & Hinrichs, R. N. (1996). Differences between one-foot and two-foot vertical jump performances. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(3), 338-358.
<https://doi.org/10.1123/jab.12.3.338>
- Welch, P. (1967). The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra : A method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, 15(2), 70-73.
<https://doi.org/10.1109/TAU.1967.1161901>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition* (4th ed.). John Wiley & Sons, Ltd.
- Wirth-Pattullo, V., & Hayes, K. W. (1994). Interrater reliability of craniosacral rate measurements and their relationship with subjects' and examiners' heart and respiratory rate measurements. *Physical Therapy*, 74(10), 908-916; discussion 917-920. <https://doi.org/10.1093/ptj/74.10.908>
- Yang, P.-F., Sanno, M., Brüggemann, G.-P., & Rittweger, J. (2012). Evaluation of the performance of a motion capture system for small displacement recording and a discussion for its application potential in bone deformation in vivo measurements. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 226(11), 838-847. <https://doi.org/10.1177/0954411912452994>
- Yue, X., Wang, L., & Zhou, F. (2008). Amendment on the strain measurement of thin-walled human skull shell as intracranial pressure changes. *Journal of University of Science and Technology Beijing, Mineral, Metallurgy, Material*, 15(2), 202-208.
[https://doi.org/10.1016/S1005-8850\(08\)60039-0](https://doi.org/10.1016/S1005-8850(08)60039-0)
- Yue Xianfang, Wang Li, & Wang Ruonan. (2013). Tissue Modeling and Analyzing with Finite Element Method : A Review for Cranium Brain Imaging. *International Journal of Biomedical Imaging, Vol.12*.
- Zegarra-Parodi, R., Blot, P. de C. de, Rickards, L. D., & Renard, E.-O. (2009). Cranial Palpation Pressures Used by Osteopathy Students : Effects of Standardized Protocol Training. *JAOA: Journal of the American Osteopathic Association*, 109(2), 79-85.

C – Conclusions

Les résultats des études réalisées lors du projet d'analyse des micromouvements physiologiques crâniens du frontal recueillis par un système optoélectronique Vicon après validation de la méthode puis analyse des similarités des résultats de l'étude avec le modèle pédagogique crânien proposé en ostéopathie montrent que :

- le système optoélectronique Vicon est en mesure d'enregistrer le signal de la fréquence respiratoire en recueillant les variations du volume thoracique calculées à partir des déplacements de 12 marqueurs rétro-réfléchissants situés sur la paroi antéro-inférieure du thorax. Le signal est comparé aux mesures physiologiques du spiromètre et de l'ECG et les données sont très fortement corrélées $r=1$ à la fréquence respiratoire relevée sur le spiromètre. L'analyse graphique de Bland et Altman montre une parfaite concordance avec un biais = $8 \cdot 10^{-4}$ Hz.

- la fréquence respiratoire contrôlée à 0,25 Hz est enregistrable à l'aide d'un système optoélectronique au niveau du crâne. La transformée de Fourier des micromouvements crâniens montre un pic de fréquence respiratoire de corrélation presque parfaite $r=1$ avec le pic de fréquence respiratoire contrôlé 0,2472 Hz pour les variations du volume sous pectoral et pour les variations de distances des marqueurs positionnés sur le frontal des sujets. L'analyse graphique de Bland et Altman montre une grande concordance des mesures du crâne et du volume sous pectoral avec un biais $< 0,1$ % de la valeur de référence = 0,25 Hz. Les résultats de l'étude confirment et valident les résultats de (Stubbe et al., 2017). La variation de distance des capteurs est supérieure à l'incertitude de mesure = $\pm 0,06$ mm et permet d'étudier les micromouvements crâniens dont l'amplitude est $> \pm 0,15$ mm avec le système optoélectronique Vicon.

- les variations des distances et des angles obtenues à partir des 5 marqueurs disposés sur le frontal des sujets montrent une forte concordance et corrélation avec la fréquence respiratoire contrôlée mesurée par le Vicon avec un biais moyen = 0,21 % de la valeur de référence = 0,25 Hz. La variation des amplitudes de mouvements des angles est supérieure à l'incertitude de mesures d'angles = $0,092^\circ$. Elle permet d'étudier les micromouvements angulaires crâniens avec le système optoélectronique Vicon. L'un des paramètres parmi l'ensemble des variables, l'AngleLat, est la configuration de marqueurs qui permet d'identifier le plus facilement et le plus précisément possible le pic de fréquence. Il permet d'identifier des pics de fréquence respiratoire sur 83% des

transformées rapides de Fourier. Les résultats de l'analyse en composante principale (ACP) vont également dans ce sens et l'AngleLat devient la référence incontournable dans une perspective d'étude des micromouvements crâniens avec un nombre de marqueurs limités.

- les corrélations croisées effectuées en inter-mesures entre les variations du volume sous pectoral et les variations d'angles ou de distances crâniennes ont un coefficient de corrélation plus faible que les mesures réalisées entre les paramètres crâniens eux-mêmes. Les coefficients de corrélation des angles entre eux ont un coefficient de corrélation supérieur aux distances. Les valeurs des coefficients de corrélation croisée des signaux en intra-mesures confirment les données relevées en inter-mesures. Il n'y a pas de différence remarquable des moyennes de corrélation des signaux de 1 mn par rapport aux signaux de 6 mn. Dans l'étude de cas on observe que le coefficient de corrélation croisée varie avec le temps et peut prendre des valeurs de corrélation comprises entre 0,22 et 1. Au vu des résultats de l'analyse de corrélation croisée il semble que pour étudier les micromouvements du crâne les variations de distances et d'angles sont les données les plus adaptées et pertinentes.

- la correspondance de phase entre les mesures de 6 mn et de 1 mn n'est pas systématique. Les mesures de 1 mn semblent montrer pour certaines composantes une même phase durant les 5/6^e ou la totalité du signal. La durée de l'acquisition est un élément déterminant dans la valeur de phase générale du signal. L'étude des correspondances de phases attendues et réelles montre qu'il y a une interrelation entre les paramètres étudiés en intra-mesures et que cette interrelation peut être très forte pour certains paramètres crâniens.

- la valeur du délai en inter-mesures du volume sous pectoral est supérieure au délai des mesures crâniennes. Pour les mesures de 1 mn le délai est très différent du délai des signaux de 6 mn avec des valeurs 9 fois moins importantes. L'étude du délai n'est pas pertinente sur des mesures de 6 mn, par contre dans l'étude de cas on peut observer que la valeur du délai est en relation avec le coefficient de corrélation et que plus le délai est proche de zéro plus le coefficient de corrélation est fort.

- la cohérence des signaux en fonction du temps confirme les éléments exposés : les signaux qui suivent les mêmes variations de formes et d'amplitudes ont une bonne cohérence. Les paramètres crâniens entre eux ont une meilleure cohérence qu'avec le

volume sous pectoral. Comme pour la corrélation il semble que plus le délai est proche de zéro et plus la cohérence est forte.

- les micromouvements crâniens relevés par le Vicon ont une amplitude supérieure à l'incertitude de mesure et sont également supérieurs aux variations de déplacements ressenties par la main des ostéopathes ou des non ostéopathes (Kasparian et al., 2015) et/ou la capacité de discriminer des variations d'ondes gravées sur une surface s'étendant à l'échelle nanométrique (Skedung et al., 2013). La description des micromouvements du frontal dans le modèle ostéopathique (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976), ne concerne que les marqueurs TEOR, TLAD et TLAG et les résultats de l'étude montrent que les marqueurs TEOR, TLAD et TLAG sont fortement corrélés dans les composantes de variation de l'AngleLat Vs TLAD-G. Ces marqueurs semblent donc indispensables pour toute analyse optoélectronique crânienne ultérieure sachant que l'AngleLat, qui est constitué des marqueurs TLAD et TLAG et ayant pour sommet TEOR, est le paramètre le plus fiable pour relever les pics de fréquence respiratoire sur les transformées rapides de Fourier et est le paramètre principal représentant les composantes du phénomène dans l'ACP. Même si les déplacements de TMED et de TMEG ne sont pas décrits dans le modèle ostéopathique l'augmentation de la distance TMED-G semble être corrélée à l'élévation de TEOR et à l'ouverture de l'AngleMed. Les résultats de l'analyse de corrélation croisée vont dans Ce sens. Il est à noter également que les angles latéraux AngleDrt et AngleGau, non décrits dans le modèle ostéopathique, sont plus fortement corrélés aux variations de l'AngleMed qu'à celles de l'AngleLat et que les deux angles, AngleMed et AngleLat, effectuent des micromouvements dans deux plans quasi orthogonaux. L'étude montre également que pour les paramètres en inter-mesures 80 % des valeurs des angles AngleDrt et AngleGau sont en phase. Il est à noter également que l'analyse de la variation des paramètres de micromouvements crâniens sont indépendants ou très faiblement corrélés, voire même pour certains en opposition de phase plus particulièrement avec les variations du volume sous pectoral. Au vu des résultats, les données de l'analyse des micromouvements optoélectroniques montrent qu'il est possible d'investiguer les paramètres de micromobilité du crâne et de mettre en place des études pour tenter d'éclaircir les nombreuses interrogations que pose le modèle pédagogique ostéopathique, ceci afin d'améliorer la compréhension de la physiologie et des pathologies ayant une répercussion sur les micromouvements crâniens.

D – Perspectives et développements

Les études permettent de valider le Vicon comme un système de mesures précis et concordant aux mesures du spiromètre, pour objectiver la fréquence respiratoire contrôlée. Pour compléter l'étude de l'influence des variations de fréquence respiratoire sur les composantes rythmiques crâniennes spontanées, une recherche doit être menée sur des enregistrements de la respiration sans contrôle et/ou avec contrôle de la respiration à des fréquences variables, comme dans les travaux de (Tankanag et al., 2020), (Saboul et al., 2014), (Beda et al., 2014), (Penttilä et al., 2001), (Brown et al., 1993), avec comme outil d'objectivation le système optoélectronique Vicon. La fréquence cardiaque peut également faire l'objet d'investigations comme dans les études de (Shafiq & Veluvolu, 2014), (Shafiq & Veluvolu, 2017) et permettre de confirmer l'emplacement optimal des marqueurs, voire de valider la possibilité de mesurer la fréquence cardiaque dans le signal de variation de distance TLAD-G ou de variation d'angle de l'AngleLat comme observé dans les études 2 et 3.

Les résultats de l'étude 2 et l'étude de (Stubbe et al., 2017) montrent que seuls deux marqueurs sont suffisants pour recueillir les variations de fréquence respiratoire au niveau du crâne mais le modèle pédagogique ostéopathique (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976), montre un ensemble de paramètres en phase et en opposition de phase qui semblent interagir sur les différents diamètres crâniens. Pour obtenir une reconstruction de ces différents paramètres et améliorer les représentations transmises jusqu'à ce jour du modèle de Sutherland (Kimberly, 2001), (Liem, 2005), (Sergueef, 2008), (Chila, 2010), il est nécessaire de réaliser des mesures optoélectroniques avec un maillage complet de marqueurs positionnés sur les points clés anthropométriques du crâne. Cette acquisition de données permet également de modéliser les changements de conformations des différentes zones du crâne dans les phases de flexion et d'extension et de les comparer à des modèles de déformations osseuses de la calvaria (Yue et al., 2008), (Yue et al., 2013). Il est également important de réaliser la modélisation des variations de micromouvements du crâne dans sa globalité avec la possibilité d'étudier les rotations sur certains axes comme ceux décrit dans (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976). Les rotations ne sont pas analysables par les marqueurs classiques et faussent la représentation des micromouvements crâniens. L'utilisation de marqueurs de type

cluster (Schache et al., 2008) et plus particulièrement de cluster à trois sphères (Yang et al., 2012), permettent de mesurer les déplacements en même temps que les paramètres de rotation triaxiale des micromouvements crâniens.

Un autre point est à relever, les dysfonctions crâniennes décrites dans la littérature (Sutherland, 2000), (Magoun, 1976), semblent influencer la symétrie des micromouvements crâniens et les sujets n'ont pas été évalués au préalable pour déterminer leur normalité ou la présence de dysfonctions crâniennes. Un bilan ostéopathique crânien effectué par des opérateurs à la palpation normalisée (Marcotte & Normand, 2001), (Marcotte et al., 2005) doit être réalisé au préalable de chaque expérimentation dans le but de caractériser le profil normal ou dysfonctionnel des sujets afin de comparer les données du Vicon aux données palpatoires ostéopathiques et d'étudier les interactions : dysfonctions et/ou dysmorphoses Vs micromouvements crâniens. Le prolongement de cette étude, si le résultat est concluant, est de réaliser des expérimentations et/ou des essais cliniques avec la mise en place de critères d'inclusions palpatoires ostéopathiques crâniens susceptibles d'influencer les résultats de l'étude. Plus précisément de mettre en place une vérification palpatoire crânienne des sujets dans le but : soit d'inclure des sujets dits normaux ou sans dysfonction et/ou sans dysmorphose crânienne ; soit de stratifier les sujets en fonction de la typologie et de la caractérisation de la dysfonction et/ou de la dysmorphose crânienne afin de permettre d'avoir des résultats fiables et non biaisés.

La maîtrise des variations de mouvements et/ou de fréquences des paramètres crâniens permet de développer des études dans le domaine de la santé et de contribuer au développement d'outils non invasifs comme par exemple le monitoring : des risques d'évolution de la pression intra crânienne élevée qui est responsable d'ischémie cérébrale secondaire (Khan et al., 2017) ; dans le suivi de l'évolution des dysmorphoses crâniennes postpartum comme pour les plagiocéphalies (Nahles et al., 2018) ; dans l'étude des réponses physiologiques à la microgravité (comme les nausées) (Toshiaki Ueno et al., 2003) ; dans les études d'influence et d'interdépendances des régions céphaliques : antérieur, postérieur et latérale droite et gauche, comme dans les études de coordination dynamique (Kelso, 2009), (Tognoli & Kelso, 2020).

Un autre axe de développement est d'optimiser les méthodologies d'acquisition. Le développement d'un système peu onéreux, précis, fiable et modulable d'analyse de

micromouvements tridimensionnels est souhaitable. Il est également important de pouvoir modifier rapidement et sans contrainte le choix du volume à étudier ainsi que d'avoir une grande mobilité, de pouvoir déplacer rapidement le système de mesure avec une calibration simple et précise ne nécessitant pas d'opérateur spécialisé. La photogrammétrie ou la transformation linéaire directe 3D (DLT 3D) avec utilisation de miroirs pour générer une reproduction tridimensionnelle des marqueurs calculée à partir de deux images (El-Din Fawzy, 2019), (Marin et al., 2017), (Qian & Sheng, 2011) est la solution envisagée pour prolonger les études des micromouvements crâniens. L'outil doit être simple d'utilisation, avoir un faible coût et être transportable dans un milieu clinique avec une calibration simple, fiable et précise. Le développement de micro-cluster est également nécessaire pour modéliser les micromouvements avec le plus de précisions possibles en tenant compte des paramètres de rotations.

E – Références de l'introduction et de la conclusion

- Adams, T., Heisey, R. S., Smith, M. C., & Briner, B. J. (1992). Parietal bone mobility in the anesthetized cat. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 92(5), 599-600, 603-610, 615-622.
- Alperin, N., Mazda, M., Lichtor, T., & Lee, S. (2006). From Cerebrospinal Fluid Pulsation to Noninvasive Intracranial Compliance and Pressure Measured by MRI Flow Studies. *Current Medical Imaging Reviews*, 2(1), 117-129.
<https://doi.org/10.2174/157340506775541622>
- Arlotto, P., Grimaldi, M., Naeck, R., & Ginoux, J.-M. (2014). An ultrasonic contactless sensor for breathing monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(8), 15371-15386.
<https://doi.org/10.3390/s140815371>
- Beda, A., Simpson, D. M., Carvalho, N. C., & Carvalho, A. R. S. (2014). Low-frequency heart rate variability is related to the breath-to-breath variability in the respiratory pattern. *Psychophysiology*, 51(2), 197-205. <https://doi.org/10.1111/psyp.12163>
- Billaudel, P., Lecolier, G. V., Pire, J., & Laval, Y. (1991). Detection of periodic micro movements of the head using a flat sensors system. [1991 Proceedings] 6th Mediterranean Electrotechnical Conference, 752-755 vol.1.
<https://doi.org/10.1109/MELCON.1991.161947>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet (London, England)*, 1(8476), 307-310.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement : Why plotting difference against standard method is misleading. *The Lancet*, 346(8982), 1085-1087. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(95\)91748-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(95)91748-9)
- Boulet, S., Boudot, E., & Houel, N. (2016). Relationships between each part of the spinal curves and upright posture using Multiple stepwise linear regression analysis. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1149-1155.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.054>
- Brown, T. E., Beightol, L. A., Koh, J., & Eckberg, D. L. (1993). Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *Journal of Applied Physiology*, 75(5), 2310-2317.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.5.2310>
- Cala, S. J., Kenyon, C. M., Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Pedotti, A., Macklem, P. T., & Rochester, D. F. (1996). Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 81(6), 2680-2689. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.81.6.2680>
- Chan, A. M., Ferdosi, N., & Narasimhan, R. (2013). Ambulatory respiratory rate detection using ECG and a triaxial accelerometer. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 4058-4061.
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610436>
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2 : Instrumental errors. *Gait & Posture*, 21(2), 197-211. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.004>
- Chila, A. G. (2010). *Foundations of Osteopathic Medicine*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Croce, U. D., & Cappozzo, A. (2000). A spot check for estimating stereophotogrammetric errors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(3), 260-266.
<https://doi.org/10.1007/BF02347045>
- De Chazal, P., Fox, N., O'Hare, E., Heneghan, C., Zaffaroni, A., Boyle, P., Smith, S., O'Connell,

- C., & McNicholas, W. T. (2011). Sleep/wake measurement using a non-contact biomotion sensor. *Journal of Sleep Research*, 20(2), 356-366.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2869.2010.00876.x>
- DeKock, J. R., Hershkowitz, N., Gross, C. E., & Panje, W. R. (1979). Holographic Interferometry Applied To Analysis Of The Human Skull. *Optical Engineering*, 18(6), 1866-1874. <https://doi.org/10.1117/12.7972452>
- Dörheide, J., & Hoyer, H. E. (1984). Holographic investigation of the impact response of human heads. *Journal of Neurosurgery*, 60(4), 718-723.
<https://doi.org/10.3171/jns.1984.60.4.0718>
- El-Din Fawzy, H. (2019). Study the accuracy of digital close range photogrammetry technique software as a measuring tool. *Alexandria Engineering Journal*, 58(1), 171-179. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2018.04.004>
- Elshafie, G., Kumar, P., Motamedi-Fakhr, S., Iles, R., Wilson, R. C., & Naidu, B. (2016). Measuring changes in chest wall motion after lung resection using structured light plethysmography : A feasibility study. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 23(4), 544-547. <https://doi.org/10.1093/icvts/ivw185>
- Enzmann, D. R., & Pelc, N. J. (1991). Normal flow patterns of intracranial and spinal cerebrospinal fluid defined with phase-contrast cine MR imaging. *Radiology*, 178(2), 467-474. <https://doi.org/10.1148/radiology.178.2.1987610>
- Fekr, A. R., Janidarmian, M., Radecka, K., & Zilic, Z. (2014). A medical cloud-based platform for respiration rate measurement and hierarchical classification of breath disorders. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(6), 11204-11224.
<https://doi.org/10.3390/s140611204>
- Ferrer-Lluis, I., Castillo-Escario, Y., Montserrat, J. M., & Jané, R. (2020). Analysis of Smartphone Triaxial Accelerometry for Monitoring Sleep-Disordered Breathing and Sleep Position at Home. *IEEE Access*, 8, 71231-71244.
<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2987488>
- Ferrigno, G., Borghese, N. A., & Pedotti, A. (1990). Pattern recognition in 3D automatic human motion analysis. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 45(4), 227-246. [https://doi.org/10.1016/0924-2716\(90\)90046-E](https://doi.org/10.1016/0924-2716(90)90046-E)
- Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G., & Pedotti, A. (1994). Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 77(3), 1224-1231.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.3.1224>
- Frymann, V. M. (1971). A study of the rhythmic motions of the living cranium. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 70(9), 928-945.
- Gaillard, L., Debraux, L., & Houel, N. (2019). Manubrio-sternal joint mobility during forced ventilation using non-invasive opto-electronic plethysmography : Cases studies. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S411-S412. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714963>
- Ghezzi, M., Tenero, L., Piazza, M., Bodini, A., & Piacentini, G. (2017). Structured Light Plethysmography (SLP) : Management and follow up of a paediatric patient with pneumonia. *Respiratory Medicine Case Reports*, 22, 67-69.
<https://doi.org/10.1016/j.rmcr.2017.06.004>
- Goldbeter, A., Gérard, C., & Leloup, J.-C. (2010). Biologie des systèmes et rythmes cellulaires. *médecine/sciences*, 26(1), 49-56.
<https://doi.org/10.1051/medsci/201026149>
- Hargens, A. R. (1999). *Noninvasive Intracranial Volume and Pressure Measurements Using Ultrasound (Head and Spinal)*. <https://ntrs.nasa.gov/search.jsp?R=20010025058>

- Kasparian, H., Signoret, G., & Kasparian, J. (2015). Quantification of Motion Palpation. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 115(10), 604–610. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2015.121>
- Kelso, J. A. S. (2009). Coordination Dynamics. In R. A. Meyers (Éd.), *Encyclopedia of Complexity and Systems Science* (p. 1–41). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-27737-5_101-3
- Khan, M. N., Shallwani, H., Khan, M. U., & Shamim, M. S. (2017). Noninvasive monitoring intracranial pressure – A review of available modalities. *Surgical Neurology International*, 8. https://doi.org/10.4103/sni.sni_403_16
- Kimberly, P. E. (2001). The application of the respiratory principle to osteopathic manipulative procedures. 1949. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 101(7), 410–413.
- Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hróbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., & Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies*, 48(6), 661–671. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2011.01.016>
- Kwon, Y.-H., & Casebolt, J. B. (2006). Effects of light refraction on the accuracy of camera calibration and reconstruction in underwater motion analysis. *Sports Biomechanics*, 5(2), 315–340. <https://doi.org/10.1080/14763140608522881>
- Laval, Y., Villermain Lecolier, G., & Billaudel, P. (2002). Mesure des rythmes tissulaires de la microcirculation crano-sacrée : De l’approche manuelle ostéopathique à l’expérimentation scientifique. *ApoStill*, 10, 5–11.
- Layton, A. M., Garber, C. E., Thomashow, B. M., Gerardo, R. E., Emmert-Aronson, B. O., Armstrong, H. F., Basner, R. C., Jellen, P., & Bartels, M. N. (2011). Exercise ventilatory kinematics in endurance trained and untrained men and women. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 178(2), 223–229. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2011.06.009>
- Levy, L. M., & Di Chiro, G. (1990). MR phase imaging and cerebrospinal fluid flow in the head and spine. *Neuroradiology*, 32(5), 399–406. <https://doi.org/10.1007/BF00588473>
- Liem, T. (2005). *Cranial Osteopathy—1st Edition* (Churchill Livingstone). Churchill Livingstone. <https://www.elsevier.com/books/cranial-osteopathy/liem/978-0-443-07499-8>
- Linninger, A. A., Xenos, M., Zhu, D. C., Somayaji, M. R., Kondapalli, S., & Penn, R. D. (2007). Cerebrospinal fluid flow in the normal and hydrocephalic human brain. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(2), 291–302. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886853>
- Magoun, H. I. (1976). *Osteopathy in the Cranial Field* (Ed. 3). Sutherland Cranial Teaching Foundation.
- Malik, M., Bigger, J. T., Camm, A. J., Kleiger, R. E., Malliani, A., Moss, A. J., & Schwartz, P. J. (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *European Heart Journal*, 17(3), 354–381.
- Marcotte, J., & Normand, M. C. (2001). Standardisation de la palpation dynamique en chiropratique : Une étude de fiabilité pour la région cervicale. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 45(2), 106–112.
- Marcotte, J., Normand, M. C., & Black, P. (2005). Measurement of the pressure applied during motion palpation and reliability for cervical spine rotation. *Journal of*

- Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 591-596.
<https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.003>
- Marin, T., Houel, N., Brikci, A., & Bertucci, W. (2017). Validity of 3D reconstruction of a new tool for postural assessment based on a single optical camera. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1), S125-S126.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382893>
- Moskalenko, I. E., Frymann, V., Vaĩnshteĩn, G. B., Semernia, V. N., Kravchenko, T. I., Markovets, S. P., Panov, A. A., & Maĩorova, N. F. (2001). Slow Rhythmic Oscillations within the Human Cranium : Phenomenology, Origin, and Informational Significance. *Human Physiology*, 27(2), 171-178.
- Moskalenko, Y. E., Kravchenko, T. I., Vainshtein, G. B., Halvorson, P., Feilding, A., Mandara, A., Panov, A. A., & Semernya, V. N. (2009). Slow-Wave Oscillations in the Craniosacral Space : A Hemoliquorodynamic Concept of Origination. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 39(4), 377-381. <https://doi.org/10.1007/s11055-009-9140-8>
- Moskalenko, Y. E., Weinstein, G., Vardy, T., Kravchenko, T., & Andreeva, J. (2013). Intracranial Liquid Volume Fluctuations : Phenomenology and Physiological Background. *Biochemistry & Physiology: Open Access*, 2(4), 1-10.
<https://doi.org/10.4172/2168-9652.1000119>
- Muniz de Souza, H., Rocha, T., Campos, S. L., Brandão, D. C., Fink, J. B., Aliverti, A., & de Andrade, A. D. (2016). Acute effects of different inspiratory efforts on ventilatory pattern and chest wall compartmental distribution in elderly women. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 227, 27-33. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2016.02.004>
- Murthy, J. N., van Jaarsveld, J., Fei, J., Pavlidis, I., Harrykisson, R. I., Lucke, J. F., Faiz, S., & Castriotta, R. J. (2009). Thermal infrared imaging : A novel method to monitor airflow during polysomnography. *Sleep*, 32(11), 1521-1527.
<https://doi.org/10.1093/sleep/32.11.1521>
- Nahles, S., Klein, M., Yacoub, A., & Neyer, J. (2018). Evaluation of positional plagiocephaly : Conventional anthropometric measurement versus laser scanning method. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery: Official Publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 46(1), 11-21.
<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.10.010>
- Nelson, K. E., Sergeef, N., Lipinski, C. M., Chapman, A. R., & Glonek, T. (2001). Cranial rhythmic impulse related to the Traube-Hering-Mayer oscillation : Comparing laser-Doppler flowmetry and palpation. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 101(3), 163-173.
- Penttilä, J., Helminen, A., Jartti, T., Kuusela, T., Huikuri, H. V., Tulppo, M. P., Coffeng, R., & Scheinin, H. (2001). Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow : Effects of various respiratory patterns. *Clinical Physiology*, 21(3), 365-376. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2281.2001.00337.x>
- Perrin, E. (1995). *Etude d'un système de détection de micromouvements à l'aide de capteurs plats a courants de Foucault. Application des méthodes paramétriques du traitement du signal pour l'analyse des mesures*. Université de Reims Champagne-Ardenne.
- Poncelet, B. P., Wedeen, V. J., Weisskoff, R. M., & Cohen, M. S. (1992). Brain parenchyma motion : Measurement with cine echo-planar MR imaging. *Radiology*, 185(3), 645-651. <https://doi.org/10.1148/radiology.185.3.1438740>
- Qian, S., & Sheng, Y. (2011). A single camera photogrammetry system for multi-angle fast localization of EEG electrodes. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(11),

- 2844-2856. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0374-6>
- Saboul, D., Pialoux, V., & Hautier, C. (2014). The breathing effect of the LF/HF ratio in the heart rate variability measurements of athletes. *European Journal of Sport Science, 14 Suppl 1*, S282-288. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.691116>
- Schache, A. G., Baker, R., & Lamoreux, L. W. (2008). Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation. *Gait & Posture, 27*(1), 60-69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.01.002>
- Sergueef, N. (2008). *Cranial Osteopathy for Infants, Children and Adolescents—1st Edition* (Churchill Livingstone). Churchill Livingstone. <https://www.elsevier.com/books/cranial-osteopathy-for-infants-children-and-adolescents/sergueef/978-0-443-10352-0>
- Sergueef, N., Greer, M. A., Nelson, K. E., & Glonek, T. (2011a). The palpated cranial rhythmic impulse (CRI) : Its normative rate and examiner experience. *International Journal of Osteopathic Medicine, 14*(1), 10-16. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2010.11.006>
- Sergueef, N., Greer, M. A., Nelson, K. E., & Glonek, T. (2011b). The palpated cranial rhythmic impulse (CRI) : Its normative rate and examiner experience. *International Journal of Osteopathic Medicine, 14*(1), 10-16. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2010.11.006>
- Serra-Hsu, F., Cheng, J., Lynch, T., & Qin, Y.-X. (2011). Evaluation of a pulsed phase-locked loop system for noninvasive tracking of bone deformation under loading with finite element and strain analysis. *Physiological measurement, 32*(8), 1301-1313. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/8/019>
- Shafiq, G., & Veluvolu, K. C. (2014). Surface Chest Motion Decomposition for Cardiovascular Monitoring. *Scientific Reports, 4*. <https://doi.org/10.1038/srep05093>
- Shafiq, G., & Veluvolu, K. C. (2017). Multimodal chest surface motion data for respiratory and cardiovascular monitoring applications. *Scientific Data, 4*, 170052. <https://doi.org/10.1038/sdata.2017.52>
- Skedung, L., Arvidsson, M., Chung, J. Y., Stafford, C. M., Berglund, B., & Rutland, M. W. (2013). Feeling Small : Exploring the Tactile Perception Limits. *Scientific Reports, 3*(1), 2617. <https://doi.org/10.1038/srep02617>
- Souza Neto, E. P., Neidecker, J., & Lehot, J. J. (2003). Comprendre la variabilité de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation, 22*(5), 425-452. [https://doi.org/10.1016/S0750-7658\(03\)00134-5](https://doi.org/10.1016/S0750-7658(03)00134-5)
- Stubbe, L., Bihan, Y. L., Ozout, A.-E., Herivan, G., & Berthelot, E. (2015). An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse. *IEEE Transactions on Magnetics, 51*(1), 1-3. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2014.2360875>
- Stubbe, L., Houel, N., Soudain-Pineau, M., Billaudel, P., & Cottin, F. (2017). Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 20*(sup1), 197-198. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382930>
- Sutherland, W. G. (2000). The cranial bowl. 1944. *The Journal of the American Osteopathic Association, 100*(9), 568-573. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2000.100.9.568>
- Tankanag, A., Krasnikov, G., & Mizeva, I. (2020). A pilot study : Wavelet cross-correlation of cardiovascular oscillations under controlled respiration in humans. *Microvascular Research, 130*, 103993. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2020.103993>

- Tognoli, E., & Kelso, J. A. S. (2020). Spectral dissociation of lateralized pairs of brain rhythms. *Neuroscience Research*, 156, 141-146.
<https://doi.org/10.1016/j.neures.2019.12.006>
- Ueno, T., Ballard, R. E., Shuer, L. M., Cantrell, J. H., Yost, W. T., & Hargens, A. R. (1998b). Postural effects on intracranial pressure as assessed Noninvasively. *FASEB Journal*, 12(5), A958.
- Ueno, Toshiaki, Ballard, R. E., Macias, B. R., Yost, W. T., & Hargens, A. R. (2003). Cranial diameter pulsations measured by non-invasive ultrasound decrease with tilt. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 74(8), 882-885.
- Upledger, J. E. (1977). The reproducibility of craniosacral examination findings : A statistical analysis. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 76(12), 890-899.
- Vogiatis, I., Aliverti, A., Golemati, S., Georgiadou, O., Lomauro, A., Kosmas, E., Kastanakis, E., & Roussos, C. (2005). Respiratory kinematics by optoelectronic plethysmography during exercise in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 93(5-6), 581-587. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1249-4>
- Yang, P.-F., Sanno, M., Brüggemann, G.-P., & Rittweger, J. (2012). Evaluation of the performance of a motion capture system for small displacement recording and a discussion for its application potential in bone deformation in vivo measurements. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 226(11), 838-847. <https://doi.org/10.1177/0954411912452994>
- Yue, X., Wang, L., & Zhou, F. (2008). Amendment on the strain measurement of thin-walled human skull shell as intracranial pressure changes. *Journal of University of Science and Technology Beijing, Mineral, Metallurgy, Material*, 15(2), 202-208.
[https://doi.org/10.1016/S1005-8850\(08\)60039-0](https://doi.org/10.1016/S1005-8850(08)60039-0)
- Yue Xianfang, Wang Li, & Wang Ruonan. (2013). Tissue Modeling and Analyzing with Finite Element Method : A Review for Cranium Brain Imaging. *International Journal of Biomedical Imaging*, Vol.12.

F – Annexes

I – Article : *An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse*

II – Article : *Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry*

I – Article : *An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse*

An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse

Laurent Stubbe¹, Yann Le Bihan², André-Emmanuel Ozout¹, Gaëlle Herivan¹, and Eric Berthelot²

¹ESO Paris Recherche, Ecole Supérieure d'Ostéopathie-Paris, Champs sur Marne 77420, France

²Laboratoire de Génie Electrique de Paris, Centre National de la Recherche Scientifique-Supélec-Université Paris Sud-Université Pierre et Marie Curie, Gif-sur-Yvette 94230, France

The cranial rhythmic impulse (CRI) is an important osteopathic medicine concept that refers to the health of the individual. The technique of the eddy current (EC) sensors has the advantage to be directly sensitive to the CRI. In this paper, we present an EC system dedicated to the measurement of the CRI. To detect the CRI, a flexible aluminum foil covered with an adhesive layer is placed on the crane of the patient. The oscillations of the aluminum sheet induced by the CRI are detected by a dedicated EC sensor constituted of a printed coil. The sensing coil is put with an identical reference coil in an ac bridge. The bridge output voltage is analyzed with a lock-in amplifier. A spectral analysis is done on the output signal obtained after a 2 min long record on a patient. Different signals can be observed: 1) cardiac signal; 2) respiration signal; and 3) baroreflex signal, showing the capability of the EC system in the analysis of the CRI.

Index Terms—Biomedical, coils, cranial rhythmic impulse (CRI), eddy currents (ECs), magnetic sensors.

I. INTRODUCTION

MANY physiological changes happen rhythmically or cyclically within the human body [1]. Some of these rhythm fluctuations and their frequencies have been associated with physiological phenomenon. For example, studies using laser Doppler flowmetry showed that signal of 0.02 Hz frequency has been associated to thermoregulation [2], [3]. Signals of 0.1 and 0.25 Hz frequencies have been associated to baroreflex [1], [2]. Signal of ~ 0.39 Hz frequency could be associated to thermoregulation [2], [3]. Some of these rhythms may be observed by practitioners on cranial and sacrum anatomical parts of the subject using osteopathic palpations [2]. These palpations rely on the cranial field of osteopathy originally described in [4] and [5]. This osteopathic science and practice assumed that other pulses could be observed using palpation, such as cerebrospinal fluid motion and bones, cranial sutures [1]. To our knowledge, few studies have proved a good reliability between cranial rhythmic impulse (CRI) observed by different osteopaths palpations and objective measurements [1], [2]. One argues that skull motion of very low amplitude (<0.3 mm) remains difficult to assess for researchers [1].

The laser Doppler flowmetry is based on the measurement of the blood rates only, and especially those connected to the capillary blood microcirculation [1]. As a result, there is at the present time an interest in the osteopathy community for the development of a technique directly based on the observation of the CRI and a way to objectivize this phenomenon.

Few studies used eddy current (EC) sensor to assess the CRI measurement [6]. In this paper, the EC method is

envisaged for the measurement of the total CRI. In addition to their applications in non-destructive testing for flaw detection and material characterization [7], EC sensors are widely used for non-contact displacement and vibration measurements [8], [9]. In general, an EC sensor system consists of a sensing coil and conductive target. The impedance of the sensing coil varies as a result of the changing of the distance between the sensing coil and the target. The position of the target can be then determined by detecting and processing the impedance variation. The EC sensors have a low cost, are reliable, and can operate over a wide range of environmental conditions. In the context of the measurement of the CRI, the target will consist in a conductive foil placed on the crane of the patient, the sensing coil facing the crane without being physically linked with it. Compared with other techniques, such as Echo-Doppler [1], the EC method has the advantage to be directly sensitive to the CRI, which will induce a periodic vibration of the conductive foil.

The aim of the paper is to present an EC system developed for the CRI measurement and to show the obtained results. Section II describes the EC system implemented for the determination of the CRI, as well as the associated measurement protocol. Then, results obtained from the experimentations are presented and analyzed. Finally, the conclusions and perspectives are proposed.

II. SYSTEM AND METHOD

A. EC System

To detect the CRI, a $75 \mu\text{m}$ thick flexible aluminum foil of $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ covered with an adhesive layer is placed on the crane of the patient. The oscillations of the aluminum sheet induced by the CRI are detected by the dedicated EC sensor constituted of a printed flat copper coil. Indeed, flat coils allow to reach a better coil-target magnetic coupling than tubular coils and so a better sensitivity. The coil has six turns and an external diameter of 3 cm (Fig. 1). It has a self-resonance

Manuscript received June 13, 2014; revised August 27, 2014; accepted September 11, 2014. Date of current version January 26, 2015. Corresponding author: Y. Le Bihan (e-mail: yann.le-bihan@lgep.supelec.fr).

Color versions of one or more of the figures in this paper are available online at <http://ieeexplore.ieee.org>.

Digital Object Identifier 10.1109/TMAG.2014.2360875

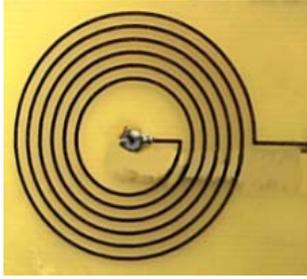


Fig. 1. Printed sensing coil.

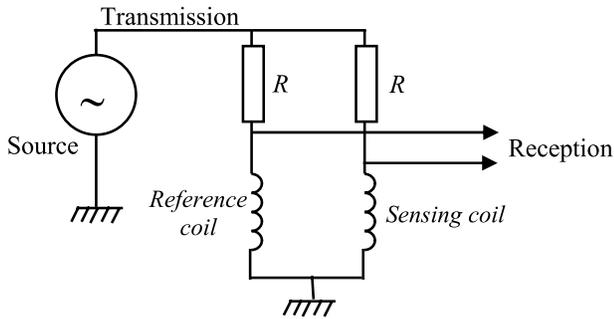


Fig. 2. EC system with ac bridge circuit.

frequency of ~ 45 MHz. The coil epoxy substrate is rigid and has a relatively low thickness, ~ 0.4 mm, to reduce the minimal distance between the sensing coil and target.

The sensing coil is put with an identical reference coil and two precision resistors of resistance $R = 100 \Omega$ in an ac bridge fed by a sinusoidal wave of $1 V_{RMS}$ at 20 MHz (Fig. 2). Considering of the conductivity of the aluminum foil, ~ 35 MS/m, this frequency allows to obtain a strong skin effect in the conductive foil. The reference coil faces another aluminum foil with between them a 1.2 mm thick air-like gap created by a plastic sheet. The output voltage of the bridge is analyzed with a lock-in amplifier also providing the source voltage and using the source current as reference signal. In the lock-in amplifier, the analyzed input voltage is divided by the amplitude of the current reference. The output of the lock-in amplifier is then homogeneous to an impedance. Finally, the output of the lock-in amplifier is digitized with a sampling period $T_s = 125 \mu s$. The system is PC controlled.

B. Protocol

The patient is laid and must remain quiet and immobile with the head immobilized by a headstall and the aluminum foil stuck on the left hemi-frontal of his crane. The sensing coil is put on an adjustable bracket having four degrees of freedom, two translations and two rotations, with vernier adjustments. The sensing coil faces up the aluminum foil put on the patient's crane, as shown in Fig. 3. Fig. 3 also shows the reference coil (in the vicinity of the adjustable bracket).

The distance between the sensing coil and the target has to be minimized without having a contact between them. In the experiments, its value was found to be in the range 1–2 mm, depending on the trial.

The EC signal is acquired during 2 min. During this acquisition time, the heart pulsation is measured using a blood



Fig. 3. Patient with the measurement system.

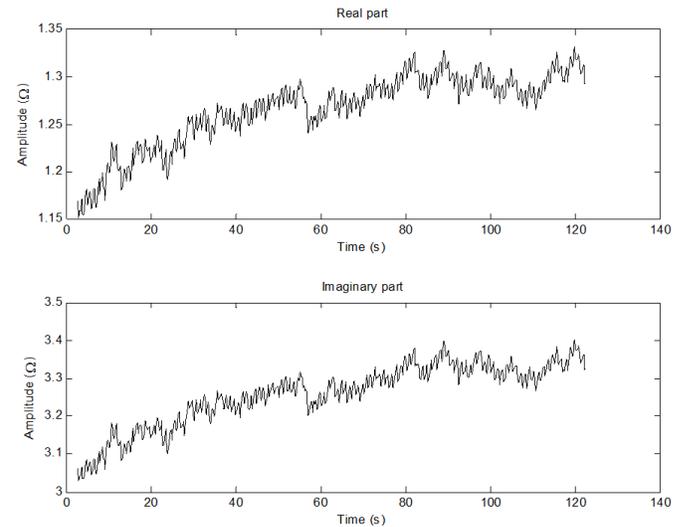


Fig. 4. Real and imaginary parts of the output signal.

pressure monitor, while the respiratory pulsation is determined from the observations issued from a film camera. These supplementary measurements are used for objectifying the presence of the cardiac and respiration signals in the output EC signal.

III. RESULT

Fig. 4 shows the evolution of the real and imaginary parts of the output signal obtained after a 2 min long record on a patient. Different periodicities can be observed, accompanied by a drift of the signal. It must be pointed out that this drift is completely unrepeatable from one experiment to the other and is not attributable to a progressive heating of the sensing coil due to the proximity of the patient, whereas the reference coil is subject to an ambient temperature of $\sim 20^\circ C$. In addition, the electronic drift of the system, characterized in absence of the patient, is by far lower. Finally, the drift of the signal is probably due to a progressive motion of the patient during the acquisition time. It can be noticed that real and imaginary parts of the output signal are highly correlated. The correlation coefficient between them is $\sim 99.7\%$. It follows that real and imaginary parts do not seem bringing complementary information.

To highlight the different rhythmicities contained in the output signal, its discrete Fourier transform was considered.

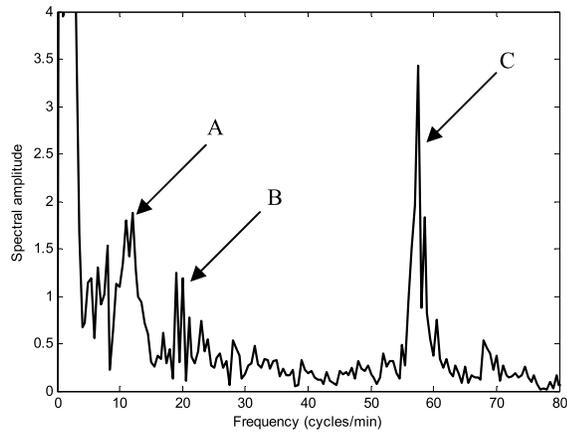


Fig. 5. Spectra of the output signal of the EC system.

The signal is first centered (zero mean valued). Fig. 5 shows the amplitude of the spectrum of the output signal and the assignation of its different frequency components.

These results show that the spectrum of the output signal of the EC system permits to estimate the current signal's frequencies of CRI: 1) heart rate frequency (C); 2) breathing (B); and 3) a spectral zone attributed to baroreflexe's mechanisms (A). Let us recall that the heart rate and breathing signals are objectified using other measurement means. These results, and in particular the baroreflexe's component, seem in good agreement with the values of frequency usually observed for these physiological variables within studies that used laser Doppler flowmetry [1], [2].

These obtained results show the capability of the EC system to assess to these frequencies variables of the CRI. Complementary research about the origin of these frequencies could be done using this EC system to better understand the complex mechanisms of the CRI.

To evaluate the amplitude in the CRI of the baroreflexe's mechanisms, a calibration of the EC system was implemented. For this purpose, measurements were done by putting the sensing coil in contact with the aluminum foil through plastic sheets of different thicknesses. A calibration curve using a second-order polynomial was then deduced. This calibration curve was then used to estimate the time evolution of the distance of the aluminum foil during the 2 min acquisition. An average value of the sensing coil-target distance of ~ 1 mm was obtained (let us remember that an effort was done during the experiment to minimize this distance). More interestingly, this calibration was used to evaluate a specific amplitude of the CRI already observed via laser Doppler flowmetry. For this purpose, the calibration curve was used with the EC output signal filtered to preserve only the signal attributed to the Traube-Hering-Mayer oscillation (bandpass: 6–15 cycles/min) in agreement with the results in [2] that used laser Doppler flowmetry measurements. Fig. 6 shows the evolution of the position in this frequency band. The result of the present study gives an amplitude of several tenth of micrometer. The amplitude and time frequency characteristic of the curve obtained using the EC system seems in agreement with the results in [2].

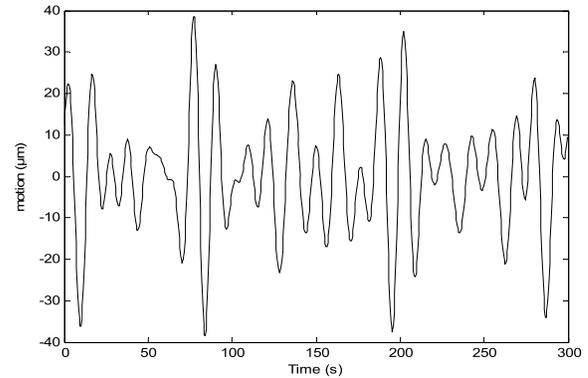


Fig. 6. Amplitude of the CRI in the band 6–15 cycles/min.

It can be assumed that the EC system could be used to assess to CRI signal. Further investigations could be done to estimate accuracy and reliability of the EC system versus more usual techniques [2], [10].

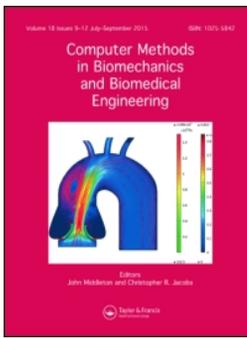
IV. CONCLUSION

This paper shows that the EC system can be used as a new technical tool to estimate the CRI. Time and frequency domain representations of the signals provided by the EC system have permitted to find again the already known aspects of the CRI. From this starting point, further studies could be done to evaluate the EC system compared with the conventional laser Doppler flowmetry system and to optimize its structure. It will be then used to better understand the less known features of the CRI frequency spectra and their relation with physiological phenomena. In this aim, a measurement campaign with various patients and operational conditions is foreseen.

REFERENCES

- [1] A. Ferguson, "A review of the physiology of cranial osteopathy," *J. Osteopathic Med.*, vol. 6, no. 2, pp. 74–84, Oct. 2003.
- [2] K. E. Nelson, N. Sergueef, C. M. Lipinski, A. R. Chapman, and T. Glonek, "Cranial rhythmic impulse related to the Traube-Hering-Mayer oscillation: Comparing laser-Doppler flowmetry and palpation," *J. Amer. Osteopathic Assoc.*, vol. 101, no. 3, pp. 163–173, Mar. 2001.
- [3] V. Turjanmaa, S. Kalli, M. Sydänmaa, and A. Uusitalo, "Short-term variability of systolic blood pressure and heart rate in normotensive subjects," *Clin. Physiol.*, vol. 10, no. 4, pp. 389–401, 1990.
- [4] W. G. Sutherland, *The Cranial Bowl: A Treatise Relating to Cranial Articular Mobility, Cranial Articular Lesions and Cranial Technic*. Mankato, MN: Free Press, 1939.
- [5] H. I. Magoun, *Osteopathy in the Cranial Field*. Sudbury, ON, Canada: The Journal Printing, 1951.
- [6] P. Billaudel, "Les capteurs plats à courants de Foucault utilisés pour la mise en évidence de micro-mouvements rythmiques. Application à la mobilité crânio-sacrée," Ph.D. dissertation, Dept. Exacts Natural Sci., Reims Univ., Reims, France, 1990.
- [7] J. García-Martín, J. Gómez-Gil, and E. Vázquez-Sánchez, "Non-destructive techniques based on eddy current testing," *Sensors*, vol. 11, no. 3, pp. 2525–2565, 2011.
- [8] H. Wang and Z. Feng, "Ultrastable and highly sensitive eddy current displacement sensor using self-temperature compensation," *Sens. Actuators A, Phys.*, vol. 203, pp. 362–368, Dec. 2013.
- [9] S. D. Roach, "Designing and building an eddy-current position sensor," *Sensors*, vol. 15, no. 9, pp. 1–16, 1998.
- [10] K. E. Nelson, N. Sergueef, and T. Glonek, "The effect of an alternative medical procedure upon low-frequency oscillations in cutaneous blood flow velocity," *J. Manipulative Physiol. Therapeutics*, vol. 29, no. 8, pp. 626–636, Oct. 2006.

II – Article : *Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry*



Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparison between Vicon system and spirometry

L. Stubbe, N. Houel, M. Soudain-Pineau, P. Billaudel & F. Cottin

To cite this article: L. Stubbe, N. Houel, M. Soudain-Pineau, P. Billaudel & F. Cottin (2017) Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparison between Vicon system and spirometry, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20:sup1, 197-198, DOI: [10.1080/10255842.2017.1382930](https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382930)

To link to this article: <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2017.1382930>



© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group



Published online: 27 Oct 2017.



Submit your article to this journal [↗](#)



View related articles [↗](#)



View Crossmark data [↗](#)

Evaluations of cranial micro-motion and breathing using kinematic analysis. Comparaison between Vicon system and spirometry

L. Stubbe^{a,b,c}, N. Houel^a, M. Soudain-Pineau^d, P. Billaudel^e and F. Cottin^{b,c}

^aESO – Paris Recherche, Ecole Supérieure d'Ostéopathie – Paris; ^bCIAMS, Université Paris Sud, Université Paris-Saclay, F-91405 Orsay; ^cCIAMS, Université d'Orléans, F-45067 Orléans; ^dUniversité de Reims Champagne-Ardenne; ^eCentre de Recherche en Sciences et Techniques de l'Information et de Communication (CRESTIC, EA 3804)

KEYWORDS Micro-motion; kinematic analysis; spirometry; frequency

1. Introduction

Inside human body, various rhythmic impulses with range of time less than a second to years correspond to different physiological changes (Goldbeter 2005). Among these rhythmic impulses, blood pressure, heart rate and breathing have been usually studied. Blood pressure, heart rate and breathing are now used in order to define frequencies associated with control of autonomic nervous system (Task Force 1996). Studying these frequencies is needed to better understand and evaluate human homeostatic control.

Some of these frequencies could be assessed by cranial and sacral osteopathic manipulative perception (OMP) (Nelson 2006). This osteopathic manipulative perception has been initially developed by (Sutherland 1939). To our knowledge, few studies have observed good reliability between OMP and scientific assessment in order to measure cranial rhythmic impulse (CRI) (Nelson 2006). These studies used laser doppler blood flow to show relationships between: i) 0.02 Hz frequency that could be associated with thermoregulation, ii) 0.1 Hz and 0.25 Hz that could be associated with sympathetic baroreflex sensitivity, iii) 0.39 Hz frequency that could be associated with vagal reflex response (Nelson 2006).

Osteopathic and scientific communities focused on the specific frequencies analysis of human rhythms and tried to develop accurate devices that can assess to CRI. Nowadays, non-invasive and easily devices and sensors are developed in order to monitor heart rate (Shafiq 2014, Chan 2013). Other non-invasive devices like eddy currents sensors have been used in order to estimate cranial micro-motion on skin (Stubbe 2015). However, if Stubbe et al have shown cranial three dimensional motion using an eddy current, more sensors or markers are needed to

define more accurately conformational change of the head. On another point of view, Shafiq & Veluvolu have shown that kinematics analysis like Vicon system can be used in order to assess to human micro-motion like heart rate monitoring (Chan 2013).

The aim of the present study is to define if kinematic analysis can estimate micro-motion frequency on head's skin of the subject during imposed breathing.

2. Methods

This study was performed with twelve healthy subjects (mean \pm standard deviation) size = 170.3 ± 12.5 cm, weight = 59.4 ± 16.3 kg, age = 19.7 ± 0.9 years. All the subjects approved the study protocol and provided an informed consent for their participation. The study complied with the Helsinki declaration. In total, twenty seven recordings were studied.

Each subject was laid on back and had to remain quiet and immobile. The subject performed breathing at respiratory frequency equal to 0.25 Hz imposed by auditory signal during seven minutes. For each measurement, subject's breathing was monitored with spirometry (ADInstrument, sampling frequency 1000 Hz). Fast Fourier transform analysis (FFT) of ventilatory data of spirometry were calculated in order to confirm the breathing frequency at 0.25 Hz.

In the same time, two retro reflexive markers were attached on the subject's hemi frontal head (Figure 1). Three dimensional position of each landmark were recorded using eight MX cameras and a system Vicon Nexus 1.8.5 (sampling frequency of 100 Hz). Length variation between markers position were computed (TMED and TMEG). Fast Fourier transform analysis of length

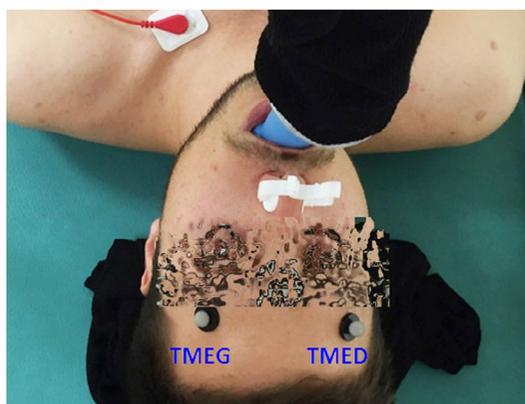


Figure 1. Picture of subject monitoring using spirometry and markers. TMEG: left head marker TMED: right head marker.

variation was calculated. All data were computed on Matlab 2015a. The highest amplitude of frequency around 0.25 Hz was defined (Figure 2) and compared with the spirometry results. Test of means against reference constant value was done in order to compare frequency data between kinematic analysis and spirometry.

3. Results and discussion

Frequency of spirometry data presented a constant value equal to $F_{spi} = 0.248 \pm 0.00$ Hz. Frequency of kinematic data presented mean value equal to $F_{vic} = 0.247 \pm 0.007$ Hz. No significant difference was observed between frequencies estimated by both devices ($p = 0.37$).

FFT analysis of spirometry data during seven minutes showed that the twenty seven trials were performed at constant frequency of 0.248 Hz. These results confirm other study about the interest to use auditory signal in order to control human breathing (Wang 2013). FFT analysis of length variation of markers using kinematic system showed that breathing frequency may be estimated by markers attached to the head. According to previous studies on the relationships between breathing and heart rate variability (Wang 2013), complementary experiments will be done with other breathing frequencies imposed to the subject in order to confirm this result. Length markers variations observed on the head could be associated with components of CRI usually presented in osteopathic manipulative perception, according to Sutherland's concept (Sutherland 1939).

4. Conclusions

This study has shown that accurate kinematic analysis can be used as new device in order to define micro-motion of skin on frontal head. This result may be used for non-invasive cranial rhythmic impulse analysis. On the basis of these first results, complementary studies could

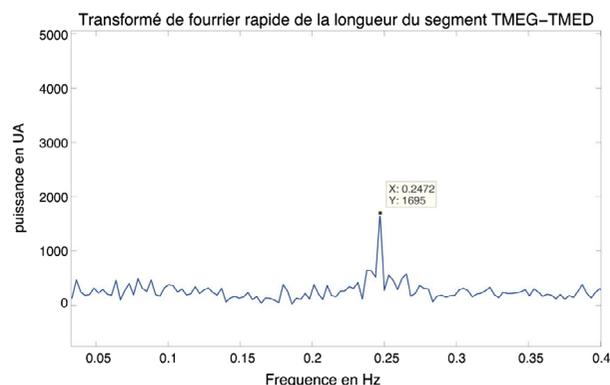


Figure 2. The highest amplitude of frequency around 0.25 Hz was defined during Fast Fourier transform of human breathing after computational process of length between TMEG and TMED.

be realized in order to compare accuracy and reliability between breathing estimated by head micro-motion and spirometry. Using this new non-invasive method, cranial rhythmic impulse and their neighboring frequencies could be studied and compared with osteopathic manipulative perception. This new field of studies is necessary to validate Sutherland's concept.

Acknowledgements

The authors wish to thanks R. Caporossi, C. Caporossi, O. Caporossi, S. Pin, A. Lodini and J. Sanchez for their confidence and support.

References

- Chan A.M, Selvaraj N, Ferdosi N, Narasimhan R. 2013. Wireless patch sensor for remote monitoring of heart rate, respiration, activity, and falls. 2013;35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 6115–8.
- Goldbeter A. 2005. Temps et rythmes biologiques. *SRS*. 74(4):299–310.
- Nelson KE, Sergueef N, Glonek T. 2006. The Effect of an Alternative Medical Procedure Upon Low-Frequency Oscillations in Cutaneous Blood Flow Velocity. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 8:626–36.
- Shafiq G, Veluvolu KC. 2014. Surface Chest Motion Decomposition for Cardiovascular Monitoring. *Sci. Rep*. 4:5093.
- Stubbe L, Le Bihan Y, Ozout AE, Herivan G, Berthelot E. 2015. An Eddy Current System for the Study of the Cranial Rhythmic Impulse. *IEEE Transactions on Magnetics*. 51(1).
- Sutherland WG. 1939. *The cranial bowl*. Mankato Minn: Free Press Co..
- Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing. 1996. Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*. 93(5):1043–65.
- Wang YP, Kuo TBJ, Lai CT, Chu JW, Yang CCH. 2013. Effects of respiratory time ratio on heart rate variability and spontaneous baroreflex sensitivity. *J Appl Physiol*. 115:1648–55.

Titre : Etude des micromouvements physiologiques objectivés par un système optoélectronique : Application à la ventilation et influence sur les micromouvements crâniens

Mots clés : système optoélectronique, fréquence respiratoire contrôlée, micromouvements crâniens, *Vicon*

Résumé : La mesure des variations de la conformation du crâne revêt un intérêt dans différents domaines cliniques. L'objectif de la thèse est d'évaluer les micromouvements du crâne à l'aide d'un outil non invasif.

La mesure de la fréquence respiratoire issue des variations du volume thoracique à l'aide du système *Vicon* est comparée aux mesures de spiromètre et d'ECG. Les résultats montrent que le système *Vicon* permet d'enregistrer la fréquence respiratoire à partir de 12 marqueurs rétro-réfléchissants situés sur la paroi antéro-inférieure du thorax. Les données sont très fortement corrélées ($r=1$) et montrent une parfaite concordance avec les limites d'agrément = $8 \cdot 10^{-4}$ Hz.

Les changements de conformation du crâne mesurés avec le *Vicon* en utilisant la fréquence respiratoire contrôlée sont étudiés. Les micromouvements sont corrélés avec la mesure du volume sous pectoral ($r=1$). La mesure du pic de fréquence respiratoire au niveau du crâne concorde avec la mesure du volume sous pectoral pour TLAD-TLAG, on obtient un biais = $-2,5 \cdot 10^{-4}$ Hz et pour l'AngleLat = $-4,5 \cdot 10^{-4}$ Hz.

Les paramètres crâniens sont comparés et hiérarchisés dans le but d'identifier une variable représentative du phénomène. Une analyse en composante principale permet d'identifier l'AngleLat comme coefficient associé à la composante représentative de 61 % de la variance explicative.

Enfin, Les paramètres font l'objet d'une analyse dans le domaine fréquentiel à travers le concept de cohérence puis dans le domaine temporel à travers la méthode des corrélations croisées. Il y a une bonne corrélation des variations d'angles droit et gauche. La durée des acquisitions a un impact sur la variation du délai et peu sur la corrélation. Le paramètre le moins corrélé aux autres est la variation du volume thoracique. L'analyse de la cohérence confirme ces résultats.

Les résultats montrent qu'il est possible d'analyser les micromouvements du crâne de manière non invasive, de faire évoluer le modèle pédagogique ostéopathique, d'évaluer en routine clinique les modifications de pression intracrânienne.

Title: Study of physiological micromovements objectified by an optoelectronic system: Application to ventilation and influence on cranial micromovements

Keywords: optoelectronic system, controlled respiratory rate, cranial micro-movements, *Vicon*

Abstract: Variations assessment in skull conformation is of interest in various clinical fields. The main purpose of the thesis is to estimate skull's micromovements using a non-invasive tool.

Respiratory rate assessment by monitoring lower chest volume's variations using the *Vicon* optoelectronic system is compared to spirometer and ECG monitoring. The results show that the *Vicon* system records accurately the respiratory rate signal from 12 retro-reflective markers located on the anteroinferior wall of the thorax. The data are very strongly correlated ($r=1$) and show a perfect agreement with the limits of agreement = $8 \cdot 10^{-4}$ Hz.

Skull conformation changes assessed by *Vicon* system using controlled respiratory rate are investigated. Micro-movements are correlated with the measurement of the sub-pectoral volume ($r=1$). The measurement of the peak respiratory rate at the level of the skull agrees with the measurement of the sub-pectoral volume for TLAD-TLAG a bias is obtained = $-2.5 \cdot 10^{-4}$ Hz and for the AngleLat = $-4.5 \cdot 10^{-4}$ Hz.

The cranial parameters are compared and ranked in order to identify a variable representative of the phenomenon. A principal component analysis predicts AngleLat as the coefficient associated with the principal component representative of 61% of the explanatory variance.

Finally, the parameters are analyzed in the frequency domain through the concept of coherence and then in the time domain through cross-correlations method. There is a good correlation between right and left angle variations. The duration of acquisitions has an impact on the variation of the delay and little on the correlation coefficient. The parameter the least correlated with the others is the variation of the thoracic volume. The coherence analysis confirms these results.

The results of this work show that it is possible to analyze the micromovements of the skull in a non-invasive way, to develop the osteopathic educational model, to evaluate changes in intracranial pressure in routine clinical practice.