

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	1
CHAPITRE I : LE CONTRÔLE POSTURAL ORTHOSTATIQUE	
I.1. INTRODUCTION.....	4
I.2. LA POSTURE ORTHOSTATIQUE.....	4
I.3. LE TONUS.....	6
I.4. LE CONTRÔLE MOTEUR POSTURAL.....	7
I.4.1. LES FONCTIONS DU CONTRÔLE POSTURAL.....	7
I.4.2. LES ENTRÉES SENSORIELLES IMPLIQUÉES DANS LE CONTRÔLE POSTURAL ET LEURS INTÉGRATION.....	9
I.4.2.1. L'ENTRÉE SOMESTHÉSIQUE.....	9
I.4.2.2. L'ENTRÉE VESTIBULAIRE.....	11
I.4.2.3. L'ENTRÉE VISUELLE.....	13
I.4.2.4. L'INTÉGRATION DES INFORMATIONS SENSORIELLES.....	14
I.4.3. L'ORIENTATION SPATIALE.....	16
I.4.4. L'ÉQUILIBRE.....	16
I.4.4.1. L'ÉQUILIBRE STATIQUE.....	16
I.4.4.2. LE MODÈLE DU PENDULE INVERSÉ.....	19
I.4.4.3. LES STRATÉGIES DE CONTRÔLE DE L'ÉQUILIBRE.....	22
I.4.4.4. LES AJUSTEMENTS POSTURAUX.....	23
I.5. POSTUROGRAPHIE.....	25
I.5.1. LES PLATES-FORMES DE FORCES.....	26
I.5.2. LA REPRÉSENTATION GRAPHIQUE DU CENTRE DE PRESSION.....	27
I.5.3. LES PARAMÈTRES STABILOMÉTRIQUES.....	31
I.5.4. INTÉRÊTS DE LA POSTUROGRAPHIE.....	32
I.6. CONCLUSION.....	33
CHAPITRE II : ANALYSE DE DIFFUSION DU STABILOGRAMME	
II.1. INTRODUCTION.....	35
II.2. ANALYSE DE DIFFUSION (STABILOGRAM DIFFUSION ANALYSIS).....	35
II.2.1. LE MOUVEMENT BROWNIEN.....	35

II.2.2. LE MOUVEMENT BROWNIEN FRACTIONNAIRE.....	38
II.2.3. LA MÉTHODE DE COLLINS ET DE LUCA.....	39
II.2.4. LA RÉGRESSION LINÉAIRE.....	44
II.3. ANALYSE DE LA VARIANCE À UN FACTEUR (ANOVA).....	45
II.3.1. DÉFINITION.....	45
II.3.2. STRUCTURE DES DONNÉES.....	46
II.3.3. MODÈLE DE L'ANALYSE DE VARIANCE.....	46
II.3.3.1. MODÈLE SOUS H_0 : HOMOGENÉITÉ DES DONNÉES.....	46
II.3.3.2. MODÈLE SOUS H_1 : HÉTÉROGÉNÉITÉ DES DONNÉES.....	47
II.3.3.3. ÉQUATION FONDAMENTALE DE L'ANALYSE DE VARIANCE.....	47
II.3.3.3.1. ESTIMATION DES PARAMÈTRES DES MODÈLES.....	47
II.3.3.3.2. DÉCOMPOSITION DE LA VARIATION TOTALE.....	48
II.3.3.3.3. LE RAPPORT DE CORRÉLATION.....	49
II.3.4. PRINCIPE DU TEST ET TABLEAU DE VARIATION.....	49
II.4. PROTOCOLES ET ACQUISITION.....	51
II.5. RÉSULTATS ET DISCUSSIONS.....	52
II.5.1. EFFET DE L'ÉCARTEMENT DES PIEDS.....	56
II.5.2. EFFET DES ENTRÉES VISUELLES.....	57
II.5.3. EFFET DE L'ÂGE.....	57
II.6. CONCLUSION.....	64
CHAPITRE III : ANALYSE TEMPS-FRÉQUENCE PAR TRANSFORMÉE	
DEHILBERT-HUANG DU STABILOGRAMME	
III.1. INTRODUCTION.....	66
III.2. LA TRANSFORMÉE DE HILBERT-HUANG.....	67
III.3. LA DÉCOMPOSITION MODALE EMPIRIQUE.....	68
III.3.1. DÉFINITION ET OBJECTIF DE L'EMD.....	68
III.3.2. PRINCIPE DE LA DÉCOMPOSITION.....	69
III.3.3. INTRINSIC MODE FUNCTION (IMF).....	70
III.3.4. PROCESSUS DE TAMISAGE (PRINCIPE ALGORITHMIQUE).....	71
III.4. TRANSFORMÉE DE HILBERT.....	76
III.4.1. SIGNAL ANALYTIQUE ET TRANSFORMÉE DE HILBERT.....	76
III.4.2. ASPECT ÉNERGÉTIQUE DE LA TRANSFORMÉE DE HILBERT.....	78
III.4.3. IMPLÉMENTATION DE LA TRANSFORMÉE DE HILBERT.....	79

III.5. RÉSULTATS OBTENUS PAR LA MÉTHODE DE HILBERT-HUANG.....	80
III.6. DISCUSSIONS.....	83
III.7. CONCLUSION.....	84
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	85
BIBLIOGRAPHIE	
ANNEXE	

LISTEDES FIGURES

Figure I.1 : La posture orthostatique.....	5
Figure I.2 : Les muscles antigravitaires et responsables du tonus musculaire.....	6
Figure I.3 : Organisation centrale du contrôle postural (d'après Massion, 1994).....	8
Figure I.4 : Systèmes sensoriels impliqués dans la régulation de la posture.....	9
Figure I.5 : Les récepteurs proprioceptifs musculaires, articulaires et tendineux.....	11
Figure I.6 : Éléments anatomiques constituant l'oreille.....	12
Figure I.7 : Vue externe du labyrinthe membraneux de l'oreille interne.....	12
Figure I.8 : Coupe simplifiée d'un œil humain.....	13
Figure I.9 : Les muscles de l'oculomotricité et leur innervation.....	14
Figure I.10 : Système nerveux central.....	15
Figure I.11 : Aires cérébrales.....	15
Figure I.12 : Position de la ligne de gravité par rapport aux différents segments corporels.....	17
Figure I.13 : Polygone de sustentation et la projection du centre de gravité.....	18
Figure I.14 : Cône de stabilité.....	19
Figure I.15 : Le modèle mécanique du pendule inversé.....	21
Figure I.16 : Déplacements des COP et COM dans le plan sagittal en fonction du temps lors de la position debout non perturbée.....	21
Figure I.17 : Limites de stabilité normales et anormales.....	23
Figure I.18 : Plate-forme de forces.....	25
Figure I.19 : Oscillations posturales enregistrées par Vierordt vers 1860.....	26
Figure I.20 : Exemple de plates-formes de force utilisées dans le cadre de l'évaluation de l'équilibre debout non perturbé.....	27
Figure I.21 : Plans anatomiques décrits pour le corps humain.....	28
Figure I.22 : Statokinésigramme d'un sujet en position quasi-statique.....	29
Figure I.23 : Stabilogrammes d'un sujet en position quasi-statique.....	30
Figure I.24 : Représentation fréquentielle du centre de pression suivant l'axe antéropostérieur.....	30
Figure II.1 : Observation microscopique de graines de pollen en suspension provenant de sacs de pollens de primevère.....	36
Figure II.2 : Le mouvement brownien d'une particule microscopique en suspension dans	36

l'eau.....	
Figure II.3 : Le bruit gaussien fractionnaire et le mouvement brownien fractionnaire.....	37
Figure II.4 : Extrait de l'article d'Albert Einstein sur le mouvement Brownien publié en 1905 dans Annalen der physik.....	38
Figure II.5 : La méthode de calcul du déplacement quadratique moyen en fonction de l'intervalle de temps croissant Δt	40
Figure II.6 : Représentation schématique de la courbe de diffusion du stabilogramme.....	41
Figure II.7 : Illustration schématique d'un contrôle en boucle ouverte.....	42
Figure II.8 : Illustration schématique d'un contrôle en boucle fermée.....	42
Figure II.9 : La droite de régression.....	44
Figure II.10 : Ronald Fischer 1890-1962.....	45
Figure II.11 : Dispositif fondé sur l'utilisation des champs magnétiques pulsés.....	52
Figure II.12 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du temps critique et du déplacement quadratique moyen critique pour les 25 sujets sains.....	53
Figure II.13 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de diffusion pour les deux régions (D_s, D_l) pour les 25 sujets sains.....	54
Figure II.14 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de Hurst pour les deux régions (H_s, H_l) pour les 25 sujets sains.....	55
Figure II.15 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du temps critique pour les sujets jeunes et adultes...	61
Figure II.16 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du déplacement quadratique moyen critique pour les sujets jeunes et adultes.....	61
Figure II.17 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de diffusion pour la région à court terme (D_s) pour les sujets jeunes et adultes.....	62
Figure II.18 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de diffusion pour la région à long terme (D_l) pour les sujets jeunes et adultes.....	62
Figure II.19 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes	63

directions, la moyenne du coefficient de Hurst pour la région à court terme (H_s) pour les sujets jeunes et adultes.....	
Figure II.20 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de Hurst pour la région à long terme (H_l) pour les sujets jeunes et adultes.....	63
Figure III.1 : Organigramme de la transformée de Hilbert Huang (HHT).....	68
Figure III.2 : Principe de l'EMD.....	70
Figure III.3 : IMF extraite d'un signal stabilométrique.....	71
Figure III.4 : Première itération du processus de tamisage.....	72
Figure III.5 : Organigramme de la décomposition par EMD.....	73
Figure III.6 : Décomposition d'un signal stabilométrique dans la direction antéropostérieure en IMFs.....	74
Figure III.7 : Décomposition d'un signal stabilométrique dans la direction médiolatérale en IMFs.....	75
Figure III.8 : Spectres du cosinus et du signal analytique associé.....	76
Figure III.9 : Principe d'estimation de de l'amplitude instantanée et la fréquence instantanée via le signal analytique.....	77
Figure III.10 : Filtre de Hilbert.....	78
Figure III.11 : Calcul du signal analytique d'un signal sinusoïdal.....	79
Figure III.12 : Diagramme de blocs de l'implémentation de la transformée de Hilbert.....	80
Figure III.13 : Histogramme représentant les moyennes de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction antéropostérieure et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).....	81
Figure III.14 : Histogramme représentant les moyennes de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction médiolatérale et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).....	82

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II.1 : Tableau de données.....	46
Tableau II.2 : Table d'ANOVA.....	50
Tableau II.3 : Caractéristiques de 25 sujets sains.....	51
Tableau II.4 : Moyennes et écart-types du temps critique et du déplacement quadratique moyen critique pour les 25 sujets pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).....	53
Tableau II.5 : Moyennes et écart-types du coefficient de diffusion pour les deux régions (D_s, D_l) pour les 25 sujets pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).....	54
Tableau II.6 : Moyennes et écart-types du coefficient de Hurst pour les deux régions (H_s, H_l) pour les 25 sujets pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).....	55
Tableau II.7 : Caractéristiques des deux groupes (jeunes et adultes).....	57
Tableau II.8 : Moyennes et écart-types du temps critique et du déplacement quadratique moyen critique pour les sujets jeunes et adultes pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).....	58
Tableau II.9 : Moyennes et écart-types du coefficient de diffusion pour les deux régions (D_s, D_l) pour les sujets jeunes et adultes pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).....	59
Tableau II.10 : Moyennes et écart-types du coefficient de Hurst pour les deux régions (H_s, H_l) pour les sujets jeunes et adultes pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).....	60
Tableau III.1 : Moyennes et écart-types de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert	81

des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction antéropostérieure et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).....

Tableau III.2 : Moyennes et écart-types de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert 82

des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction médiolaterale et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).....

ABREVIATIONS

SNC :Système Nerveux Central.

COM :Centre De Masse.

COP:Centre De Pression.

APA :Ajustements Posturaux Anticipés.

AP :Antéropostérieur.

ML :Médiolatéral.

LFS:Longueur en fonction de la Surface.

SDA :Stabilogram Diffusion Analysis.

ANOVA:Analysis Of Variance.

PE_YO : Pieds Ecartés_Yeux Ouverts.

PE_YF :Pieds Ecartés_Yeux Fermés.

PS_YO :Pieds Serrés_Yeux Ouverts.

PS_YF :Pieds Serrés_Yeux Fermés.

HHT :Hilbert-Huang Transform.

EMD :Empirical Mode Decomposition.

FI :Fréquences Instantanées.

AI :Amplitudes Instantanées.

IMF :Intrinsic Mode Functions.

SD:Standard Deviation.

RÉSUMÉS:

L'objectif de ce mémoire est d'analyser le signal stabilométrique pour déduire un indicateur sensible à l'influence de l'âge, des entrées visuelles et proprioceptives. Cette analyse est réalisée à l'aide de deux techniques : l'analyse de diffusion proposée par Collins et De Luca en 1993 et la transformée de Hilbert-Huang (HHT) introduite par Norden E. Huang en 1998. 25 sujets sains (18 hommes et 7 femmes ; âge moyen = $25,64 \pm 6,03$) ont été analysés par la mesure des déplacements du centre des pressions à l'aide d'une plateforme électromagnétique dans les quatre conditions expérimentales : une position pieds écartés yeux ouverts (PE_YO), une position pieds écartés yeux fermés (PE_YF), une position pieds serrés yeux ouverts (PS_YO) et une position pieds serrés yeux fermés (PS_YF). Les résultats montrent qu'il existe une amélioration de l'équilibre orthostatique lorsque l'écartement entre les pieds augmente, c'est-à-dire lorsque la taille du polygone de sustentation augmente. Le changement de position des pieds influe surtout sur les oscillations médio-latérales du sujet. L'entrée visuelle augmente la stabilité posturale notamment dans la direction ML et seulement lors de la diminution du polygone de sustentation mais dans le cas contraire l'effet stabilisateur de l'entrée visuelle devient moins important.

ABSTRACT:

The objective of this memory is to analyze the stabilometric signal to derive a sensitive indicator for the influence of age, visual and proprioceptive inputs. This analysis is performed using two techniques: the analysis of diffusion proposed by Collins and De Luca in 1993 and the Huang Hilbert transform (HHT) introduced by Norden E. Huang in 1998. 25 healthy subjects (18 men and 7 women, mean age = 25.64 ± 6.03) were analyzed by measuring the displacement of center of pressure using an electromagnetic platform in the four experimental conditions: a position legs spread open eyes (PE_YO), a position feet apart eyes closed (PE_YF), a position feet together eyes open (PS_YO) and a position feet together eyes closed (PS_YF). The results show that there is an improvement in postural balance when the spacing between the legs increases, that is to say, when the size of the polygon increases. The change of foot position influences especially mediolateral oscillation of the subject. The visual input increases postural stability especially in the ML direction and only at the lower polygon but otherwise the stabilizing effect of the visual input becomes less important.

INTRODUCTION GENERALE

L'homme se singularise par sa station debout érigée appelée aussi posture orthostatique. Pour maintenir cette position malgré la force de pesanteur, l'individu s'appuie sur un squelette dont les articulations sont rigidifiées par des contractions musculaires organisées par le système nerveux central qui prend en compte de nombreuses informations sensorielles issues de la somesthésie, du vestibule et/ou de la vision.

L'étude de la posture orthostatique présente un grand intérêt pour l'analyse du déficit du contrôle de l'équilibre qui peut être lié à la pathologie, au vieillissement, ou aux contraintes environnementales [12]. Une méthode d'analyse de l'équilibre consiste à utiliser une plate-forme de forces qui permet d'extraire le déplacement du centre de pression selon les directions médio-latérale (ML) et antéropostérieure (AP). La représentation des coordonnées du centre des pressions en fonction du temps constitue le stabilogramme. Les paramètres extraits du stabilogramme s'avèrent comme des variables clés pour surveiller la dégradation de l'équilibre.

Dans la littérature, on peut trouver plusieurs paramètres qui se basent sur des outils mathématiques distincts permettant de caractériser l'équilibre postural. Ces paramètres peuvent être classés en trois grandes catégories. La première rassemble les paramètres décrivant les caractéristiques spatio-temporelles de la trajectoire du centre de pression. Ces paramètres sont simples d'utilisation et facilement lisibles mais le principal point faible réside au fait qu'en aucun cas les propriétés dynamiques sont prises en compte [10]. La seconde regroupe les paramètres qui se basent sur une analyse fréquentielle des trajectoires. Cette analyse permet donc d'apprécier la contribution des différentes boucles de régulation dans le contrôle postural [10]. La troisième associe les paramètres de type stochastique qui font référence à la modélisation de la trajectoire du centre de pression par des processus stochastiques comme les mouvements browniens fractionnaires. Cette modélisation a été introduite par Collins et De Luca en (1993) [15] afin de mieux comprendre les processus de régulation de la posture orthostatique.

L'objectif général qui motive ce travail de mémoire est d'analyser le signal stabilométrique pour déduire un indicateur sensible à l'influence de l'âge, des entrées visuelles et proprioceptives. Cette analyse est réalisée à l'aide de deux techniques : l'analyse de diffusion proposée par Collins et De Luca en 1993[15] et la transformée de Hilbert Huang (HHT) introduite par Norden E. Huang en 1998[32].

Le manuscrit de ce mémoire se divise en trois chapitres. Le premier chapitre expose les fonctions du contrôle postural, les principaux capteurs posturaux ainsi que les moyens et les paramètres d'évaluation de la stabilité posturale.

Le deuxième chapitre est consacré à l'analyse de diffusion du stabilogramme. Après une explication de cette analyse, l'analyse de variance (ANOVA) qui permet de comparer les moyennes des différents paramètres est ensuite présentée. Par la suite, le protocole expérimental ainsi que le matériel utilisé sont décrits. Le chapitre se terminera par la discussion des résultats de la méthode appliquée.

Enfin, le troisième chapitre sera consacré à l'analyse temps-fréquence par transformée de Hilbert-Huang du stabilogramme. Le but, ici, est d'extraire à partir du stabilogramme les périodes et les amplitudes instantanées par la transformée de Hilbert Huang et d'en déduire un indicateur sensible à l'influence des entrées visuelles et proprioceptives.

CHAPITRE I

***LE CONTRÔLE POSTURAL
ORTHOSTATIQUE***

I.1.INTRODUCTION:

L'homme se singularise par sa station debout érigée appelée aussi posture orthostatique. Pour maintenir cette position malgré la force de la pesanteur, l'individu s'appuie sur un squelette dont les articulations sont rigidifiées par des contractions musculaires organisées par le système nerveux central[16].

L'étude de la posture orthostatique présente un grand intérêt pour l'analyse du déficit du contrôle de l'équilibre qui peut être lié à la pathologie, au vieillissement, ou aux contraintes environnementales[17]. Une méthode d'analyse de l'équilibre consiste à utiliser une plate-forme de forces qui permet d'extraire le déplacement du centre de pression. La représentation des coordonnées du centre des pressions en fonction de temps constitue le stabilogramme. Les paramètres extraits du stabilogramme s'avèrent comme des variables clés pour surveiller la dégradation de l'équilibre.

L'objectif de ce chapitre est d'exposer les fonctions du contrôle postural, les principaux capteurs posturaux ainsi que les moyens et les paramètres d'évaluation de la stabilité posturale.

I.2.LA POSTURE ORTHOSTATIQUE :

Plusieurs auteurs ont tenté de définir la posture. Selon le dictionnaire (Source : laboratoire d'analyse et de traitement informatique de la langue française), la posture est définie comme : « Attitude, position du corps, volontaire ou non, qui se remarque, soit par ce qu'elle a d'inhabituel, ou de peu naturel, de particulier à une personne ou à un groupe, soit par la volonté de l'exprimer ». Les termes « attitude », « contenance », « maintien » et « pose » sont définis comme étant des synonymes de la posture[3]. Paillard (1976) la désigne comme « la position de l'ensemble des segments à un instant précis »[1]. Pour Winter (1995), la posture correspond à l'orientation de chaque segment corporel par rapport à la force de gravité[1]. Massion (1997) la définit comme étant toutes les attitudes antigravitaires dont la fonction est d'assurer le soutien du corps[4].

La posture adoptée est variable en fonction de l'espèce animale, du contexte environnemental et des objectifs propres du sujet.

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

Chaque espèce animale utilise préférentiellement une posture donnée, c'est la posture de référence. Chez l'homme, la posture de référence est la station debout appelée aussi posture orthostatique (Figure I.1).

La posture orthostatique est la station debout érigée[6], se modifiant, s'adaptant pour préparer le geste. C'est la position fondamentale antigravitaire de l'espèce humaine; elle résulte de contractions musculaires toniques presque isométriques. Cet état de contraction permanente des muscles utilisés pour lutter contre la gravité, s'appelle : tonus musculaire.

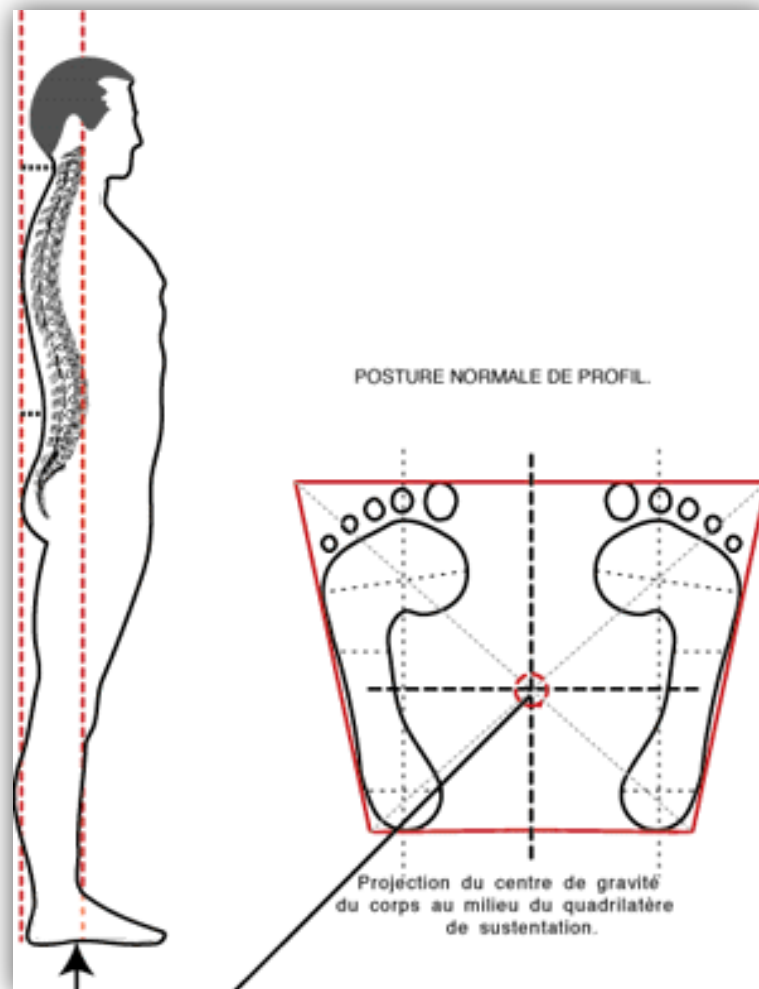


Figure I.1:La posture orthostatique[11].

I.3.LE TONUS :

Le tonus est l'état de tonicité de la musculature, c'est le niveau de tension ou de contraction musculaire. L'une de ses fonctions est le maintien des positions antigraavitaires et de la posture. Toute anomalie dans la répartition de ce tonus entraîne une asymétrie tonique posturale.[7]

Le tonus est surtout présent au niveau des extenseurs de la cheville, des muscles ischio-jambiers, des extenseurs de la colonne vertébrale et des muscles de la nuque (Figure I.2). Le degré d'intervention des différents muscles n'est pas constant, il dépend de la position du corps ; grâce à différents réflexes, le tonus postural s'adapte à la posture générale du corps.

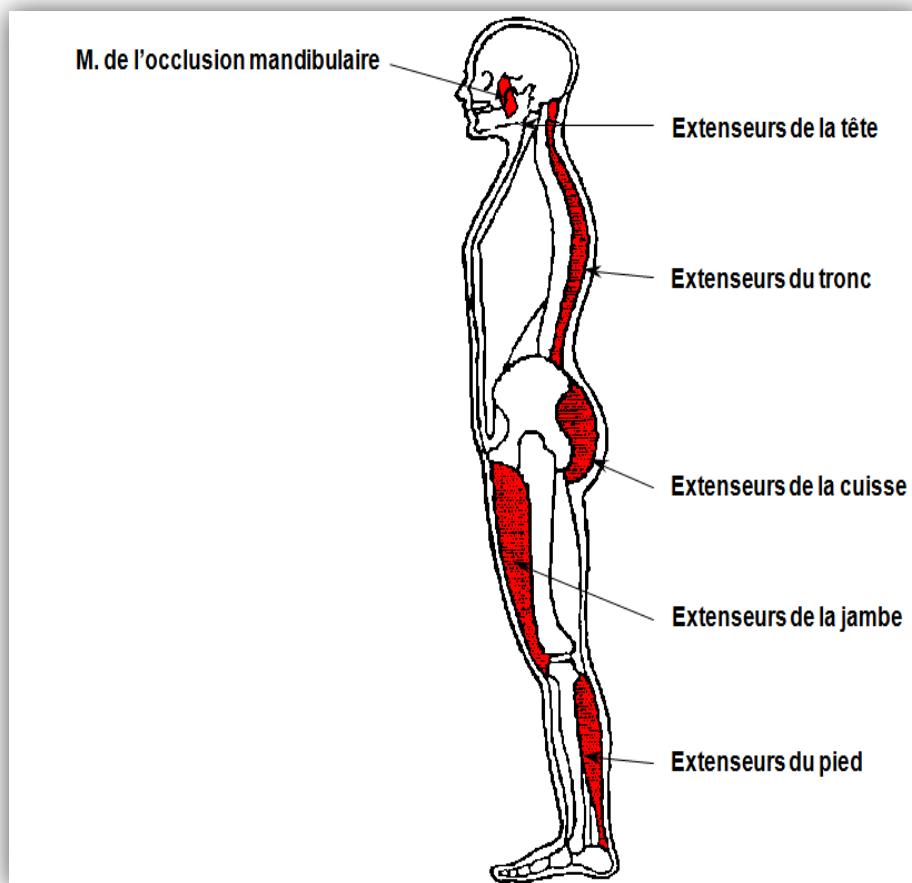


Figure I.2 : Les muscles antigraavitaires et responsables du tonus musculaire.

Le tonus peut être divisé en trois niveaux toniques qui sont [7]:

- *Le tonus de fond* : Il s'agit de l'état de tension faible et isométrique des muscles. Cet état est involontaire et constant, il apparaît même au repos. Il est le résultat de l'activité du tronc cérébral et plus particulièrement de la formation réticulée.
- *Le tonus postural* : C'est l'état de tension permanente et involontaire ou volontaire du muscle permettant à l'organisme de conserver une position donnée. Il permet le maintien de l'équilibre statique et dynamique et garantit un niveau de contraction optimal pour l'action. Cette fonction est sous la commande du système nerveux central et périphérique.
- *Le tonus d'action* : Il se définit par la contraction musculaire à l'origine du mouvement. Il est géré par la commande motrice volontaire.

I.4. LE CONTRÔLE MOTEUR POSTURAL :

I.4.1. LES FONCTIONS DU CONTRÔLE POSTURAL :

Le contrôle moteur postural consiste en une répartition harmonieuse du tonus musculaire dans tous les muscles antigravifiques de sorte que l'axe du corps soit confondu avec le vecteur gravitationnel [6].

Le contrôle postural comporte deux fonctions [3] :

- ✚ Une fonction antigravitaire de stabilisation ou d'équilibre pour résister à la gravité et maintenir l'équilibre du corps (éviter la chute).
- ✚ Une fonction d'interface (ou d'orientation) entre le corps et l'environnement qui assure l'interaction entre perception et action.

Ces deux fonctions du contrôle postural sont basées sur le schéma corporel postural proposé par Gurfinkel et Levick (1991). Le schéma corporel peut se définir comme « une représentation interne du corps ou modèle du corps » (Gurfinkel et al. 1988) [3]. Il est en partie défini génétiquement et en partie acquis par l'apprentissage. Le schéma corporel inclut

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

une représentation de la configuration géométrique du corps, des forces et de l'orientation du corps par rapport à la verticale gravitaire (Figure I.3). [3]

Le schéma corporel postural est constamment modulé par les afférences sensorielles issues de la somesthésie, du vestibule et/ou de la vision (Figure I.4). Selon Massion (1994), les diverses afférences seraient utilisées pour détecter les erreurs de positionnement de la projection du centre de gravité au sol [3]. Le cervelet semble être une structure fortement impliquée dans la détection de ces erreurs et dans leur correction afin de permettre à un individu de maintenir sa posture, son équilibre et de se déplacer. Les afférences envoient constamment des signaux détecteurs d'erreurs, constituant le contrôle rétroactif (boucle fermée de feedback) de la posture.

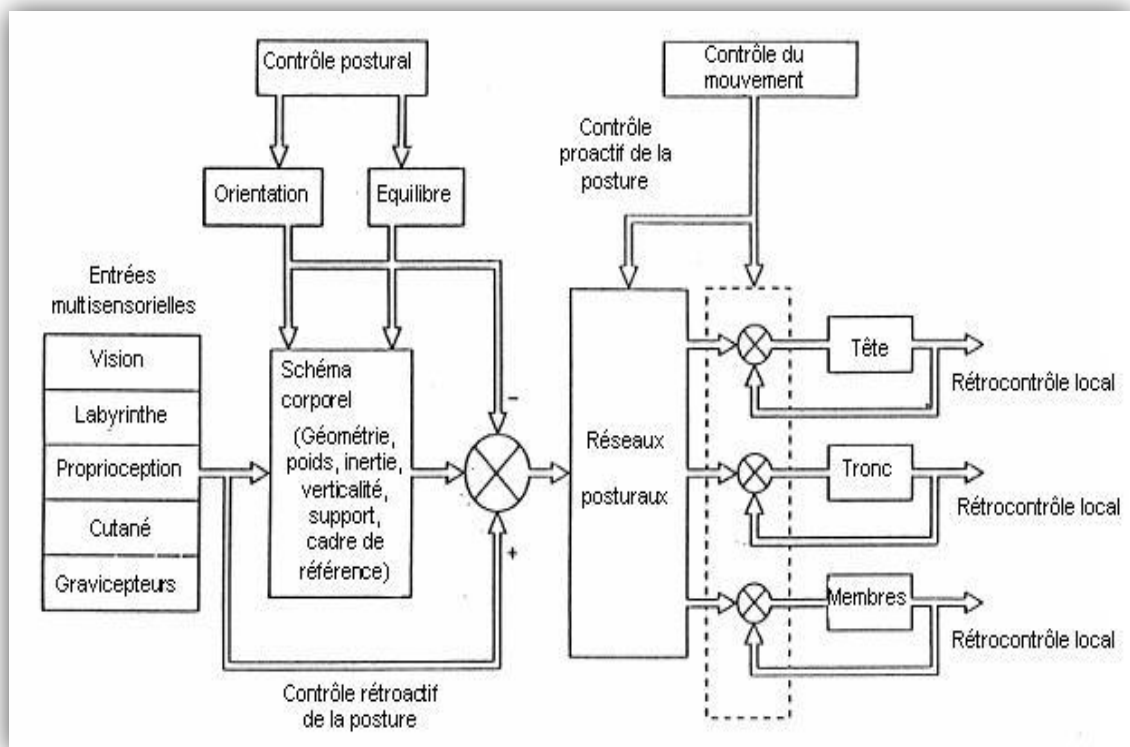


Figure I.3 : Organisation centrale du contrôle postural (d'après Massion, 1994).

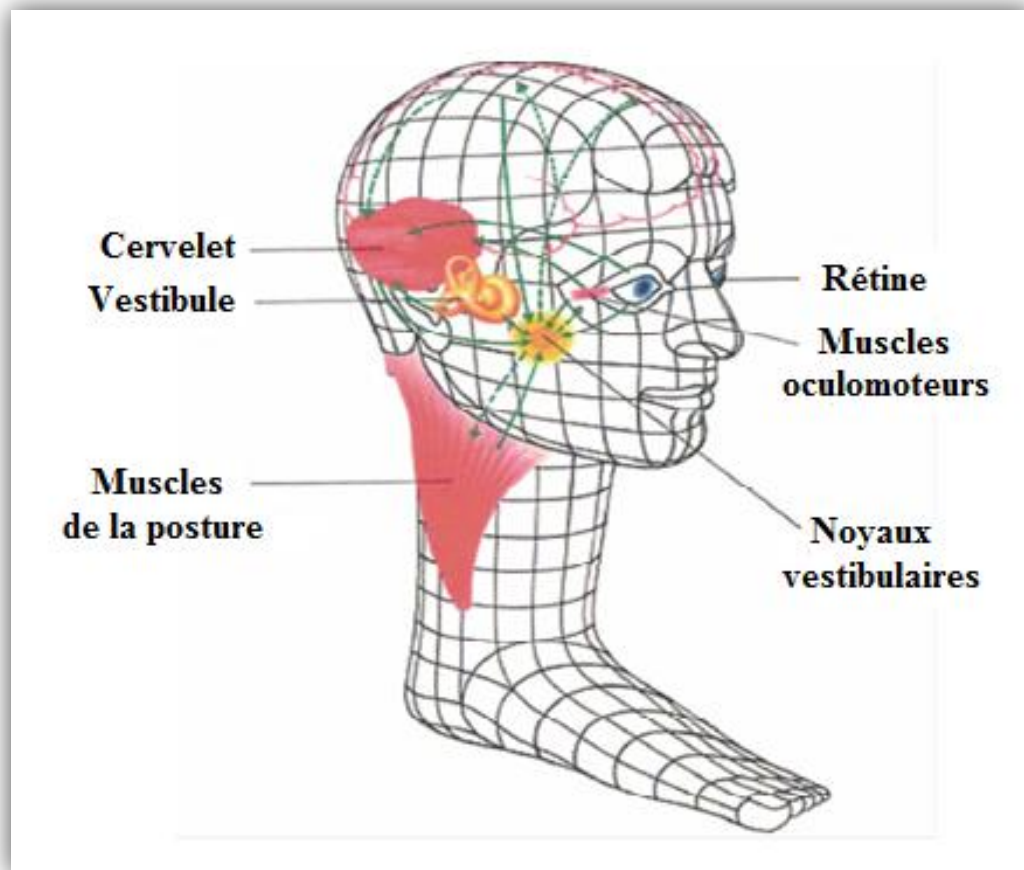


Figure I.4 : Systèmes sensoriels impliqués dans la régulation de la posture.

I.4.2.LES ENTRÉES SENSORIELLES IMPLIQUÉES DANS LE CONTRÔLE POSTURAL ET LEURS INTÉGRATION :

I.4.2.1.L'ENTRÉE SOMESTHÉSIQUE :

L'entrée somesthésique fait référence à l'ensemble des afférences du corps (soma)[3]. Elle regroupe les capteurs extéroceptifs (cutanés), proprioceptifs (tendino-musculo-articulaires), et intéroceptifs (viscéraux). Elle permet au système nerveux central d'être à tout moment informé sur la position des différents segments corporels entre eux (statesthésie) et d'analyser les variations (kinesthésie), sur les forces internes et externes qui agissent sur le corps, et lui permet d'agir en rapport.[1]

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

Les récepteurs cutanés (corpuscules de Meisner, de Ruffini et de Paccini, disques de Merkel, terminaisons libres) se situent dans l'épiderme et dans le derme : leur quantité varie en fonction de la zone corporelle. Ainsi, on en trouve un grand nombre sur la voûte plantaire. Ils permettent d'avoir une représentation des zones et des forces d'appui. Ils informent aussi le système nerveux central (SNC) sur la pression différentielle entre les voûtes plantaires, ce qui permet de s'adapter aux variations du terrain.[3]

La proprioception, ou kinesthésie, se construit sur la base des informations issues des récepteurs musculaires (fuseaux neuromusculaires), tendineux (organes tendineux de Golgi), articulaires (corpuscules de Ruffini ou de Paccini pour les capsules articulaires et corpuscules de Golgi pour le tissu ligamentaire), et cutanés (perception de l'étirement de la peau, corpuscules de Ruffini)(Figure I.5).Les fuseaux neuromusculaires se situent dans les corps musculaires et renseignent principalement sur la longueur et la vitesse d'allongement des muscles. Les organes tendineux de Golgi quant à eux informent sur la tension et la raideur musculaire.Les récepteurs articulaires Golgi renseignent sur la direction du mouvement et la perception de la position de l'articulation, la vitesse angulaire et la direction du mouvement sont détectées par les récepteurs de Ruffini, et les capsules de Pacini renseignent sur la détection et les accélérations des mouvements.Le système nerveux central prend en compte l'ensemble des informations de cette « chaîne proprioceptive » qui s'étend de la tête aux pieds.[1] [3] [8]

Les intérocepteurs sont répartis dans les différents organes et viscères. Ils réagissent aux modifications internes de l'organisme (pression sanguine, homéostasie).[1]

Ces récepteurs peuvent être regroupés selon cinq catégories : les mécanorécepteurs (sensibles à des stimuli mécaniques), les thermorécepteurs (sensibles à la température), les photorécepteurs (sensibles à la lumière), les chémorécepteurs (sensibles à des stimuli chimiques) et les nocicepteurs (sensibles à la douleur). La somesthésie regroupe la proprioception, les sensations cutanées tactiles, thermiques et nociceptives.[1]

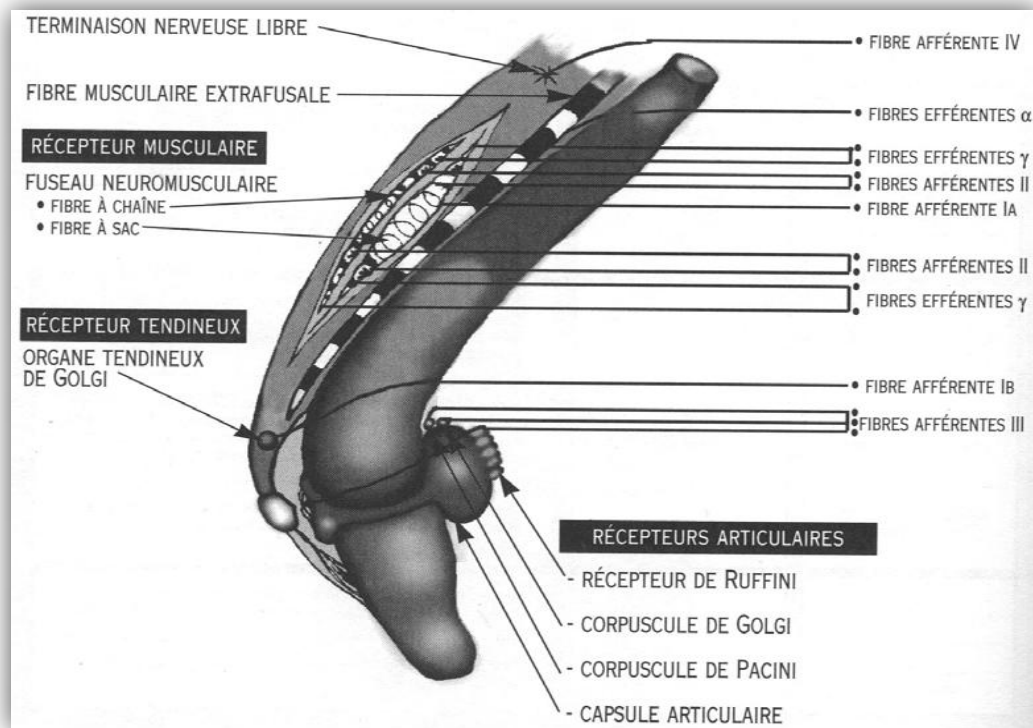


Figure I.5 : Les récepteurs proprioceptifs musculaires, articulaires et tendineux.

I.4.2.2.L'ENTRÉE VESTIBULAIRE :

Le système vestibulaire situé dans l'oreille interne (composée de la cochlée et du labyrinthe vestibulaire (Figure I.6)) est sensible aux mouvements angulaires et linéaires de la tête. C'est un organe à la fois extérocepteur sensible à des données environnementales : gravité et mouvements imposés au sujet ; et propriocepteur : qui détecte tout mouvement de la tête et permet de revenir à la position de référence. [4]

Le système vestibulaire comprend deux types de récepteurs sensibles à la position et aux déplacements de la tête : les otolithes (le saccule et l'utricule) et les canaux semi-circulaires (Figure I.7). Les otolithes permettent de détecter les accélérations linéaires horizontales et verticales. Les cellules ciliées situées dans les canaux semi-circulaires permettent de détecter les accélérations angulaires. [1]

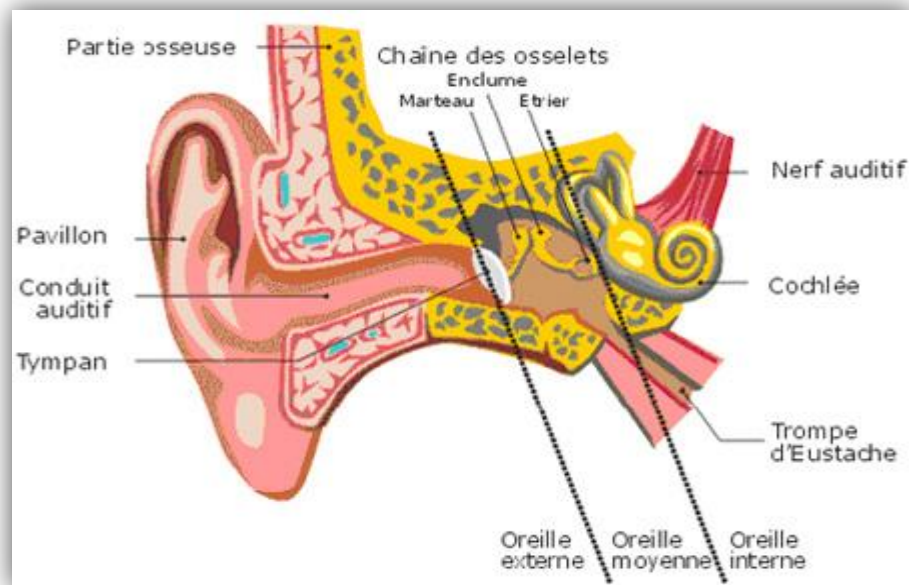


Figure I.6 : Éléments anatomiques constituant l'oreille.

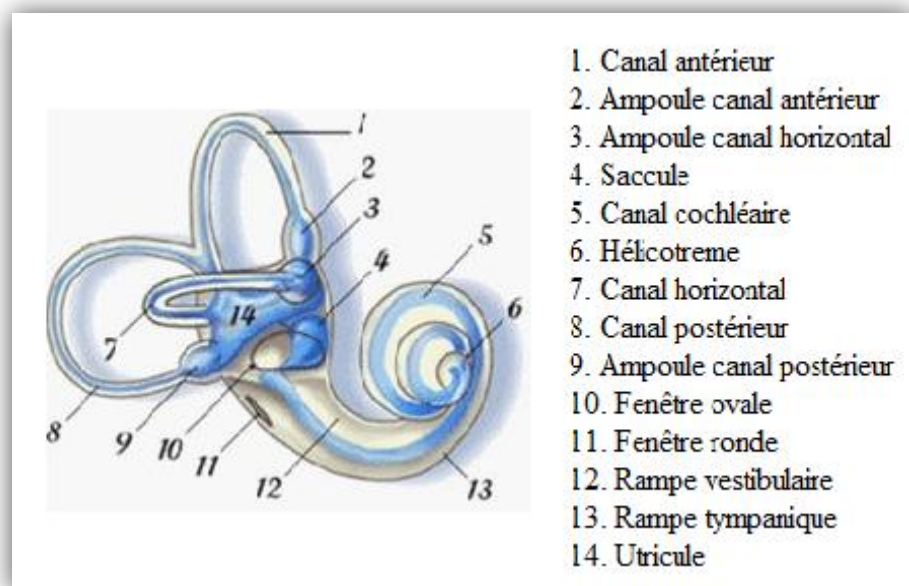


Figure I.7 : Vue externe du labyrinthe membraneux de l'oreille interne.

I.4.2.3.L'ENTRÉE VISUELLE :

L'œil est l'organe anatomique associé à l'entrée visuelle(Figure I.8). Les informations visuelles sont utilisées dans la définition de la position ainsi que du mouvement. Cette double fonction est possible grâce à l'association des informations rétinienne et oculomotrices.[3]

L'information rétinienne informe à la fois sur la position et sur le mouvement du corps dans l'espace[14]. Cette rétine transmet deux types d'informations: la vision focale ou fovéale qui permet l'identification des objets et donne la direction du regard par rapport à la position de la tête et la vision périphérique qui transmet les mouvements de l'environnement par rapport à la rétine[2].L'oculomotricité est le système moteur de contrôle des mouvements du globe oculaire. Les muscles oculomoteurs externes sont au nombre de 6[14](Figure I.9):

- ✚ Droit externe innervé par le VI (nerf moteur oculaire externe).
- ✚ Droit interne par le III (nerf moteur oculaire commun).
- ✚ Droit supérieur par le III.
- ✚ Droit inférieur par le III.
- ✚ Petit oblique par le III.
- ✚ Grand oblique innervé par le IV (nerf pathétique).

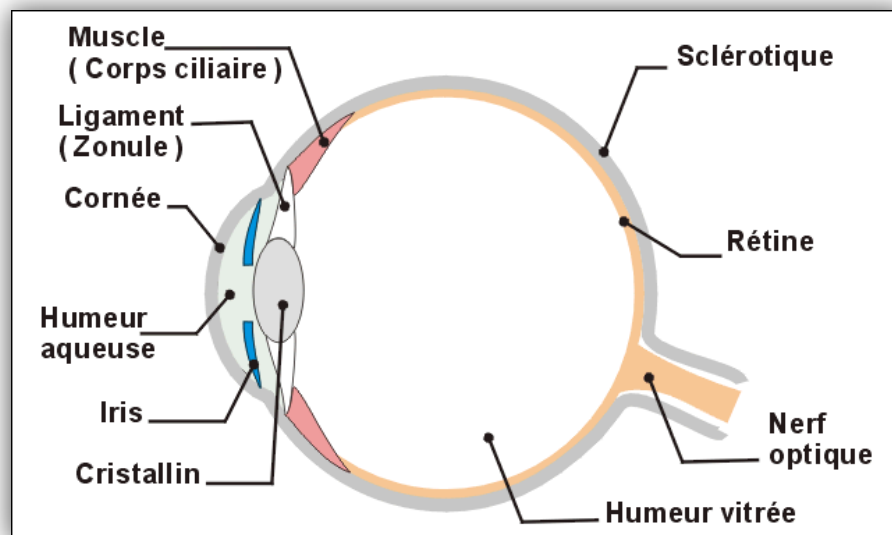


Figure I.8 : Coupe simplifiée d'un œil humain.

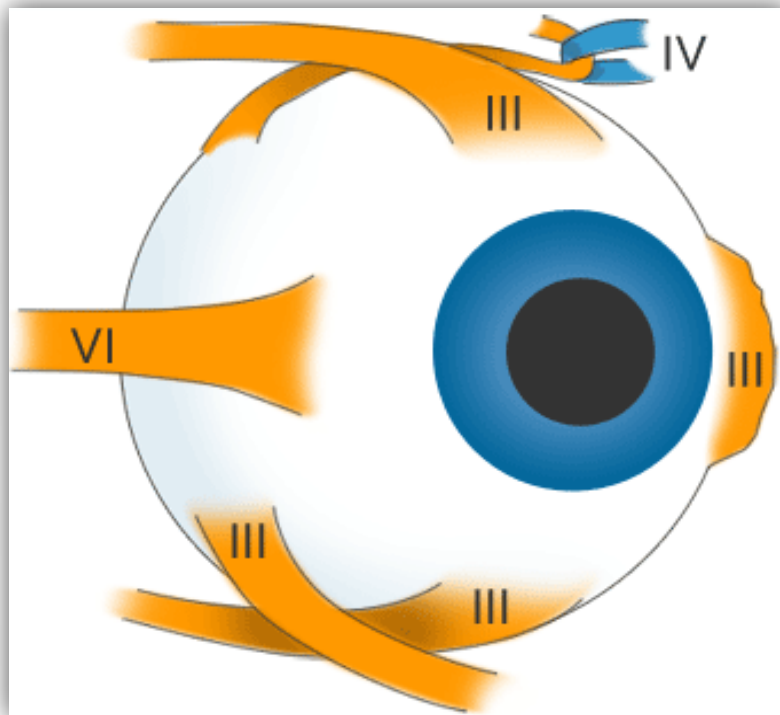


Figure I.9 : Les muscles de l'oculomotricité et leur innervation.

I.4.2.4.L'INTÉGRATION DES INFORMATIONS SENSORIELLES :

Les afférences sensorielles utiles au contrôle de la posture ont toutes une projection centrale. Les afférences somesthésiques sont véhiculées par les colonnes dorsales du Lemnisque-médian (sensibilité corporelle) ou le faisceau trigémino-thalamique (sensibilité de la face) pour se projeter sur le thalamus (complexe ventro-postéro latéral et médian), puis sur le cortex somesthésique (Aires 3a, 3b, 1 et 2 de Brodmann (1909), cortex pariétal). Les afférences visuelles sont transportées par le nerf optique pour se projeter sur le thalamus (corps genouillés latéraux) puis sur le cortex visuel primaire (Aire 17 de Brodmann). Les afférences vestibulaires se projettent directement sur les noyaux vestibulaires (tronc cérébral) et le cervelet. Dans un second temps, elles sont relayées vers le thalamus puis le cortex vestibulaire (région postérieure au cortex somesthésique primaire et région comprise entre le cortex somesthésique et le cortex moteur)(Figure I.10 et Figure I.11).[3]

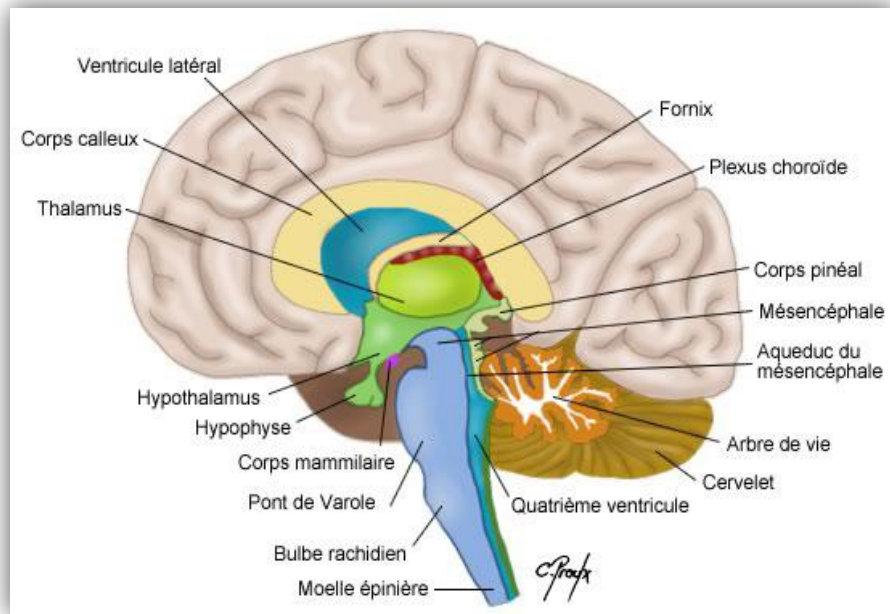


Figure I.10 : Système nerveux central.

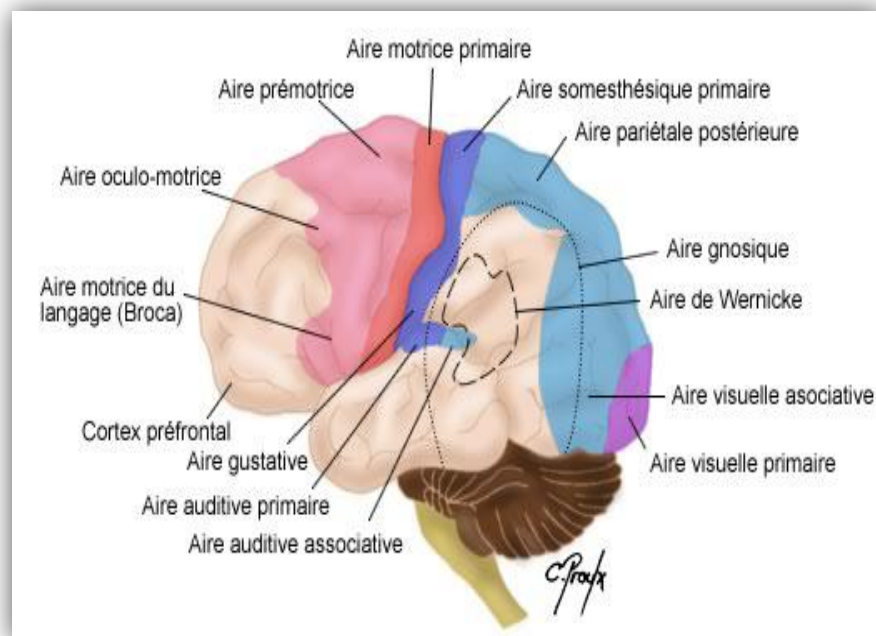


Figure I.11 : Aires cérébrales.

I.4.3.L'ORIENTATION SPATIALE :

L'orientation spatiale est basée sur l'interprétation des informations sensorielles détectées par les systèmes somatosensoriel, vestibulaire et visuel. Ces informations qui convergent impliquent des systèmes de référence qui représentent la base des moyens de repérage utilisés par le cerveau pour organiser la perception et l'action.

L'orientation corporelle fait appel à trois types de référence : Un référentiel spatial égocentré élaboré à partir de signaux somesthésiques requises par rapport à un axe céphalo-caudal (appelé axe Z) déterminant l'emplacement d'objets par rapport à l'individu. Un référentiel spatial allocentré élaboré à partir de signaux visuels localisant les objets directement dans l'espace environnant par rapport à la configuration spatiale impliquée, et non du corps même. Enfin, un référentiel spatial géocentré (ou gravitaire) élaboré à partir de signaux vestibulaires, référentiel absolu, indépendant de la position du corps et des objets environnants où le vecteur gravitaire est invariant. La sélection du référentiel dépend du contexte et de la tâche à effectuer. [1] [4] [5] [13]

I.4.4.L'ÉQUILIBRE :

I.4.4.1.L'ÉQUILIBRE STATIQUE :

L'équilibre est un état stable de la posture à l'instant t [6]. C'est l'aptitude au maintien de la posture en dépit des circonstances qui tendent à la perturber. Ces circonstances peuvent être des contraintes extérieures au sujet (la force gravitationnelle, la force de réaction de la surface d'appui, les accélérations imposées, ...) ou bien des contraintes internes au sujet (les ajustements neuromusculaires, la respiration, l'insuffisance de la sensibilité des capteurs sensoriels pour détecter les mouvements de faible amplitude, et l'influence de la circulation sanguine [2]). D'un point de vue mécanique, l'équilibre est atteint lorsque la résultante des forces et des moments appliqués au corps est nulle. Cet équilibre peut être quasi-statique ou dynamique.

L'équilibre statique d'un sujet nécessite que sa ligne de gravité tombe au milieu de son polygone de sustentation. Dans l'équilibre dynamique, le polygone de sustentation se déplace et/ou se déforme au cours de mouvements intentionnels (marche) ou sous l'action de forces extérieures.

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

La ligne de gravité en posture debout immobile passe sur le sujet vu de profil(Figure I.12)[9]:

- Par le sommet du crâne, le vertex.
- Par le conduit auditif externe.
- Par la partie postérieure de l'apophyse odontoïde de la deuxième vertèbre cervicale.
- 30mm environ en avant de la neuvième vertèbre thoracique,
- À l'arrière du rachis lombaire, (à 38mm environ du corps vertébral de la 3^{ème} vertèbre lombaire).
- Légèrement à l'arrière des têtes fémorales.



Figure I.12 :Position de la ligne de gravité par rapport aux différents segments corporels.

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

Le polygone de sustentation du corps humain, en position orthostatique, est représenté par la surface d'appui au sol des deux pieds et par la surface comprise entre eux deux (Figure I.13)[6]. La taille et la qualité de la base de sustentation jouent un rôle majeur dans le contrôle postural. Chez un sujet normal, le polygone de sustentation ne dépasse pas 200 cm^2 [14]. Une réduction de la taille de cette base, l'apparition de douleurs au niveau des pieds ou une diminution de la sensibilité cutanée plantaire sont autant de facteurs susceptibles d'affecter le maintien postural.

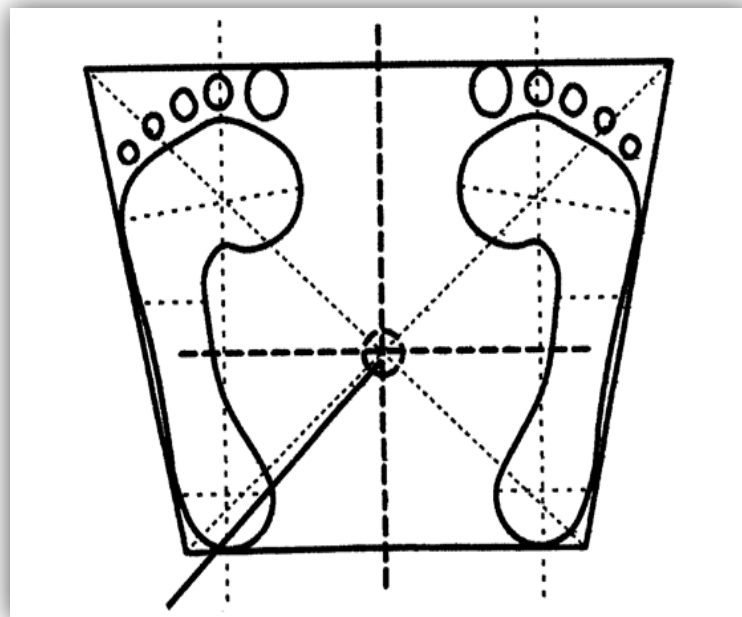


Figure I.13: Polygone de sustentation et la projection du centre de gravité.

L'axe corporel d'un sujet sain debout oscille normalement autour d'un axe de 4° [14]. Cette oscillation peut être représentée sous la forme d'un cône de stabilité (Figure I.14). Ce cône varie selon la taille de la base de sustentation, la mobilité articulaire, la force musculaire ainsi que les informations sensorielles disponibles. Une représentation interne de ce cône existe au sein du système nerveux central : elle sert de référence au maintien postural. Chez la plupart des personnes âgées ayant des problèmes d'équilibre, ce cône est réduit. La représentation de celui-ci pourrait aussi être altérée par un dysfonctionnement des ganglions de la base observé par exemple dans la maladie de Parkinson.

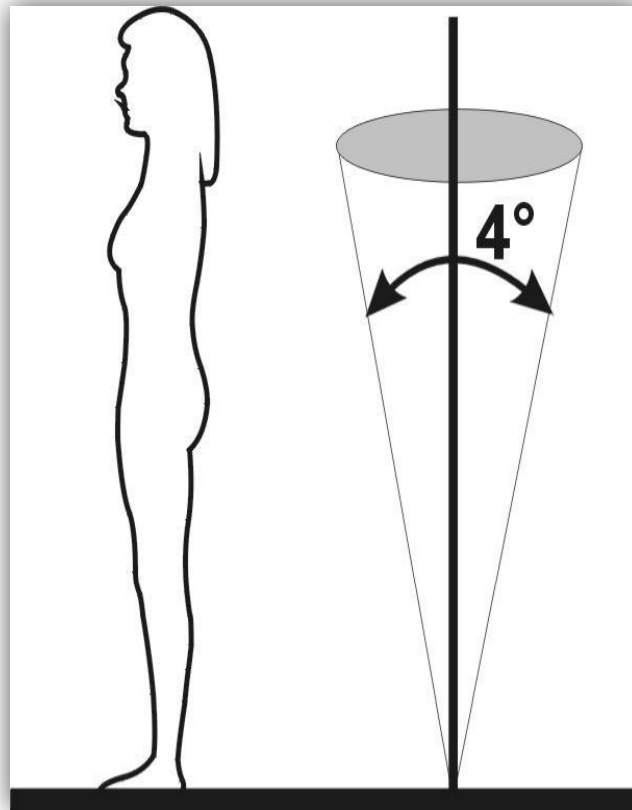


Figure I.14: Cône de stabilité.

I.4.4.2. LE MODÈLE DU PENDULE INVERSÉ:

Le modèle du pendule inversé fut initialement proposé par Gurfinkel (1973)[3]. Il a ensuite été utilisé ou complété par de nombreux auteurs (Winter, 1995, Gatev et al. 1999, Loram et Lakie, 2002)[3]. Ce modèle suggère que le corps humain lors du maintien de la station debout non perturbée, se comporte comme un pendule rigide oscillant autour de l'axe des chevilles à la différence de la position debout perturbée qui requiert en plus l'articulation des hanches. Il se caractérise par un équilibre instable, avec un centre de gravité ou centre de masse placé au-dessus de la surface de sustentation. (Figure I.15)

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

Le pendule est en équilibre si les positions du centre de gravité et du centre de pression sont alignées sur la verticale du lieu (Figure I.15). Le centre de pression correspond au point d'application de la résultante des forces de réaction au sol ; c'est le barycentre des forces de réaction verticales réparties sur l'ensemble de la surface pied-sol.

Le décalage entre les positions du centre de pression et du centre de gravité à cause des perturbations intérieures et extérieures induit la création d'un couple déstabilisateur (Figure I.15). A cet instant, les accélérations transmises au centre de gravité sont dépendantes de la hauteur du centre de gravité, de la masse du système et la distance entre les positions du centre de pression et du centre de gravité. Dans ce cas particulier, le pendule rigide sera amené à chuter. Afin de contrecarrer la chute, le centre de pression doit être déplacé au-delà de la verticale du centre de gravité créant ainsi un nouveau couple afin de ramener ce centre de masse vers une position moyenne d'équilibre. Donc, les mouvements du centre de pression stabilisent le centre de gravité. La position du centre de pression est ainsi liée à la position et à l'accélération du centre de masse. L'augmentation de la distance entre les positions du centre de pression et du centre de gravité entraîne un accroissement des accélérations communiquées au centre de gravité. Ainsi, une position du centre de pression en arrière va induire une accélération antérieure du centre de gravité, proportionnelle à la distance entre le centre de pression et le centre de gravité (Figure I.15).

L'équation qui représente les déplacements horizontaux du centre de gravité (COM) avec ceux du centre de pression (COP) retenue par Winter est la suivante :

$$\text{COP} - \text{COM} = -k \cdot \ddot{\text{COP}}$$

Cette équation indique que la distance horizontale entre le centre de pression et la projection du centre de gravité est proportionnelle à l'accélération des déplacements du centre de pression. Autrement dit, plus le centre de pression est rapidement déplacé au moindre changement de position du centre de gravité mieux le pendule est stabilisé.

Les trajectoires du centre de pression sont intimement liées aux trajectoires du centre de gravité (Figure I.16). Au cours du maintien de la station debout non perturbée, elles se font en phase [3]. Le centre de pression se déplaçant et suivant le centre de masse avec un retard moyen de 4 ms, le COM étant la variable « contrôlée », le COP la variable « contrôlante » [5]. Les trajectoires du centre de pression ont une plus grande fréquence et une plus grande amplitude que celles du centre de masse.

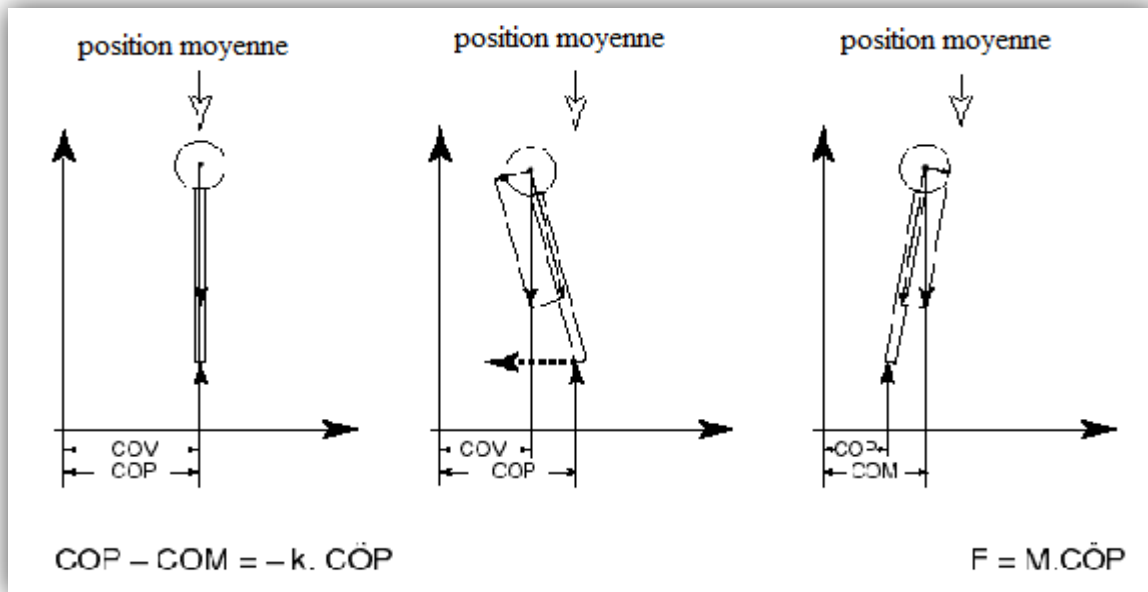


Figure I.15 : Le modèle mécanique du pendule inversé.

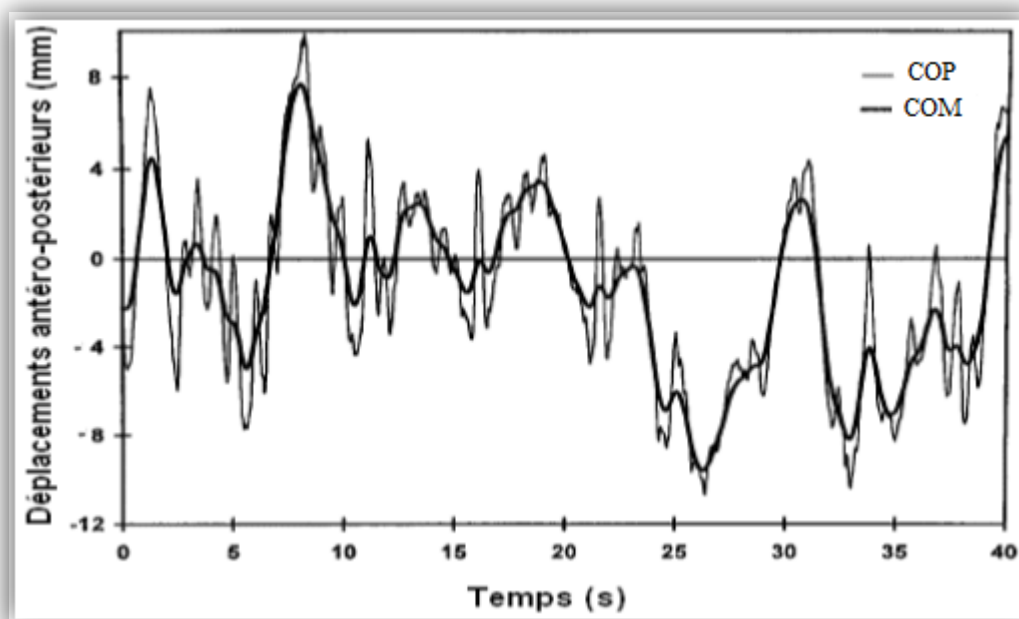


Figure I.16 : Déplacements des COP et COM dans le plan sagittal en fonction du temps lors de la position debout non perturbée.

I.4.4.3. LES STRATÉGIES DE CONTRÔLE DE L'ÉQUILIBRE :

La notion de stratégie posturale a été introduite par Nashner (1985)[1]. On peut la définir comme étant les différentes adaptations posturales successives, aboutissant au maintien de la posture, dans des situations posturales contraignantes (types instabilité du support, poussée).

Différentes stratégies posturales (Figure I.17) sont utilisées par l'homme afin de se maintenir en équilibre et d'éviter la chute [1] [2] [13] :

- ✚ *La stratégie de cheville*: c'est un mouvement de l'ensemble du corps autour des chevilles selon l'axe antéropostérieur à l'image d'un pendule inversé. Elle est normalement utilisée en réponse à des petites perturbations lentes et modérées sur une surface plutôt large et ferme (Figure I.17A).
- ✚ *La stratégie de hanche* : c'est un déplacement simultané et opposé des hanches et des chevilles selon l'axe latéral qui n'entraîne pratiquement aucun déplacement du centre de gravité. Elle permet de faire face à des perturbations importantes et rapides sur une surface souple et étroite (Figure I.17B).
- ✚ *La stratégie du pas* est utilisée lorsque la perturbation est trop importante: un ou plusieurs pas de rattrapage permettent alors d'éviter la chute (Figure I.17C).
- ✚ *La stratégie verticale* consiste à abaisser la position du centre de gravité en fléchissant les chevilles, les genoux et/ou les hanches pour faciliter le contrôle de l'équilibre.

Selon les contraintes environnementales et l'âge, on peut voir des combinaisons de stratégies de cheville et de hanche. Mais l'apparition de certaines stratégies peut dépendre de l'intégrité du système postural. La stratégie de hanche et la stratégie du pas sont beaucoup plus utilisées chez les personnes âgées, notamment celles qui chutent fréquemment ou celles qui ont peur de la chute. Pour chaque stratégie existe une commande musculaire ou synergie qui met en jeu un certain nombre de muscles répartis au niveau des différents segments.

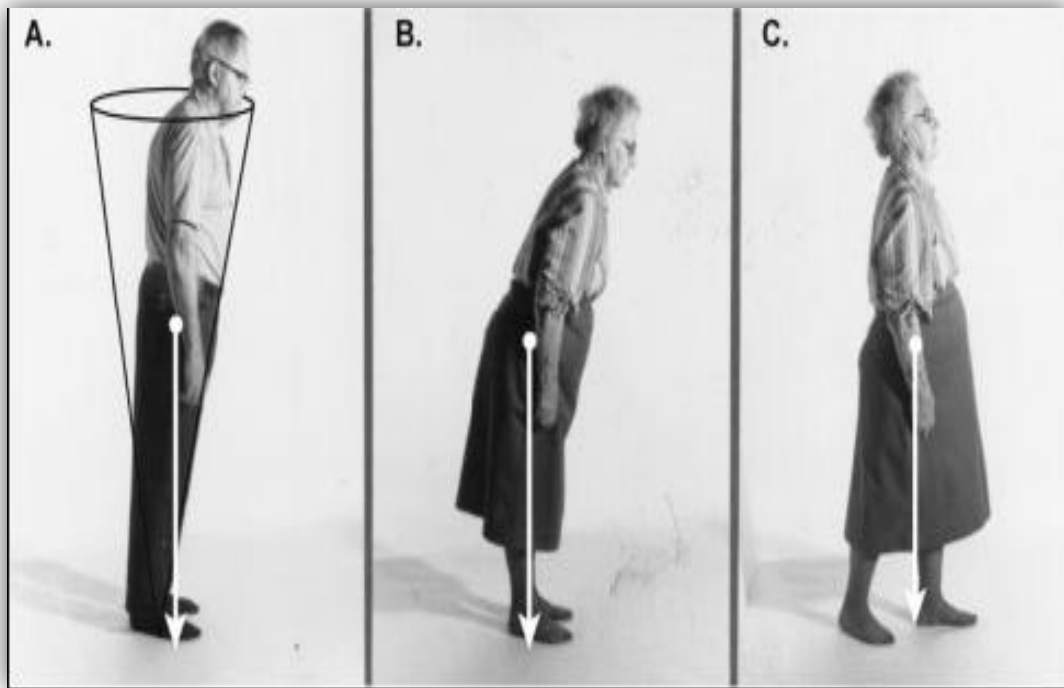


Figure I.17 : Limites de stabilité normales et anormales. (A) Personne âgée saine oscillant vers l'avant en utilisant la stratégie de cheville : ses limites de stabilité peuvent être représentées par un cône. (B) Personne âgée présentant plusieurs déficits sensoriels et oscillant vers l'avant sans déplacer son centre de gravité : elle utilise la stratégie de hanche. (C) Personne âgée présentant plusieurs déficits sensoriels et essayant de se pencher vers l'arrière : elle utilise la stratégie du pas afin d'agrandir sa base de sustentation. La projection verticale du centre de gravité est représentée par la flèche blanche[1].

I.4.4.4.LES AJUSTEMENTS POSTURAUX:

Les ajustements posturaux représentent l'ensemble de manifestations musculaires présentes avant, pendant et après le mouvement affectant les différents segments corporels. Ces ajustements sont indispensables pour anticiper le déséquilibre, pour coordonner la posture et le mouvement et pour faciliter et exécuter efficacement une tâche en évitant la chute.

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

Les trois types d'ajustements posturaux sont[7]:

- ✚ *L'anticipation*, qui précède le mouvement, et prévenir puis compenser, avec un minimum de dépense d'énergie, de possibles perturbations du corps provoquées par l'exécution du mouvement volontaire. Elle conditionne souvent la réalisation du mouvement. On parle d'ajustement postural anticipé. « Cette activité posturale anticipatrice fait appel à un contrôle par pro-action ou 'feed-forward' » (Corraze, 1987). Grâce à elle, un contrôle par rétroaction est possible. En effet, elle permet une adaptation du mouvement en cours aux paramètres extérieurs (trajectoire du mouvement).

- ✚ *La compensation*, elle intervient simultanément à la détection d'un déséquilibre. Des ajustements de cette nature accompagnent par exemple les mouvements respiratoires : le déplacement de la cage thoracique lors de chaque inspiration est compensé par un déplacement du bassin de sens opposé. De même, une élévation du bras vers l'avant en position orthostatique a pour conséquence un déplacement du tronc vers l'arrière pour maintenir le centre de gravité dans le polygone de sustentation. Donc, le mécanisme de compensation permet de conserver le centre de gravité fixe durant toute la réalisation du mouvement.

- ✚ *Les réactions posturales*, elles sont postérieures à la perturbation. Elles apparaissent en réponse à une modification soudaine et imprévue de la posture. Elles interviennent donc en rétroaction, et ont pour fonction de ramener le système à sa position initiale. Ce sont elles qui interviennent principalement dans le maintien de l'équilibre statique.

Il faut savoir que les Ajustements Posturaux Anticipés (APA) sont volontaires, alors que les réactions posturales sont inconscientes.

I.5.POSTUROGRAPHIE :

La posturologie en pratique courante dispose d'un examen paraclinique : la posturographie (stabilométrie). La posturographie est la mesure des déplacements du centre de pression suivant les trois directions (x, y, z) au moyen d'une plate-forme de force dite de stabilométrie (Figure I.18). Cette dernière permet d'étudier successivement la posture en condition orthostatique et dynamique selon un protocole expérimental normalisé. La posturographie statique consistait à enregistrer les déplacements du centre de pression des sujets, testés en posture érigée, et ayant pour consigne de se maintenir le plus détendu possible. La posturographie dynamique se fait sur des plates-formes mobiles asservies par les oscillations du sujet ou motorisées. La posturographie statique renseigne sur les performances et la stratégie, la posturographie dynamique renseigne sur les ajustements posturaux.

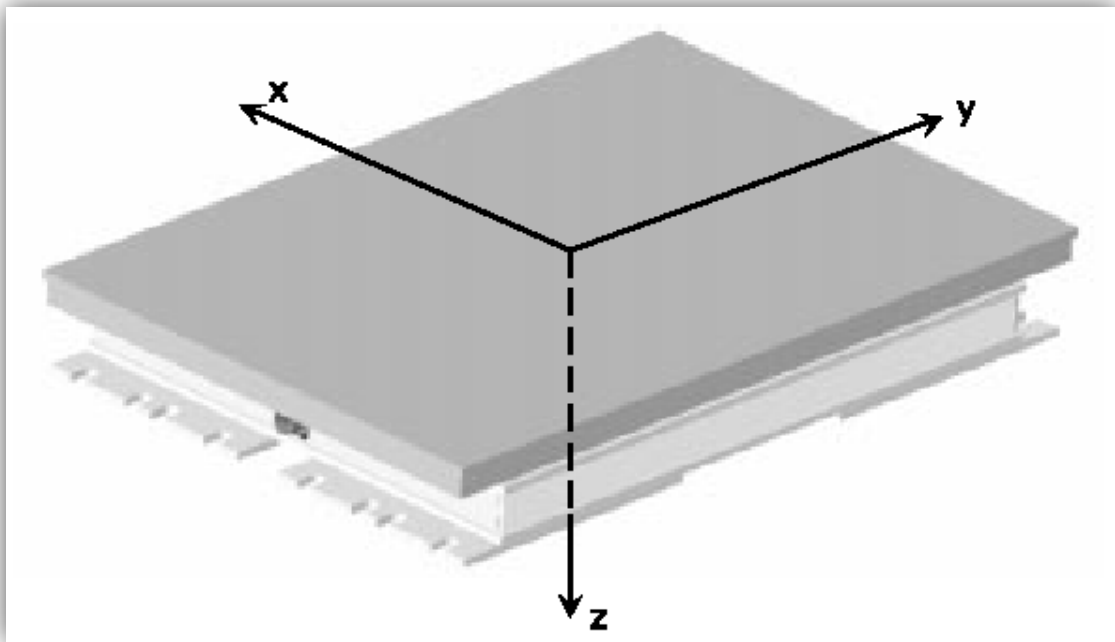


Figure I.18 : Plate-forme de forces.

I.5.1. LES PLATES-FORMES DE FORCES :

Au milieu du XIXème siècle, l'Allemand Karl Vierordt (1860) réalisa l'enregistrement des premiers signaux stabilométriques des oscillations posturales de l'homme debout au repos à l'aide d'une plume sur un casque qui grattait une feuille enduite de noir de fumée, fixée au plafond.[1](Figure I.19)

Avec le temps sont apparues les plates-formes de force, la première construite en France par Scherrer en 1952 permettant un enregistrement libre des sujets, sans contrainte[5].L'apparition de plates-formes de force a permis de quantifier plus précisément les oscillations posturales afin de mieux comprendre les mécanismes d'équilibration du corps humain.

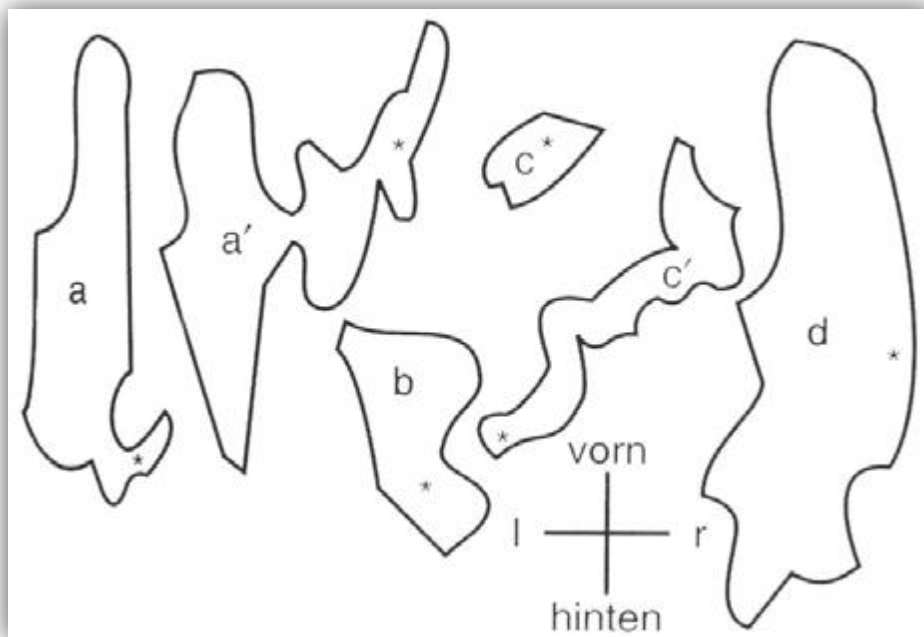


Figure I.19: Oscillations posturales enregistrées par Vierordt vers 1860. La surface d'oscillation est représentée dans différentes conditions : (a) debout yeux ouverts, (a') debout yeux fermés, (b) dans une position orthostatique particulière, (c) assis yeux ouverts, (c') assis yeux fermés et (d) en position unipodale.

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

Les plates-formes de forces (Figure I.20) sont généralement constituées d'une ou plusieurs plaques d'un matériau « indéformable », montées sur un nombre minimum de 3 capteurs dynamométriques (capteurs piézoélectriques ou des jauges de contraintes) et enregistrent les positions du centre de pression à différentes fréquences d'échantillonnage (nombre de points par seconde ; actuellement souvent 40 hertz). Elles comportent un plateau pour les plates-formes simples, deux plateaux pour les plates-formes doubles. Par rapport aux plates-formes simples, les plates-formes doubles permettent d'enregistrer indépendamment les forces de réaction sous chacune des appuis afin de comprendre plus finement le comportement postural de sujets caractérisés par une asymétrie des actions plantaires.[3] [5]



Figure I.20 : Exemple de plates-formes de force utilisées dans le cadre de l'évaluation de l'équilibre debout non perturbé : plates-formes de force simple et plates-formes de force double.

I.5.2. LA REPRÉSENTATION GRAPHIQUE DU CENTRE DE PRESSION :

La stabilométrie permet de calculer les déplacements du centre de pression dans les plans antéro-postérieur(x) et médiolatéral(y) (Figure I.21). En condition quasi-statique, les déplacements du centre de pression permettent de mesurer de façon indirecte ceux du centre de gravité.

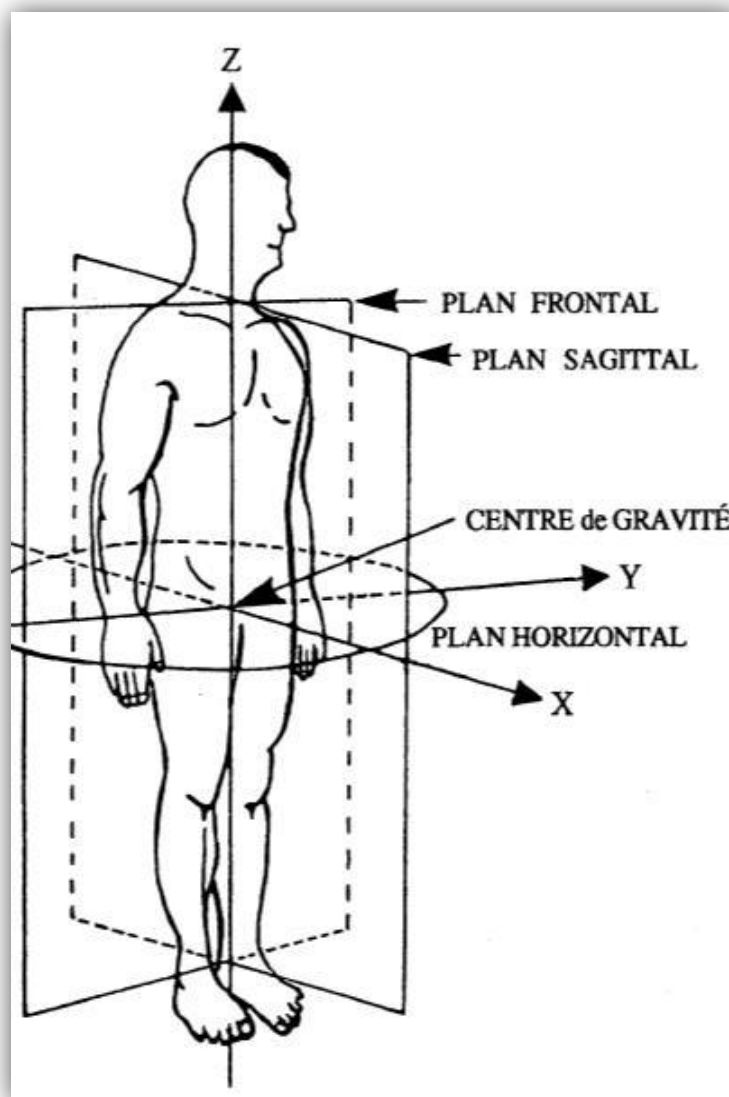


Figure I.21 : Plans anatomiques décrits pour le corps humain.

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

La visualisation de ces déplacements du centre de pression peut être représentée graphiquement dans le plan horizontal (x, y) sous forme [1] [10] :

- ✚ **Vectographique**: c'est le *statokinésigramme* (Figure I.22) qui correspond à la représentation du centre de pression dans les plans antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML). A partir de cette représentation, nous pouvons extraire la surface globale parcourue, l'amplitude moyenne des oscillations et la position moyenne du centre de pression.
- ✚ **Linéaire**: c'est le *stabilogramme* qui visualise sur des courbes dissociées les déplacements antéropostérieurs et médiolatéraux du centre de pression (Figure I.23). Cette représentation est par exemple utile pour extraire la vitesse moyenne AP et ML.
- ✚ **Fréquentielle**: c'est la représentation spectrale du centre de pression dans les deux directions AP et ML (Figure I.24). La bande de fréquence du centre de pression est généralement comprise entre 0 et 3 Hz en position quasi-statique. Cette représentation permet de calculer des paramètres fréquentiels comme la fréquence moyenne ou médiane.

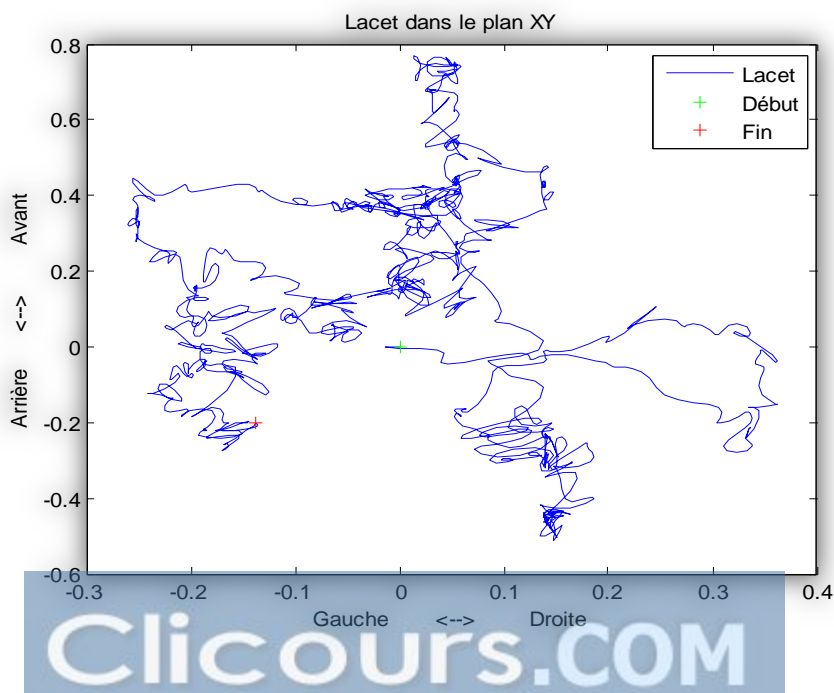


Figure I.22 : Statokinésigramme d'un sujet en position quasi-statique.

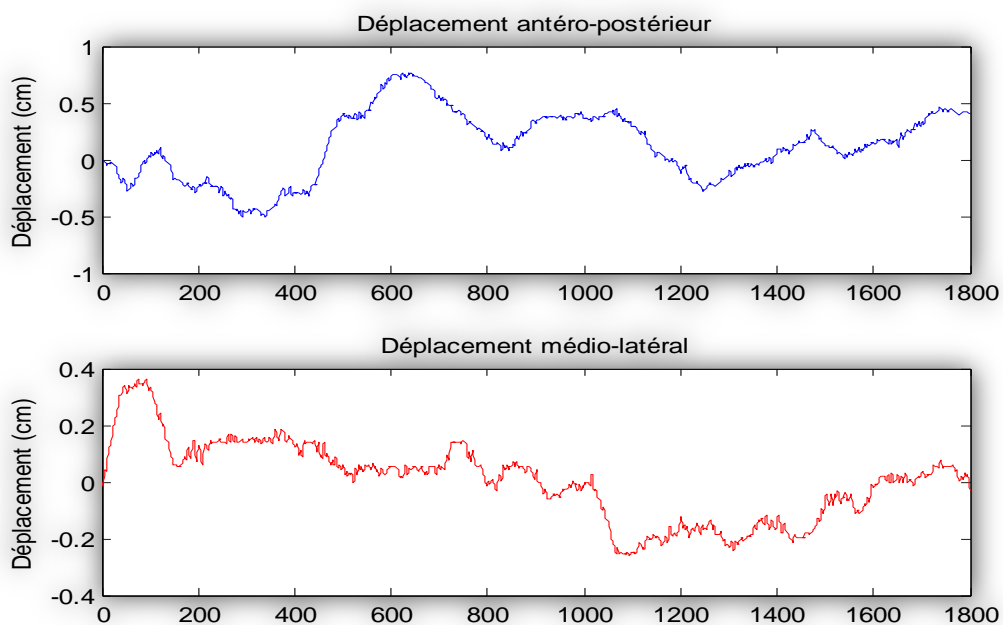


Figure I.23 : Stabilogrammes d'un sujet en position quasi-statique.

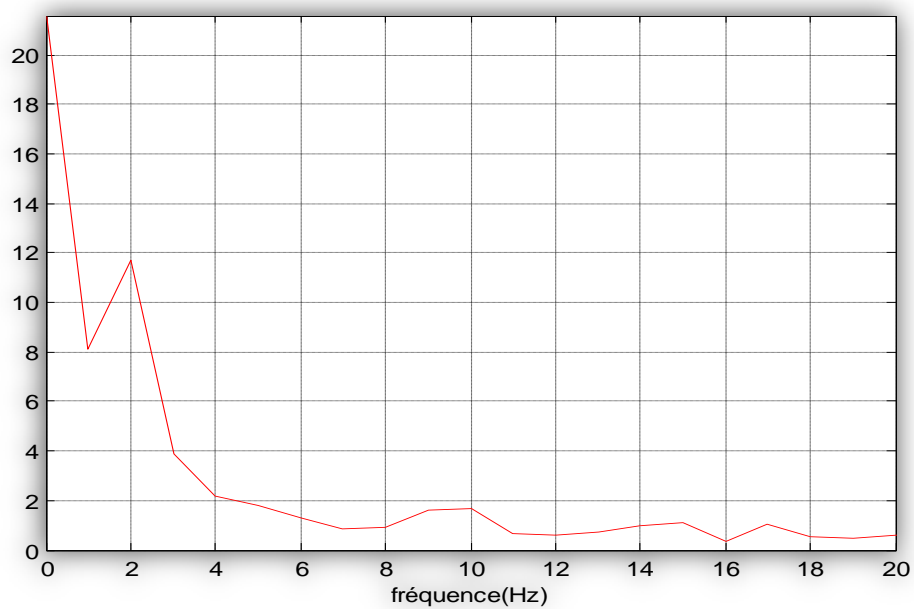


Figure I.24 : Représentation fréquentielle du centre de pression suivant l'axe antéropostérieur.

I.5.3. LES PARAMÈTRES STABILOMÉTRIQUES:

Dans la littérature, on peut trouver plusieurs paramètres qui se basent sur des outils mathématiques distincts permettant de caractériser l'équilibre postural. Ces paramètres peuvent être classés en trois grandes catégories.

La première rassemble les paramètres décrivant les caractéristiques spatio-temporelles de la trajectoire du centre de pression. Les paramètres utilisés sont par exemple : la position moyenne du centre de pression des pieds sur l'axe des X (X moyen), et sur l'axe des Y (Y moyen), la longueur du statokinésigramme (longueur totale des déplacements du COP) renseigne sur les instabilités, la surface du statokinésigramme (surface couverte par les déplacements du COP) donne une indication sur la stabilité du sujet, le rapport longueur sur la surface (LFS: Longueur en fonction de la Surface) informe sur la quantité d'énergie dépensée pour maintenir la posture (paramètres prédictifs de chute), la vitesse moyenne des déplacements du COP, ainsi que la variance de la vitesse, paramètres bien corrélés avec l'efficacité du contrôle postural, le quotient de Romberg (rapport en pourcentages de la surface du statokinésigramme les yeux fermés sur la surface du statokinésigramme les yeux ouverts) indique l'importance de la vision dans la stabilité et le coefficient plantaire pour estimer le rôle des pieds. Ces paramètres sont simples d'utilisation et facilement lisibles. La critique majeure pouvant être faite porte sur la sensibilité de certains de ces paramètres aux conditions de l'expérimentation et notamment au temps d'acquisition. Dans le cadre d'études cliniques, les protocoles sont mis en place en fonction des caractéristiques propres des sujets. Les temps d'acquisition peuvent alors être variables, rendant plus difficile la comparaison de données issues de différentes études. De plus, les paramètres tels que la longueur ou la surface ne permettent pas de distinguer des effets spécifiques à l'axe d'étude. [6] [9] [10] [13]

La seconde regroupe les paramètres qui se basent sur une analyse fréquentielle des trajectoires. L'analyse fréquentielle la plus classique consiste à caractériser les spectres de fréquence obtenus après transformée rapide de Fourier des signaux stabilométriques. Cette analyse permet donc d'apprécier la contribution des différentes boucles de régulation dans le contrôle postural. Elle concerne l'énergie totale du spectre fréquentiel et la répartition de l'énergie spectrale dans 3 bandes de fréquences. La première bande de fréquences (0-0,5 Hz) rend compte de la participation des boucles réflexes longues à point de départ visuo-vestibulaire. La seconde

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

bande (0,5-2 Hz) de fréquences concerne les boucles intermédiaires, polysynaptiques à point de départ proprioceptif, musculo-articulaire conscient et inconscient (cervelet). La troisième bande (2-20 Hz) concerne essentiellement les boucles de régulation courtes, mono ou pauci-synaptiques généralement d'origine myotatique.[6][10]

La troisième associe les paramètres de type stochastique qui font référence à la modélisation de la trajectoire du centre de pression par des processus stochastiques comme les mouvements browniens fractionnaire. Cette modélisation a été introduite par Collins et De Luca en (1993) afin de mieux comprendre les processus de régulation de la posture orthostatique.[10]

I.5.4. INTÉRÊTS DE LA POSTUROGRAPHIE[12] :

Chez le sujet sain, la posturographie permet d'étudier les mécanismes fondamentaux de la régulation de l'équilibre et de la locomotion. En particulier, on peut apprécier les effets de certaines manipulations des entrées sensorielles sur les performances posturo-cinétiques.

Chez les malades, la posturographie va d'abord aider au diagnostic en chiffrant un déficit fonctionnel; puis, elle va permettre de suivre l'évolution et d'apprécier l'efficacité des mesures thérapeutiques. Elle revêt aussi un intérêt épidémiologique d'évaluation des risques potentiels dans des groupes particuliers de la population: par exemple les enfants scoliootiques ou les personnes âgées "chuteuses". Les malades concernés sont principalement ceux qui présentent:

- Des affections orthopédiques (gonarthroses et coxarthroses en pré- et post-opératoire, scoliooses avant et après traitement chirurgical ou orthopédique, traumatismes divers dont les accidents de la route...);
- Des anomalies crânio-mandibulaires (fentes palatines, dysfonctionnements temporo-mandibulaires, défauts de l'occlusion dentaire...);
- Des affections neurologiques (maladies de Parkinson, hydrocéphalies à pression normale, syndromes cérébelleux, spasticités séquellaires...);
- Des affections ORL (syndromes vestibulaires, vertiges, neurinomes de l'acoustique...);
- Des déficits sensori-moteurs pris en charge par la rééducation fonctionnelle (séquelles d'accidents vasculaires cérébraux, séquelles traumatiques...).

Chapitre I : le contrôle postural orthostatique

L'interprétation des résultats des examens des activités posturo-cinétiques présuppose une bonne connaissance de la physiologie du contrôle moteur et du dossier clinique du patient examiné.

I.6. CONCLUSION :

Dans ce chapitre nous avons présenté les fonctions du contrôle postural, des notions générales sur la posturographie ainsi que les différents paramètres permettant de caractériser l'équilibre postural.

CHAPITRE II

***ANALYSE DE DIFFUSION
DU STABILOGRAMME***

II.1. INTRODUCTION :

L'étude du signal stabilométrique est une étape incontournable lors de la modélisation des mécanismes intervenant dans l'équilibre chez l'homme. Ce signal peut être étudié à partir des paramètres de type temporelle, fréquentielle et stochastique [10]. Les paramètres temporels sont simples d'utilisation et facilement lisibles mais le principal point faible réside au fait qu'en aucun cas les propriétés dynamiques sont prises en compte [10]. Les paramètres fréquentiels permettent d'apprécier la contribution des différentes boucles de régulation dans le contrôle postural [10]. Le dernier type de paramètres fait référence à la modélisation de la trajectoire du centre de pression par des processus stochastiques comme les mouvements browniens fractionnaires. Le recours à un modèle tel que le mouvement brownien fractionnaire permet de déterminer la part d'aléa et de déterminisme présent dans les mécanismes de contrôle impliqués dans le maintien de la position debout [20].

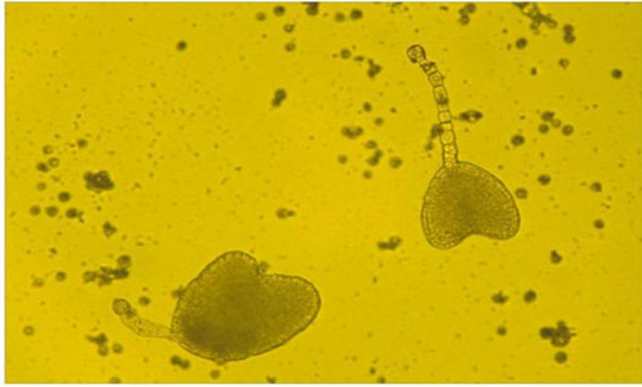
L'objectif de ce chapitre est de déterminer, grâce à une modélisation en mouvements browniens fractionnaires, l'effet de l'écartement des pieds, de la vision ainsi que de l'âge sur les mécanismes du contrôle postural dans les deux directions du stabilogramme (médiolatérale "ML" et antéropostérieure "AP").

II.2. ANALYSE DE DIFFUSION (STABILOGRAM DIFFUSION ANALYSIS "SDA") :

L'analyse de diffusion est proposée par Collins et De Luca (1993) [15] afin de mieux comprendre les mécanismes liés à la régulation de la posture orthostatique. Cette analyse est basée sur la modélisation des déplacements du centre de pression en mouvement brownien fractionnaire.

II.2.1. LE MOUVEMENT BROWNIEN :

Le mouvement Brownien (Brownian motion) est un processus aléatoire qui définit l'évolution des particules microscopiques d'un fluide sous l'impact des molécules du fluide [19] (Figure II.1 et Figure II.2). On parle également de marche au hasard biaisée (biased random walk) [10]. Ce mouvement a été décrit par le botaniste anglais Robert Brown en 1827 [19]. Dans de nombreux problèmes théoriques où appliqué, il fournit des modèles simples sur lesquels de nombreux calculs peuvent être faits.



Robert, Brown
botaniste 1773-1858

Figure II.1: Observation microscopique de grains de pollen en suspension provenant de sacs de pollens de primevère. Brown fut alors surpris : les minuscules grains, qui étaient suspendus sur l'eau, se déplacèrent dans un mouvement constant, effectuant une infatigable et chaotique danse.

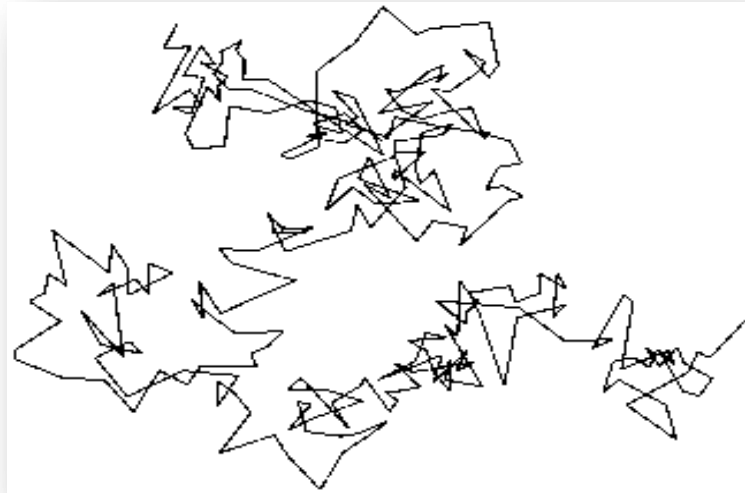


Figure II.2: Le mouvement brownien d'une particule microscopique en suspension dans l'eau [d'après un dessin de Jean Perrin - document de la revue Pour la Science].

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

Le mouvement brownien peut être déterminé par l'intégration d'un bruit blanc(Figure II.3). On appelle bruit toute variation imprévisible d'une quantité dans le temps. Le bruit blanc est le plus aléatoire des bruits. Dans ce cas, il n'existe aucune corrélation entre les accroissements successifs de la quantité. La fonction d'autocorrélation est donc nulle, et la densité spectrale est équivalente quelle que soit la fréquence.[10][19][21]

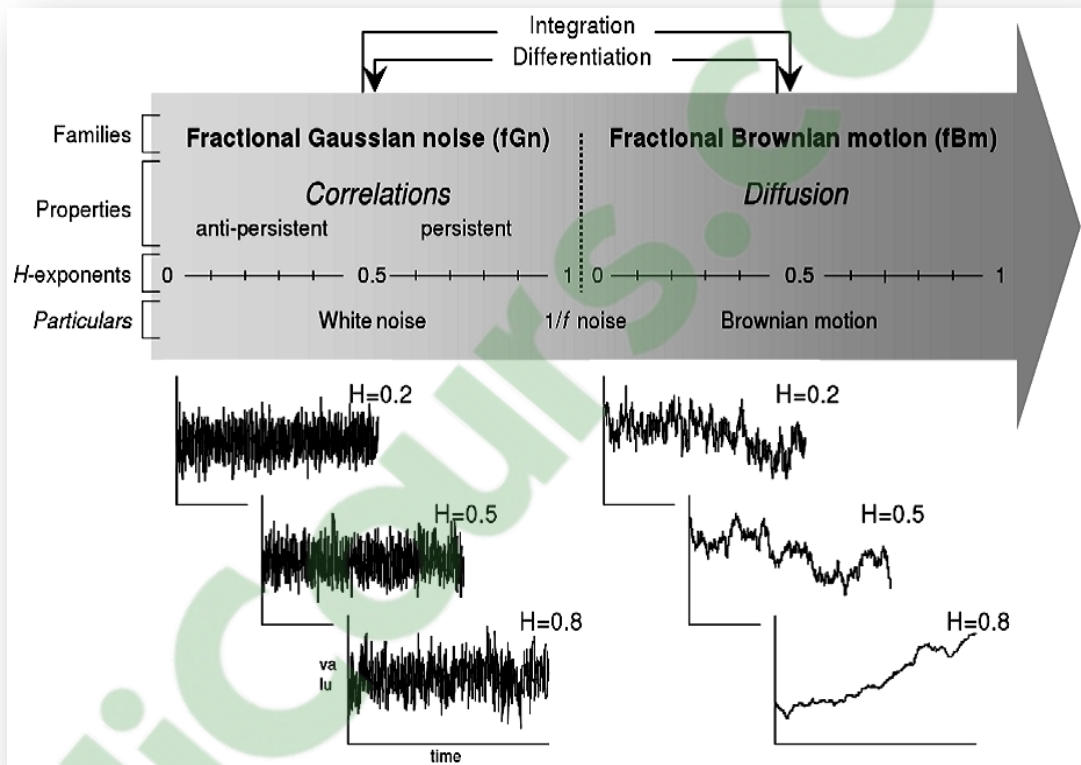


Figure II.3: Le bruit gaussien fractionnaire et le mouvement brownien fractionnaire.

Einstein (1905) a montré que dans le cas d'un mouvement brownien, le déplacement quadratique moyen $\langle \Delta i^2 \rangle$ est relié linéairement avec l'intervalle de temps Δt [15](Figure II.4) par l'expression :

$$\langle \Delta i^2 \rangle = 2D\Delta t$$

Où

- $i = x, y, r$: indique respectivement les différentes directions médiolaterales (ML), antéropostérieures (AP) et la direction résultante ($\langle \Delta r^2 \rangle = \langle \Delta x^2 \rangle + \langle \Delta y^2 \rangle$).
- Le terme Δi^2 est placé entre crochets pour signifier que la moyenne porte sur un nombre de points quasi-infini.
- D est le coefficient de diffusion. Le coefficient de diffusion est une mesure moyenne de l'activité ou variabilité stochastique des trajectoires du centre de pression, c'est-à-dire qu'il est lié à l'amplitude et à la fréquence des oscillations posturales [15][10].

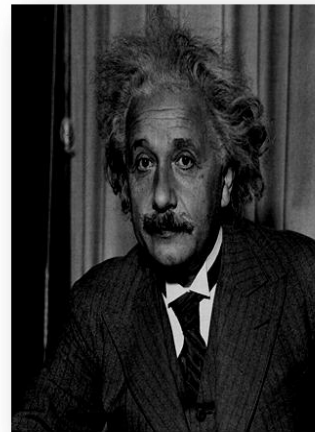
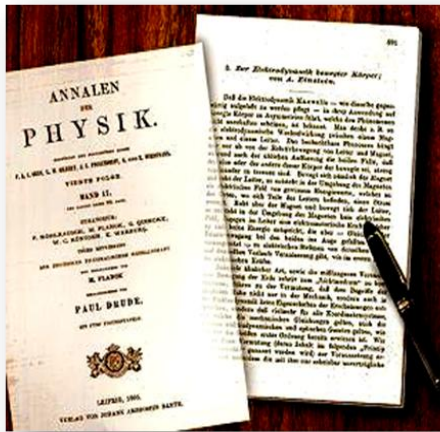


Figure II.4 : Extrait de l'article d'Albert Einstein sur le mouvement Brownien publié en 1905 dans Annalen der Physik.

II.2.2. LE MOUVEMENT BROWNIEN FRACTIONNAIRE :

À partir du moment où une part de mécanisme déterministe est supposé intervenir en supplément d'un processus stochastique (d'où la référence au mouvement brownien), il est a priori possible de faire appel à un concept généralisateur : le mouvement brownien fractionnaire (fractional Brownian motion) [20].

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

Le mouvement brownien fractionnaire a été introduit par Kolmogorov en 1940 [19]. Son étude a été reprise et approfondie par Mandelbrot et van Ness en 1968 [19]. Dans ce cas, la relation d'Einstein s'écrit [15]:

$$\langle \Delta i^2 \rangle \sim \Delta t^{2H}$$

Où H est l'exposant d'échelle ou le coefficient de Hurst. La valeur de H est liée au degré de corrélation entre les accroissements actuels et futurs des déplacements du centre de pression sur différentes échelles de temps (Figure II.3). Elle est nécessairement bornée entre 0 et 1. La valeur intermédiaire de 0,5 correspond à un bruit blanc (pas de corrélation). Quand $H > 0,5$, les mouvements du centre de pression sont positivement corrélés, c'est-à-dire que le centre de pression se déplace continuellement dans une direction particulière sans revenir en arrière. Il s'agit d'un phénomène de persistance. Pour une valeur de $H < 0,5$, les mouvements du centre de pression sont négativement corrélés, c'est-à-dire que le centre de pression a tendance à revenir vers une position d'équilibre dès qu'il s'en éloigne. Il s'agit d'un phénomène d'anti-persistance. [10] [15] [20]

II.2.3. LA MÉTHODE DE COLLINS ET DE LUCA :

La méthode de Collins et De Luca [15] pour mesurer le déplacement quadratique moyen $\langle \Delta i^2 \rangle$ parcouru par le centre de pression en fonction de l'intervalle de temps Δt (Figure II.5) est :

$$\langle \Delta i^2 \rangle_{\Delta t} = \frac{\sum_{j=1}^{N-m} (\Delta i_j)^2}{(N-m)}$$

$$\Delta i_j = i_{j+m} - i_j \quad (1 \leq m < N)$$

Où

- $i = x, y, r$.
- N est le nombre total de points du vecteur i .
- m est l'intervalle entre deux valeurs exprimées en nombre de points.

Clicours.COM

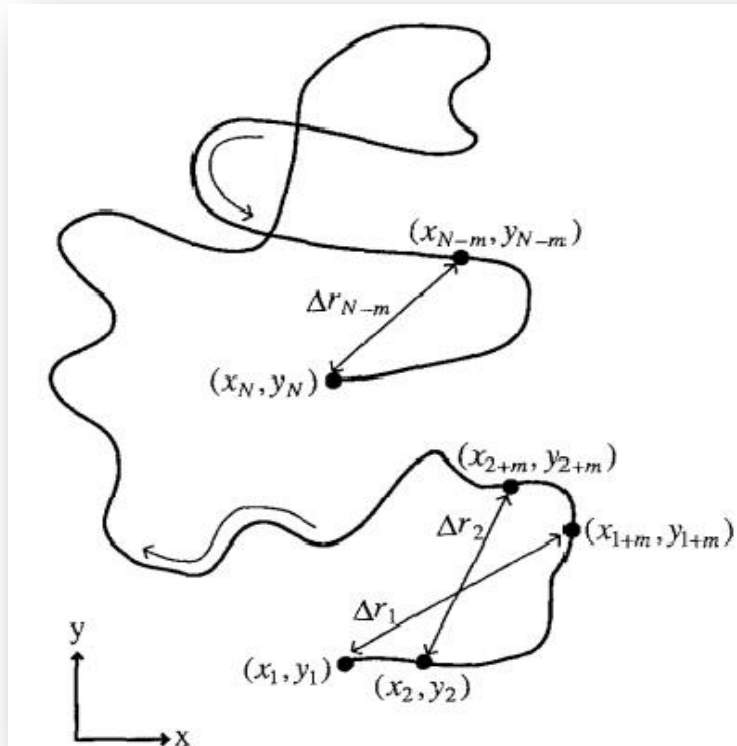


Figure II.5 : La méthode de calcul du déplacement quadratique moyen en fonction de l'intervalle de temps croissant Δt . $(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_N, y_N)$ sont les coordonnées du centre de pression.

La relation entre $\langle \Delta i^2 \rangle$ et Δt nommée fonction de diffusion du stabilogramme (stabilogram diffusion function) est utilisée afin de générer la courbe de diffusion du stabilogramme (stabilogram-diffusion plot). La courbe de diffusion du stabilogramme représente les déplacements quadratiques moyens du centre de pression $\langle \Delta i^2 \rangle$ en fonction des intervalles temps Δt en échelle linéaire et logarithmique. Cette courbe montre deux régions distinctes, une région à court terme ($\Delta t < 1s$) correspondant à un système de contrôle en boucle ouverte caractérisée par un exposant d'échelle ($H > 0.5$) et une région à long terme ($\Delta t > 1s$) associée à un contrôle postural en boucle fermée caractérisée par un exposant d'échelle ($H < 0.5$) [15]. Le passage du contrôle en boucle ouverte vers un contrôle en boucle fermée a lieu à un point critique $(\Delta t_c, \langle \Delta i^2 \rangle_c)$, identifié par l'intersection de deux droites de régression dans le sens de moindres carrés des deux régions de la courbe [15] (Figure II.6).

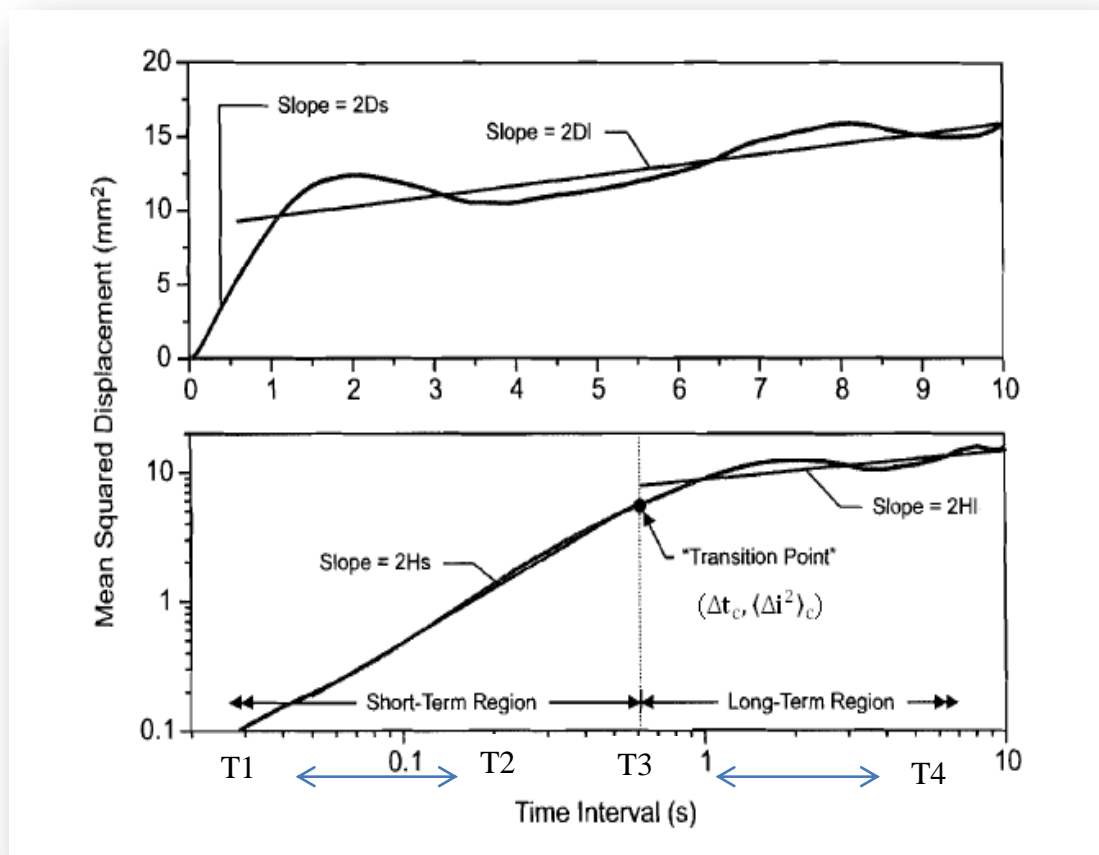


Figure II.6: Représentation schématique de la courbe de diffusion du stabilogramme.

D'un point de vue physiologique, le contrôle en boucle ouverte (Figure II.7) correspond à l'activation momentanée de différents muscles posturaux permettant la régulation des mouvements de faible fréquence et de nature plus stochastique, afin de rétablir le centre de masse à l'aplomb du centre de pression.[22]

Bien que le système nerveux central reçoit continuellement des informations afférentes en provenance des différents organes sensoriels périphériques (l'œil, l'oreille interne, le système somato-sensoriel), c'est que lorsque les oscillations corporelles dépassent un seuil de détection que les mécanismes de contrôle en boucle fermée se mettent en place (Figure II.8) [22].

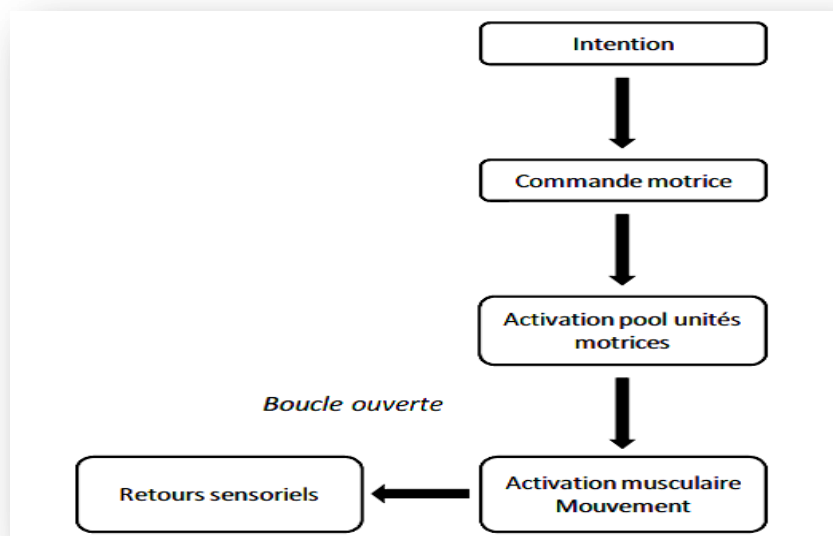


Figure II.7: Illustration schématique d'un contrôle en boucle ouverte. Les retours sensoriels engendrés par la réalisation de l'action ne sont pas pris en compte dans l'élaboration de la commande motrice.

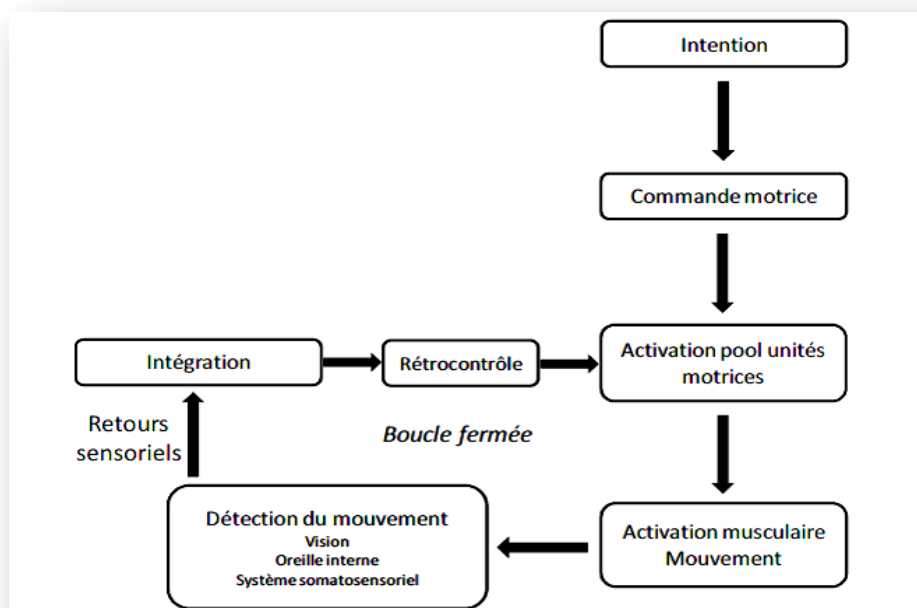


Figure II.8: Illustration schématique d'un contrôle en boucle fermée. Les retours sensoriels (feedbacks) engendrés par la réalisation de l'action sont utilisés pour élaborer la commande motrice.

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

Collins et De Luca ont calculé D et H pour les régions à court terme (short-term region) (D_s, H_s) et à long terme (long-term region) (D_l, H_l) à partir des demi-pentes de la courbe de diffusion ($\Delta t, \langle \Delta i^2 \rangle$) exprimée respectivement en échelle linéaire et logarithmique [15]. L'utilisation d'une échelle logarithmique permet de mettre en évidence des relations linéaires [10] entre le déplacement quadratique moyen et l'intervalle de temps :

$$\log(\langle \Delta i^2 \rangle) = \begin{cases} 2H_s \log(\Delta t) + K_s & \text{pour } \Delta t \leq \Delta t_c \\ 2H_l \log(\Delta t) + K_l & \text{pour } \Delta t > \Delta t_c \end{cases}$$

K_s et K_l : intersection de deux droites de régression avec la droite verticale définie pour $\Delta t = 1$. Les indices « s » et « l » sont utilisés pour indiquer respectivement les régions à court terme et à long terme.

L'intervalle de temps $\Delta t_{\text{maximum}}$ sur lequel portent les calculs est ici fixé à 10 s. Cette valeur a été choisie parce qu'elle est suffisante pour capturer le régime à long terme du système de contrôle postural, et l'inclusion d'un grand intervalle de temps dans l'analyse peut introduire des résultats qui ne sont pas fiables ou erronés [15].

Les pentes pour le régime à court terme et à long terme sont déterminées respectivement entre les temps (T_1, T_2) et (T_3, T_4). Ces quatre temps peuvent être localisés à partir de la dérivée seconde de la courbe ($\Delta t, \langle \Delta i^2 \rangle$). Le premier temps, T_1 est toujours pris égal à zéro, tandis que T_2 est le premier maximum qui survient avant 1 s. T_3 est calculé comme le second maximum, et T_4 comme le premier maximum survenant après le premier minimum lorsque le signal est analysé à reculons à partir de 9 s. Si aucun maximum n'est trouvé avant 7 s, T_4 est pris comme 9 s (Figure II.6) [23].

Les coordonnées du point critique (l'intervalle de temps critique Δt_c , le déplacement quadratique moyen critique $\langle \Delta i^2 \rangle_c$) sont exprimées, à partir de l'expression non linéaire [10] de la manière suivante :

$$\Delta t_c = 10^{\frac{K_l - K_s}{2(H_s - H_l)}}$$

$$\langle \Delta i^2 \rangle_c = 10^{K_s} \Delta t_c^{2H_s} = 10^{K_l} \Delta t_c^{2H_l}$$

II.2.4. LA RÉGRESSION LINÉAIRE :

Soit la représentation graphique, en deux dimensions, de la relation entre deux variables x et y . Chaque point M est associé à un couple (x,y) . On cherche à déterminer une droite qui représenterait au mieux la relation, qui s'ajusterait au nuage de points. La droite retenue est celle pour laquelle la somme des carrés des distances verticales de chaque point M à la droite est minimale (Figure II.9). [24]

On démontre que cette droite passe par un point de coordonnées (m_x, m_y) , et que son équation est de la forme : $y = ax + b$

$$\text{Avec } a = \frac{\sum(x-m_x)(y-m_y)}{\sum(x-m_x)^2} \text{ et } b = m_y - am_x$$

On peut développer ces équations pour obtenir des formules de calcul plus pratiques :

$$a = \frac{N(\sum xy) - \sum x \sum y}{N \sum x^2 - (\sum x)^2} \quad \text{et} \quad b = \frac{\sum x^2 \sum y - \sum x \sum xy}{N \sum x^2 - (\sum x)^2}$$

a et b sont les paramètres de la droite des moindres carrés. La formule $y = ax + b$ permet de calculer pour chaque x une valeur théorique de y . L'échantillon des $y_{\text{théorique}} - y$ constitue les résidus de la régression. La droite des moindres carrés est donc la droite qui minimise la somme des carrés des résidus. [24]

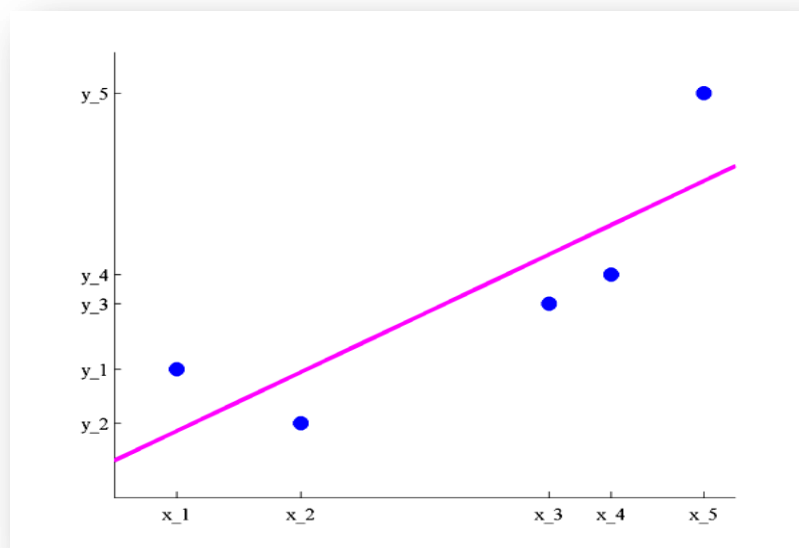


Figure II.9 : La droite de régression.

II.3. ANALYSE DE LA VARIANCE À UN FACTEUR (ANOVA) :

II.3.1. DÉFINITION :

L'analyse de variance à un facteur (terme souvent abrégé par le terme anglais ANOVA : ANalysis Of VAriance) est une méthode statistique qui permet de comparer les moyennes de plusieurs populations, supposées *normales* et de *même variance*, à partir d'échantillons *aléatoires* simples, *indépendants* deux à deux, extraits de ces populations[25]. Elle a été développée par l'agronome britannique Ronald A. Fisher (Figure II.10) à la station expérimentale de Rothamsted, UK[26].

C'est une technique qui trouve des utilisations dans plusieurs domaines comme la recherche biomédicale pour évaluer les effets d'un médicament en fonction de l'âge, la psychologie pour déterminer l'importance des facteurs sociaux sur des mesures de comportement, l'agriculture pour évaluer l'importance du facteur génétique dans le rendement,...



Figure II.10: Ronald Fisher 1890-1962.

II.3.2. STRUCTURE DES DONNÉES:

L'analyse de variance à un facteur contrôlé ou ANOVA a pour objectif de tester l'effet d'un facteur A (variable explicative) sur une variable aléatoire continue Y [27]. Les données relatives à une analyse de variance à un facteur contrôlé sont structurées dans un tableau du type suivant :

Facteur A				
modalité 1	...	modalité i	...	modalité p
y_{11}		y_{i1}		y_{p1}
y_{1j}		y_{ij}		y_{pj}
y_{1n1}		y_{ini}		y_{pnp}
$\bar{y}_{.1}$		$\bar{y}_{.i}$		$\bar{y}_{.p}$

Tableau II.1 : Tableau de données.

- Le facteur contrôlé A présente p modalités (niveaux ou traitements) ($1 \leq i \leq p$).
- Le nombre de répétitions j pour une modalité i est noté n_i . Le nombre de répétitions pour chaque modalité du facteur n'est pas forcément le même.
- La valeur prise par la variable aléatoire Y pour la modalité i du facteur et la répétition j est notée y_{ij} et les valeurs moyennes pour chaque modalité notée $\bar{y}_{.i}$

II.3.3. MODÈLE DE L'ANALYSE DE VARIANCE :

II.3.3.1. MODÈLE SOUS H_0 : HOMOGENÉITÉ DES DONNÉES

L'hypothèse nulle testée est la suivante : Il n'y a pas d'effet du facteur A et les p moyennes sont égales à une même moyenne μ .

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

$H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_i = \dots = \mu_p = \mu$. Alors $y_{ij} = \mu + e_{ij}$ sous H_0 .

Avec e_{ij} variables aléatoires indépendantes suivant une même loi normale $N(0, \sigma)$. Les résidus e_{ij} correspondent aux fluctuations expérimentales pour chaque valeur de la variable y_{ij} mesurée. [27]

II.3.3.2. MODÈLE SOUS H_1 : HÉTÉROGÉNÉITÉ DES DONNÉES

L'hypothèse alternative est la suivante : Il y a un effet du facteur A et il existe au moins deux moyennes significativement différentes.

$H_1 : \exists \mu_i \neq \mu_j$. Alors $y_{ij} = \mu + a_i + e_{ij}$ sous H_1 .

Avec e_{ij} variables aléatoires indépendantes suivant une même loi normale $N(0, \sigma)$.

a_i : l'effet de la modalité i du facteur A sur la variable Y. [27]

II.3.3.3. ÉQUATION FONDAMENTALE DE L'ANALYSE DE VARIANCE :

II.3.3.3.1. ESTIMATION DES PARAMÈTRES DES MODÈLES [27]:

- Sous H_0 : $y_{ij} = \mu + e_{ij}$

$$\hat{\mu} = \bar{y} \text{ notée aussi } y.. \bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} y_{ij} \text{ avec } N = \sum_{i=1}^p n_i$$

L'ensemble des données du tableau peuvent être estimées à partir de la moyenne totale des y_{ij} à laquelle s'ajoute la part d'aléatoire dans les mesures, e_{ij} .

- Sous H_1 : $y_{ij} = \mu + a_i + e_{ij}$

$$\hat{\mu} + \hat{a}_i = \bar{y}_i \text{ notée aussi } y_i. \bar{y}_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^{n_i} y_{ij} \text{ moyenne des } y_{ij} \text{ pour la modalité } i.$$

$$D'où \hat{a}_i = \bar{y}_i - \bar{y}$$

$$Et \hat{e}_{ij} = y_{ij} - \hat{\mu} - \hat{a}_i = y_{ij} - \bar{y} - \bar{y}_i + \bar{y} = y_{ij} - \bar{y}_i$$

$$\text{Ainsi } \hat{e}_{ij} = y_{ij} - \bar{y}_i$$

II.3.3.3.2. DÉCOMPOSITION DE LA VARIATION TOTALE [27]:

Soit le modèle sous H_1 : $y_{ij} = \mu + a_i + e_{ij}$

Avec les estimateurs $y_{ij} = \bar{y} + (\bar{y}_i - \bar{y}) + (y_{ij} - \bar{y}_i)$

$$(y_{ij} - \bar{y}) = (\bar{y}_i - \bar{y}) + (y_{ij} - \bar{y}_i)$$

Avec les écarts au carré $(y_{ij} - \bar{y})^2 = (\bar{y}_i - \bar{y})^2 + (y_{ij} - \bar{y}_i)^2 + 2(\bar{y}_i - \bar{y})(y_{ij} - \bar{y}_i)$

Avec les sommes pour tous les individus j

$$\sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y})^2 = n_i(\bar{y}_i - \bar{y})^2 + \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i)^2 + 2(\bar{y}_i - \bar{y}) \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i)$$

Or $2(\bar{y}_i - \bar{y}) \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i) = 0$

Car $\sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i) = 0$ sachant que $E(e_{ij}) = 0$ si les hypothèses initiales sont vérifiées.

Avec la somme pour les p modalités du facteur contrôlé on obtient l'équation fondamentale de l'analyse de variance :

$$\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y})^2 = \sum_{i=1}^p n_i (\bar{y}_i - \bar{y})^2 + \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i)^2$$

SCE_{totale}
 SCE_{inter}
 SCE_{intra}

Où

SCE_{totale} = somme des écarts totaux ou variation totale = Ns_y^2 .

SCE_{inter} = somme des écarts liés aux effets du facteur A ou variation inter (entre modalités).

SCE_{intra} = somme des écarts résiduelles ou variation intra (interne à chaque modalité).

II.3.3.3. LE RAPPORT DE CORRÉLATION [27]:

Le rapport de corrélation donne la part de la variabilité totale des données expliquée par l'effet du facteur A :

$$\eta^2 = \frac{SCE_{inter}}{SCE_{totale}}$$

C'est un indice de liaison, pas nécessairement linéaire entre les variables étudiées qui varie entre 0 et 1. Il mesure la qualité de l'ajustement des effets du facteur au travers des moyennes.

II.3.4. PRINCIPE DU TEST ET TABLEAU DE VARIATION [27]:

Soit l'équation de décomposition de la variation totale :

$$\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y})^2 = \sum_{i=1}^p n_i (\bar{y}_i - \bar{y})^2 + \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i)^2$$

SCE_{totale} SCE_{inter} SCE_{intra}

Les estimations des variances associées ou *carré moyen* sont :

- Variance totale : $\frac{SCE_{totale}}{N-1}$ avec $N = \sum_{i=1}^p n_i$
- Variance due au facteur A (CM_{inter}) : $\frac{SCE_{inter}}{p-1}$ estimateur de σ^2 si H_0 vraie
- Variance résiduelle (CM_{intra}) : $\frac{SCE_{intra}}{N-p}$ estimateur de σ^2 quelque soit le modèle

L'équation fondamentale de l'analyse de variance ne s'applique pas aux variances : Variance totale \neq Variance inter + Variance intra

✚ Sous H_0 : il n'y a pas d'effet du facteur A sur la variable Y

$$\mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_i = \dots = \mu_p = \mu$$

✚ Contre H_1 : le facteur A exerce un effet en moyenne sur la variable Y

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

$$\exists \mu_i \neq \mu_j$$

$$F_{obs} = \frac{CM_{inter}}{CM_{intra}} = \frac{\frac{SCE_{inter}}{p-1}}{\frac{SCE_{intra}}{N-p}} \text{ suit une loi de Fisher-snedecor}$$

F_{obs} comparée à F_{seuil} lue dans la table de la loi de Fisher-Snedecor pour un risque d'erreur α fixé et $(p-1, N - p)$ degrés de liberté :

- Si $F_{obs} > F_{seuil}$ l'hypothèse H_0 est rejetée au risque d'erreur α : le facteur contrôlé A a un effet significatif en moyenne sur les valeurs de la variable étudiée.
- Si $F_{obs} \leq F_{seuil}$ l'hypothèse H_0 est acceptée: le facteur contrôlé A n'a pas d'effet significatif en moyenne sur les valeurs de la variable étudiée.

Le tableau de variation donne un résumé des calculs effectués pour l'analyse de variance :

Sources de variation	Degrés de liberté	Somme des Carrés des Ecart	Carré Moyen	Test de Fisher-Snédecor	p-value
Totale	$N - 1$	SCE_{totale}		$F_{obs} = \frac{CM_{inter}}{CM_{intra}}$	Prob($F_{obs} \leq F_{seuil}$)
Facteur	$p - 1$	SCE_{inter}	$CM_{inter} = \frac{SCE_{inter}}{p - 1}$		
Résiduelle	$N - p$	SCE_{intra}	$CM_{intra} = \frac{SCE_{intra}}{N - p}$		

Tableau II.2: Table d'ANOVA.

p-value = Prob ($F_{obs} \leq F_{seuil}$) (on rejette H_0 si p-value $< \alpha$)

Pour effectuer les calculs, des formules développées peuvent être utilisées :

$$SCE_{totale} = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y})^2 = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} y_{ij}^2 - \frac{T^2}{N} \text{ avec } T = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} y_{ij} \text{ et } N = \sum_{i=1}^p n_i$$

$$SCE_{inter} = \sum_{i=1}^p n_i (\bar{y}_i - \bar{y})^2 = \sum_{i=1}^p \frac{T_i^2}{n_i} - \frac{T^2}{N} \text{ avec } T_i = \sum_{j=1}^{n_i} y_{ij}$$

$$SCE_{intra} = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i)^2 = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} y_{ij}^2 - \sum_{i=1}^p \frac{T_i^2}{n_i}$$

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

Où $SCE_{intra} = SCE_{totale} - SCE_{inter}$

II.4. PROTOCOLES ET ACQUISITION :

Les signaux sont collectés à partir de 25 sujets sains (18 hommes et 7 femmes) qui ont les caractéristiques suivantes (voir Annexe) :

	Age (ans)	Taille(m)	Poids (kg)
Moyenne et Ecart-type	25,64 ± 6,03	1,76 ± 0,10	72,96 ± 14,46

Tableau II.3 : Caractéristiques de 25 sujets sains.

L'enregistrement des signaux est réalisé à l'aide d'une plateforme électromagnétique. Cette plateforme se compose d'une antenne placée au sol, contenant trois bobines coplanaires à champ pulsé et d'un récepteur, constitué lui aussi de trois bobines coplanaires, mesurant de manière simultanée les trois composantes du signal électromagnétique issu de l'antenne. Une carte d'acquisition permet la coordination entre la partie émettrice et les capteurs. Les capteurs de position délivrent la position tridimensionnelle mais également l'orientation de l'objet sur lequel ils sont fixés (Figure II.11). Après une phase de calibration, les déplacements du centre de pression sont enregistrés sur les trois axes de la plateforme (X, Y, Z) à la fréquence d'échantillonnage de 60 Hz. [18]

Pendant l'enregistrement, Les sujets avaient pour consigne de rester le plus possible immobile sur la plateforme avec une position érigée et confortable, les bras sur les parties latérales du corps et la tête maintenue droite.

Une série de dix essais d'une durée de 30 s est effectuée pour chaque sujet en considérant :

- premièrement les pieds écartés et les yeux ouverts (PE_YO),
- deuxièmement les pieds écartés et les yeux fermés (PE_YF),
- troisièmement les pieds serrés et les yeux ouverts (PS_YO),
- finalement les pieds serrés et les yeux fermés (PS_YF).

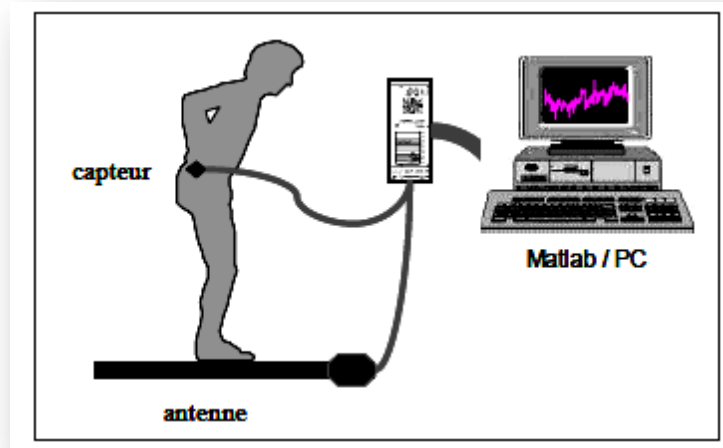


Figure II.11 : Dispositif fondé sur l'utilisation des champs magnétiques pulsés.

II.5. RÉSULTATS ET DISCUSSIONS :

Les résultats (moyennes et les écart-types) des divers paramètres (le temps critique " Δt_c ", le déplacement quadratique moyen critique " $\langle \Delta i^2 \rangle_c$ ", le coefficient de diffusion pour la région à court terme " D_s ", le coefficient de diffusion pour la région à long terme " D_l ", le coefficient de Hurst pour la région à court terme " H_s " et le coefficient de Hurst pour la région à long terme " H_l ") dans la direction médiolatérale (ML) et antéropostérieure (AP) et pour les différentes conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF), sont résumés dans les tableaux II.4-II.6 et représentés graphiquement par des histogrammes dans les figures II.12-II.14. Les conditions (PE_YO), (PE_YF), (PS_YO) et (PS_YF) sont comparées à l'aide d'une analyse de variance (ANOVA). Le premier seuil de signification retenu étant $P < 0.05$.

	Δt_c (s)		$\langle \Delta i^2 \rangle_c$ (mm ²)	
	AP	ML	AP	ML
PE_YF	2.0480±0.2972	1.6593±0.2252	82.3429±164.7163	4.1538±8.9097
PE_YO	1.9307±0.4134	1.7464±0.2223	69.3843±223.4776	10.0030±34.0582
PS_YF	2.1504±0.1572	2.1682±0.1905	81.2232±107.7479	46.0344±39.5871
PS_YO	1.9949±0.3622	2.0172±0.3126	57.5064±118.1978	29.3488±19.7946
P	0.1078	1.3373e ⁻⁰¹¹	0.9406	1.8512e ⁻⁰⁰⁶

Tableau II.4 : Moyennes et écart-types du temps critique et du déplacement quadratique moyen critique pour les directi (et PS_YO)

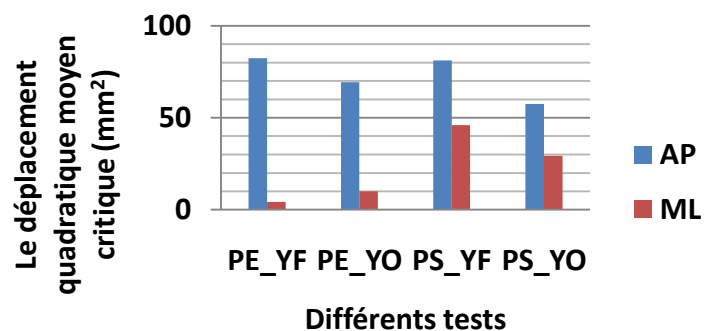
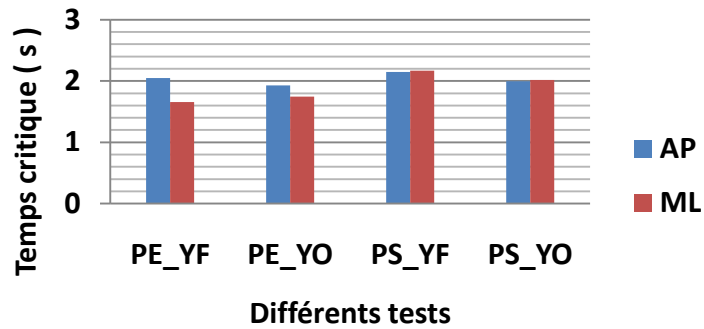


Figure II.12: Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du temps critique et du déplacement quadratique moyen critique pour les 25 sujets sains.

	D_s ($\text{mm}^2 \text{s}^{-1}$)		D_l ($\text{mm}^2 \text{s}^{-1}$)	
	AP	ML	AP	ML
PE_YF	18.8736±30.8365	1.3784±2.4213	8.6110±15.6640	0.4349±0.8080
PE_YO	15.3260±46.0360	2.7463±8.6264	7.8088±18.8775	0.7059±1.5590
PS_YF	17.8961±21.1460	11.3619±7.9270	7.5945±8.3934	4.6763±5.2064
PS_YO	13.4691±26.4964	7.2091±4.2851	7.0735±7.9056	3.5782±3.1249
P	0.9339	4.4336e-007	0.9827	2.5817e-006

Tableau II.5 : Moyennes et écart-types du coefficient de diffusion pour les deux régions (D_s, D_l) pour les 25 sujets pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).

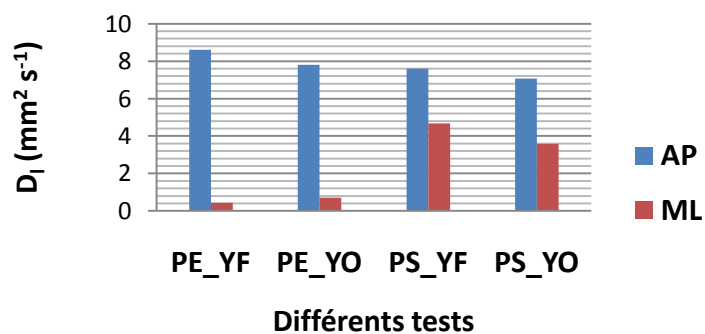
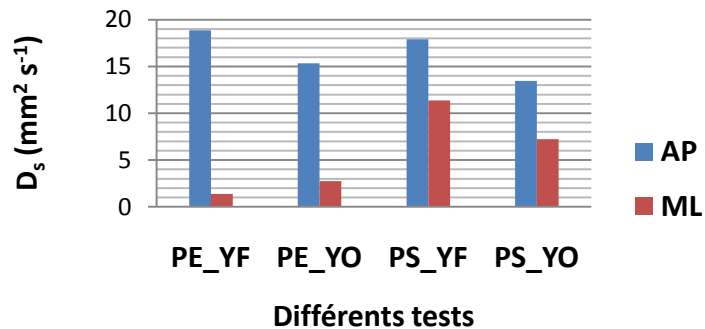


Figure II.13 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de diffusion pour les deux régions (D_s, D_l) pour les 25 sujets sains.

	H_s		H_l	
	AP	ML	AP	ML
PE_YF	0.8146±0.0577	0.6028±0.1030	0.3085±0.0929	0.3104±0.0837
PE_YO	0.7645±0.0828	0.5845±0.1087	0.3503±0.1228	0.3488±0.0933
PS_YF	0.8386±0.0479	0.8702±0.0363	0.2975±0.0810	0.2968±0.0973
PS_YO	0.7956±0.0534	0.8469±0.0405	0.3693±0.1013	0.3076±0.0908
P	5.4487e-004	3.0106e-028	0.0414	0.2093

Tableau II.6 : Moyennes et écart-types du coefficient de Hurst pour les deux régions (H_s, H_l) pour les 25 sujets pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolatérales (ML) et antéropostérieures (AP).

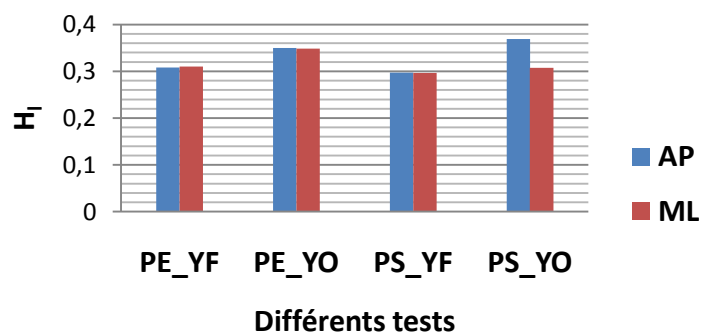
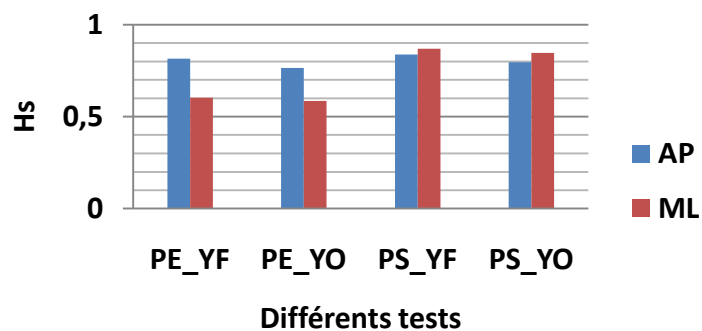


Figure II.14: Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de Hurst pour les deux régions (H_s, H_l) pour les 25 sujets sains.

II.5.1. EFFET DE L'ÉCARTEMENT DES PIEDS :

En ce qui concerne la direction ML et pour les deux situations YO et YF, les résultats montrent que les valeurs de $\Delta t_c, \langle \Delta i^2 \rangle_c, D_s, D_l$ et H_s sont plus grandes pour la condition pieds serrés (PS) comparativement à la condition pieds écartés (PE), ce qui nous permettra de dire que la position pieds serrés est moins stable (surtout lorsque les yeux sont fermés) car elle fait apparaître dans la direction ML un accroissement :

- de l'intervalle de temps nécessaire à la mise en place d'un processus correctif (Δt_c) associé à une distance plus grande parcourue par le centre de pression ($\langle \Delta i^2 \rangle_c$).
- des amplitudes des oscillations posturales pour les régions à court terme (D_s) et à long terme (D_l) surtout lorsque les yeux sont fermés.
- du degré de persistance dans la période à court terme (H_s).

Ceci confirme des études précédentes [28] montrant qu'il existe une amélioration de l'équilibre orthostatique lorsque l'écartement entre les pieds augmente, c'est-à-dire lorsque la taille du polygone de sustentation augmente. Le changement de position de pieds influe surtout sur les oscillations médiolatérales du sujet. L'amélioration de l'équilibre orthostatique est ici principalement engendrée par une diminution de l'amplitude des oscillations médiolatérales du sujet sain.

Alors que dans la direction AP, les résultats présentent :

- une augmentation significative du H_s (degré de persistance dans la période à court terme) pour la condition PS par rapport à la condition PE pendant les deux situations YO et YF.
- une élévation du H_l (degré d'antipersistance dans la période à long terme) pour la condition PS lorsque les yeux sont ouverts.
- une réduction du H_l (degré d'antipersistance) pour la condition PS quand les yeux sont fermés.

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

De façon générale, la diminution du polygone de sustentation génère une instabilité dans la direction AP surtout lorsque les yeux sont fermés.

II.5.2. EFFET DES ENTRÉES VISUELLES :

L'entrée visuelle cause au niveau de la direction médiolatérale (ML) :

- un décroissement important du Δt_c , $\langle \Delta i^2 \rangle_c$, D_s et D_l lorsque les pieds sont serrés et un accroissement de ces paramètres dans le cas inverse.
- une diminution du H_s (degré de persistance) pour les deux situations PE et PS.

Alors, l'entrée visuelle augmente la stabilité posturale dans la direction ML (réduction des oscillations posturales) seulement lors de la diminution du polygone de sustentation mais dans le cas contraire l'effet stabilisateur de l'entrée visuelle devient moins important (augmentation des oscillations posturales). Ceci montre que l'importance des afférences visuelles augmente lorsque les sujets doivent se maintenir debout les pieds serrés.

Sur la direction antéropostérieure (AP) et pour les deux situations PE et PS, l'entrée visuelle fait apparaître une diminution significative du H_s (degré de persistance) et une augmentation du H_l (le degré d'antipersistance est important surtout pour la situation PS). En conséquence, l'entrée visuelle augmente la stabilité posturale dans la direction AP.

II.5.3. EFFET DE L'ÂGE:

Les 25 sujets sains sont divisés en deux groupes selon leurs âges (voir Annexe) :

	Age (ans)	Taille(m)	Poids (kg)
Sujets jeunes (moyenne et écart-type)	22,35±3,60	1,76±0,11	68,94±12,52
Sujets adultes (moyenne et écart-type)	32,62±3,58	1,77±0,09	81,5±15,38

Tableau II.7 : Caractéristiques des deux groupes (jeunes et adultes).

Chapitre II : analyse de diffusion du stabilogramme

Les tableaux II.8-II.10 montrent les moyennes et les écart-types des différents paramètres (" Δt_c ", " $\langle \Delta i^2 \rangle_c$ ", " D_s ", " D_l ", " H_s " et " H_l ") dans la direction médiolatérale (ML) et antéro-postérieure (AP) obtenus pour les deux groupes (jeunes et adultes) par l'analyse de diffusion avec les différentes conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF). Les moyennes des différents paramètres sont aussi représentées par des histogrammes dans les figures II.15-II.20.

L'analyse de variance (ANOVA) est appliquée afin de vérifier s'il existe des différences statistiques significatives entre le groupe des jeunes et des adultes. Le premier seuil de signification retenu étant $P < 0.05$.

		Δt_c (s)		$\langle \Delta i^2 \rangle_c$ (mm ²)	
		AP	ML	AP	ML
JEUNES	PE_YF	2.0494±0.3159	1.6275±0.2271	57.7117± 68.3726	3.6608±8.1590
	PE_YO	1.9503±0.4810	1.7593±0.2174	28.2967±31.0680	4.2845±7.1925
	PS_YF	2.1798±0.1287	2.1438±0.1767	71.8300±65.1804	48.2341±47.3049
	PS_YO	1.9512±0.4081	2.0031±0.3035	37.5900±32.2867	28.6499±20.5096
ADULTES	PE_YF	2.0450±0.2733	1.7269±0.2197	134.6842±278.8054	5.2012±10.8704
	PE_YO	1.8890±0.2323	1.7190± 0.2452	156.6954±395.2369	22.1550± 60.0882
	PS_YF	2.0879±0.2009	2.2200±0.2204	101.1837±171.5340	41.3601±14.8812
	PS_YO	2.0879±0.2337	2.0471±0.3507	99.8288±206.1710	30.8342±19.4479
P	PE_YF	0.9733	0.3131	0.2851	0.6957
	PE_YO	0.7372	0.6813	0.1858	0.2285
	PS_YF	0.1781	0.3621	0.5366	0.6944
	PS_YO	0.3900	0.7506	0.2268	0.8030

Tableau II.8 : Moyennes et écart-types du temps critique et du déplacement quadratique moyen critique pour les sujets jeunes et adultes pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) pour les directions médiolaterales (ML) et antéropostérieures (AP).

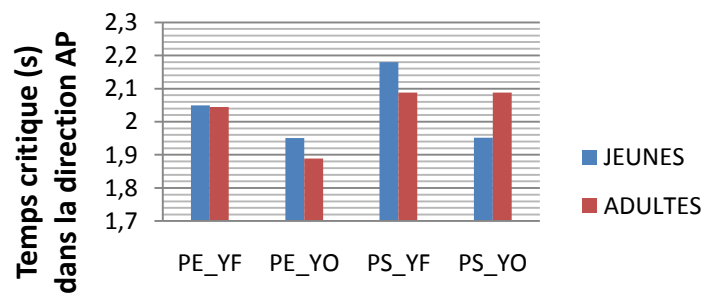
		D_s ($\text{mm}^2 \text{s}^{-1}$)		D_l ($\text{mm}^2 \text{s}^{-1}$)	
		AP	ML	AP	ML
JEUNES	PE_YF	15.2657± 18.923	1.3282±2.4254	8.9653±17.8515	0.5086±0.9504
	PE_YO	7.0804±6.4878	1.3299±1.8475	4.9974±8.1407	0.5291±0.7429
	PS_YF	15.5563±11.7491	11.7143±9.3899	7.4411±9.0202	5.3337±6.1915
	PS_YO	9.0967±6.6221	6.9000±4.2421	6.6272±7.3766	4.0901±3.6350
ADULTES	PE_YF	26.5403±48.4037	1.4852±2.5759	7.8583±10.5774	0.2782±0.3646
	PE_YO	32.8479±81.5721	5.7560±15.2352	13.7830±31.786	1.0817±2.6142
	PS_YF	22.8680±34.2933	10.6131±3.6011	7.9205±7.4420	3.2793±1.4256
	PS_YO	22.7605±46.4945	7.8659±4.5933	8.0219±9.4020	2.4903±1.1359
P	PE_YF	0.4053	0.8836	0.8732	0.5176
	PE_YO	0.1979	0.2393	0.2871	0.4200
	PS_YF	0.4317	0.7534	0.8973	0.3685
	PS_YO	0.2368	0.6096	0.6898	0.2403

Tableau II.9 : Moyennes et écart-types du coefficient de diffusion pour les deux régions (D_s, D_l) pour les sujets jeunes et adultes pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolatérales (ML) et antéropostérieures (AP).

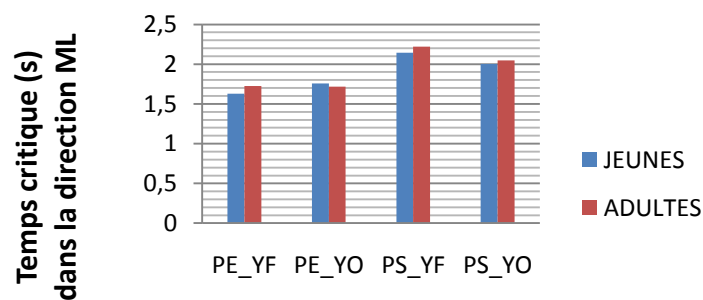
		H_s		H_l	
		AP	ML	AP	ML
JEUNES	PE_YF	0.8200± 0.0540	0.6059± 0.1053	0.3080±0.1052	0.3281±0.0828
	PE_YO	0.7822±0.0671	0.5950±0.1059	0.3586±0.1330	0.3607±0.0833
	PS_YF	0.8481±0.0389	0.8690±0.0412	0.3033±0.0808	0.3040±0.1147
	PS_YO	0.8044±0.0460	0.8467±0.0444	0.3814±0.0978	0.3197±0.0978
ADULTES	PE_YF	0.8030±0.0673	0.5962±0.1049	0.3094±0.0657	0.2728±0.0771
	PE_YO	0.7269±0.1041	0.5620±0.1186	0.3326±0.1035	0.3233±0.1137
	PS_YF	0.8185±0.0611	0.8729±0.0251	0.2852±0.0856	0.2815±0.0446
	PS_YO	0.7769±0.0658	0.8475±0.0334	0.3435±0.1105	0.2818±0.0729
	PE_YF	0.5049	0.8311	0.9740	0.1259
	PE_YO	0.1213	0.4901	0.6313	0.3612

P	PS_YF	0.1546	0.8100	0.6140	0.6009
	PS_YO	0.2384	0.9630	0.3938	0.3405

Tableau II.10 : Moyennes et écart-types du coefficient de Hurst pour les deux régions (H_s, H_l) pour les sujets jeunes et adultes pour les 4 conditions (PE_YF, PE_YO, PS_YF et PS_YO) et pour les directions médiolatérales (ML) et antéropostérieures (AP).

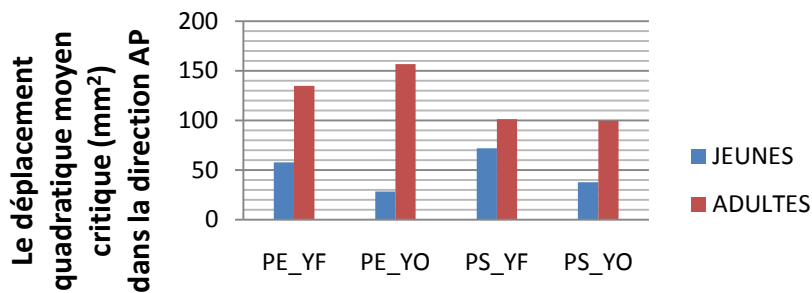


Différents tests



Différents tests

Figure II.15: Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du temps critique pour les sujets jeunes et adultes.



Différents tests

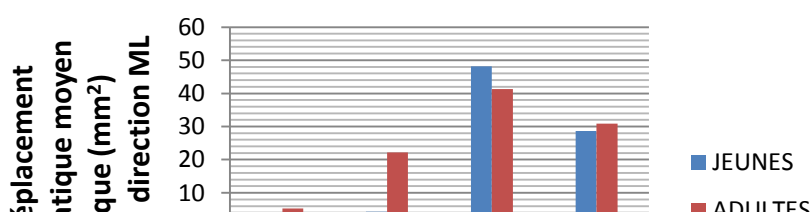


Figure II.16 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du déplacement quadratique moyen critique pour les sujets jeunes

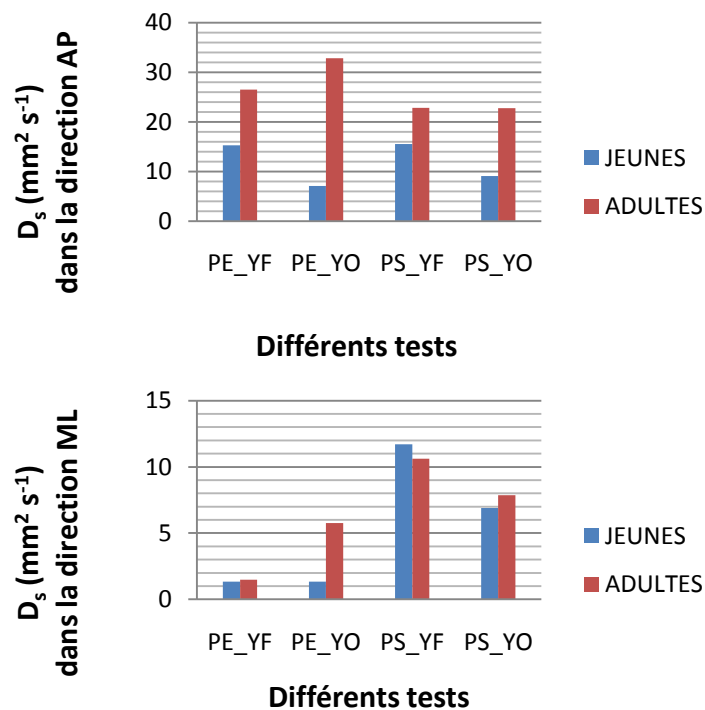


Figure II.17 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de diffusion pour la région à court terme (D_s) pour les sujets jeunes et adultes.

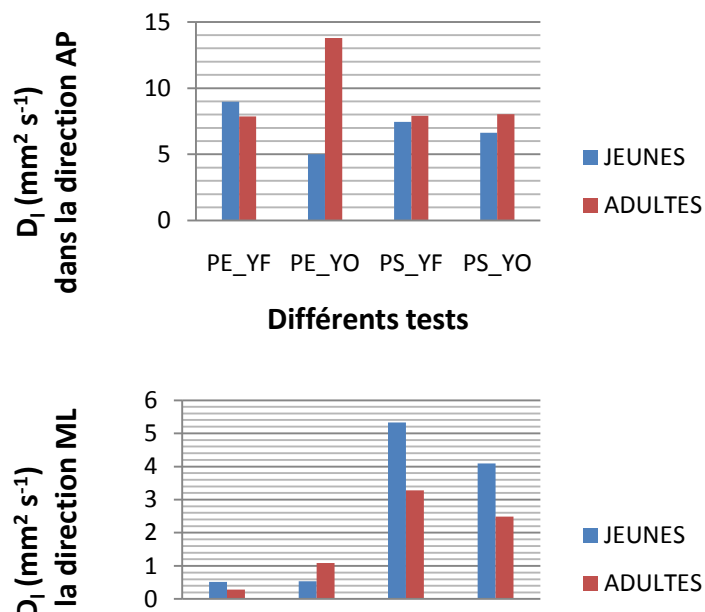


Figure II.18 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de diffusion pour la région à long terme (D_1) pour les sujets jeunes et adultes.

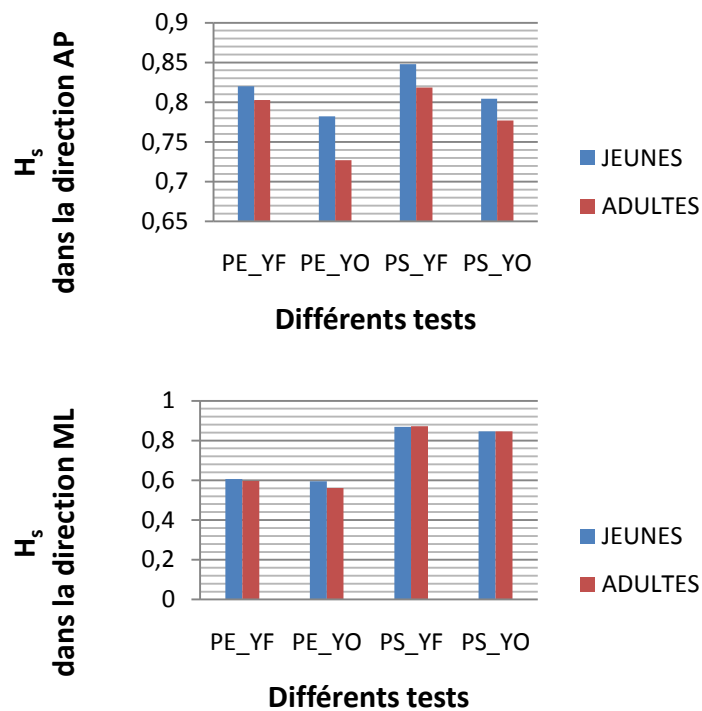


Figure II.19 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de Hurst pour la région à court terme (H_s) pour les sujets jeunes et adultes.

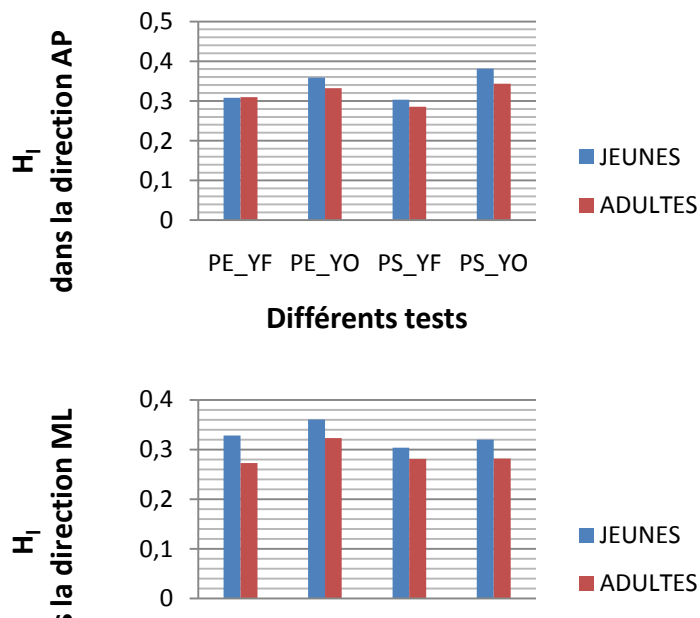


Figure II.20 : Histogrammes représentant pour les quatre conditions et les différentes directions, la moyenne du coefficient de Hurst pour la région à long terme (H_1) pour les sujets jeunes et adultes.

Les paramètres obtenus par l'analyse de diffusion résumés dans les tableaux 8-9 ne montrent aucune différence significative entre les sujets jeunes et adultes ($p > 0.05$) quelle que soit les situations (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF) ou les directions (AP et ML). Ceci confirme des études précédentes [29] montrant que la stabilité d'un individu décroît après l'âge de 60 ans.

II.6. CONCLUSION :

Les paramètres issus de la modélisation des déplacements du centre de pression en mouvements browniens fractionnaires (" Δt_c ", " $\langle \Delta i^2 \rangle_c$ ", " D_s ", " D_1 ", " H_s " et " H_1 ") ont permis de démontrer l'effet de la vision ainsi que l'écartement des pieds sur les mécanismes du contrôle postural dans les deux directions du stabilogramme (ML et AP).

Les résultats de ce chapitre montrent qu'il existe une amélioration de l'équilibre orthostatique lorsque l'écartement entre les pieds augmente, c'est-à-dire lorsque la taille du polygone de sustentation augmente. Le changement de position de pieds influe surtout sur les oscillations médiolatérales du sujet. Ils affirment aussi que l'entrée visuelle augmente la stabilité posturale, notamment dans la direction ML et seulement lors de la diminution du polygone de sustentation mais dans le cas contraire l'effet stabilisateur de l'entrée visuelle devient moins important. Par contre, ils ne présentent aucune différence significative entre les sujets jeunes et adultes quelle que soit les situations (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF) ou les directions (AP et ML).

CHAPITRE III

***ANALYSE TEMPS-FRÉQUENCE
PAR TRANSFORMÉE DE HILBERT-HUANG
DU STABILOGRAMME***

III.1. INTRODUCTION :

Dans le chapitre précédent, nous avons utilisé la méthode proposée par Collins et de Lucas afin de mieux comprendre les mécanismes liés à la régulation de la posture orthostatique. Collins et de Lucas ont modélisé la position du centre de gravité d'un individu humain en posture debout par un mouvement brownien fractionnaire avec deux régimes différents selon les échelles de temps, les paramètres des deux régimes ainsi que la fréquence de rupture ont une interprétation pertinente en biomécanique. Cependant, cette modélisation par des biomécaniciens était entièrement empirique : elle utilisait des outils statistiques uniquement valides pour le mouvement brownien fractionnaire (la régression linéaire sur les variations quadratiques) [10]. De fait, ils utilisaient implicitement un modèle probabiliste qui n'avait jamais été décrit et des outils statistiques correspondant à un autre modèle.

Dans ce chapitre, nous utiliserons une méthode adéquate qui permet de bien décrire un signal stabilométrique sachant qu'il s'agit d'un signal non stationnaire issu d'un système non linéaire. Plus précisément, nous nous intéressons à la méthode dite de transformation de Hilbert Huang (Hilbert-Huang transform « HHT »), destinée à améliorer les traitements et la compréhension des signaux non linéaires et non stationnaires contrairement aux méthodes classiques (la transformée de Fourier fenêtrée et l'analyse par ondelettes) qui sont adaptées seulement pour l'étude des signaux linéaires et non stationnaires. Cette méthode ne nécessite pas la spécification d'une fonction de base et le traitement s'effectue dans l'espace des temps (espace physique du signal).

L'objectif de ce chapitre est donc d'extraire à partir du stabilogramme les périodes et les amplitudes instantanées par la transformée de Hilbert Huang et d'en déduire un indicateur sensible à l'influence des entrées visuelles et proprioceptives.

III.2. LA TRANSFORMÉE DE HILBERT HUANG :

La transformée de Hilbert Huang (HHT) est une méthode d'analyse temps-fréquence introduite pour la première fois en 1998, par Norden E. Huang et al pour calculer la distribution temps-fréquence-énergie d'un signal quelconque. Cette méthode consiste à décomposer, de façon adaptative, le signal en une somme de composantes oscillantes qui possède une seule fréquence à chaque échantillon, pour ensuite calculer la fréquence et l'amplitude instantanée de chacune de ces composantes en utilisant la transformée de Hilbert. La décomposition du signal en composantes monomodales s'appelle la Décomposition Empirique en Modes ou EMD, acronyme de Empirical Mode Decomposition.[30] [34]

Contrairement à la transformée de Fourier ou en ondelettes, la base de décomposition de l'EMD est propre au signal. Une des motivations du développement de l'EMD est la recherche d'une estimation de la fréquence instantanée du signal. En effet, l'approche classique d'estimation de la fréquence instantanée basée sur la transformée de Hilbert est strictement limitée aux signaux mono-composante.[34]

Pour résumer, l'analyse par HHT d'un signal multi-composantes comporte essentiellement deux étapes :

1. La décomposition temporelle (EMD) qui produit un ensemble de fonctions de mode intrinsèque (IMFs)
2. L'estimation des fréquences instantanées (FI) et amplitudes instantanées (AI) de chaque mode par la transformée de Hilbert (TH).

Pour améliorer la décomposition temporelle et donc obtenir une meilleure lisibilité de la description temps-fréquence des pré/post-traitements peuvent être associées à la transformée de Hilbert Huang (HHT) (Figure III.1).

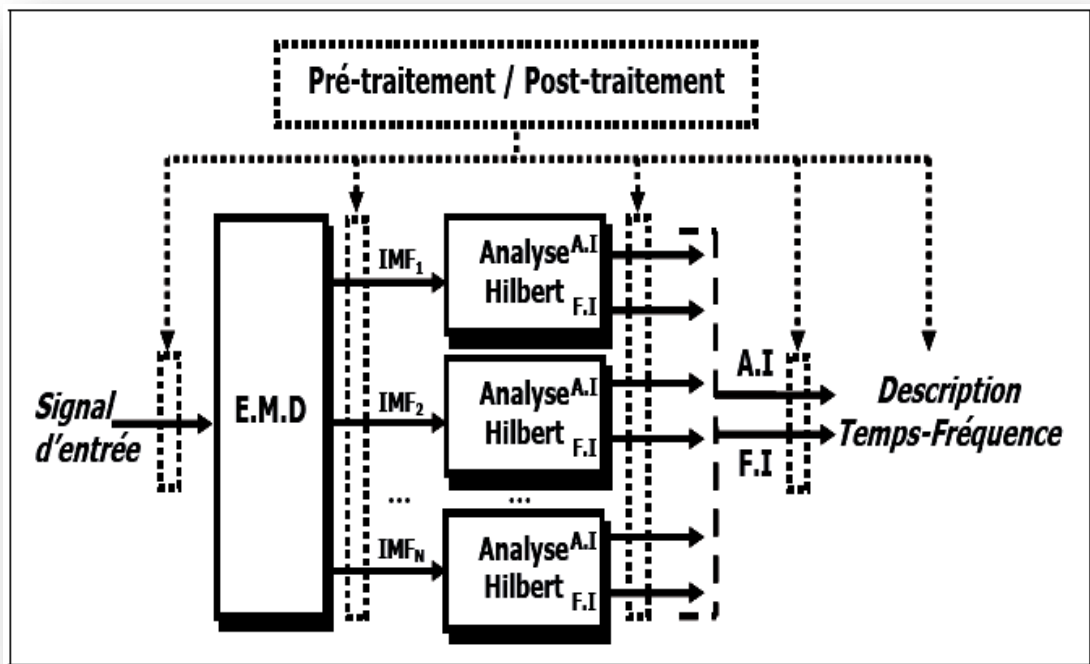


Figure III.1 : Organigramme de la transformée de Hilbert Huang (HHT).

III.3. LA DÉCOMPOSITION MODALE EMPIRIQUE :

III.3.1. DÉFINITION ET OBJECTIF DE L'EMD :

La Décomposition Modale Empirique (ou EMD pour Empirical Mode Decomposition) a été introduite par NORDEN Huang et ses collaborateurs du centre Goddard de vol spatial de la NASA au cours des années 1998 [32]. L'EMD est définie par un processus appelé tamisage (Sifting Process) permettant de décomposer tout signal multimodal en une somme de signaux monomodaux, nommés : « modes intrinsèques », ou IMFs, pour « Intrinsic Mode Functions ». La décomposition est locale, itérative, séquentielle (fine to coarse approach) et entièrement pilotée par les données (Data driven approach). L'EMD considère les signaux à l'échelle de leurs oscillations locales, sans que celles-ci soient nécessairement harmoniques au sens de Fourier. L'extraction des IMFs est non-linéaire, mais leur recombinaison pour la reconstruction exacte du signal est linéaire. En se basant essentiellement sur les variations (ou oscillations naturelles) du signal, l'EMD peut permettre une interprétation des phénomènes physiques présents dans le signal. [32][10]

L'objectif premier de l'EMD est d'extraire d'un signal non-stationnaire issu de systèmes qui peuvent être non-linéaires, des modes qui se prêtent bien à une analyse temps-fréquence ; là où les analyses de Fourier et des ondelettes sont parfois inefficaces. En effet, les analyses temps-fréquence linéaires de type Fourier ou ondelettes nécessitent de définir des fonctions de base ou atomes. Ajouté à cela, des phénomènes tels que les interférences, ne sont pas correctement analysés par les techniques de Fourier en particulier. Par contre, l'EMD procède à une décomposition auto-adaptative en une somme finie de composantes de type AM-FM - les Modes Intrinsèques (IMFs) - à laquelle s'ajoute un résidu. [32]

La procédure de tamisage permet de d'extraire itérativement des fonctions de base qui facilitent une interprétation physique de la fréquence instantanée (FI). L'estimation de la FI des IMFs est alors possible grâce à la transformée de Hilbert. Du fait de son auto-adaptabilité, l'analyse par EMD complète les méthodes temps-fréquence classiques avec la transformée de Hilbert-Huang. Elle est en effet la représentation temps-fréquence plus lisible et propre à l'interprétation physique. [34]

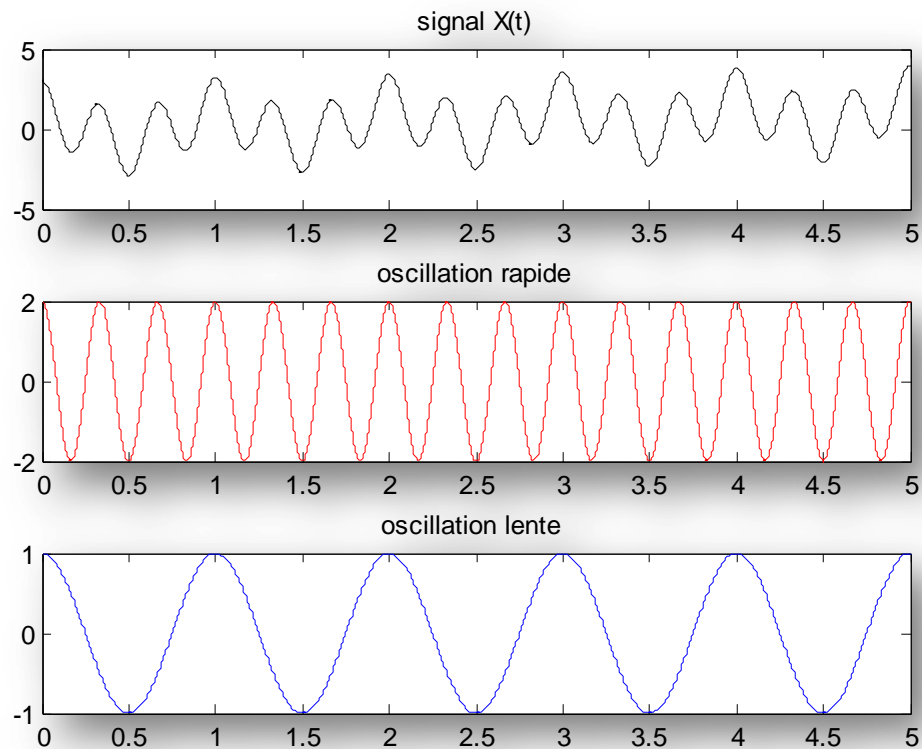
III.3.2. PRINCIPE DE LA DÉCOMPOSITION :

L'EMD repose sur la décomposition adaptative du signal en une série d'IMF, au moyen du processus de tamisage. Chacune des IMFs peut être considérée comme un niveau d'échelle distinct les unes des autres. Cette notion d'échelle est locale et la décomposition est non-linéaire. La décomposition décrit localement le signal $X(t)$ comme une succession de contributions d'oscillations rapides (hautes fréquences) sur des oscillations plus lentes (basses fréquences) (Figure III.2). [31][33]

À la fin du processus de décomposition, le signal $X(t)$ est donc représenté par la somme de K IMF et d'un résidu final correspondant à la tendance globale du signal :

$$X(t) = \sum_{j=1}^K IMF_j(t) + r_K(t)$$

Où IMF_j est l'IMF d'ordre j qui est de type plus haute fréquence que l' IMF_{j+1} . Le résidu $r_K(t)$ correspond à la composante la plus basse fréquence du signal.



FigureIII.2 :Principe de l'EMD.

III.3.3. INTRINSIC MODE FUNCTION (IMF) :

Une IMF est une fonction qui doit satisfaire deux conditions[30][34]:

1. Avoir un nombre d'extrema et de passages par zéro égaux ou au plus différents d'une unité.
2. A chaque instant, la valeur moyenne entre son enveloppe supérieure et inférieure doit être nulle.

La deuxième condition est nécessaire pour que la fréquence instantanée n'ait pas de fluctuations indésirables dues à l'asymétrie du signal [30]. Ces deux conditions assurent l'unicité du mode oscillatoire de l'IMF à chaque instant. La figureIII.3 présente un exemple d'IMFextraite d'un signalstabilométrique. On peut vérifier que le nombre d'extrema est égal au nombre de passages par zéro, ainsi que la symétrie de l'enveloppe supérieure et inférieure par rapport au zéro.

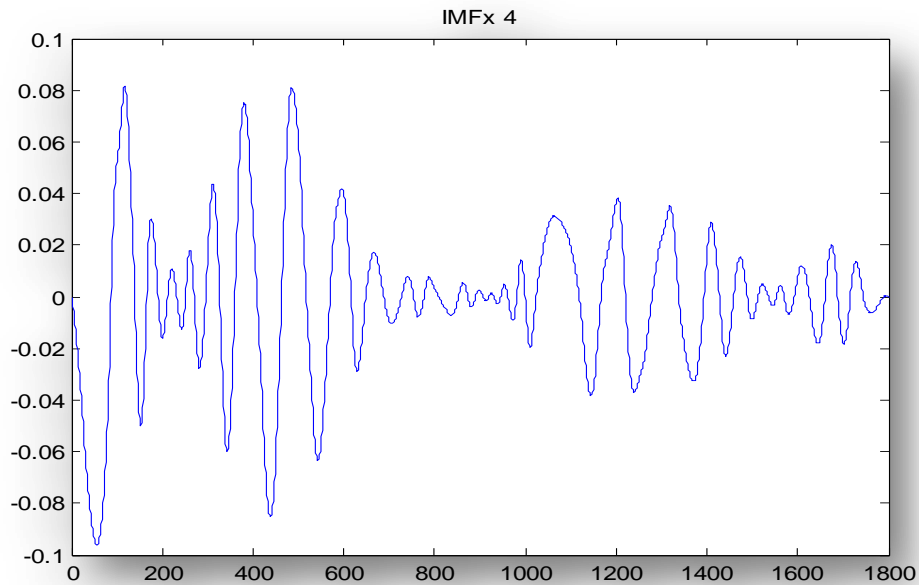


Figure III.3 :IMF extraite d'un signal stabilométrique.

III.3.4. PROCESSUS DE TAMISAGE (PRINCIPE ALGORITHMIQUE) :

Les différentes étapes de décomposition de $X(t)$ (Figure III.4), ou bien le tamisage (Sifting), peuvent être résumées avec l'algorithme suivant[30][31] :

1. Copier le signal dans une variable auxiliaire $h(t)$.
2. Chercher les extrema locaux (maximum et minimum) de $h(t)$.
3. Calculer l'équation de l'enveloppe supérieure ($EnvMax(t)$) et inférieure ($EnvMin(t)$) de signal $h(t)$ par la méthode des splines cubiques.
4. Calculer ensuite l'enveloppe moyenne locale : $m(t)=1/2(EnvMin(t)+EnvMax(t))$.
5. Calculer le résidu $r(t)$ en soustrayant l'enveloppe moyenne $m(t)$ du signal $h(t)$.
 - Si le signal $r(t)$ vérifie les propriétés d'une IMF, alors $IMFi = r(t)$.
 - Si non: répéter les étapes de 2 à 5 avec $h(t)=r(t)$.
6. L'IMF ainsi déterminée est soustraite au signal original :
 - Si le résidu présente un nombre suffisant d'extrema (supérieur à deux), retourner à l'étape 1 afin d'extraire une autre IMF.
 - Sinon, le résidu est considéré comme le résidu final $r(t)$.

Cet algorithme de recherche des différents modes comporte deux boucles, la première étant la boucle extérieure dont la condition d'arrêt exprime le fait qu'on ne puisse plus extraire d'oscillations avec le résidu courant. La boucle intérieure, communément appelée SiftingProcess, permet de rechercher itérativement un mode. Cette boucle prend fin dès que les conditions d'extraction de modes sont vérifiées. Dans la pratique (la programmation), ces conditions d'arrêt ne sont pas toutes prises en compte. Ainsi, un test d'arrêt proposé par Huang couramment utilisé relève de l'estimation d'un écart type entre h_j et h_{j-1} appelée Standard Deviation (SD), si le domaine du signal est confondu à $[0, T]$, on a :

$$SD = \sum_{t=0}^T \frac{|h_{j-1}(t) - h_j(t)|^2}{|h_{j-1}(t)|^2} \leq \text{seuil}$$

Où seuil est un seuil pris suffisamment petit, son choix est empirique et laissé à la discrétion de l'utilisateur. La valeur typique de l'écart-type est entre 0.2 et 0.3 [10].

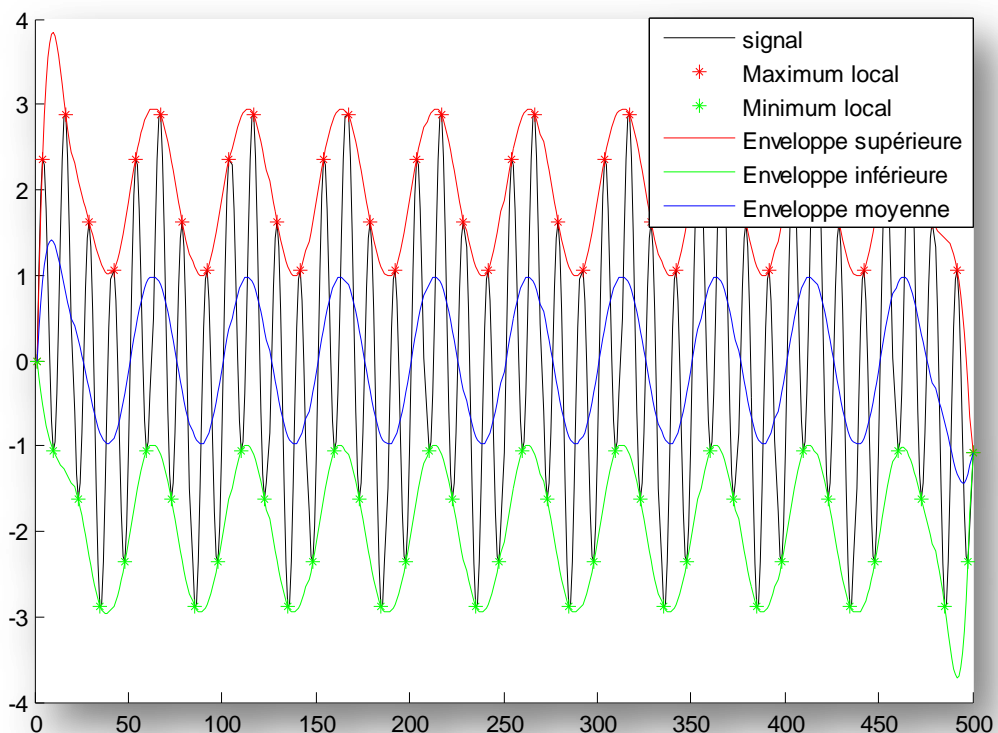


Figure III.4 : Première itération du processus de tamisage.

L'organigramme de l'EMD peut être représenté par la figure suivante :

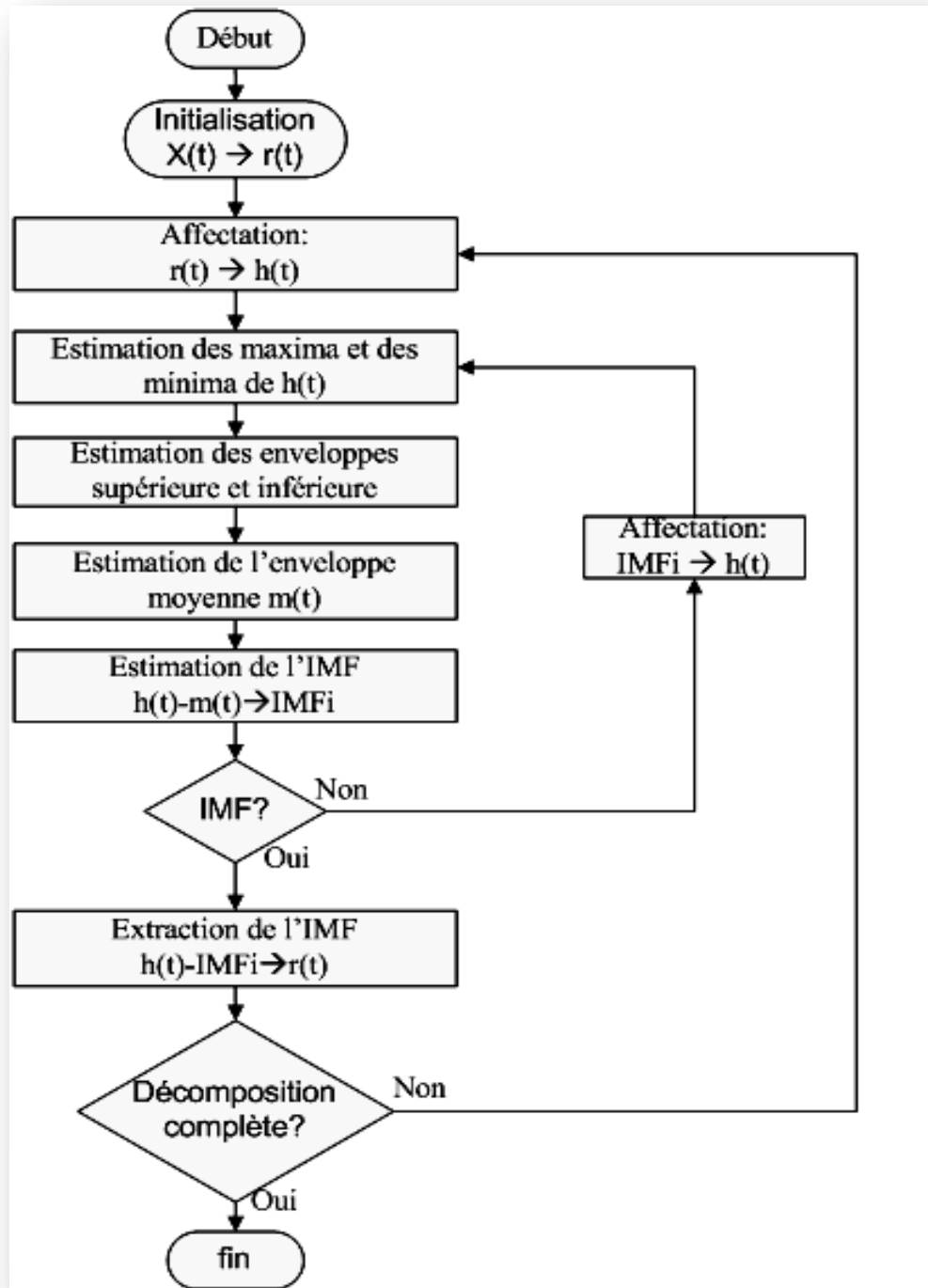


Figure III.5 : Organigramme de la décomposition par EMD.

Les deux figures suivantes illustrent la décomposition en IMFs d'un signal stabilométrique dans les deux directions (antéropostérieure "AP" et médiolatérale "ML"):

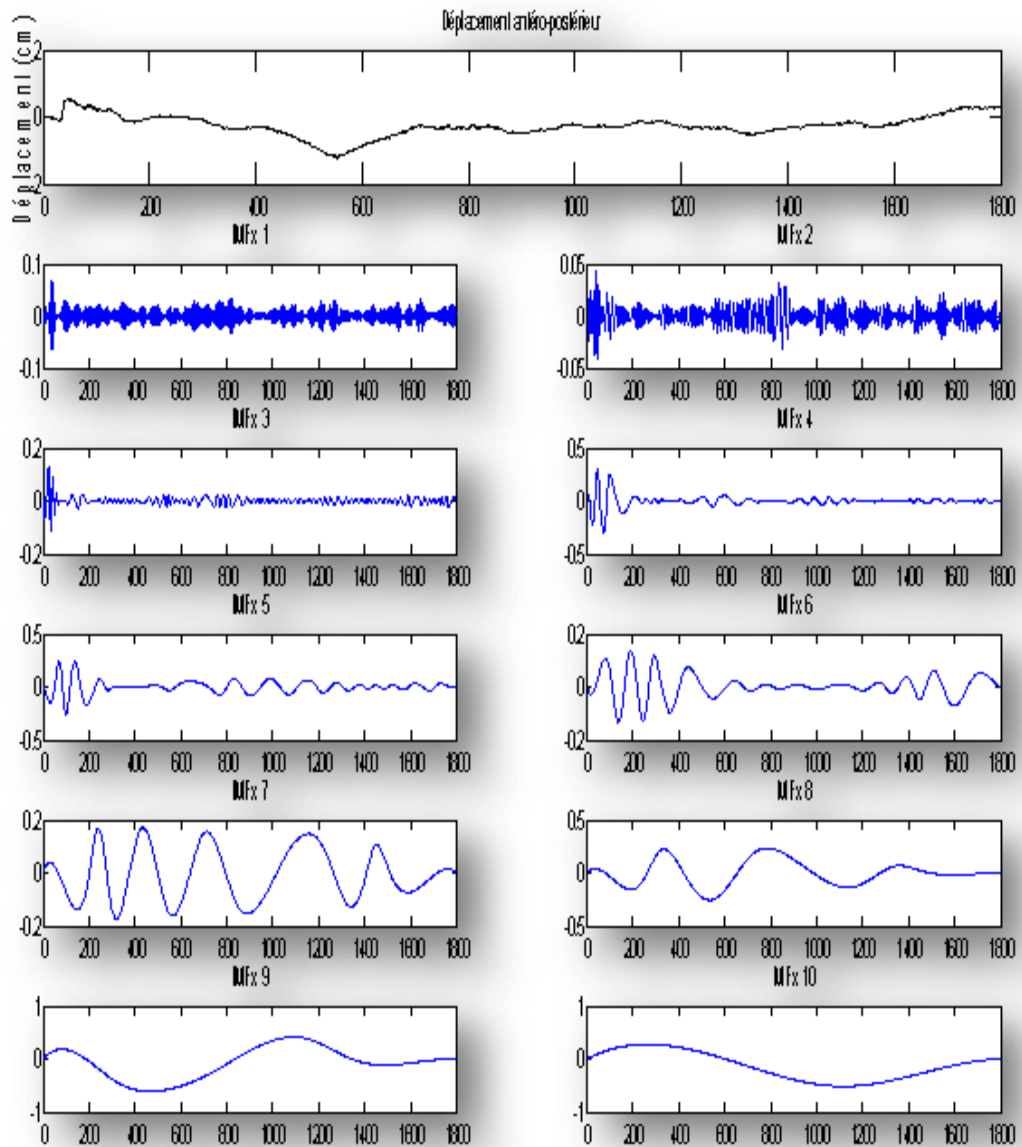


Figure III.6: Décomposition d'un signal stabilométrique dans la direction antéropostérieure en IMFs.

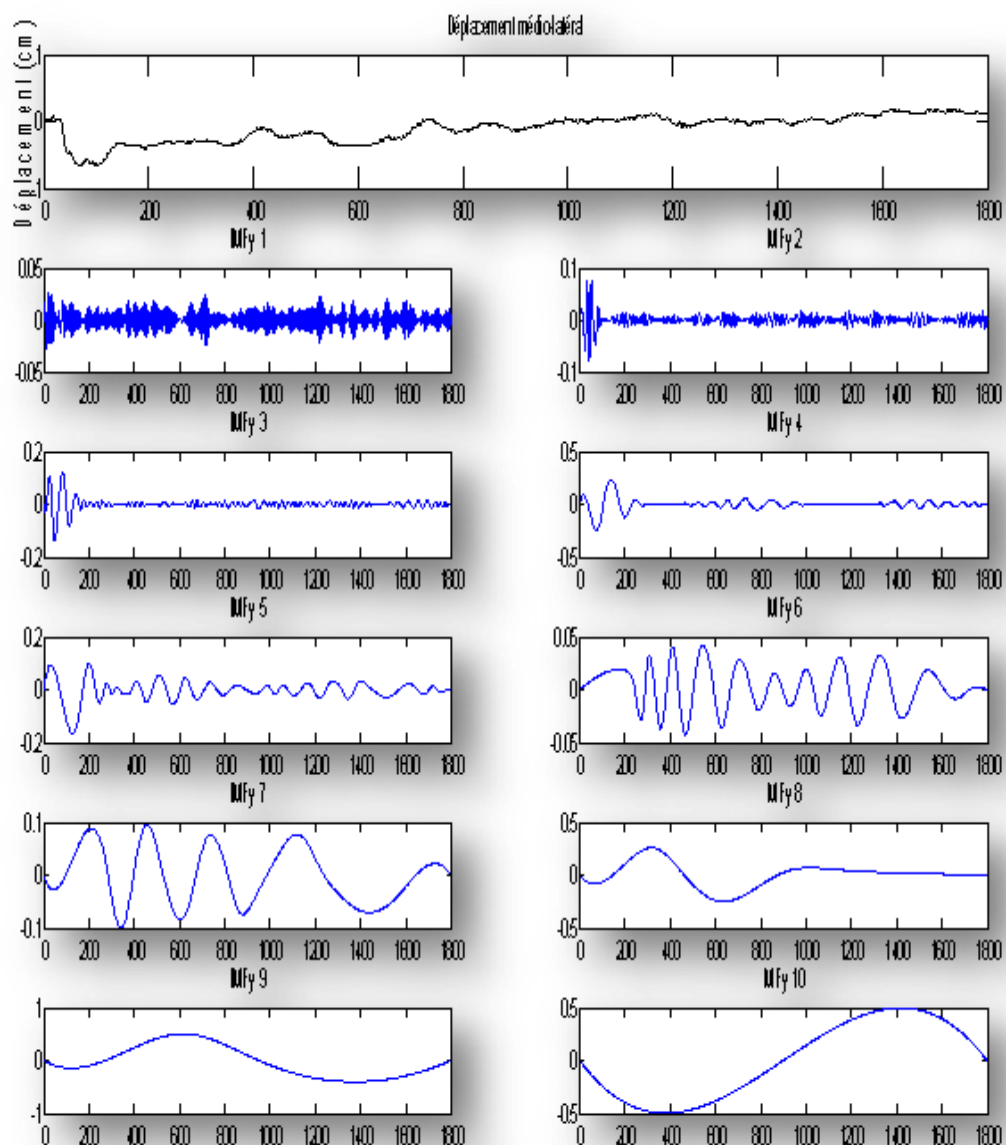


Figure III.7 : Décomposition d'un signal stabilométrique dans la direction médiolatérale en IMFs.

III.4. TRANSFORMÉE DE HILBERT :

III.4.1. SIGNAL ANALYTIQUE ET TRANSFORMÉE DE HILBERT [30] [34]:

Un signal analytique, est un signal qui n'a pas de composantes fréquentielles négatives. Il est à mettre en opposition avec un signal sinusoïdal réel (exemple : $\cos(\omega t)$) dont le spectre est constitué de ω et $-\omega$ (Figure III.8).

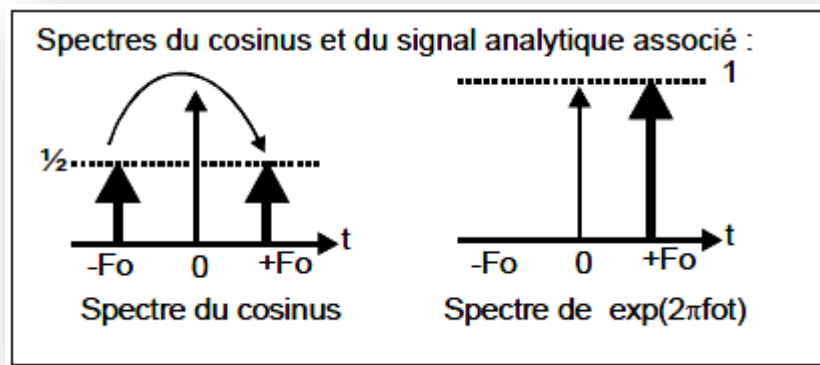


Figure III.8: Spectres du cosinus et du signal analytique associé.

Le signal analytique $Z(t)$ complexe associé au signal réel $X(t)$ s'exprime sous la forme :

$$Z(t) = X(t) + iY(t) = A(t)e^{i\theta(t)}$$

Où $Y(t)$ est la transformée de Hilbert de $X(t)$, définie par :

$$H\{X(t)\} = Y(t) = \frac{1}{\pi t} * X(t) = \frac{1}{\pi} P \int_{-\infty}^{\infty} \frac{X(t')}{t - t'} dt'$$

Où P est la valeur principale de Cauchy.

$A(t)$ correspond à l'amplitude instantanée de $Z(t)$:

$$A(t) = \sqrt{X^2(t) + Y^2(t)}$$

Et $\theta(t)$ est la phase instantanée :

$$\theta(t) = \arctan\left(\frac{Y(t)}{X(t)}\right)$$

La fréquence instantanée de $Z(t)$, et donc de $X(t)$, n'est autre que la dérivée de la phase instantanée :

$$\omega = \frac{d\theta(t)}{dt}$$

Le calcul de la fréquence instantanée par cette technique a des limitations théoriques : il n'est applicable qu'aux signaux qui peuvent se représenter par une fréquence unique à chaque instant.

L'estimation de l'amplitude instantanée et la fréquence instantanée d'un signal par la transformée de Hilbert est schématisée dans la figure suivante :

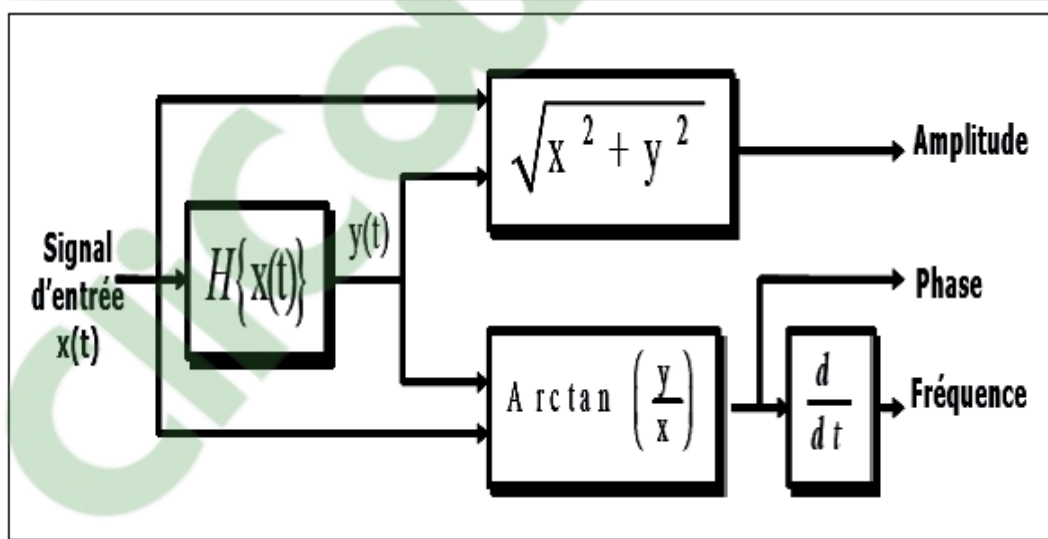


Figure III.9 : Principe d'estimation de de l'amplitude instantanée et la fréquence instantanée via le signal analytique.

On note que la partie réelle d'un signal analytique $Z(t)$ est $X(t)$ lui-même et que la partie imaginaire est obtenue à partir d'un filtre linéaire H en quadrature avec $X(t)$ (Figure III.10) [20].

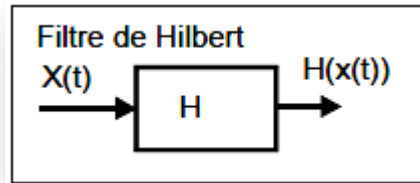


Figure III.10 : Filtre de Hilbert.

Le spectre du signal analytique est simple :

$$Z(\nu) = X(\nu) + i(-i \operatorname{sign}(\nu))X(\nu) = 2U(\nu)X(\nu)$$

Où $U(\nu)$ désigne l'échelon unité de Heaviside. Son spectre est nul pour toutes les fréquences négatives.

Cette transformation est la deuxième partie de la transformée de Hilbert Huang (HHT), et le signal est écrit sous la forme :

$$X(t) = \sum_{j=1}^K A_j(t) e^{i \int \omega_j(t) dt}$$

III.4.2. ASPECT ÉNERGÉTIQUE DE LA TRANSFORMÉE DE HILBERT :

L'énergie d'une fonction $X(t)$ est étroitement liée à l'énergie de sa transformée de Fourier $X(\nu)$ [33]:

$$E_X = \int_{-\infty}^{\infty} |X(t)|^2 dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega)|^2 d\omega$$

Ainsi l'énergie de la transformée de Hilbert de $X(t)$, est définie par :

$$E_Y = \int_{-\infty}^{\infty} |Y(t)|^2 dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |-i \operatorname{sign}(\omega) X(\omega)|^2 d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega)|^2 d\omega = E_X$$

Donc, l'énergie dans une fonction réelle et dans sa transformée de Hilbert sont égaux.

III.4.3. IMPLÉMENTATION DE LA TRANSFORMÉE DE HILBERT [30]:

La transformée de Hilbert peut donc se résumer au calcul de la série discrète de Fourier du signal, puis à l'annulation des coefficients des fréquences négatives à la multiplication par deux les coefficients des fréquences positives, puis au calcul de la transformée inverse de Fourier du signal ainsi défini. A la fin de ce processus nous obtiendrons un signal complexe, le signal initial représentant la partie réelle et la transformée de Hilbert la partie imaginaire. Les différentes étapes de ce procédé, pour un signal sinusoïdal, sont résumées sur les graphes de la figure III.11.

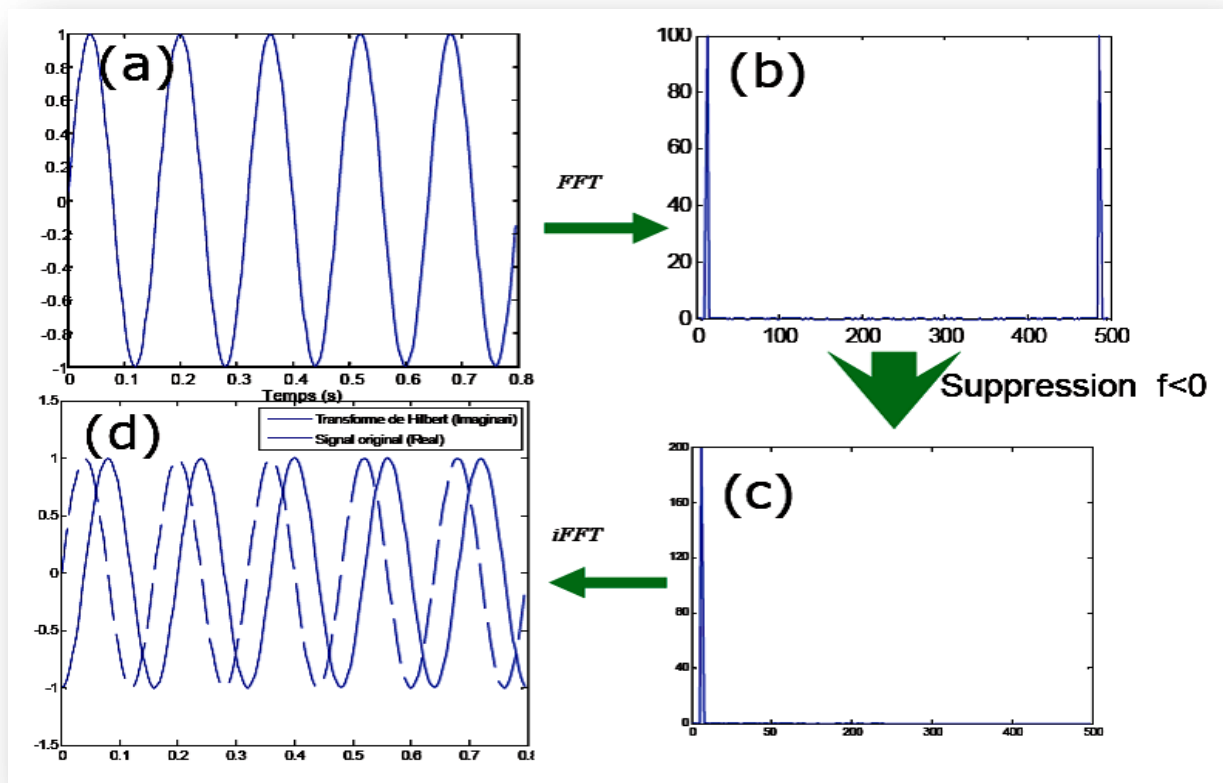


Figure III.11 : Calcul du signal analytique d'un signal sinusoïdal.

La figure suivante représente le diagramme de blocs de l'implémentation de la transformée de Hilbert :

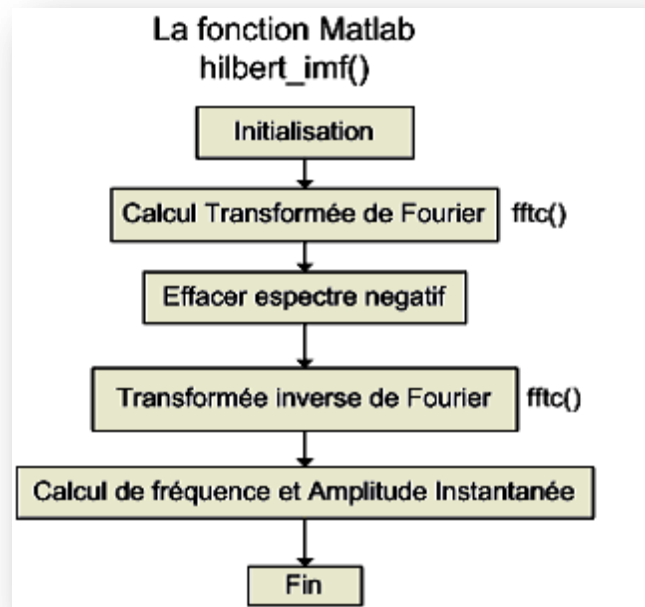


Figure III.12 : Diagramme de blocs de l'implémentation de la transformée de Hilbert.

III.5. RÉSULTATS OBTENUS PAR LA MÉTHODE DE HILBERT HUANG :

Les tableaux et les figures ci-après représentent les moyennes et les écart-types de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert des six premières IMF du stabilogramme pour les 25 sujets sains qui ont été décrits dans la partie protocoles et acquisition du deuxième chapitre, pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF) et pour les différentes directions (médiolatérale (ML) et antéropostérieure (AP)).

Les conditions (PE_YO), (PE_YF), (PS_YO) et (PS_YF) sont comparées à l'aide d'une analyse de variance (ANOVA). Le premier seuil de signification retenu étant $P < 0.05$.

	PE_YF	PE_YO	PS_YF	PS_YO	P
E_{IMF1}	1.214± 2.902	11.479±54.588	0.594±0.283	0.650±0.491	0.4182
E_{IMF2}	1.500± 2.969	28.235±133.462	0.754±0.609	0.820±0.807	0.3788
E_{IMF3}	11.310±18.454	29.267±80.496	21.109±39.422	9.105±21.485	0.4049
E_{IMF4}	84.324±200.323	171.376±745.217	72.743±77.520	54.157±135.009	0.7276
E_{IMF5}	187.481±266.470	167.085±379.568	281.799±446.201	166.122±354.194	0.6422
E_{IMF6}	441.729±549.196	394.060±870.135	500.337±720.165	291.780±352.092	0.7125

Tableau III.1 : Moyennes et écart-types de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction antéropostérieure et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).

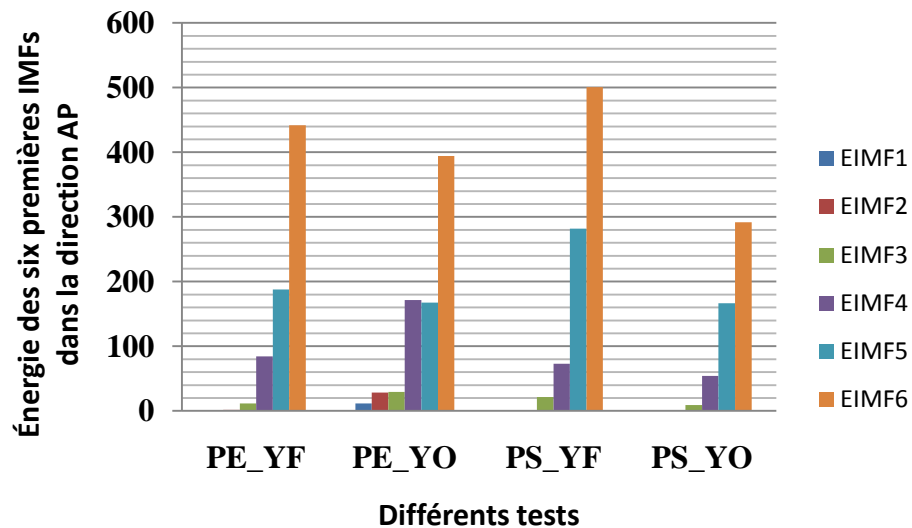


Figure III.13 : Histogramme représentant les moyennes de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction antéropostérieure et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).

	PE_YF	PE_YO	PS_YF	PS_YO	P
E_{IMF1}	0.221±0.056	0.276±0.322	0.266±0.036	0.267±0.075	0.6666
E_{IMF2}	0.273±0.221	0.359±0.450	1.783±4.389	0.506±0.833	0.0657
E_{IMF3}	13.239±60.077	6.208±22.459	15.490±17.535	6.775±10.392	0.6997
E_{IMF4}	8.166±16.711	12.422±37.642	82.149±91.584	36.326±39.837	9.8655e-006
E_{IMF5}	21.368±61.312	13.295±28.467	169.503±156.979	115.795±107.006	1.1120e-007
E_{IMF6}	29.352±72.519	30.092±75.209	356.781±362.487	255.761±228.130	1.2200e-007

Tableau III.2 : Moyennes et écart-types de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction médiolatérale et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).

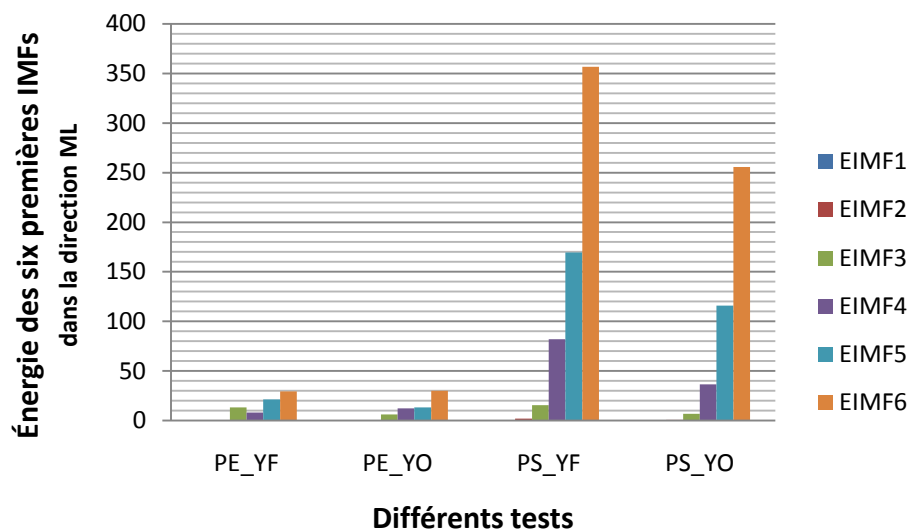


Figure III.14: Histogramme représentant les moyennes de l'énergie obtenu par la transformée de Hilbert des six premières IMFs du stabilogramme, pour les 25 sujets sains, pour la direction médiolatérale et pour les quatre conditions (PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF).

III.6. DISCUSSIONS:

D'après les résultats obtenus pour les deux directions(médiolatérale (ML) et antéropostérieure (AP)), nous remarquons que la valeur d'énergie est très petite pour l'IMF1 et augmente graduellement jusqu'à la dernière IMF(IMF6) qui représente les oscillations de basses fréquences. Toute augmentation de l'énergie,dans une des bandes de fréquences reflète un surcontrôle dans les boucles neurophysiologiques correspondantes qui signe une certaine inefficacité relative de ces boucles dans le contrôle de la stabilité posturale.

En ce qui concerne la direction AP, Les résultats présentés dans le tableauIII.2 ne montrent aucune différence significative entre les quatre situations(PE_YO, PE_YF, PS_YO et PS_YF)($p>0.05$) pour toutes les IMFs. De ce fait, nous pouvons dire que les entrées visuelles et proprioceptives n'ont pas d'influence sur la direction AP.

Alors que dans la direction ML, les résultats présentent des différences significatives pour les trois dernières IMFs : IMF4,IMF5et IMF6 qui représentent les basses fréquences. Cela veut dire que les entrées visuelles et proprioceptives influent notamment sur la direction ML.

Au niveau de cette même direction, et pour les trois dernières IMFs : IMF4,IMF5et IMF6 les résultats présentent un accroissement important de l'énergie lorsque les pieds sont serrés et surtout lorsque les yeux sont fermés. Cela signifie que la position pieds serrés est moins stable car l'énergie utilisée pour faire stabiliser le corps dans cette position est grande et que la situation pieds serrés yeux fermés(PS_YF) est la plus instable. L'entrée visuelle augmente la stabilité posturale dans la direction ML lorsque les pieds sont serrés(énergie moins importante) mais dans le cas contraire l'effet stabilisateur de l'entrée visuelle devient moins important. Ceci confirme les résultats obtenus par l'analyse de diffusion du stabilogramme dans le deuxième chapitre montrant que la diminution du polygone de sustentation génère une instabilité dans la direction ML surtout lorsque les yeux sont fermés.

III.7.CONCLUSION :

Dans ce chapitre nous avons présenté un indicateur simple qui permet de rendre compte de l'influence des entrées visuelles et proprioceptives sur les mécanismes du contrôle postural dans les deux directions du stabilogramme (médiolatérale (ML) et antéropostérieure (AP)). Cet indicateur est basé sur l'extraction des amplitudes et fréquences instantanées à partir du stabilogramme par la transformée de Hilbert Huang. Cette dernière permet de bien décrire le signal stabilométrique sachant qu'il s'agit d'un signal non stationnaire issu d'un système non linéaire.

Les résultats de ce chapitre montrent que la diminution du polygone de sustentation génère une instabilité dans la direction ML surtout lorsque les yeux sont fermés ce qui confirme les résultats obtenus par l'analyse de diffusion du stabilogramme dans le deuxième chapitre.

CONCLUSION GENERALE

Pour maintenir le corps en équilibre en position debout orthostatique, le système nerveux central doit réaliser les transformations appropriées et coordonnées des informations visuelles, vestibulaires et somesthésiques, et générer en permanence les réponses musculaires adaptées.

L'objectif de ce mémoire était la détermination de l'effet des entrées visuelles et proprioceptives sur les mécanismes du contrôle postural dans les deux directions du stabilogramme : médio-latérale "ML" et antéropostérieure "AP" par l'intermédiaire de deux techniques : l'analyse de diffusion proposée par Collins et De Luca en 1993 et la transformée de Hilbert Huang (HHT) introduite par Norden E. Huang en 1998. Cette dernière permet bien de décrire le signal stabilométrique sachant qu'il s'agit d'un signal non stationnaire issu d'un système non linéaire.

Les résultats obtenus par les deux techniques montrent qu'il existe une amélioration de l'équilibre orthostatique lorsque l'écartement entre les pieds augmente, c'est-à-dire lorsque la taille du polygone de sustentation augmente. Le changement de position de pieds influe surtout sur les oscillations médio-latérales du sujet. Ils affirment aussi que l'entrée visuelle augmente la stabilité posturale, notamment dans la direction médio-latérale et seulement lors de la diminution du polygone de sustentation mais dans le cas contraire l'effet stabilisateur de l'entrée visuelle devient moins important.

Finalement, ce travail a permis de comprendre les mécanismes liés à la régulation de la posture orthostatique chez les adultes et les jeunes. La perspective de cette étude sera d'appliquer ces méthodes sur des sujets présentant un déficit de l'équilibre postural tel que les sujets âgés.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Estelle PALLUEL, « Contribution des afférences tactiles plantaires au maintien de l'équilibre : effets du port de semelles à picots sur le contrôle postural quasi-statique et la sensibilité cutanée de la personne âgée », Thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université JOSEPH FOURIER, Présentée et soutenue publiquement le 20 octobre 2008.
- [2] Kevin GUELTON, « Estimation des caractéristiques du mouvement humain en station debout. Mise en œuvre d'observateurs flous sous forme de descripteur », Thèse de Doctorat, l'université de VALENCIENNES et du HAINAUT CAMBRESIS, Soutenue le 16 décembre 2003.
- [3] Nicolas GENTHON, « Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale. Rôle de chacun des appuis dans le maintien de la station debout. », Thèse pour l'obtention du grade de docteur de l'université de Savoie, Présentée et soutenue publiquement le 29 juin 2006.
- [4] Nabil ILMANE, « Effets de la contrainte temporelle sur la coordination Posture-Mouvement : particularité d'une situation d'anticipation-coïncidence », Thèse pour l'obtention du grade de docteur de l'université d'Orléans, soutenue le 11 Mars 2009.
- [5] Eric MATHERON, « Incidence des phories verticales sur le contrôle postural en vision binoculaire », Thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université PARIS DESCARTES, Présentée et soutenue publiquement le 18 décembre 2009.
- [6] VIGUIER Marion, « influence du changement de l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel terrestre et l'axe sagittal du rachis sur les performances posturales statiques et dynamiques d'un individu », Thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université de TOULOUSE, Présentée et soutenue publiquement le 26 Novembre 2009.
- [7] Hélène SALVA, « Essai de rééducation de l'équilibre statique chez une adolescente IMC selon la théorie "Dépendance-Indépendance au champ" », Mémoire en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Psychomotricité, Université Toulouse III Paul Sabatier, Faculté de médecine Toulouse Rangueil, Institut de formation en psychomotricité, Aout 2010.

- [8] JANIN Marc, « Sensibilité et motricité podales : leur influence sur le contrôle des activités posturo-cinétiques de sujets sains et pathologiques », Thèse en vue de l'obtention du doctorat de l'université de TOULOUSE, Présentée et soutenue le 23 octobre 2009.
- [9] Cédric BAZERT, « Influence de l'avancement de la mandibule sur la posture générale. Etude stabilométrique et compléments électromyographiques », Thèse présentée à l'université BORDEAUX 1, Ecole doctorale des sciences physiques et de l'ingénieur, Pour obtenir le grade de docteur, Soutenue le 16 décembre 2008.
- [10] Mohamed ABADI, « Etude de l'équilibre en posture orthostatique. Analyse d'un stabilogramme », DEA optimisation et sûreté des systèmes, Institut des sciences et technologies de l'information de Troyes, Soutenu le 07 septembre 2004.
- [11] Sabine GILLOT, « Laplace de la posture dans le diagnostic et les décisions thérapeutiques », Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Académie de NANCY-METZ, Université HENRI POINCARÉ NANCY 1, Faculté de chirurgie dentaire, Présentée et soutenue publiquement le 19 mars 2010.
- [12] Richard MONTOYA et Philippe DUPUI - MCU-PH de Physiologie, « Technique d'analyse de la posture, de l'équilibre et de la locomotion ».
- [13] Muriel FERNANDEZ, Masseuse-kinésithérapeute, D.U. Posturologie, Service de PR JEANDEL, « La posture et l'équilibre : évaluation clinique et instrumentale appliquée à la gérontologie ».
- [14] Docteur Guy DUPIELLET, « Le système tonique postural ».
- [15] J.J. Collins, C.J. De Luca, « Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories », Exp Brain Res (1993) 95:308-318.
- [16] Christophe MANCEAU, Bernard COHEN, Michel TOUPET, « Initiation à la posturologie et à ses outils d'analyse », Symposium Vestibule et Cortex, Paris - Mai 2010.
- [17] H. AMOUD, M. ABADI, V. MICHEL, D. J. HEWSON, M. DOUSSOT, J. DUCHÊNE, « Evaluation de l'équilibre postural suite à la réalisation d'un pas selon trois méthodes d'estimation de l'exposant de Hurst », Institut des Sciences et Technologies de l'information de Troyes (ISTIT), Équipe M2S, FRE CNRS 2732,

Université de Technologie de Troyes (UTT), 12 Rue Marie Curie, BP 2060, 10010 TROYES Cedex.

- [18] Régis FOURNIER, Eric DELECELLE, Jacques LEMOINE, « Décomposition et analyse du signal stabilométrique », Laboratoire d'Etude et de Recherche en Instrumentation, Signaux et Systèmes, 61 av. du Général de Gaulle. 94010 Créteil Cédex.
- [19] Jean-Christophe Breton, « Processus Gaussiens », Université de La Rochelle, Septembre-Décembre 2006.
- [20] I. FARENC, P. ROUGIER, L. BERGER, « Mise en évidence des effets du gain du feedback visuel sur la performance posturale par une modélisation des trajectoires du centre des pressions en mouvement Brownien fractionnaire », Ann. Kinésithér., 2001, t.28, n° 1, pp. 2-10.
- [21] Didier Delignières, « L'analyse des processus stochastiques », EA 2991 "Sport, Performance, Santé", Université Montpellier I, Janvier 2001.
- [22] Sébastien Leteneur, « effets de l'inclinaison naturelle du tronc sur le contrôle de l'équilibre orthostatique, l'initiation de la marche et la marche », Thèse présentée à l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis en vue de l'obtention du DOCTORAT, Soutenue le 01/04/2009.
- [23] Hassan Amoud, Mohamed Abadi, David J Hewson, Valérie Michel-Pellegrino, Michel Doussot and Jacques Duchêne, « Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects », Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2007, 4:12.
- [24] Didier Delignières, « Analyse des séries temporelles », Septembre 2007.
- [25] T.P. 8, « Analyse de la variance », Université Paul Sabatier Toulouse III, Master 1, Logiciels Statistiques, Année 2011-2012.
- [26] Pierre Legendre & Daniel Borcard, « L'analyse de variance à un critère de classification (ANOVA) », Université de Montréal, Référence: Scherrer (2007), section 14.1.1.1 et 14.1.2.

- [27] D. Mouchiroud, «Chapitre 9 : Analyse de variance», Mathématiques: Outils pour la Biologie – Deug SV – UCBL, 10/03/2003.
- [28] L. BERGER, P. ROUGIER, « L'écartement des pieds modifie les stratégies de contrôle postural », Bipédie, contrôle postural et représentation corticale, Michel Lacour et Bernard Weber (Eds) Solal, éditeur, Marseille - 2005.
- [29] Dhouha Maatar, Régis Fournier, Zied Lachiri, Amine Nait-Ali, « Discrete wavelet and modified PCA decompositions for postural stability analysis in biometric applications », J. Biomedical Science and Engineering 4 (2011) 543-551.
- [30] Hassan SHARABATY, « Diagnostic De La Somnolence D'un Operateur: Analyse Automatique De Signaux Physiologiques », Thèse présentée en vue de l'obtention du Doctorat de l'Université de Toulouse délivré par l'Université Paul Sabatier - Toulouse III, Discipline: Mesures électroniques - Traitement des signaux physiologiques, Soutenue le 5 Décembre 2007.
- [31] JOUMAR NIANG, « Décomposition Modale Empirique : Contribution à la Modélisation Mathématique et Application en Traitement du Signal et de l'Image », Thèse De Doctorat de l'université PARIS XII-VAL DE MARNE, UFR de Sciences et Technologie, Présentée le 20 Septembre 2007.
- [32] Norden E. Huang, Zheng Shen, Steven R. Long, Manli C. Wu, Hsing H. Shih, Quanan Zheng, Nai-Chyuan Yen, Chi Chao Tung and Henry H. Liu, « The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis », Proc. R. Soc. Lond. A (1998) 454, 903-995.
- [33] Rui Fonseca-Pinto, « A New Tool for Nonstationary and Nonlinear Signals: The Hilbert-Huang Transform in Biomedical Applications », School of Technology and Management, Polytechnic Institute of Leiria, Portugal.
- [34] Abdelkhalik Bouchikhi, Abdel-Ouahab Boudraa, « Estimation de la FI d'un signal multi-composante par Décomposition Modale Empirique et une Version B-splines de l'Opérateur d'Energie de Teager-Kaiser », Colloque GRETSI, 11-14 septembre 2007, Troyes.

ANNEXE

1. Caractéristiques de 25 sujets sains :

Prénom	Nom	Age	Sex	Taille	Poids
Mejdi	MSEDDI	14	M	1,67	64
Sarah	LACHENY	19	F	1,6	52
Mohamed	ZOUAGHA	20	M	1,8	72
Naima	NANTON	20	F	1,74	62
Rémy	LUCIANI	20	M	1,91	65
Camille	PANAY	21	F	1,6	55
Gregory	BARAST	21	M	1,82	80
Samuel	SOPHIE	21	M	1,78	95
Yvon	QUENUM	21	M	1,92	84
Florian	VIGREUX	23	M	1,86	70
Solene	GAUDRY	23	F	1,75	66
Mahamadou	SISSOKO	24	M	1,78	76
Samir	RAHMAI	24	M	1,75	55
Dhouha	MAATAR	27	F	1,76	70
Fabien	SAKANGA	27	M	1,92	89
Salma	HAJJEM	27	F	1,6	55
Fazia	AIBOUD	28	F	1,65	62
Emerey	YEZBAK	29	M	1,86	90
Emre	ZEYBEK	29	M	1,9	105
Tip	TIP	30	M	1,7	80
Tahar	BRARAHINI	31	M	1,72	60
Amir	NAKIB	32	M	1,85	90
Fournier	REGIS	35	M	1,65	60
Amine	NAITALI	37	M	1,675	80
Mostefa	MERAH	38	M	1,85	87
Moyenne		25,64		1,7646	72,96
Ecart-type		6,02688421		0,1035004	14,4639782

2. Caractéristiques des sujetsjeunes :

Prénom	Nom	Age	Sex	Taille	Poids
Mejdi	MSEDDI	14	M	1,67	64
Sarah	LACHENY	19	F	1,6	52
Naima	NANTON	20	F	1,74	62
Mohamed	ZOUAGHA	20	M	1,8	72
Rémy	LUCIANI	20	M	1,91	65
Camille	PANAY	21	F	1,6	55
Gregory	BARAST	21	M	1,82	80
Samuel	SOPHIE	21	M	1,78	95
Yvon	QUENUM	21	M	1,92	84
Solene	GAUDRY	23	F	1,75	66
Florian	VIGREUX	23	M	1,86	70
Mahamadou	SISSOKO	24	M	1,78	76
Samir	RAHMAI	24	M	1,75	55
Dhouha	MAATAR	27	F	1,76	70
Salma	HAJJEM	27	F	1,6	55
Fabien	SAKANGA	27	M	1,92	89
Fazia	AIBOUD	28	F	1,65	62
Moyenne		22,3529412		1,75941176	68,9411765
Ecart-type		3,60453146		0,10819373	12,5173409

3. Caractéristiques des sujetsadultes :

Prénom	Nom	Age	Sex	Taille	Poids
Emerey	YEZBAK	29	M	1,86	90
Emre	ZEYBEK	29	M	1,9	105
Tip	TIP	30	M	1,7	80
Tahar	BRARAHINI	31	M	1,72	60
Amir	NAKIB	32	M	1,85	90
Fournier	REGIS	35	M	1,65	60
Amine	NAITALI	37	M	1,675	80
Mostefa	MERAH	38	M	1,85	87
Moyenne		32,625		1,775625	81,5
Ecart-type		3,5831949		0,09883021	15,3808787