



UNIVERSITE PARIS DESCARTES
Ecole doctorale 456
Laboratoire : Techniques et Enjeux du Corps EA : 3625

THESE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE PARIS DESCARTES

Spécialité : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Présentée par

Lou COUNIL

Influence de la dépendance au champ visuel dans la construction
et le maintien d'une posture verticale inversée en milieux terrestres et
aquatiques.

Soutenue publiquement le 7 décembre 2012 devant le jury composé de :

P. ROUGIER (Professeur)	Université de Savoie	Rapporteur
T. POZZO (Professeur)	Université de Bourgogne	Rapporteur
T. OHLMANN (Professeur)	Université P. Mendès France, Grenoble	Examineur
G. DIETRICH (MCU-HDR)	Université Paris Descartes	Co-directeur
Y. KERLIRZIN (MCU)	Université Paris Descartes	Co-directeur

Qu'est donc l'équilibre d'un organisme en mouvement, sinon une lutte perpétuelle pour rétablir le jeu des forces contraires et pour créer un accord d'autant plus beau qu'il est instable et menacé.

G. Duhamel (1937), *Défense des lettres* p. 295

Influence de la dépendance au champ visuel dans la construction et le maintien d'une posture verticale inversée en milieux terrestres et aquatiques.

La contribution relative des différentes entrées sensorielles dans le contrôle postural a souvent été étudiée dans le cadre de la posture érigée fondamentale. L'objectif de nos travaux a été de déterminer cette contribution dans deux postures relativement proches dans leur configuration : l'appui tendu renversé (ATR) et la verticale inversée (VI) en milieu aquatique. Si la vision est souvent considérée comme information principale dans le contrôle postural de la station érigée, la configuration structurelle (champ visuel restreint en ATR, immersion de l'œil en VI) de ces deux postures laisse imaginer un fonctionnement différent. La perturbation des différents capteurs sensoriels impliqués dans le contrôle postural a permis d'observer la réorganisation mise en place par le système nerveux central (SNC) pour y remédier. De plus la prise en compte d'un facteur perceptif comme la dépendance au champ visuel nous a paru être un élément pertinent pour tenter d'observer d'éventuelles différences interindividuelles dans les comportements des sujets. La perturbation du contrôle postural a été évaluée au travers d'une analyse cinématique et d'une analyse stabilométrique de l'ATR (analyse classique et non-linéaire). Les résultats de ces analyses laissent entrevoir des différences de stratégie entre les sujets dépendants et indépendants au champ visuel dans le contrôle de l'appui tendu renversé, ce qui ne semble pas être le cas en verticale inversée.

Mots-clés : appui tendu renversé, verticale inversée, immersion, contrôle moteur, analyse stabilométrique, analyse de diffusion, analyse quantitative de la récurrence, pondération sensorielle, dépendance-indépendance au champ visuel, RFT.

Influence of visual field dependence in building and maintaining an upside-down posture in terrestrial and aquatic environments.

The relative contribution of the different sensory inputs in erect postural control has often been studied. The aim of this work is to determine this contribution in two positions relatively close in their configuration: the handstand and the upside-down posture in water. If vision is often considered as the main information in postural control, the structural configuration (restricted visual field in handstand, eye's immersion in upside-down posture) of these two postures lets imagine a different operation. Disruption of sensory receptors involved in postural control has allowed observing the reorganization implemented by the central nervous system (CNS). In addition, the visual field dependence appeared to be a relevant factor to observe interindividual behavioral differences. Disturbance of postural control was assessed through a kinematic analysis and a stabilometric analysis of the handstand (classical analysis and non-linear analysis). Results of these analyzes suggest different strategy according to visual field dependence in the control of the handstand, which does not seem to be the case in upside-down posture.

Keywords: handstand, upside-down posture, water immersion, motor control, stabilometric analysis, diffusion analysis, recurrence quantification analysis, weighting sensory, visual field dependence-independence, RFT.

Remerciements

En premier lieu, je souhaite remercier mes deux directeurs de thèse, si complémentaires, d'avoir accepté de m'encadrer. Merci à Yves qui m'a transmis durant ces années le goût de l'exigence et du travail bien fait, et Gilles dont la moindre conversation avec lui aura toujours été source d'enrichissement et de connaissances nouvelles.

Je suis extrêmement reconnaissante à Messieurs Patrice Rougier, Thierry Pozzo et Théophile Ohlmann d'avoir accepté d'expertiser mon travail et pour l'intérêt qu'ils lui ont porté.

Merci à mes parents, sans qui je n'aurais tout simplement pas pu réaliser cette thèse. Je vous remercie de l'éducation que vous m'avez apportée et qui m'a permis de me construire au fil des années.

Merci à Laure pour tout ce que tu m'as apporté durant ces années dans ma vie sportive et dans ma vie personnelle.

Merci à mes amis. Je remercie Marc et Caro, mes prédécesseurs dont les nombreux échanges avec eux n'auront été que source d'enrichissement. Vous m'avez guidé durant ces années et permis de déterminer tout ce qu'il fallait faire...ou ne pas faire durant la thèse. Je remercie Manue, celle qui m'a vue grandir ces six dernières années. J'ai adoré découvrir et partager la vie Parisienne avec toi. Je remercie Nad et Nadège d'avoir relu mon travail. Vos nombreux conseils et anecdotes sur les joies de la thèse m'ont permis d'avancer sereinement.

Je tiens à remercier également les athlètes qui ont accepté de participer aux différentes expérimentations et notamment l'ensemble du club de Chenôve qui m'a accueillie avec disponibilité et gentillesse.

Merci à Benoît.

Merci à l'ensemble de mes coéquipières qui ont su respecter mes nombreuses absences aux entraînements.

Et enfin je souhaite remercier l'ensemble du personnel de l'UFR Staps Paris Descartes qui m'a permis de réaliser cette thèse dans les meilleures conditions.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	10
CADRE THEORIQUE	13
1. LES INFORMATIONS SENSORIELLES A LA BASE DU CONTROLE POSTURAL	14
1.1. LES SYSTEMES SENSORIELS MIS EN JEU	14
1.1.1. LE SYSTEME VISUEL	14
1.1.2. LE SYSTEME SOMESTHESIQUE	16
1.1.2.1. Les informations cutanées	16
1.1.2.2. Les informations proprioceptives	17
1.1.3. LE SYSTEME VESTIBULAIRE	18
1.2. INTEGRATION SENSORIELLE	19
1.3. DEFICIENCE SENSORIELLE	20
1.4. CONFLIT SENSORIEL	21
2. LE CONTROLE POSTURAL	22
2.1. INTRODUCTION	22
2.2. MODELE INTERNE/ SCHEMA CORPOREL	23
2.3. ORGANISATION POSTURALE	24
2.3.1. MODELE HIERARCHIQUE	25
2.3.2. POSITION DE LA TETE	26
2.3.3. LES OSCILLATIONS, UNE SOURCE D'INFORMATION	26
2.4. ANALYSE DU CONTROLE POSTURAL	27
2.4.1. ANALYSE DE LA DIFFUSION	27
2.4.2. ANALYSE QUANTIFIEE DE LA RECURRENCE	30
2.5. INFLUENCE DE LA GRAVITE	31

3. PERCEPTION DE LA VERTICALE	32
3.1. DEPENDANCE AU CHAMP VISUEL	32
3.2. LE TEST DU CADRE ET DU BATON	33
4. CARACTERISTIQUES POSTURALES DE L'APPUI TENDU RENVERSE (ATR)	36
4.1. CONFIGURATION GEOMETRIQUE DE L'APPUI TENDU RENVERSE	36
4.2. LE ROLE DES INFORMATIONS VISUELLES	37
4.3. LE ROLE DES INFORMATIONS PROPRIOCEPTIVES	38
4.3.1. LES INFORMATIONS SOMESTHESIQUES	38
4.3.2. REFLEXE TONIQUE DU COU	39
4.4. LE ROLE DES INFORMATIONS VESTIBULAIRES	40
4.5. CONCLUSION	40
5. CARACTERISTIQUES POSTURALES DE LA VERTICALE INVERSEE EN MILIEU AQUATIQUE	42
5.1. CONFIGURATION GEOMETRIQUE DE LA VERTICALE INVERSEE	42
5.2. LE ROLE DES INFORMATIONS VISUELLES	44
5.3. LE ROLE DES INFORMATIONS PROPRIOCEPTIVES	45
5.4. LE ROLE DES INFORMATIONS VESTIBULAIRES	47
5.5. CONCLUSION	47
6. OBJECTIF DE L'ETUDE : MODELE SENSORIEL EN SITUATION VERTICALE INVERSEE	49
RESULTATS EXPERIMENTAUX	52

7. EXPERIMENTATION 1 : LE STYLE COGNITIF DANS LA PERCEPTION DE LA VERTICALE	53
7.1. INTRODUCTION	53
7.2. METHODOLOGIE	53
7.2.1. SUJETS	53
7.2.2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL	53
7.2.3. TRAITEMENT DES DONNEES	54
7.2.4. ANALYSE STATISTIQUE	55
7.3. RESULTATS	55
7.4. DISCUSSION	56
8. EXPERIMENTATION 2 : INFLUENCE DES DIFFERENTES INFORMATIONS SENSORIELLES DANS LA CONSTRUCTION DE L'APPUI TENDU RENVERSE	57
8.1. INTRODUCTION	57
8.2. METHODOLOGIE	57
8.2.1. SUJETS ET CONSIGNES	57
8.2.2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL	58
8.2.3. CALIBRATION	60
8.2.4. TRAITEMENT DES DONNEES STABILOMETRIQUES	61
8.2.5. TRAITEMENT DES DONNEES DE L'ANALYSE CINEMATIQUE	61
8.3. RESULTATS DE L'ANALYSE STATISTIQUE CLASSIQUE	62
8.3.1. AMPLITUDE	62
8.3.2. LONGUEUR	63
8.3.3. ELLIPSE DE CONFiance	66
8.3.4. VARIANCE DE LA VITESSE	68
8.3.5. ENTROPIE	70
8.4. DISCUSSION DE L'ANALYSE STATISTIQUE CLASSIQUE	76
8.5. RESULTATS DE L'ANALYSE DE LA DIFFUSION DU STABILOGRAMME	78
8.5.1. COEFFICIENT DE DIFFUSION (DS ET DL)	78

8.5.2.	EXPOSANT D'ECHELLE (Hs ET Hl)	82
8.5.3.	POINT CRITIQUE	86
8.5.3.1.	Temps critique	86
8.5.3.2.	Amplitude du temps critique	89
8.6.	DISCUSSION DE L'ANALYSE DE DIFFUSION	92
8.7.	RESULTATS DE L'ANALYSE QUANTITATIVE DE LA RECURRENCE	93
8.7.1.	POURCENTAGE DE RECURRENCE	94
8.7.2.	POURCENTAGE DE DETERMINISME	95
8.7.3.	MAXLINE	98
8.8.	DISCUSSION DE L'ANALYSE QUANTITATIVE DE LA RECURRENCE	101
8.9.	RESULTATS DE L'ANALYSE CINEMATIQUE	102
8.9.1.	DEPLACEMENT DES MARQUEURS	102
8.9.1.1.	Comparaison des différents marqueurs	102
8.9.1.2.	Marqueur de la cheville	103
8.9.1.3.	Marqueur de la hanche	104
8.9.1.4.	Marqueur de l'épaule	105
8.9.1.5.	Marqueurs du poignet et de la tempe	105
8.9.2.	VARIATIONS ANGULAIRES	106
8.9.2.1.	Variations angulaires de la hanche	106
8.5.1.1.	Variations angulaires de l'épaule	106
8.10.	DISCUSSION DE L'ANALYSE CINEMATIQUE	106
8.13.	DISCUSSION GENERALE	107
9.	EXPERIMENTATION 3 : INFLUENCE DES DIFFERENTES INFORMATIONS SENSORIELLES DANS LA CONSTRUCTION DE LA VERTICALE INVERSEE EN MILIEU AQUATIQUE	109
9.1.	INTRODUCTION	109
9.2.	METHODOLOGIE	110
9.2.1.	SUJETS ET CONSIGNES	110
9.2.2.	PROTOCOLE EXPERIMENTAL	110
9.2.3.	CALIBRATION	112
9.2.4.	TRAITEMENT DES DONNEES DE L'ANALYSE CINELATIQUE	112

9.2.5. ANALYSE STATISTIQUE	114
9.3. RESULTATS	114
9.3.1. ANGLE MOYEN	114
9.3.2. AMPLITUDE MAXIMALE	115
9.3.3. DEPLACEMENT DES MARQUEURS	116
9.4. DISCUSSION	116
DISCUSSION GENERALE & PERSPECTIVES	120
REFERENCES	124
ANNEXES	137

INTRODUCTION

L'Homme est en interaction permanente avec son environnement. Les informations qu'il y prélève lui servent à s'orienter et s'équilibrer tout en luttant contre les forces d'attraction gravitationnelles. Le prélèvement de ces informations dans l'environnement est possible par le biais de capteurs sensoriels répartis sur l'ensemble du corps. La mise en œuvre du contrôle postural parfois appelé « équilibration » ou encore « stabilité posturale » résulte de la prise en compte et de l'intégration des informations de trois d'entre eux : les capteurs visuels, les capteurs vestibulaires (composés de trois canaux semi-circulaires et de deux organes otolithiques) et les capteurs somesthésiques (composés des informations cutanées et proprioceptives). L'ensemble de ces informations est intégré au niveau du système nerveux central, mais leur traitement n'est qu'une interprétation de ces perceptions.

De nombreuses études ont été menées afin de déterminer la prépondérance de chacune de ces informations sensorielles dans le contrôle postural. La suppression ou la perturbation de l'une d'entre elle est souvent utilisée pour évaluer son importance, et observer la réorganisation alors mise en place par le système nerveux central. Les informations issues des capteurs visuels sont généralement considérées comme les plus importantes dans le contrôle postural, mais est-ce le cas dans toutes les situations et pour tous les Hommes ?

D'après Berthoz (1997), les études ont trop longtemps cherché à définir des comportements moyens, des populations moyennes sans la moindre prise en compte des variabilités interindividuelles. Pour cet auteur, les orientations des travaux futurs doivent ainsi prendre en compte à la fois les règles générales du comportement, et les solutions individuelles de chacun.

Les travaux de Witkin (1959), ont mis en avant d'importantes différences inter-individuelles dans l'utilisation des informations sensorielles. Ainsi, certains d'entre eux semblent privilégier les informations visuelles dans l'estimation de la verticale subjective, tandis que les autres privilégient les informations somesthésiques et vestibulaires. Ce style cognitif nommé « dépendance au champ visuel » caractérise la relation de l'Homme dans sa perception de la verticale. C'est dans ce contexte que la prise en compte de ce facteur nous a semblé pertinente pour tenter de comprendre les mécanismes mis en place par le système nerveux central dans le contrôle postural. La dépendance au champ visuel peut en effet permettre d'observer d'éventuelles différences inter-individuelles dans ces mécanismes.

L'étude de postures spécifiques, outre un approfondissement des connaissances sur les performances athlétiques, renseigne également sur la réorganisation mise en place par le

Le système nerveux central dans ces situations particulières. Dans cette étude, nous avons choisi de travailler sur deux postures spécifiques : l'Appui Tendu Renversé (ATR), figure acrobatique issue de la gymnastique sportive, et la Verticale Inversée en milieu aquatique (VI), figure issue de la natation synchronisée. Ces deux figures sont des postures de base dans ces disciplines sportives. Elles restent relativement proches de la station debout en raison de leur alignement avec la verticale gravitaire, malgré une position du corps et de la tête à l'envers.

Les expériences sur la verticale inversée en milieu aquatique sont utilisées pour comprendre comment le système nerveux central s'adapte à ce milieu. Celui-ci présente la particularité non pas de faire disparaître le vecteur gravitaire, mais tout du moins, d'en supprimer son action grâce à l'application d'une force opposée, la poussée d'Archimède. Les conséquences engendrées par cette annulation du vecteur gravitaire peuvent nous aider à comprendre comment le système nerveux central se réorganise dans cette situation particulière.

Afin de répondre à ces interrogations, ce travail s'organise en plusieurs parties. Le cadre théorique (chapitres 1 à 5) évoque les notions théoriques relatives à l'intégration sensorielle au service du contrôle postural d'une manière générale, mais également, de manière plus spécifique dans les postures choisies dans cette étude. Le chapitre suivant (chapitre 6) détermine les objectifs de cette étude et les hypothèses qui s'y rapportent. Les différentes expérimentations mises en place pour répondre à ces hypothèses et les discussions qui s'y rapportent seront ensuite développées (chapitres 7 à 9). Ces travaux doivent ainsi permettre de mieux comprendre les mécanismes qui régissent le contrôle postural durant l'appui tendu renversé et la verticale inversée. La dernière partie synthétise l'ensemble des résultats, conclusions et perspectives liés à ce travail.

CADRE THEORIQUE

1. Les informations sensorielles à la base du contrôle postural

1.1. Les systèmes sensoriels mis en jeu

Afin de construire ou de modifier sa posture, l'être humain prélève des informations dans son environnement. Pour percevoir ces informations, le corps humain est muni de différents capteurs sensoriels capables de traduire les différents stimuli et de les transmettre au système nerveux central (SNC) sous forme d'influx nerveux. Ces capteurs peuvent se classer de différentes manières. L'organisation la plus commune est celle des cinq sens : vision, toucher, ouïe, odorat et goût. A ces cinq sens, Berthoz (1991) ajoute celui du mouvement basé sur la perception de la gravité, qui permet de s'orienter dans l'espace (Pozzo *et al.*, 1998). L'ensemble des informations sensorielles issues de ces capteurs n'ont pas les mêmes fonctions, et seules certaines d'entre elles sont généralement associées au contrôle postural : les informations visuelles, les informations proprioceptives (composées des informations cutanées et proprioceptives) et les informations vestibulaires (composées des trois canaux semi-circulaires et des deux organes otolithiques). Ces trois systèmes permettent au sujet de repérer son corps dans l'espace et d'adapter les réponses motrices aux contraintes imposées par l'environnement et la tâche à réaliser.

1.1.1. Le système visuel

L'œil est l'organe de la vision. Il a pour fonction essentielle de transformer la lumière reçue en influx nerveux à destination du cerveau. Lorsqu'elle pénètre dans la cavité du globe oculaire, la lumière traverse la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin, le corps vitré et trois couches de cellules nerveuses (cellule de la plexiforme interne, les cellules bipolaires et les cellules ganglionnaires), avant d'atteindre la rétine (Figure 1). Le cristallin s'apparente à une lentille biconvexe transparente qui a la particularité de pouvoir se déformer (épaississement ou étirement) sous l'action des muscles ciliaires. Ainsi il est capable d'augmenter (épaississement) ou de diminuer (étirement) son pouvoir de convergence afin d'ajuster la mise au point des images qui se forment sur la rétine et d'assurer la transmission d'une image nette au cerveau, et ce quelle que soit la distance à laquelle se situe l'objet regardé. Le cristallin se comporte comme une lentille à distance focale variable.

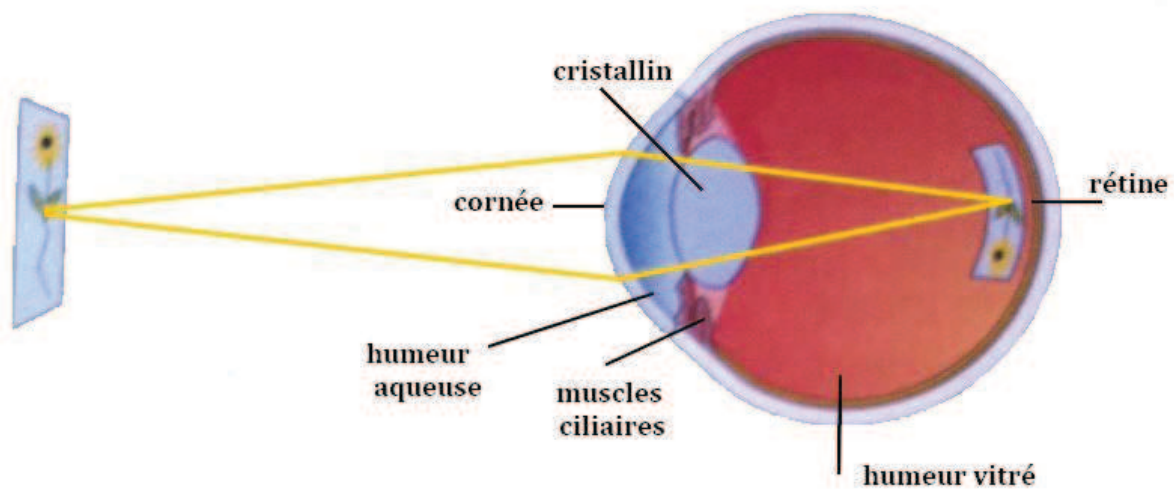


Figure 1. La vision normale, d'après Bear *et al.*, 2002. La lumière traverse la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitré avant d'être projetée sur la rétine.

Chez les sujets myopes, l'axe antéro-postérieur de l'œil est trop grand, l'image se forme donc en avant de la rétine. Chez les sujets hypermétropes, l'axe antéro-postérieur de l'œil est trop court, l'image se forme en arrière de la rétine. Dans un cas il faut diminuer le pouvoir de convergence du cristallin par une lentille concave, dans l'autre il faut l'augmenter c'est la vision de près qui est altérée.

A partir de cet organe, deux types de systèmes visuels complémentaires sont définis (Jeannerod, 1974). Le premier correspond au système focal (partie centrale de la rétine) spécialisé dans l'identification des objets, cette vision centrale correspondant à 3° du champ visuel. Elle permet de distinguer les informations de manière nette et précise. Le second correspond au système périphérique. Il est impliqué dans la détection du mouvement, la localisation des objets et intervient également dans le contrôle postural et l'orientation spatiale. Les travaux de Paillard et Amblard (1985) ont mis en avant l'indispensable complémentarité de ces deux systèmes pour une construction cohérente de l'environnement. La vision va ainsi permettre de référer la position du corps par rapport à des repères stables du monde physique externe, notamment verticaux et horizontaux (Paillard, 1980).

Les informations issues du capteur visuel sont essentielles pour l'orientation et l'équilibration, et leur absence, même temporaire est un facteur d'instabilité. Mais ces informations isolées sont incomplètes. Elles ne permettent pas au système nerveux central de différencier un mouvement du corps par rapport à l'environnement, d'un mouvement de

l'environnement par rapport au corps. Pour cela, elles doivent être associées à d'autres informations et notamment aux informations vestibulaires.

1.1.2. Le système somesthésique

Le système somesthésique s'organise autour de deux types d'informations : les informations cutanées et les informations proprioceptives. Ces informations permettent au système nerveux central d'établir la configuration segmentaire du corps et l'ajustement des commandes motrices.

1.1.2.1. Les informations cutanées

Ces informations cutanées sont à l'interface entre notre corps et l'environnement extérieur. Cette enveloppe corporelle est composée de plusieurs types de récepteurs cutanés (Figure 2) dont chacun présente des caractéristiques fonctionnelles spécifiques. Les deux premiers types de récepteurs sont situés en surface, il s'agit des corpuscules de Meissner et des disques de Merkel. Ils permettent de reconnaître deux stimulations différentes et rapprochées l'une de l'autre comme étant distinctes, et de détecter avec finesse la texture des objets. Les corpuscules de Pacini permettent de sentir de façon globale le contact avec un objet, et les corpuscules de Ruffini permettent de détecter le déplacement d'objets sur de grandes régions de la peau. Les terminaisons pileuses, par l'intermédiaire des différents nerfs issus du follicule pileux, peuvent également détecter des contacts brefs et légers.

La main assure l'identification des objets alors que les zones cutanées en contact avec des surfaces solides (appuis tactiles plantaires, fessiers, *etc.*) informent le sujet à la fois sur la direction gravitaire et sur sa position par rapport à celle-ci. Les indices tactiles isolés ne jouent pas un rôle direct dans la perception de la verticale et n'entrent en jeu que pour des situations extrêmes où le corps subit de fortes inclinaisons. Leur suppression, en dehors des surfaces d'appui, a peu de conséquences sur la performance des sujets (Ohlmann, 1988).

Dans le cas de la posture debout, seules les afférences tactiles au niveau des pieds jouent un rôle important. C'est l'unique partie du corps en contact avec une surface solide. Lorsque des contacts et pressions sont appliqués sur d'autres zones corporelles, ils peuvent influencer profondément la perception de l'orientation. Ainsi l'ajout de pressions sur toute la surface dorsale du corps, peut laisser imaginer au sujet qu'il est en position horizontale, ce qui n'est pas nécessairement le cas (Lackner et Graybiel, 1978).

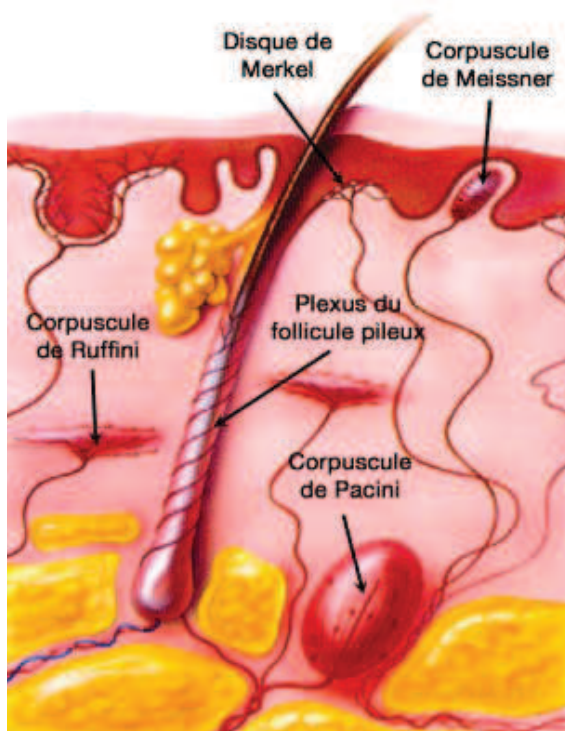


Figure 2. Structure des récepteurs cutanés, d'après Tortora et Grabowski (1994). Les corpuscules de Meissner et les disques de Merkel sont localisés à la surface de la peau tandis que les corpuscules de Ruffini et de Pacini sont situés en profondeur. Le bulbe pileux comme les autres récepteurs est innervé de manière à transmettre les informations issues de ce capteur.

1.1.2.2. Les informations proprioceptives

Ces informations donnent des indications sur la perception de l'organisation des segments corporels à partir des afférences musculaires et articulaires. Elles renseignent ainsi le SNC sur la position des différents segments corporels les uns par rapport aux autres, ainsi que sur la vitesse et la direction du déplacement d'un segment lors d'un mouvement. Ces informations proviennent de trois types de récepteurs, les fuseaux neuromusculaires, les fuseaux neurotendineux et les récepteurs articulaires :

- **les fuseaux neuromusculaires**, situés dans les muscles squelettiques, ils mesurent les changements de longueur du muscle. Leur rôle est fondamental dans la localisation des membres les uns par rapport aux autres. Plus le muscle est sollicité dans des actions motrices fines, plus le nombre de fuseaux neuromusculaires mis en jeu est important.

- **les fuseaux neurotendineux ou organes tendineux de Golgi**, situés à la jonction du tendon et du muscle, ils sont sensibles aux contraintes importantes et prolongées. Ils permettent d'estimer la force de contraction musculaire.

- **les récepteurs articulaires**, ils sont composés des corpuscules de Golgi, des corpuscules de Ruffini et des corpuscules de Pacini situés dans les ligaments à l'intérieur des

capsules articulaires. Ces récepteurs permettent au SNC d'évaluer la vitesse, la direction et l'amplitude des déplacements de l'articulation, ainsi que les angulations extrêmes en position statique.

A ces nombreux récepteurs, Mittelstaedt (1998) ajoutera les récepteurs somatiques intervenant également dans l'estimation de la verticale gravitaire et donc du contrôle postural. Ces informations somatiques proviennent des récepteurs sensitifs rénaux, viscéraux ou sanguins.

1.1.3. Le système vestibulaire

L'oreille se divise en trois grandes zones : l'oreille externe qui capte les ondes sonores, l'oreille moyenne qui achemine ces vibrations et l'oreille interne (Figure 3) qui abrite les récepteurs de l'audition et de l'équilibre.

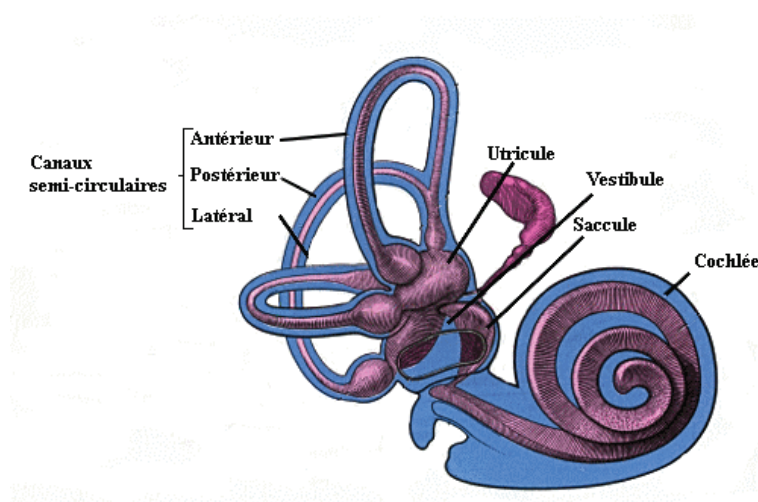


Figure 3. L'oreille interne, d'après Tortora et Graybiel (1994). Elle est composée de la cochlée (récepteur de l'audition) et du système vestibulaire (récepteur de l'équilibre). Ce dernier est composé de 3 canaux semi-circulaires et des organes otolithiques.

L'oreille interne est composée de la cochlée, récepteur de l'audition et de cinq capteurs appartenant au système vestibulaire :

- **deux organes à otolithes** (le saccule et l'utricule) détectent les changements de position de la tête et son accélération linéaire. Leurs parois possèdent une petite région appelée macula. Ces maculas sont perpendiculaires l'une par rapport à l'autre (verticale pour le saccule et horizontale pour l'utricule) et renseignent sur la position de la tête dans l'espace. Lorsque la tête change d'inclinaison, une force est exercée sur les otolithes, ce qui a pour conséquence d'exciter ou d'inhiber certaines cellules ciliées. Dès lors le SNC pourra, en utilisant simultanément l'ensemble des informations de ces cellules, interpréter les mouvements linéaires en cours.

- **trois canaux semi-circulaires**, il s'agit de tubes en forme de boucles incomplètes dont les deux extrémités s'ouvrent dans l'utricule. Ce sont des capteurs de rotation de la tête qui ont, comme stimulus spécifique, l'accélération angulaire. Ils ne donnent pas une information absolue sur le mouvement mais seulement sur les variations de vitesse. L'accélération est détectée avec un seuil de sensibilité très bas. Le système vestibulaire est un capteur de déplacement et d'orientation. Il joue un rôle central dans le contrôle des équilibres statiques et dynamiques et représente un véritable référentiel de l'orientation spatiale, notamment par rapport à la verticale gravitaire. Il fournit des informations sur l'inclinaison du corps grâce au système otolithique. Ses propriétés en font un élément particulièrement performant, mais néanmoins incomplet. Par exemple, dans un champ de pesanteur, il n'est pas capable de différencier une accélération linéaire d'une inclinaison statique de la tête. C'est la complémentarité avec les informations issues des capteurs visuels qui permet de pallier à ces imperfections.

1.2. Intégration sensorielle

L'ensemble des informations sensorielles recueillies par les différents capteurs converge vers les centres nerveux supérieurs *via* la moelle épinière et le cervelet. Le SNC ne traite pas les informations sensorielles indépendamment les unes des autres, mais possède au contraire la capacité de reconstituer ce flux informationnel d'une manière globale. Le traitement de ces informations permet au cerveau d'obtenir une estimation du mouvement à enclencher ou à poursuivre *via* les neurones moteurs. Le processus d'intégration sensorielle repose sur des mécanismes de convergence, d'intégration et de différenciation des informations sensorielles. Ainsi le système perceptif interprète, corrige et donne une signification aux informations sensorielles. Pour Sherrington (1906), l'un des premiers à évoquer cette notion, l'intégration est une opération par laquelle le système nerveux transforme en les unifiant les informations issues de différents organes, rendant dès lors ceux-ci solidaires les uns des autres. Cette fusion se fait de manière permanente (Oie *et al.*, 2001).

En 1995, Simoneau *et al.* ont testé l'influence relative et combinée des informations visuelles, vestibulaires et somatosensorielles. Bien que la méthodologie ait été souvent remise en question, les résultats de ces travaux réalisés sur des sujets atteints de diabète neuropathique renseignent sur l'influence de chaque entrée sensorielle dans la régulation posturale. Dans cette étude, la perturbation des entrées vestibulaires augmente l'instabilité de

4%, celle des entrées visuelles de 41 % et celle des entrées somato-sensorielles de plus de 66%, soit 111% au total. Lorsque les trois entrées sensorielles sont perturbées simultanément, la perturbation est de 250%. Ces totaux supérieurs à 100% semblent ainsi confirmer l'idée d'une fusion des informations au niveau du système nerveux central (Oie *et al.*, 2001, 2002).

1.3. Déficience sensorielle

L'existence de plusieurs sources d'informations permet, en cas de déficience ou de perturbation de l'une d'elles, d'obtenir des informations de la part des autres sources. Reuchlin (1978) nomme cette capacité la vicariance. Cette vicariance permet à l'organisme de substituer un système sensoriel à un autre avec la même efficacité afin de faire face aux contraintes environnementales et de s'adapter aux conditions parfois changeantes d'une situation donnée (Reuchlin, 1978 ; Ohlmann, 1988, 1990a., 1990b. ; Latash, 2000 ; Jeka *et al.*, 1997). Elle n'est rendue possible que grâce à la richesse et à la diversité des sources informationnelles.

Mais toutes ces informations sont liées à un mécanisme de pondération qui définit, pour chacune des entrées sensorielles, un poids déterminant sa fiabilité (van der Kooij *et al.*, 2001 ; Kiemel *et al.*, 2002 ; Oie *et al.*, 2002 ; Peterka, 2002). L'origine des informations détermine le poids que le SNC lui accorde. D'après les travaux de van der Kooij *et al.* (2001) l'information vestibulaire est considérée comme moins précise que les informations visuelles et proprioceptives, et expliquerait l'utilisation préférentielle de ces deux référentiels dans le contrôle postural (Peterka, 2002). Dans le cas d'un déficit informationnel important, la marge d'erreur acceptée par le SNC augmente tandis que la précision diminue.

« Les 3 types d'informations sensorielles utiles seraient collectés, intégrés et affectés d'un coefficient de pondération variable selon la compensation à réaliser. Il paraît donc légitime d'interpréter les différences dans l'ajustement à la verticale dans les situations expérimentales choisies par des différences dans les pondérations attribuées aux différentes afférences visuelles et aux afférences du corps » (Huteau, 1987, pp19). Le SNC procède donc à une repondération sensorielle des systèmes perceptifs disponibles pour compenser cette diminution (Oie *et al.*, 2002 ; Peterka, 2002 ; Kiemel *et al.*, 2002).

La localisation des informations semble être un facteur de variabilité dans le choix des sources privilégiées, le poids attribué à chaque référentiel variant d'un individu à l'autre.

Dans une situation particulière, les individus les plus favorisés sont ceux pour lesquels les processus les plus facilement sollicités sont les plus efficaces dans cette situation. La réponse des sujets est donc plus ou moins coûteuse selon le processus mis en jeu. Cette dominance inconsciente n'est pas figée et peut évoluer dans le temps et notamment grâce à la pratique de certaines activités physiques (Rousseu et Crémieux, 2005).

L'utilisation préférentielle d'un système sensoriel au détriment d'un autre pour contrôler sa posture a également été étudiée par Collins et De Luca (1995). Selon ces auteurs, certains individus préfèrent s'appuyer sur des informations sensorielles internes (informations proprioceptives et vestibulaires), tandis que d'autres privilégient les informations externes (informations visuelles). En conséquence, la perturbation d'un système sensoriel aura des conséquences plus ou moins importantes sur le contrôle postural d'un individu selon la nature de son cadre de référence de prédilection et la situation rencontrée.

1.4. Conflit sensoriel

Le contrôle postural ne dépend donc pas seulement de la disponibilité des informations sensorielles mais également de leurs interactions. En effet, il arrive parfois que l'ensemble des informations issues des différents capteurs soit disponible mais que leur interprétation par le SNC soit contradictoire. Le système nerveux doit alors choisir à quelles informations il accorde la plus grande crédibilité. C'est la pondération attribuée aux différents capteurs sensoriels qui va permettre au SNC de choisir ces informations notamment selon son processus de prédilection.

D'une manière générale, la situation qui semble dégrader le plus le contrôle postural est celle qui consiste à demander au participant de garder les yeux ouverts dans le noir (Hafström *et al.*, 2001). Lorsque l'individu a les yeux ouverts, le SNC estime que les informations visuelles sont disponibles et prend en compte les informations provenant de ce capteur. Il n'attribue donc pas immédiatement de poids supplémentaire aux autres modalités sensorielles.

2. Le contrôle postural

2.1. Introduction

Le contrôle postural est généralement défini par deux fonctions. La première est une fonction antigravitaire qui permet de maintenir l'équilibre du corps et de lutter contre les forces gravitaires. La seconde est une fonction d'interaction avec l'environnement qui permet d'ajuster la position et l'orientation des segments corporels selon les contraintes imposées (Massion, 1997 ; Massion *et al.*, 1998 ; Massion *et al.*, 2004).

Pour Paillard (1980), la posture correspond à « la stabilisation automatique du corps dans le champ des forces de gravité dans une position standard caractéristique de l'espèce ». Cette posture standard chez l'Homme, correspond à la station bipédique debout nommée posture fondamentale érigée (Paillard, 1971). Comme pour la plupart des espèces animales, les changements de posture et les mouvements de l'homme doivent être rapportés à cette posture de référence qui se construit en rapport avec la force de gravité (Paillard, 1971, 1980 ; Pozzo *et al.*, 1998)). Cette force orientée vers le centre de la terre contraint en permanence toutes les espèces situées dans son champ d'action à s'organiser pour lutter contre son action. Mais sa présence permanente, son intensité et son caractère unidirectionnel font de ce vecteur gravitaire un cadre de référence privilégié, appelé référentiel géocentrique (Paillard, 1991a.) à partir duquel se positionnent les différents segments corporels.

Trois grands ensembles anatomiques sont au service du contrôle postural : le système ostéo-articulaire, les groupes musculaires et les récepteurs sensoriels. L'ensemble des forces musculaires qui s'exercent sur les éléments du système ostéo-articulaire assurent ainsi l'équilibre. La posture debout chez l'Homme ne doit pas être considérée comme figée ou statique, mais au contraire, comme un ensemble dynamique de chaînons corporels liés les uns aux autres par un système musculaire actif.

Plusieurs théories ont été développées autour des apprentissages du contrôle moteur. En orientant nos travaux de recherche autour du traitement de l'information, nous nous sommes inscrits dans une approche cognitiviste. Cependant l'analyse stabilométrique du contrôle postural a également été envisagée dans une approche dynamique dans le but de déterminer d'une manière qualitative les coordinations mises en jeu.

2.2. Modèle interne/ schéma corporel

L'idée d'un modèle interne au service du contrôle postural a été initiée dès 1911 par Head et Holmes puis a été reprise ensuite dans de nombreux travaux (Mittelstaedt, 1964, 1983 ; Glasauer et Mittelstaedt, 1998 ; Paillard, 1971, 1991b ; Gurfinkel et Levik YuS, 1979). Ce schéma inconscient est un modèle d'origine génétique, enrichi au cours du développement et au fur et à mesure des expériences vécues au travers d'exercices et de répétitions de mouvements que le sujet effectue au cours de ses interactions avec l'environnement (Paillard, 1971). Sa construction s'établit à partir des informations sensorielles et de la représentation de la verticale gravitaire. Il peut ainsi renseigner sur la position des segments corporels (géométrie segmentaire) et sur leurs propriétés dynamiques (masse, inertie, force d'appui). En effet, le cerveau a également intégré les lois de la mécanique lui permettant ainsi de les anticiper (Gurfinkel et Levik YuS, 1979).

Dans les travaux de Clément *et al.* (1984) et Gurfinkel *et al.* (1988) ce modèle interne repose sur 3 éléments :

- un modèle interne de la géométrie du corps basé sur la copie des commandes motrices et sur la chaîne proprioceptive formée par les fibres afférentes de type Ia, des pieds jusqu'aux yeux (Roll et Roll, 1988)
- un modèle interne de l'inertie des segments et des forces d'appui au sol
- une représentation interne des relations entre les segments corporels et le monde extérieur et notamment l'orientation du corps par rapport à la verticale gravitaire.

L'étude conduite par Barela *et al.* (1999) renforce l'idée d'une représentation interne construite par l'expérience. Ces travaux se sont intéressés à l'utilisation des informations sensorielles dans l'acquisition de la station debout chez l'enfant. L'utilisation de ces informations est l'une des étapes importantes du développement du contrôle postural.

Les résultats de cette étude ont montré que l'enfant utilise la base de support comme information sensorielle environ 1 à 2 mois seulement après le début de la marche. Pour parvenir à ce passage d'un contrôle en boucle ouverte (contrôle d'un système qui ne prend pas en compte la réponse) vers un contrôle en boucle fermée (contrôle qui tient compte de la réaction du système par l'intermédiaire des informations sensorielles), les enfants doivent être capables d'estimer et de contrôler le centre de masse. Le contrôle de cette variable implique le développement d'une représentation interne de l'orientation du corps.

La littérature évoque souvent le schéma corporel comme un élément unique, cependant, il existe vraisemblablement plusieurs schémas corporels ; un schéma corporel global situé au niveau du cortex pariétal ainsi que des schémas corporels locaux situés dans des structures sous-corticales (Berthoz, 1997).

2.3. Organisation posturale

Afin d'organiser et contrôler une réponse optimale, le SNC définit une valeur de référence (Massion, 1992) représentant la valeur à atteindre et tente de la stabiliser tout en prenant en compte les contraintes potentielles. Ces contraintes peuvent être internes et liées au système musculo-squelettique, ou externes et liées à l'environnement. Lorsqu'il organise sa réponse, le SNC choisit et met en place des mécanismes de contrôle pour atteindre et stabiliser cette valeur.

Deux grands types de contrôles sont généralement distingués : le contrôle en boucle ouverte et le contrôle en boucle fermée.

Lorsqu'un contrôle en boucle ouverte est enclenché, les retours sensoriels engendrés par la réalisation de l'action ne sont pas pris en compte par le SNC. Deux cas de figure peuvent conduire à un contrôle en boucle ouverte. Soit les informations sensorielles ne sont pas disponibles parce que le délai de retour de ces informations est supérieur au temps nécessaire pour réaliser l'action motrice, c'est le cas notamment des mouvements qui ont une durée d'action très courte, par exemple une frappe ou un lancer. Soit les informations sensorielles sont disponibles mais le SNC est en mesure de s'en passer, disposant de suffisamment d'informations issues du modèle interne.

Lors d'un contrôle en boucle fermée, ces informations permettent d'évaluer la commande motrice en cours de réalisation (Figure 4). Le SNC utilise donc les informations sensorielles comme détecteur d'erreurs (Horak *et al.*, 1990). En cas d'inadéquation entre la commande et la tâche à réaliser, le système nerveux central peut lancer une nouvelle commande motrice afin d'ajuster la première. Les informations sensorielles permettent également de contribuer au développement du modèle interne.

De plus, lorsqu'une commande motrice est envoyée, une copie d'efférence est utilisée par le modèle interne pour prédire la conséquence sensorielle du geste. Ainsi lorsqu'un

mouvement est enclenché, le cerveau attend un retour sensoriel précis en lien avec la commande motrice. Un modèle interne élaboré peut suppléer le retour sensoriel (feedback).

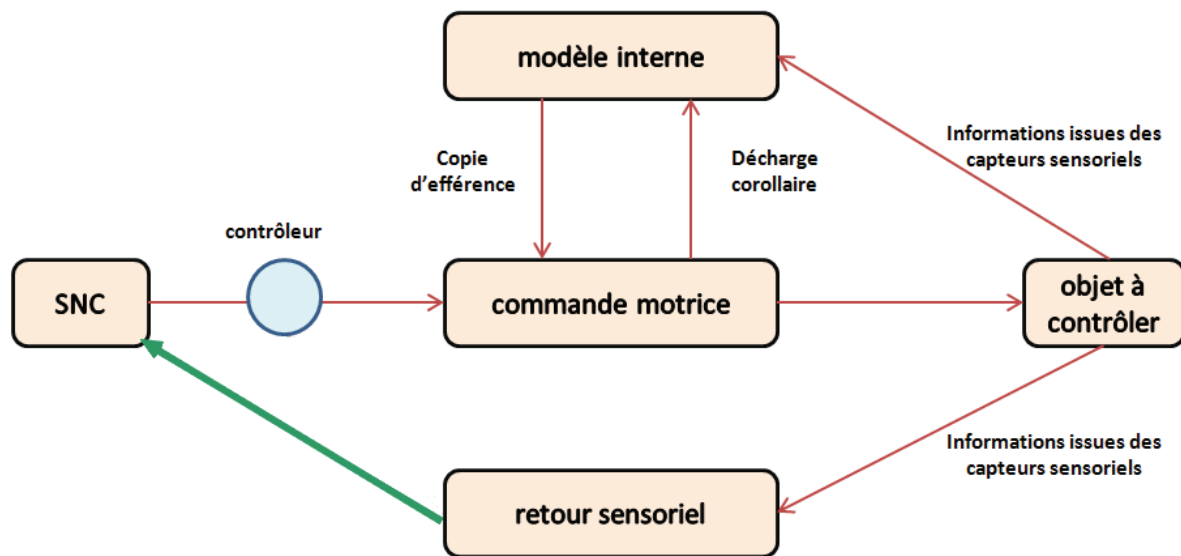


Figure 4. Représentation schématique de l'organisation du contrôle de la posture par le SNC. Le SNC envoie une commande motrice adaptée à la tâche à réaliser, à partir des informations issues des capteurs sensoriels. Ces informations servent également à enrichir un modèle interne de la représentation du corps. La flèche verte représente le retour sensoriel existant seulement lors d'un contrôle en boucle fermée.

2.3.1. Modèle hiérarchique

Dans une organisation hiérarchisée, le SNC élabore les commandes motrices à l'origine des mouvements de la posture et contrôle leur exécution (Massion, 1994). Cette organisation repose sur une régulation des mouvements à plusieurs niveaux, il existe donc un ensemble de sous-systèmes (structures nerveuses) qui permettent une interaction minimale.

Lors de la production d'un geste, le fonctionnement hiérarchique suppose l'existence de traitements de nature différenciée. Les travaux de Clément *et al.* (1984), Lestienne et Gurfinkel (1988) et Gurfinkel *et al.* (1988) proposent une organisation hiérarchique de la posture et de l'équilibre en deux niveaux différenciés :

- **le niveau élevé** : représentation interne ou schéma corporel situé à un niveau élevé du SNC mais dont l'adaptation est lente. Il est basé sur des facteurs génétiques et sur l'expérience. Il sert à évaluer les conséquences des actions futures et à prévenir les éventuelles difficultés rencontrées pour le maintien de l'équilibre.

- **le niveau bas** : système exécutif du contrôle postural, à adaptation rapide, responsable des commandes à l'origine des réponses posturales.

Le mouvement est donc planifié au niveau du SNC puis transformé en information traitée par les niveaux inférieurs permettant ainsi de simplifier la tâche du SNC.

2.3.2. Position de la tête

La position de la tête est considérée par Berthoz et Pozzo (1988), Berthoz (1991), comme une référence pour le maintien de l'équilibre et comme principal déterminant de la position corporelle. La présence du « fil à plomb » utriculaire de l'oreille interne (Perrin *et al.*, 1991) et des récepteurs visuels sur cet élément anatomique semble justifier de son importance dans l'estimation de la verticale.

Elle est définie par Pozzo *et al.* (1990, 1991) comme une centrale de guidage inertielle. Sa disposition par rapport au tronc en fait également une source informationnelle décisive. Son orientation fixe permet au système vestibulaire de servir de référentiel spatial. Ainsi, même dans l'espace, les astronautes tentent de manière inconsciente de conserver leurs repères terrestres en adoptant une position la plus proche possible de la verticale et en cherchant une stabilisation de la tête, alors même que cette stratégie n'est plus du tout nécessaire lorsque le vecteur de gravité est absent.

La tête est ainsi considérée comme principal déterminant de la position du corps (Paillard, 1971 ; Berthoz, 1991).

2.3.3. Les oscillations, une source d'information

Les oscillations sont interprétées généralement comme une instabilité du sujet. Mais ce n'est pas l'unique interprétation possible (Slobounov et Newell, 1996). Ces oscillations sont également une source informationnelle utilisée par le SNC pour préserver la stabilité. Certains auteurs comme Riley *et al.* (1997) avancent l'idée selon laquelle les oscillations posturales sont un moyen d'exploration de l'espace postural. Elles permettent au système nerveux central de tester les conséquences sensorielles des mouvements posturaux afin de définir les limites de stabilité du corps. Ainsi les oscillations du sujet sont un moyen de prélever par exemple des informations sensorielles au niveau de la voute plantaire.

2.4. Analyse du contrôle postural

Le contrôle postural est un processus complexe dont l'analyse se fait à travers le centre de masse. Le centre de masse correspond au barycentre des masses des différents segments corporels. L'Homme est considéré en équilibre lorsque la projection au sol de son centre de masse se situe à l'intérieur du polygone de sustentation (surface convexe qui relie les extrémités des points d'appui au sol). Mais, dans la pratique, la mesure du déplacement du centre de masse est complexe. Elle nécessite le recours à des modèles anthropométriques des différents segments corporels (taille, poids, proportion, forme des segments).

L'enregistrement de la posture s'établit donc plus généralement à partir de la mesure des forces associées au centre des pressions, il correspond au barycentre de l'ensemble des forces verticales appliquées au sol. Cependant cette mesure ne correspond pas exactement à la projection du centre de masse car une composante dynamique due aux forces d'inertie s'ajoute aux forces statiques. L'utilisation du centre des pressions pour l'analyse du contrôle postural n'est donc possible que pour des fréquences d'oscillations faibles (< 0.5 Hz) (Gurfinfel, 1973), ce qui est le cas de l'ATR (Clément et Rézette, 1985).

La mesure du contrôle postural à travers le centre des pressions est définie dans le plan horizontal grâce à une plateforme de force munie de jauges de contraintes. La plateforme délivre des paramètres bruts : les forces en X, Y et Z exprimées en Newton et les moments de ces forces en X, Y, Z exprimées en Newton/mètre. A partir de ces données brutes, une analyse linéaire du déplacement du centre des pressions est possible. Cette analyse va permettre d'établir des renseignements sur le déplacement du centre des pressions au cours du temps tels que : la position moyenne en X et Y, la longueur, l'amplitude, la vitesse, la surface, *etc.*

2.4.1. Analyse de la diffusion

Cependant cette analyse linéaire de la trajectoire du centre des pressions est purement géométrique et reste relativement limitée et restrictive. Collins et De Luca (1993, 1994) ont ainsi développé dans leurs travaux une nouvelle analyse de type non linéaire : l'analyse de la diffusion du stabilogramme, permettant ainsi l'analyse de la dynamique du système et donc sa structure temporelle (Riley *et al.*, 1997, 1999 ; Mergner *et al.*, 2003) En effet l'analyse linéaire ne prend pas du tout en compte la dimension temporelle de l'évolution du stabilogramme (Slifkin et Newell, 1998). Dans cette analyse, la trajectoire du centre des pressions est assimilée à une combinaison de processus déterministes et stochastiques.

Dans un processus dit déterministe, aucune action ne possède de libre-arbitre, les résultats peuvent être déduits de façon absolue en fonction des informations d'entrée et de contrôle. Dans le cas d'un processus stochastique, le déterminisme n'est pas absolu. Plus la stabilité est importante et plus le déterminisme est important. Ainsi, bien que le résultat d'une épreuve aléatoire soit imprévisible, il existe toujours des expressions des probabilités de certains aspects d'un processus stochastique. Un des exemples classiques est le mouvement brownien.

L'expression « mouvement brownien fractionnaire » a été introduite par Mandelbrot et Van Ness (1968) pour désigner une famille généralisée des processus stochastiques gaussiens. C'est une extension des mouvements browniens classiques utilisée pour modéliser certains phénomènes naturels. L'utilisation d'une modélisation de la trajectoire du centre des pressions en mouvement brownien fractionnaire n'est utilisable que lorsqu'une part de mécanisme déterministe est supposée intervenir en supplément d'un processus aléatoire.

L'utilisation de cette modélisation par Collins et De Luca (1993) permet d'étudier la contribution respective des processus déterministes et stochastiques dans les mécanismes de contrôle impliqués dans le maintien de la station debout. Dans ces travaux initialement réalisés sur la station érigée, Collins et De Luca (1993, 1995) envisagent deux phases successives dans le contrôle postural :

- **la première, qualifiée de persistante** : elle caractérise les intervalles de temps les plus brefs et se définit comme un contrôle en boucle ouverte. Il s'agit d'une phase exploratoire.

- **la seconde, qualifiée d'anti-persistante** : elle caractérise les intervalles de temps les plus longs et se définit comme un contrôle en boucle fermée. Il s'agit d'une phase de stabilisation de la posture basée sur les informations obtenues lors de la première phase.

Cette première phase de contrôle en boucle ouverte correspond à l'activation momentanée de différents muscles posturaux permettant la régulation de mouvements de faible fréquence, afin de rétablir la position du centre de masse à l'aplomb du centre des pressions. Dans un second temps, lorsque les oscillations corporelles dépassent un seuil de détection, les mécanismes de contrôle en boucle fermée se mettent en place.

Dans cette analyse de la diffusion du stabilogramme, la mesure des déplacements du centre des pressions est effectuée en calculant le carré des déplacements entre toutes les paires

de points séparés dans le temps par un intervalle de temps spécifique. L'illustration de ces travaux a mis en avant l'émergence de deux portions de droite, chacune révélant un mécanisme particulier. Le point d'inflexion (point critique) permet de matérialiser la délimitation entre les régions à court et à long terme (Figure 5).

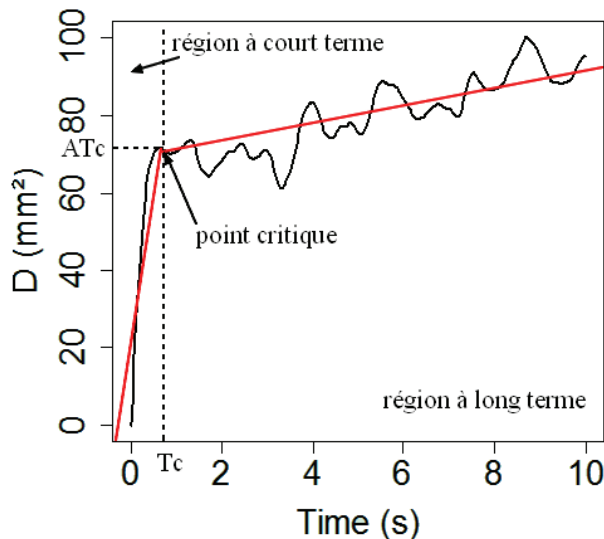


Figure 5. Courbe de diffusion. D'après Collins et De Luca (1995). La première partie de la courbe représente la partie à court terme, la seconde partie représente la partie à long terme. L'intersection entre les deux droites représente le point critique. Il correspond au changement de processus de l'individu.

Collins et De Luca définissent l'analyse de la diffusion au travers de cinq paramètres : les coordonnées du point critique, les coefficients de diffusion D_s (court terme) et D_l (long terme) et les exposants d'échelle H_s (court terme) et H_l (long terme).

- **coordonnées du point critique :** les coordonnées de ce point correspondent à la séparation entre les périodes à court terme et à long terme. Sa projection sur l'axe des abscisses correspond au temps critique (T_c), il s'agit du moment où le sujet change de processus. Sa projection sur l'axe des ordonnées est définie par l'amplitude du temps critique (AT_c) et définit la raideur du système postural.

- **coefficient de diffusion :** ce coefficient est une mesure moyenne de l'activité stochastique. Il est calculé à partir des pentes des droites de la région à court terme (D_s) et de la région à long terme (D_l).

- **les exposants d'échelle :** les exposants d'échelle correspondant aux coefficients de diffusion ont été calculés sur un graphique log-log (double échelle logarithmique) pour chacune des droites. La régression logarithmique est un outil très puissant pour la modélisation de données expérimentales. Elle permet de déterminer les liens entre deux variables. Les coefficients sont compris entre 0 et 1 (Mandelbrot et Van Ness, 1968). La

valeur médiane de 0.5 traduit un processus aléatoire (ne suivant aucune loi physique). Les valeurs supérieures à cette valeur seuil de 0.5 expriment un mécanisme persistant. Les séries persistantes ont une mémoire à long terme, c'est-à-dire qu'il existe une corrélation à long terme entre les événements actuels et les événements futurs. Si la série a augmenté précédemment, la probabilité est forte pour qu'elle continue à le faire. Dans cette situation, ce sont les forces gravitaires qui agissent. Les valeurs inférieures à cette valeur seuil de 0.5 expriment un mécanisme anti-persistant. Dans ce cas les accroissements successifs tendent à être négativement corrélés. Une augmentation de la variable tend à être suivie d'une diminution, et une diminution tend à être suivie d'une augmentation. Dans cette situation, ce sont les mécanismes de contrôle de la posture qui agissent.

2.4.2. Analyse quantifiée de la récurrence

L'analyse quantifiée de la récurrence (RQA) est également une méthode non linéaire d'analyse du déplacement du centre des pressions. Elle permet de représenter l'évolution des changements d'état du système. Chaque fois qu'un point repasse au même endroit, il est représenté sur le graphique (Figure 6).

La diagonale (en rouge) représente l'axe de symétrie. Plus les droites sont parallèles à la diagonale, plus le signal est déterminé (une droite est constituée d'au moins 3 points). Le déterminisme est lié à la stabilité. Lorsqu'il augmente, la stabilité augmente également.

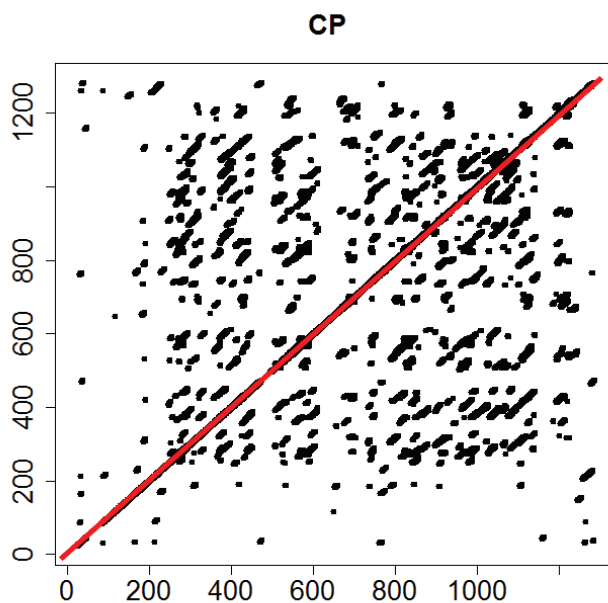


Figure 6. Représentation graphique d'une analyse RQA. La diagonale représentée en rouge représente la symétrie du graphique. Plus les droites sont parallèles à la diagonale, plus le signal est déterminé.

L'analyse de la récurrence est observée autour de 3 paramètres :

- **le pourcentage de récurrence (% REC)** : il correspond au rapport entre le nombre de points récurrents et le nombre total de points.

- **le pourcentage de déterminisme (% DET)** : il correspond au nombre de points récurrents formant des lignes parallèles à la diagonale.

- **la longueur maximale d'une diagonale parallèle (MaxLine)** : il correspond à la ligne parallèle à la diagonale la plus longue.

2.5. Influence de la gravité

Comme évoqué précédemment, l'un des enjeux majeurs du contrôle postural est de contrer les effets de la gravité. Les expérimentations réalisées en microgravité (*i.e.* lorsque les forces de gravitation sont faibles) permettent d'étudier les effets de ce vecteur sur le contrôle postural. Mais la mise en place des protocoles est tellement complexe que, bien souvent, le milieu microgravitaire est assimilé au milieu de micropesanteur. Au sein de ce dernier, les forces de gravitation sont toujours présentes mais sont annulées par les forces inertielles, c'est notamment le cas du milieu aquatique.

Les travaux de Clément *et al.* (1987) mentionnés précédemment montrent que l'absence de force gravitaire perturbe les modalités sensorielles. En condition de microgravité, certaines informations sensorielles ne sont plus disponibles ou sont altérées. Ces perturbations sensorielles vont engendrer une importante repondération sensorielle pour pallier ces perturbations (Clément *et al.*, 1987).

Les deux récepteurs les plus affectés sont le système vestibulaire dont les informations ne sont pas disponibles ainsi que le système somesthésique. En effet, en l'absence de poids de corps les récepteurs ne sont plus sollicités de la même manière.

Ainsi, comme pour le contrôle de l'orientation du corps sur terre (Dichgans *et al.*, 1972 ; Berthoz *et al.*, 1979), la vision devient un cadre de référence privilégié en microgravité (Clément *et al.*, 1984, 1985). De plus, les expériences de Clément *et al.* (1984) suggèrent une stabilité du schéma corporel en condition de microgravité.

3. Perception de la verticale

La soumission permanente de l'Homme au vecteur gravitaire lui permet de développer la capacité à s'orienter par rapport à la verticale (Pozzo *et al.*, 1998). Mais cette construction est propre à chaque individu et tous les individus ne se réfèrent pas aux mêmes informations sensorielles pour percevoir cette verticale.

Ainsi d'après Ohlmann (1988), les individus ne se distinguent plus par des différences d'efficacité dans la tâche à réaliser mais dans des choix de processus pour résoudre un problème. Cette stratégie inconsciente influence la manière propre à chacun de percevoir, mémoriser et donc de comprendre l'information (Huteau, 1987 pp 8).

La dépendance à l'égard du champ visuel est un style cognitif qui permet d'évaluer l'importance de la vision par rapport aux autres entrées sensorielles dans la perception de la verticale. Pour Ohlmann (1999), « Les styles font référence à la manière de traiter des informations. Il s'agit donc de processus, de procédures, de stratégies, d'orientation qu'un sujet donné a tendance à privilégier, le plus souvent à son insu ».

3.1. Dépendance au champ visuel

La dépendance à l'égard du champ visuel est une notion introduite au milieu du 20^{ème} siècle, grâce notamment aux travaux de Witkin et Asch (Witkin et Asch, 1948a., 1948b. ; Asch et Witkin, 1948a., 1948b.). Ce concept définit une prédilection dans l'utilisation des informations visuelles au détriment des autres informations sensorielles dans la perception de la verticale. Autrement dit, le sujet dit « dépendant au champ visuel » (DC) ne prend pas en compte les informations posturales (Huteau, 1975), il utilisera des repères visuels tels que les arrêtes des murs ou les arbres pour s'orienter alors que les sujets dit « indépendants au champ visuel » (IC) utilisent les autres informations sensorielles. Ainsi lorsqu'un individu DC est confronté à une absence de repère visuel, il rencontre des difficultés à s'orienter par rapport à la verticale gravitaire.

Cependant la catégorisation des sujets à partir d'une valeur seuil n'est pas possible. Les résultats se traduisent plus généralement sous la forme d'un continuum et caractérisent plutôt une tendance plus ou moins marquée selon les individus.

3.2. Le test du cadre et du bâton

Plusieurs tests permettent de déterminer cette dépendance au champ visuel. Le plus valide et le plus largement utilisé est le test du cadre et du bâton (ou RFT : Rod and Frame Test, Witkin, 1949). Le sujet est dans l'obscurité et doit replacer à la verticale une baguette lumineuse inclinée dans un cadre lui-même incliné. Ce dispositif crée un conflit entre les informations visuelles qui indiquent une inclinaison et les informations posturales qui indiquent une position droite de l'individu.

La perturbation de l'entrée visuelle dans une tâche de jugement de verticalité va amener le SNC à faire un choix dans les informations visuelles qu'il va utiliser. Si le sujet utilise les informations visuelles pour résoudre la tâche, il sera amené à faire des erreurs d'ajustement de la baguette à la verticale. Les sujets DC (dépendants au champ) ont tendance à aligner la baguette sur le cadre alors que les IC (indépendant au champ) ont tendance à aligner la baguette sur la verticale gravitaire (Figure 7).

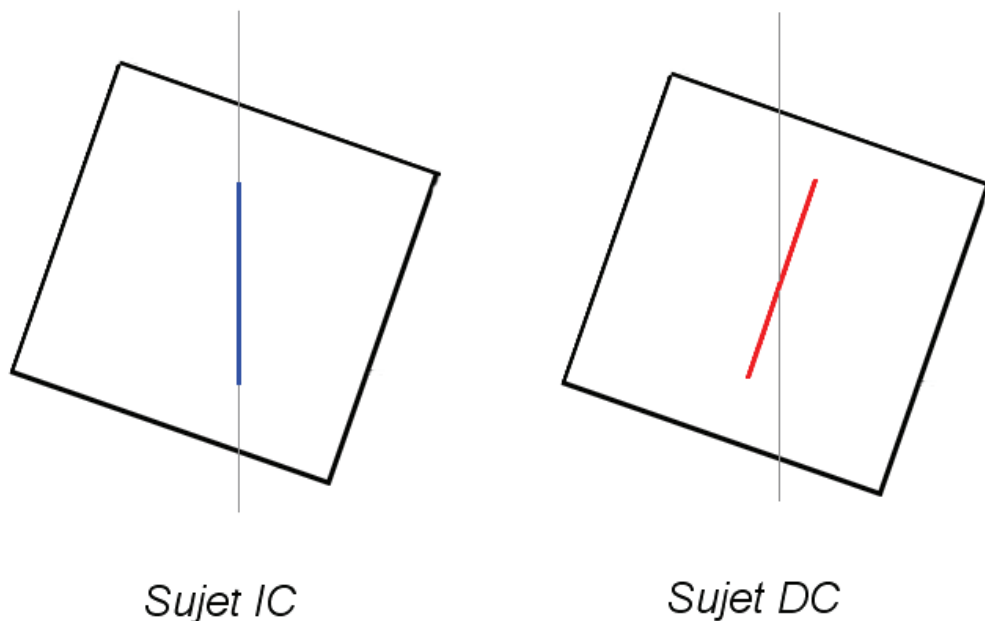


Figure 7. Illustration des comportements des sujets face au RFT. Les sujets IC vont parvenir sans difficulté à aligner la baguette sur la verticale gravitaire, tandis que les individus DC ne vont pas parvenir à s'affranchir de l'inclinaison du cadre. La baguette aura tendance à être alignée sur les bords du cadre.

Les contraintes imposées par la mise en place du test du cadre et du bâton sont importantes, notamment la nécessité d'une pièce obscure. Mansueto et Adevai (1967) ainsi

que Oltman (1968) ont développé un RFT portable (Figure 8) permettant de s'affranchir de ces contraintes. Ce dispositif supprime les informations visuelles du champ sans avoir besoin de placer le sujet dans une salle obscure.

Dans cette expérimentation, le sujet est assis, le dos droit. Sa tête est immobilisée à l'extrémité d'un tunnel à section carrée d'environ un mètre de long et inclinable. Les parois sont translucides. Elles laissent passer la lumière sans permettre de distinguer l'environnement, ce qui permet de supprimer les informations visuelles environnantes sans nécessité d'une salle obscure. Les arêtes du tunnel sont renforcées par des baguettes noires. A l'autre extrémité du tunnel est placée une baguette. Son inclinaison est ajustée par le sujet par l'intermédiaire d'un joystick. L'inclinaison du tunnel (et donc du cadre) est modifiée par l'expérimentateur afin de perturber le sujet qui doit, par l'intermédiaire du joystick, tenter d'aligner la baguette sur la verticale gravitaire. Il est important de réduire au maximum les afférences sensorielles qui pourraient donner des indices de verticalité au sujet (dossier de chaise, main libre, *etc*).

Les inclinaisons du cadre et de la baguette sont repérées sur un disque gradué à l'opposé du sujet ce qui permet à l'expérimentateur de mesurer les angles (en degrés) du cadre et de la baguette par rapport à la verticale gravitaire. La valeur de l'angle (en valeur absolue) formé par la baguette et la verticale gravitaire permettra de déterminer la prépondérance plus ou moins importante de la vision par rapport aux autres modalités sensorielles.

Certains facteurs bien connus peuvent influencer la DC/IC comme l'âge (Witkin *et al.*, 1967), le sexe (Witkin, 1950), mais également la pratique sportive. En effet, les travaux de Witkin (1950) ont établi une plus forte dépendance des femmes au champ visuel. Tandis que les résultats des études entre les populations dites « sportives » et « non sportives », laissent apparaître une plus forte indépendance des sujets sportifs qui pourrait s'expliquer par un apprentissage des athlètes à utiliser les informations proprioceptives (Brady, 1995).

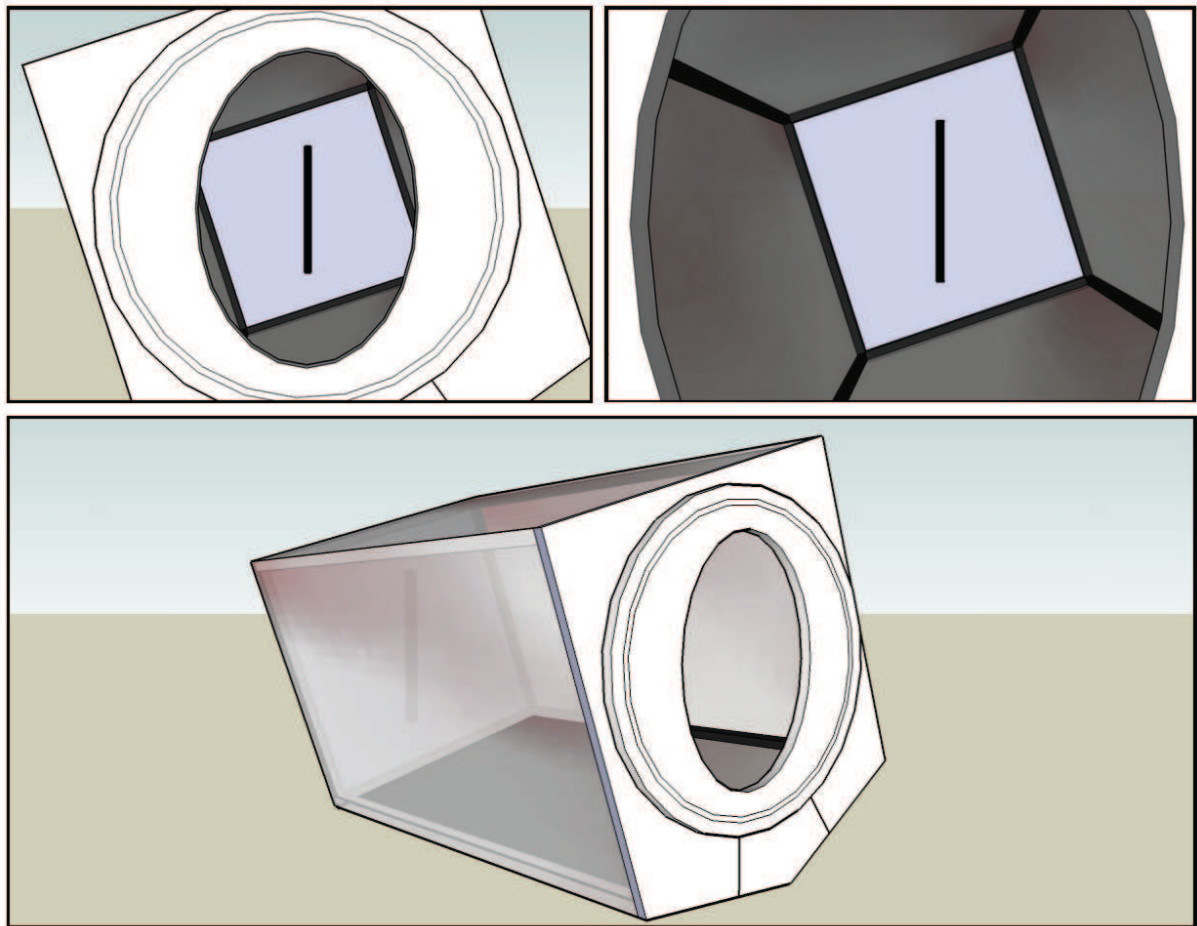


Figure 8. Représentation d'un Rod and Frame Test. Lorsque la tête s'approche de l'ouverture, les arêtes du parallélépipède incliné sont les seuls indices visuels disponibles.

4. Caractéristiques posturales de l'Appui Tendu Renversé (ATR)

4.1. Configuration géométrique de l'appui tendu renversé

Bien que statique, l'appui tendu renversé (Figure 9) est une posture couramment pratiquée en gymnastique sportive. Elle se définit comme une position verticale du corps en appui sur les mains. Thomas (1940) la définit comme un équilibre de luxe, fruit d'un long entraînement, permettant le maintien de l'équilibre dans des situations inhabituelles rencontrées dans les pratiques sportives. En ATR comme en position érigée, l'orientation du corps est à la verticale et le SNC tente de maintenir cette configuration. En plus d'un appui non plus plantaire mais palmaire, les travaux de Rougier *et al.* (1998) ont révélé des différences de configuration entre ces 2 postures.

La surface des mains étant inférieure à celle des pieds, la zone de contact avec le sol est plus petite réduisant ainsi le polygone de sustentation dans l'axe antéro-postérieur. De plus l'alignement des bras dans le prolongement du corps augmente la distance entre le sol et le centre de masse. Enfin, dans cette posture, les muscles des membres supérieurs habituellement réservés à des actions relatives à une motricité fine jouent le rôle de maintien postural. Mais ces muscles sont peu résistants à la fatigue et donc peu propices au maintien postural à la différence des muscles des membres inférieurs plus résistants à la fatigue. Toutes ces différences de configuration entraînent une instabilité plus importante en appui tendu renversé.



Figure 9. Configuration géométrique de l'Appui Tendu Renversé. Le corps est aligné à la verticale. L'appui n'est plus plantaire mais palmaire. Les membres supérieurs contrôlent la posture.

Cependant malgré ces différences de configuration entre l'ATR et la posture en station debout, ces deux postures présentent des similarités dans leur résistance aux oscillations assurée par les muscles de l'articulation proche de la surface d'appui (Gurfinkel *et al.*, 1981 ; Horak et Nashner, 1986) et dans la projection du centre de masse en avant de la verticale permettant ainsi une augmentation de la stabilité (Pozzo *et al.*, 1988).

Reprenant le modèle théorique de Bernstein (1967) pour la station érigée, les résultats des travaux de Gautier *et al.* (2007) proposent une stratégie posturale des gymnastes impliquant seulement 3 articulations (poignet, épaule et hanche) réduisant ainsi la stratégie à 3 degrés de liberté.

4.2. Le rôle des informations visuelles

De nombreux travaux (Pozzo, 1989, 1990 ; Pozzo et Clément, 1988) ont mis en avant le rôle déterminant de la vision dans le contrôle postural en ATR. D'après les travaux de Gautier *et al.* (2007) la vision est responsable pour 47.56% de la régulation de l'appui tendu renversé. Ces résultats concordent avec ceux de Crémieux *et al.* (1994) et Vuillerme *et al.* (2001) qui suggèrent que le rôle de la vision augmente avec la difficulté de la tâche posturale.

En effet, dans cette dernière étude, aucune différence significative dans le contrôle postural n'est observée entre les gymnastes et les autres sportifs en position uni ou bi-podale. Cependant les gymnastes présentent la particularité d'être moins dépendants aux informations visuelles pour maintenir une posture acrobatique. Les auteurs proposent deux explications : soit les gymnastes peuvent passer du système visuel à un autre système sensoriel plus efficacement, soit leur système sensoriel est plus sensible que celui des autres sportifs.

Les travaux de Marin (2004) semblent argumenter en faveur de cette première explication. Pour cet auteur, les gymnastes se retrouvent souvent confrontés à des situations motrices plus complexes que l'ATR et pauvres en informations visuelles. Ils ont alors besoin, pour élever leur niveau de pratique, de développer la capacité à utiliser d'autres modalités sensorielles et notamment l'utilisation des informations proprioceptives.

Plus que l'information visuelle en elle-même, c'est le point d'ancrage du regard qui semble jouer un rôle important dans le contrôle postural de l'ATR. Cet ancrage positionnel du regard, défini comme tel par Paillard (1971), se situerait approximativement à 5 cm en avant des poignets entre les deux mains, correspondant à un point visuel appelé « cliff edge » (Clément *et al.*, 1988). Ce point pourrait représenter la projection virtuelle du centre de gravité du corps et ainsi s'ajouter aux mécanismes de contrôle du système postural. En effet, Pozzo *et al.* (1988) supposent que cet ancrage du regard a un rôle indirect dans la détection et l'évaluation des oscillations du corps. Les mouvements des yeux et de la tête deviennent alors des indicateurs de l'amplitude des oscillations posturales.

La vision semble être déterminante dans la performance posturale en ATR, mais les résultats des nombreuses études montrent bien qu'elle n'est pas indispensable aux gymnastes qui sont capables de trouver d'autres sources d'informations (Graydon et Townsend, 1984) lorsque cette entrée sensorielle est perturbée.

4.3. Le rôle des informations proprioceptives

4.3.1. Les informations somesthésiques

Dans le cas de l'ATR, les informations somesthésiques proviennent essentiellement des récepteurs cutanés de la main. Ainsi la stratégie d'inclinaison du corps vers l'avant en ATR permet une utilisation optimale de ces récepteurs présents en grand nombre dans la partie antérieure de la paume (Westling et Johansson, 1984). Ces mécanorécepteurs sont

particulièrement adaptés au contrôle de cette tâche, la pression exercée sur eux varie selon l'inclinaison. Mais d'après les travaux de Lechner-Steinleitner (1978), ces récepteurs s'adaptent relativement rapidement dans le temps, il est donc nécessaire de les solliciter en permanence.

4.3.2. Réflexe tonique du cou

Le réflexe tonique postural du cou a un rôle essentiel, il distribue la tonicité musculaire entre les membres supérieurs et inférieurs et les côtés droits et gauches selon la position relative de la tête et du tronc. Dans leurs travaux, Asseman et Gahéry (2005) référencient quatre positions différentes de la tête présentées en Figure 10. Les positions *normale* et en *dorsiflexion* déclenchent un réflexe d'extension des jambes alors que les positions *alignée* et en *ventriflexion* produisent une flexion. Les résultats de ces travaux indiquent des meilleures performances posturales réalisées dans les conditions *normale* et en *dorsiflexion*.

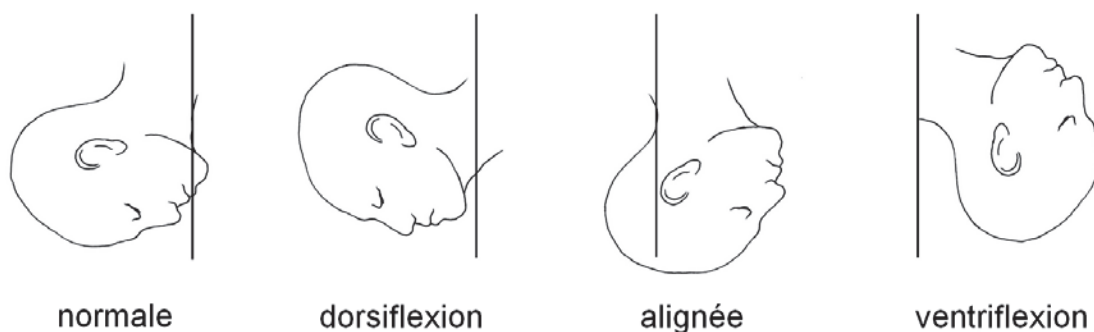


Figure 10. Description des différentes positions de la tête, d'après Asseman et Gahéry, 2005. Les positions *normale* et *dorsiflexion* correspondent à la position de la tête généralement utilisée par les gymnastes dans le maintien de l'ATR, la projection du regard est vers le sol. En position *alignée* le regard est perpendiculaire à la verticale, en position *ventriflexion* le regard est orienté vers les pieds.

Cependant la position en *dorsiflexion* en ATR déclenche un autre réflexe, le réflexe tonique labyrinthique également susceptible de modifier le tonus des extenseurs des membres inférieurs en fonction de la position de la tête. Ainsi en *dorsiflexion* il engendre une diminution du tonus et rend difficile le maintien postural. D'après les travaux de Fukuda (1984), il est difficile de maintenir l'ATR longtemps car dans cette posture le réflexe tonique du cou et le réflexe tonique labyrinthique agissent en opposition. Dans cette position l'extension des membres inférieurs devient minimale. Le réflexe tonique du cou augmente l'action des extenseurs alors que le réflexe labyrinthique la diminue.

Les résultats des travaux d'Asseman et Gahéry (2003) ont mis en avant des différences significatives sur la durée de maintien de l'ATR entre les positions standard et en *ventriflexion*, la position en *ventriflexion* étant celle qui perturbe le plus le gymnaste.

4.4. Le rôle des informations vestibulaires

Le système otolithique est susceptible de fournir des informations pertinentes en particulier sur la position de la tête par rapport à la verticale. En effet, l'utricule est un indicateur privilégié dans l'estimation de la verticale (Schöne, 1964 ; Udo de Haes, 1970).

Les travaux de Lechner-Steinleitner et Schöne (1980) ont étudié l'efficacité du système otolithique selon l'inclinaison du corps. Les résultats ont montré que plus l'inclinaison augmente par rapport à la verticale, moins le système otolithique est efficace dans l'estimation de la verticale, sauf dans le cas de la position verticale inversée. Dans cette dernière position les résultats sont meilleurs que pour les autres inclinaisons sans pour autant atteindre ceux de la posture debout. Ces résultats sont confirmés dans les travaux de Luyat *et al.* (2001) qui montrent une bonne précision de l'estimation de la verticale lorsque la tête est à l'envers par rapport à l'oblique. Mais dans ces études, la tête des sujets était en position dite alignée (voir Figure 10) alors que dans le maintien de l'ATR, les gymnastes adoptent une posture normale ou en dorsiflexion et la tête n'est donc plus réellement alignée avec la verticale gravitaire. Il est donc possible que dans cette configuration géométrique, les informations otolithiques soient peu efficaces dans le maintien de l'ATR.

4.5. Conclusion

La position d'appui tendu renversé est le fruit d'un apprentissage relativement long. D'après Pozzo *et al.* (1988), si les gymnastes experts utilisent plus que les autres les extenseurs des avant-bras lors du maintien de l'ATR, induisant ainsi moins d'oscillations, c'est dans le but de faciliter la prise d'informations visuelles (ancrage) mais aussi d'utiliser les informations tactilo-kinesthésiques et vestibulaires. La position de la tête et du regard semble importante en ATR, certainement en raison de la proximité de la tête avec le sol (Clément et Rézette 1985). C'est en effet sur la tête que sont réunis les capteurs sensoriels les plus importants.

D'après les travaux de Vuillerme *et al.* (2001), les gymnastes présentent la particularité de réorganiser et recalibrer rapidement la pondération sensorielle pour assurer un contrôle postural adéquat. Habités aux perturbations sensorielles, ils ont développé la capacité à extraire et à associer les indices pertinents pour réguler la posture. Ces résultats suggèrent que l'efficacité du processus de repondération sensorielle peut être améliorée grâce à une formation spécifique comme la gymnastique par exemple.

Si les gymnastes développent la capacité de s'affranchir des informations visuelles notamment pour le contrôle de certaines figures gymniques (salto), est-ce toujours le cas en ATR alors que les informations visuelles sont toujours disponibles ? Ou existe-t-il dans cette posture des mécanismes différents selon le degré de dépendance au champ visuel.

5. Caractéristiques posturales de la verticale inversée en milieu aquatique

Le milieu aquatique est souvent assimilé à la microgravité. Mais il existe entre ces deux milieux une différence importante, dans la mesure où, en milieu aquatique, le vecteur de gravité est toujours présent et apporte donc des informations gravitaires qui ne sont pas disponibles en microgravité. Le milieu aquatique est en réalité un milieu de micropesanteur car les forces de gravités sont toujours présentes mais elles sont compensées par d'autres forces. Dans le cas du milieu aquatique, il s'agit de la poussée d'Archimède. Ce terme de micropesanteur ne peut cependant pas s'appliquer pour le système vestibulaire.

5.1. Configuration géométrique de la verticale inversée

La verticale inversée est une position de base en natation synchronisée. Elle est définie par la Fédération Internationale de Natation Amateur (FINA) comme un alignement du corps (tête, hanche et chevilles) perpendiculaire à la surface de l'eau, la tête vers le bas et les jambes serrées (Figure 11). Le niveau d'une nageuse est évalué en fonction de sa capacité à s'aligner parfaitement sur la verticale gravitaire et s'élever le plus haut au dessus de la surface.

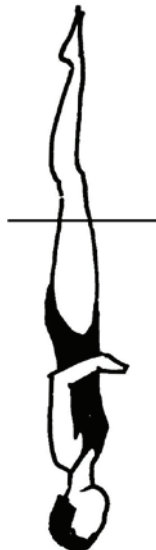


Figure 11. Représentation schématique d'une verticale inversée en milieu aquatique. Le corps est aligné sur la verticale gravitaire. Les membres inférieurs sont émergés. Les membres supérieurs sont immergés et utilisés pour créer un appui sur l'eau. La tête est dans l'alignement du corps, la direction du regard est horizontale.

Le corps humain est constitué d'une structure déformable et hétérogène. Si la cage thoracique a tendance à flotter avec des masses peu denses et la présence des poumons

remplis d'air, les extrémités plus denses ont tendance à couler. Selon la constitution, l'âge, le sexe, la densité corporelle ne sera pas identique et le corps va avoir tendance à plus ou moins bien flotter.

Comme en milieu terrestre, deux forces s'appliquent sur la nageuse statique :

- **la force de pesanteur** qui s'applique de manière verticale du haut vers le bas au niveau du centre de gravité situé au niveau de la cinquième vertèbre lombaire

- **la poussée d'Archimède** définie ainsi : « Tout corps solide plongé dans un fluide au repos subit une force verticale dirigée de bas en haut et opposée au poids du volume de fluide déplacé ». Cette force a pour point d'application le centre géométrique du corps. Chez l'Homme, le point d'application se situe au niveau de la première vertèbre lombaire.

Les deux forces sont orientées en sens inverse mais n'ont pas le même point d'application, créant un phénomène bien connu en natation : le couple de redressement (Figure 12). Le couple de redressement a pour effet de réaligner verticalement les centres de poussée et de gravité. La cage thoracique qui contient les poumons a une densité bien plus faible (0.5) que les autres membres, le réalignement s'effectue donc avec la tête à l'endroit.

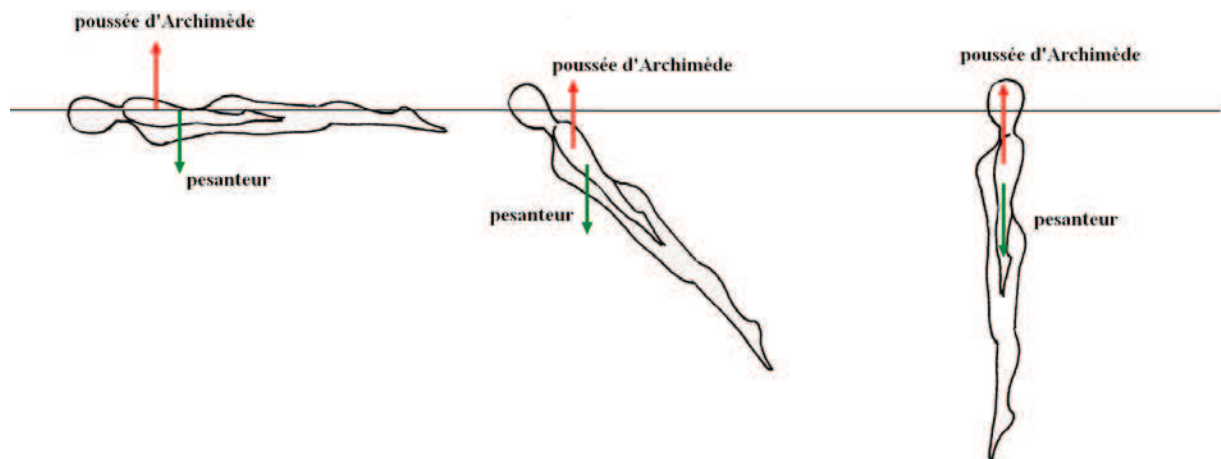


Figure 12. Illustration du couple de redressement. Lorsque le corps humain est à l'horizontale, les points d'application de la poussée d'Archimède et de la pesanteur ne sont pas identiques. L'action de ces forces va donc engendrer un redressement du corps à la verticale. La hauteur du corps par rapport à la surface est déterminée par la densité du corps mis en jeu.

Comme pour l'équilibre horizontal du nageur, l'équilibre vertical inversé est à construire par des actions volontaires spécifiques. Cette recherche va être d'autant plus difficile que la nageuse ne dispose d'aucun appui solide. En effet, malgré une densité de l'eau

mille fois supérieure à l'air, l'appui en milieu aquatique est fuyant. La nageuse utilise les membres supérieurs pour créer un appui sur l'eau afin de stabiliser sa posture. Elle doit également rechercher une position la plus haute possible par rapport à la surface sans pour autant mettre en péril son équilibre.

5.2. Le rôle des informations visuelles

Dans cette posture particulière avec le haut du corps immergé, la vision est donc aquatique. Lors des compétitions de natation synchronisée, certaines épreuves autorisent le port des lunettes (figures imposées dans les compétitions jeunes) alors qu'elles ne sont pas autorisées lors des épreuves de ballet. Mais l'œil humain n'a pas été conçu pour la vie amphibie, la vision sous l'eau n'est pas nette. Dans l'eau, le cristallin ne peut pas se déformer suffisamment et l'image se forme derrière la rétine (Figure 13), l'image parvient au cortex complètement trouble.

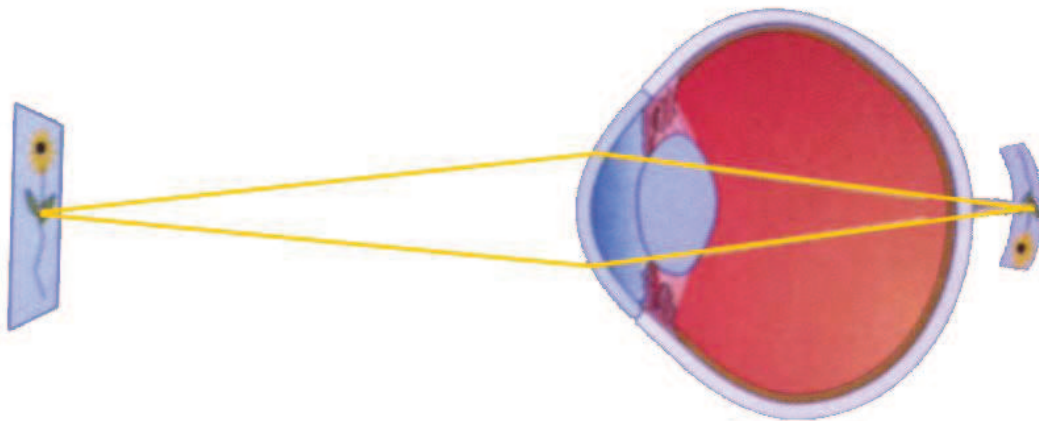


Figure 13. La vision sous l'eau. L'immersion de la cornée rend le sujet hypermétrope. Le cristallin ne parvient pas à suffisamment se déformer pour se projeter sur la rétine, d'après Bear *et al.*, 2002.

En effet l'immersion a pour effet d'annuler le pouvoir de convergence de la cornée lié à sa convexité car les indices de réfraction de l'eau et du tissu cornéen sont très proches (1,33). La vision directe sous l'eau est un peu moins altérée chez le myope et un peu plus chez le sujet hypermétrope. L'utilisation de lunettes peut minimiser en partie cette distorsion (Figure 14) de la vision mais la réfraction air-glace (de la lunette)-eau existe toujours.

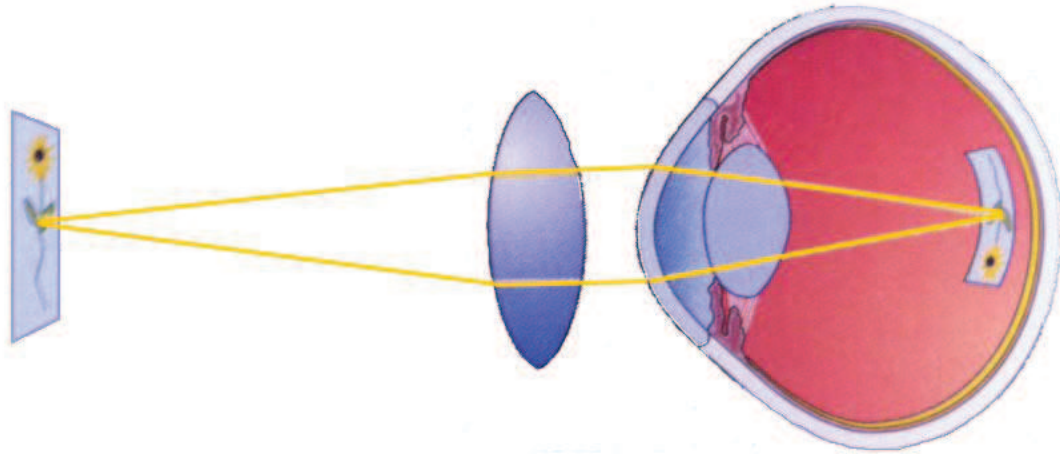


Figure 14. Hypermétropie corrigée. Dans le cas de l'hypermétropie il faut diminuer le pouvoir de convergence du cristallin en ajoutant une lentille concave, d'après Bear *et al.*, 2002.

La vision, pourtant très importante dans le contrôle postural, semble donc fortement perturbée en milieu aquatique, milieu pour lequel elle est peu adaptée. Peu de travaux scientifiques se sont intéressés à l'influence de la vision en verticale inversée. Les résultats des travaux de Sullivan et Hooper (2005) indiquent que les nageuses de natation synchronisée ont plus de difficultés à construire une posture verticale inversée en condition « yeux fermés », qu'en condition de vision « normale », révélant ainsi une prédominance de la vision par rapport aux autres entrées sensorielles. Ces résultats viennent confirmer ceux de Clément *et al.* (1987) sur la prédominance des informations visuelles sur les informations tactiles et proprioceptive en situation de microgravité. Mais les conclusions de Starkes *et al.* (1989) indiquent qu'il n'y a pas de différences significatives, quelles que soient les conditions de vision. Dans cette expérimentation, les nageuses étaient réparties en 3 groupes de niveaux différents et aucun résultat significatif n'a été observé entre les conditions de vision. Selon ces auteurs, les nageuses expertes parviennent à réaliser une verticale inversée proche de la verticale gravitaire avec ou sans vision, ce qui indique donc qu'elles sont capables d'utiliser d'autres informations que les informations visuelles pour réaliser la verticale inversée.

5.3. Le rôle des informations proprioceptives

Comme en microgravité, l'absence de poids de corps perturbe les informations somesthésiques (Massion 1995, 1997). Dans leurs travaux, Massion *et al.* (1995) ont observé une inclinaison du corps vers l'avant chez des plongeurs dont les pieds étaient fixés au fond de la piscine. Selon ces auteurs, cette inclinaison ne serait pas seulement la conséquence

d'une absence des informations vestibulaires, mais également d'une absence de poids de corps. Ces absences engendrent une sollicitation des capteurs articulaires, des masses musculaires et viscérales différente et les récepteurs tactiles ne sont plus que très faiblement sollicités (Clément et Droulez, 1983 ; Reschke *et al.*, 1998). Dans leurs travaux, Lechner-Steinleitner et Schöne (1980) ont mis en évidence une moins bonne influence du système somesthésique dans l'eau que sur terre.

Cependant, certaines informations cutanées pourraient aider les nageuses à s'orienter. En effet, lorsque qu'un corps est immergé, la pression exercée par le fluide agit dans toutes les directions, et le corps immergé subit une pression égale sur toute la surface. L'immersion partielle de la nageuse permet au SNC d'analyser les différences de pression entre les parties émergées et immergées. Ces informations peuvent donc être utilisées par la nageuse pour déterminer sa hauteur par rapport à la surface de l'eau ainsi que son inclinaison par rapport à la verticale gravitaire.

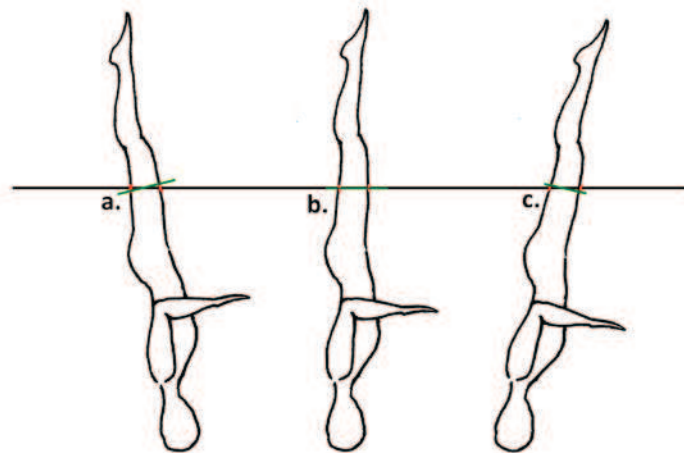


Figure 15. Verticale inversée réalisée selon différentes inclinaisons. Lorsque la nageuse est alignée sur la verticale gravitaire (b.), la perception de l'interface entre l'air et l'eau se situe à la même hauteur sur les faces antérieures et postérieures de la cuisse. Lorsque la nageuse est inclinée (a. et c.), l'interface entre l'air et l'eau n'est pas à la même hauteur sur les parties antérieures et postérieures de la cuisse.

En effet, lorsque le corps de la nageuse est aligné avec la verticale gravitaire (Figure 15-b.), les informations cutanées recueillies par les capteurs somesthésiques de la cuisse indiquent une même hauteur du niveau de l'eau pour la partie antérieure et la partie postérieure de la cuisse. Lorsque la nageuse n'est pas à la verticale (Figure 15-a. et Figure 15-c.) les points de contact sont à des niveaux différents entre les parties antérieures et

postérieures de la cuisse et permettent à la nageuse de connaître son inclinaison par rapport à la verticale gravitaire.

5.4. Le rôle des informations vestibulaires

La présence du vecteur gravitaire en milieu aquatique pourrait ainsi en faire un référentiel important dans cette situation. Cependant il semblerait d'après les travaux de Nelson (1967) que les conditions d'immersion rendent difficile l'estimation de la gravité, l'auteur suggère que les sujets immergés sont incapables de percevoir une direction donnée.

Les travaux de Wade (1973), Lechner-Steinler et Schöne (1980) ont également testé l'efficacité du système otolithique en condition d'immersion. Les résultats sont les même que sur terre, à savoir une moindre efficacité du système otolithique dans le cas de fortes inclinaisons, exception faite de la posture verticale inversée. Leur efficacité n'atteint cependant pas celle obtenue en posture érigée. Ces travaux confirment ainsi ceux réalisés par Graybiel et Clark (1962), qui avaient déjà mis en avant une efficacité moindre des otolithes pour renseigner sur la verticale lorsque la tête est à l'envers. D'autant que d'après Stoffregen et Riccio (1988), la perception de la verticale sous l'eau dépend principalement de la stimulation des otolithes.

5.5. Conclusion

Les travaux de Clément (1984) en condition de microgravité ont montré que le schéma corporel était étonnement stable dans ce milieu malgré de nombreux changements au niveau des entrées sensorielles. Un schéma corporel très élaboré et enrichi par l'expérience pourrait donc être un facteur important dans la performance en natation synchronisée, d'autant que les trois entrées sensorielles : vision (immersion), proprioception (poussée d'Archimède et appuis fuyants) et vestibulaires (tête à l'envers et immersion) engendrent des perturbations importantes. Ainsi, en situation de verticale inversée, l'ensemble des entrées sensorielles est soumis à une perturbation laissant naître alors des interrogations quant à la pondération des différentes informations sensorielles.

La résistance de l'eau permet la création de surfaces d'appuis. En contrepartie, dans le milieu aquatique, le déplacement des segments corporels est freiné par de nombreuses résistances à l'avancement. Dans le cas de la verticale inversée, ces résistances sont minimales

en raison d'une posture relativement statique mais, lorsque la nageuse prépare cette verticale, ses mouvements sont ralentis par cette résistance. Alors que le cerveau intègre l'inertie des masses en milieu aérien, les résistances du milieu aquatique vont le conduire à s'adapter et intégrer ces nouvelles inerties.

Les travaux sur la verticale inversé sont peu nombreux et aucun d'eux n'utilise des paramètres basés sur les activités perceptives des sujets pour les catégoriser ce qui pourrait expliquer ces résultats contradictoires entre les études.

6. Objectif de l'étude : Modèle sensoriel en situation verticale inversée

De nombreuses études se sont intéressées à la pondération sensorielle dans le contrôle postural de la station érigée fondamentale. L'organisation segmentaire relativement proche de l'appui tendu renversé a également amené de nombreux auteurs à s'intéresser à cette posture (Clément et Rézette, 1985 ; Clément *et al.*, 1988 ; Pozzo et Clément, 1988 ; Pozzo *et al.*, 1988 ; Pozzo, 1989 ; Rougier *et al.*, 1998 ; Kerwin et Trewartha, 2001 ; Vuillerme *et al.*, 2001 ; Asseman et Gahéry, 2003, 2005 ; Yeadon et Trewartha, 2003 ; Marin, 2004 ; Gautier *et al.*, 2007 ; Croix *et al.*, 2010). Mais très peu ont été réalisées en verticale inversée en milieu aquatique (Starkes *et al.*, 1989 ; Sullivan et Hooper, 2005). L'étude de postures spécifiques a pour objectif de permettre d'observer la réorganisation mise en place par le SNC dans ces situations particulières.

Notre travail s'est donc appuyé sur deux postures peu courantes et pourtant bien connues des sportifs : l'appui tendu renversé (ATR) et la verticale inversée (VI) en milieu aquatique. La première fait référence à la gymnastique sportive, la seconde à la natation synchronisée. Ces deux postures ont la particularité d'une inversion complète du corps (tête orientée vers le bas, membres inférieurs vers le haut). Dans le cas de l'ATR, l'appui au sol se fait par l'intermédiaire des mains. Dans le cas de la VI, il n'y a plus d'appuis solides, le haut du corps tout entier est immergé et tout appui avec le fond de la piscine est interdit par le règlement.

L'objectif de cette étude est donc de déterminer la contribution relative de chaque entrée sensorielle dans ces deux postures. En effet, si la vision joue un rôle prépondérant en position dite standardisée, il n'est pas certain qu'elle ait un rôle aussi déterminant dans ces deux situations et notamment en milieu aquatique où la vision est floue.

Pour déterminer la contribution d'une modalité sensorielle dans une tâche posturale, il est nécessaire de créer les conditions expérimentales permettant de perturber la modalité sensorielle souhaitée sans que les autres modalités ne constituent un facteur de variation. Il est alors nécessaire d'utiliser un système expérimental spécifique, propre à la modalité sensorielle manipulée. Les postures spécifiques que nous avons choisies perturbent, de fait, certaines modalités sensorielles et vont nous renseigner sur la réorganisation mise en place par le SNC.

En plus de ces perturbations posturales auxquelles les athlètes ont pu s’habituer, d’autres perturbations sensorielles ont été ajoutées.

Compte-tenu de la prépondérance des informations visuelles dans le contrôle postural, nous avons testé cinq conditions visuelles : i) vision normale ii) vision avec lunettes floues iii) vision avec lunettes opaques iv) yeux fermés v) vision avec lunettes de piscines (uniquement pour l’expérimentation en milieu aquatique).

Afin d’étudier la repondération sensorielle dans son ensemble et non pas uniquement la repondération visuelle, d’autres perturbations sensorielles ont été combinées à ces perturbations visuelles. Nous avons donc modifié les afférences tactiles et proprioceptives. Devant la difficulté à perturber les afférences du système vestibulaire, seules des perturbations sonores ont été réalisées. Cependant la cochlée et le vestibule sont anatomiquement liés les uns aux autres et tout dysfonctionnement de l’un ou l’autre pourrait engendrer des troubles vestibulaires et donc des perturbations posturales (Rine *et al.*, 2000). Il est donc possible que les perturbations auditives aient des conséquences sur l’équilibre postural des sujets. Pour faciliter la compréhension des résultats les perturbations autres que les perturbations visuelles (somesthésiques et auditives/vestibulaires) seront regroupées sous le terme *sensorielle* bien que sémantiquement parlant, la vision appartienne aux informations dites sensorielles.

De plus, l’étude de la littérature sur la perception de la verticale nous a amené à nous interroger sur l’existence de différences interindividuelles dans la prédilection de l’utilisation d’informations sensorielles. Dans la majorité des travaux, les auteurs recherchent un modèle standard de la pondération sensorielle en situation d’ATR. Cependant, compte tenu des prédilections sensorielles propres à chaque individu, un modèle commun à tous semble peu probable. Le facteur de la dépendance à l’égard du champ visuel nous a donc semblé être un facteur pertinent à prendre en compte dans cette étude. Ce style cognitif basé sur les activités perceptives de l’individu pourrait en effet être un facteur de variabilité interindividuelle et donc de différences dans les performances posturales des sujets. Les travaux de Croix *et al.*, (2010) se sont intéressés à la prise en compte de ce facteur perceptif dans le contrôle de l’ATR mais la prise en compte d’un paramètre unique à savoir la surface de déplacement du centre des pressions nous a semblé insuffisante. C’est pourquoi l’analyse du contrôle postural de l’ATR a été envisagé à partir d’une analyse linéaire mais également d’une analyse non-linéaire initiée dans les travaux de Rougier *et al.*, (1998).

Dans ce cadre postural particulier et inhabituel, nous formulons l'hypothèse que les sujets indépendants aux informations provenant de l'environnement visuel ont plus de facilités à se placer et à maintenir une position verticale la plus proche possible de la verticale gravitaire lorsque les conditions visuelles sont perturbées. Cependant, les sujets indépendants sont susceptibles de rencontrer plus de difficultés à maintenir l'ATR lorsque les informations somesthésiques sont perturbées.

En situation de verticale inversée, de nombreuses perturbations sont imposées aux récepteurs sensoriels. Il est possible que les sujets dépendants soient également fortement perturbés lorsqu'ils ne portent pas de lunettes sous l'eau. Alors que les sujets indépendants pourraient rencontrer plus de difficultés à maintenir la VI lorsque les informations somesthésiques sont perturbées.

De plus, nous formulons l'hypothèse que la tâche imposée aux sujets nécessite le recours à un schéma corporel très développé acquis par la pratique.

Dans le cas où la population choisie serait constituée uniquement de sujets indépendants au champ visuel, nous pourrions alors nous demander si ces résultats correspondent à un apprentissage du sujet à s'affranchir de l'utilisation des informations visuelles, ou si le haut-niveau, de par ses exigences, sélectionne de fait des sujets indépendants à l'environnement visuel.

RESULTATS EXPERIMENTAUX

7. Expérimentation 1 : Le style cognitif dans la perception de la verticale

7.1. Introduction

Préalablement aux expérimentations réalisées en appui tendu renversé et en verticale inversée, chaque sujet a effectué le test du cadre et bâton (RFT) afin de déterminer sa dépendance à l'égard du champ visuel. La population concernée par cette étude est uniquement féminine. Selon les études de Witkin et Wapner (1950), Witkin (1950), Witkin et Goodenough (1981) et Andrieux (1955), des différences perceptives sont observées entre les hommes et les femmes. Ces dernières montrent des scores plus élevés au RFT que les hommes. Nous avons donc fait le choix de réaliser toutes les expérimentations sur des sujets uniquement féminins.

7.2. Méthodologie

7.2.1. Sujets

Cette expérimentation a été réalisée auprès de dix-neuf sujets de sexe féminin, huit sont issus de l'expérimentation en ATR et onze sont issus de l'expérimentation en verticale inversée. Les moyennes et écarts-types d'âge et de taille sont respectivement 16 ± 3.46 ans et 1.64 ± 0.07 m.

7.2.2. Protocole expérimental

Le sujet est assis sur un tabouret, le dos droit, le visage situé à l'une des extrémités du RFT (Figure 16). Le parallélépipède mesure 60 cm de long, les côtés du cadre mesurent 30 cm et la baguette 25 cm. Les jambes du sujet sont allongées, reposant sur les talons en avant du sujet afin de diminuer les afférences sensorielles. Un bras est laissé libre tandis que l'autre sert à modifier l'orientation de la baguette par l'intermédiaire d'un joystick. Le visage du sujet repose sur une mentonnière. Un tissu noir recouvre l'arrière de la tête de manière à ce qu'aucune information visuelle périphérique ne puisse parvenir au sujet.

La baguette et le cadre sont inclinés de 18° par rapport à la verticale car les inclinaisons comprises entre 15° et 20° sont celles qui engendrent les erreurs d'appréciation de la verticalité les plus importantes (Luyat, 1996).



Figure 16. Dispositif expérimental du Rod and Frame Test, d'après Ohlmann (1988). Le sujet est assis sur un tabouret, les jambes allongées devant. Le visage est à l'extrémité du dispositif. Le sujet règle l'orientation de la baguette par l'intermédiaire d'un joystick.

Pour ce test, il est demandé au sujet d'ajuster la baguette à la verticale. L'alternance des positions de départ du cadre et de la baguette combinée à droite et à gauche engendre quatre conditions que le sujet réalise deux fois. Les résultats de ces huit essais sont notés positifs lorsque l'inclinaison de la baguette est dans le sens horaire et négatifs lorsque l'inclinaison de la baguette est dans le sens antihoraire.

7.2.3. Traitement des données

La dépendance est définie en terme de dépendance au cadre et mesurée sur les performances du sujet à replacer la baguette à la verticale. La méthode utilisée par Witkin ne prenant pas en compte suffisamment de variables et notamment la direction de la baguette, Nyborg (1974 ; Nyborg et Isaken, 1974) a donc développé une nouvelle méthode de traitement des résultats. Cette méthode permet de dissocier différentes sources de variation des performances, notamment celles dues au cadre, et de contrôler en outre l'homogénéité intra-individuelle des réponses.

A partir de la valeur de l'angle (en valeur absolue) formé par la baguette et la verticale gravitaire, cet auteur a proposé une méthode permettant de déterminer l'effet cadre à partir du calcul suivant : la somme des essais à droite, divisé par le nombre d'essais à droite, moins

l'erreur constante. Cette erreur constante est égale à la moyenne des essais, soit à la somme des essais à droite et à gauche divisée par le nombre total d'essais.

7.2.4. Analyse statistique

Les calculs statistiques de base ont été menés (moyenne, médiane, écart-type) à l'aide du logiciel STATISTICA®. Les résultats ont ensuite été soumis à des tests paramétriques (analyse de variance, *t* de Student) et un seuil de significativité de $p = 0.05$ a été retenu.

7.3. Résultats

La valeur médiane des résultats de l'effet cadre est égale à 2.88° . Les sujets ont été répartis en 2 groupes à partir de cette valeur. Le sujet dont le résultat de l'effet cadre correspondait à la valeur médiane a été écarté. Il s'agissait d'un sujet issu de l'expérimentation sur la verticale inversée.

Les moyennes de l'effet cadre des deux populations ont ensuite été comparées. Les résultats montrent des différences très significatives : $F_{(1, 16)} = 16.205$, $p=0.001$. La moyenne de l'effet cadre des individus DC est égale à $7.50 \pm 2.49^\circ$ alors que celle des sujets IC est égale à $1.66 \pm 0.30^\circ$ (Figure 17).

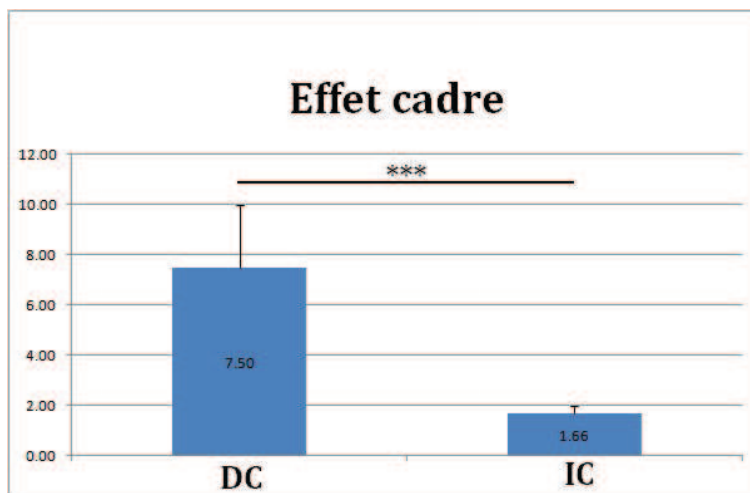


Figure 17. Comparaison des moyennes de l'effet cadre en fonction de la dépendance au champ visuel. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$].

Aucune différence significative n'est observée entre les pratiquantes de gymnastique et les pratiquantes de natation synchronisée.

7.4. Discussion

Afin d'augmenter le nombre de sujets, l'ensemble des résultats des gymnastes et des nageuses ont été traités ensemble. Les résultats mettent en avant deux populations bien distinctes avec une répartition égale des nageuses (cinq DC et cinq IC) et gymnastes (quatre DC et quatre IC). Les différences très significatives obtenues entre ces deux populations, nous ont permis d'utiliser la méthode de la médiane pour séparer ces groupes. En effet, le nombre de sujets n'étant pas suffisant pour ne garder que les populations extrêmes, seul le sujet médian (pratiquant la natation synchronisée) a été supprimé.

Les résultats élevés de certains sujets (effet cadre = -18.25 pour un sujet pratiquant la natation synchronisée et -7.88 pour un sujet pratiquant la gymnastique) semblent indiquer que la pratique de la gymnastique et de la natation synchronisée ne transforme pas de manière catégorique les individus IC en DC. Cependant, une étude longitudinale pourrait permettre d'observer si une évolution de la dépendance apparaît au fur et à mesure de la pratique de ces activités.

8. Expérimentation 2 : Influence des différentes informations sensorielles dans la construction de l'appui tendu renversé

8.1. Introduction

L'expérimentation suivante a pour objectif l'analyse du contrôle postural en condition d'appui tendu renversé (ATR). Dans leurs travaux sur le contrôle postural de l'ATR, Pozzo et Clément (1988) ont défini les paramètres de l'analyse linéaire qu'ils estiment les plus pertinents à observer : surface, longueur et position moyenne de la variance du stabilogramme. Cependant, une analyse non-linéaire du déplacement du centre des pressions permet de compléter cette analyse (Collins et DeLuca, 1993, 1994, 1995 ; Riley, 1997, 1999 ; Pellecchia et Shockley, 2005). Les résultats de Rougier *et al.* (1998) ont mis en avant des similitudes dans les mécanismes de contrôle de l'ATR et de la posture fondamentale érigée. A partir de ces similitudes, les travaux de Rougier ont étendu la modélisation de la trajectoire du centre des pressions de la posture érigée en un mouvement brownien fractionnaire à l'ATR. L'analyse stabilométrique de l'ATR dans cette étude a donc été envisagée selon une approche linéaire mais également selon deux approches non linéaires : l'analyse de la diffusion ainsi que l'analyse quantifiée de la récurrence.

Les perturbations sensorielles imposées aux sujets doivent nous permettre d'observer comment le SNC s'adapte face à ces perturbations, et si ces adaptations sont les mêmes entre les sujets DC et IC.

8.2. Méthodologie

8.2.1. Sujets et consignes

Huit sujets ont participé de manière volontaire à cette étude. Ils évoluent à un niveau interrégional ou national. La moyenne d'âge, de taille, et le nombre d'années de pratique des participantes sont respectivement de 20 ± 2.87 ans, $1m66 \pm 0.07$ m et 10 ± 1.89 ans.

8.2.2. Protocole expérimental

Les participantes ont réalisé l'ATR sur une plateforme de force de type SATEL, mesurant l'évolution au cours du temps de la distribution du poids de corps et donc du déplacement du centre des pressions grâce à trois jauges de contraintes disposées en triangle. L'enregistrement a été réalisé à une fréquence de 40 hertz.

Un enregistrement cinématique à l'aide d'une caméra industrielle (Prosilica IIDC 1394. Digital caméra) a été effectué dans le plan sagittal (axe antéro-postérieur) afin d'observer le déplacement de six marqueurs passifs placés sur le corps des sujets : tempe, épaule, poignet, grand trochanter, épicondyle fémoral latéral, malléole externe. La mise en place du protocole expérimental est représentée en Figure 18.

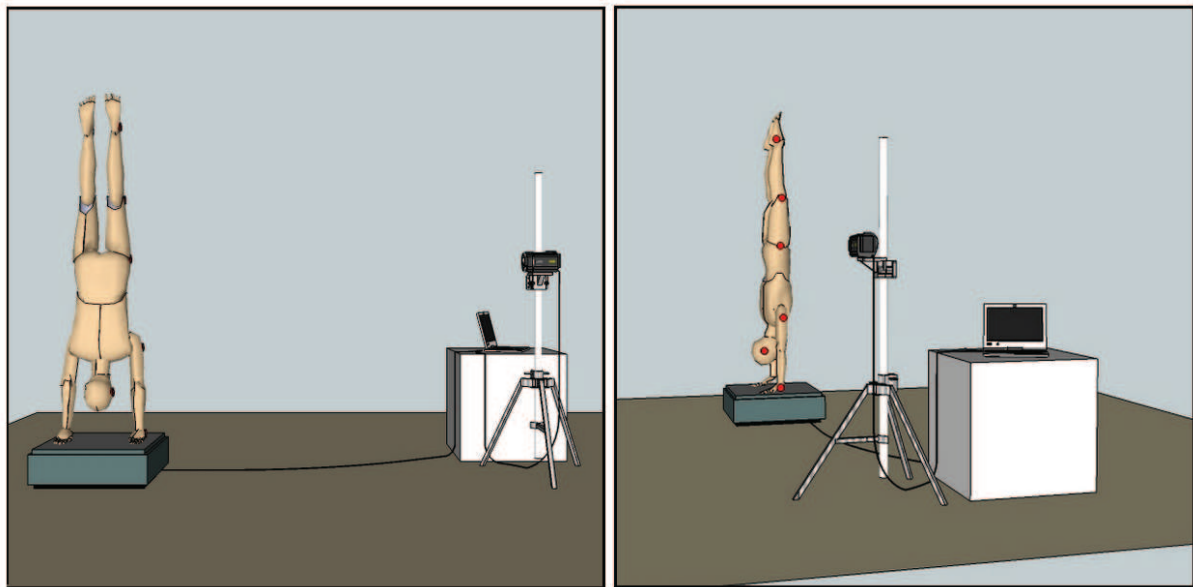


Figure 18. Représentation schématique du protocole expérimental. Le sujet réalise l'ATR sur une plateforme de force. Une caméra enregistre les oscillations du sujet dans le plan antéro-postérieur, 6 marqueurs sphériques sont disposés sur son profil gauche.

Compte tenu de l'importance des informations visuelles dans le contrôle postural et afin de ne pas surcharger les conditions expérimentales pouvant ainsi induire une fatigue importante chez le sujet, nous avons observé la prépondérance de la vision (*vision*) par rapport aux autres modalités sensorielles (*sensorielle*).

Les conditions visuelles étaient au nombre de quatre : *normale*, *floue* (lunettes translucides), *noire* (lunettes opaques) et *fermé* (yeux fermés). Les lunettes translucides permettent de laisser passer la lumière sans pour autant permettre une distinction nette de

l'environnement alors que les lunettes opaques ne laissent pas passer les rayons lumineux. Le choix de deux conditions distinctes : lunettes floues et lunettes opaques a pour objectif de déterminer si l'entrée de lumière au travers des lunettes floues influence le cerveau dans sa repondération sensorielle (Clément et Droulez, 1983).

En plus de ces paramètres visuels, d'autres modalités sensorielles ont été perturbées :

- **modification des afférences tactiles des appuis palmaires** : les sujets ont réalisé l'ATR sur une surface en mousse placée sur la plateforme de force (condition : *mousse*). La particularité de cette condition est de perturber les afférences tactiles de la main mais également la structure de la surface d'appui qui est désormais déformable.

- **modification des afférences des muscles du cou et de l'organisation posturale** : la position de la tête était soit laissée libre au sujet (chez la gymnaste, cette position correspond à la position dite « normale » de la Figure 10) soit imposée en ventriflexion (Figure 10) grâce à un repère visuel placé à 2 mètres de la plateforme (condition : *position tête*). Cette position de la tête modifie les afférences des muscles du cou, l'orientation de la tête par rapport au tronc ainsi que la position du regard. La position de la tête est contrôlée lors du traitement des résultats grâce au marqueur placé sur la tempe.

- **modification des afférences auditives** : d'après les travaux de Termoz et Prince (2004), la diminution du contenu auditif présent dans l'environnement augmente les oscillations posturales des individus. C'est pourquoi l'une des conditions proposée au sujet était le port d'un casque de chantier présentant des qualités d'insonorisation (condition : *sans bruit*). Une seconde perturbation auditive a été envisagée, celle de la diffusion de bruit blanc par l'intermédiaire d'un casque placé sur les oreilles du sujet. Le bruit blanc est un processus stochastique qui possède la même densité spectrale de puissance à toutes les fréquences (condition : *bruit blanc*).

La combinaison des différents paramètres visuels et sensoriels a permis de proposer vingt conditions expérimentales comportant chacune entre deux et quatre essais selon les conditions (Tableau 1).

<i>Sensoriel</i>	<i>Vision</i>	<i>normale</i>	<i>floue</i>	<i>noire</i>	<i>fermé</i>
<i>normale</i>					
<i>sans bruit</i>					
<i>bruit blanc</i>					
<i>position tête</i>					
<i>mousse</i>					

Tableau 1. Vingt conditions expérimentales proposées au sujet de manière à perturber l'ensemble des capteurs sensoriels mis en jeu dans le contrôle de l'ATR.

Les conditions étaient proposées de manière aléatoire afin d'éviter tout biais imputable au facteur fatigue. La position des mains sur la plateforme était laissée libre au sujet. Dans la pratique de la gymnastique de compétition, elle correspond généralement à la largeur des épaules. Les sujets avaient pour consigne de maintenir l'ATR le plus longtemps possible. Les temps de maintien de l'ATR étant différentes entre les sujets et les conditions, les données de l'analyse stabilométrique ont été normalisées. Les résultats ont donc été divisés par le temps de maintien de la posture.

8.2.3. Calibration

Une caméra est assimilée à une transformation géométrique de l'espace 3D vers un plan 2D. Afin de calculer les paramètres de cette transformation, une double calibration de la caméra s'avère nécessaire. Une première calibration permet d'estimer les paramètres intrinsèques de la caméra (distance focale, centre du capteur, facteurs de correction des pixels, distorsion). Cette calibration a été effectuée avec un plan de calibration de type « damier ». La présentation de ce damier (13 * 9 carrés dont chaque côté mesure 30 mm) devant la caméra sous différentes orientations permet de définir cette relation entre les coordonnées métriques et les coordonnées pixels. A l'issue de cette première calibration, la caméra fournit des coordonnées 2D dans un système de coordonnées propres à la caméra.

Pour passer à un système relatif de mesure, une deuxième calibration est nécessaire. Notre étude se déroulant en deux dimensions, nous avons utilisé une calibration DLT (direct linear transformation) permettant d'obtenir des informations relatives à l'espace de mesure en unités métriques.

8.2.4. Traitement des données stabilométriques

Plusieurs types d'analyses des données stabilométriques ont été réalisés. En plus des résultats statistiques classiques (amplitude, longueur du stabilogramme, surface de l'ellipse, variance de la vitesse, entropie) une analyse de la dynamique du déplacement du centre des pressions en utilisant l'analyse de diffusion (Collins et De Luca, 1993) et une analyse de récurrence (Riley *et al.*, 1999) ont été utilisées pour traiter ces résultats. L'ensemble de ces analyses a été réalisé avec le logiciel MOTIONINSPECTOR®.

Des interactions simples ou doubles ont été effectuées autour de 3 paramètres :

- **dépendance** qui sépare les sujets dépendants et indépendants au champ visuel
- **vision** qui sépare les quatre conditions de vision : *normale, floue, noire et fermé*
- **sensoriel** qui sépare les cinq conditions sensorielles : *normale, sans bruit, bruit blanc, position tête et mousse.*

L'analyse statistique a été menée grâce au logiciel STATISTICA®. La comparaison entre les différents paramètres a été effectuée par des analyses de variance (ANOVA) et complétée par des tests post-hoc de type HSD de Tuckey. Le seuil de significativité a été fixé à 0.05. L'ensemble des résultats des analyses de variance est synthétisé dans un tableau pour chaque paramètre, seuls les paramètres présentant des différences significatives sont ensuite présentés en détail. Les résultats post-hoc des interactions doubles sont décrits sous forme d'histogramme.

8.2.5. Traitement des données de l'analyse cinématique

L'analyse cinématique des gymnastes est réalisée en 2 dimensions dans le plan antéro-postérieur. Le logiciel MOTIONTRACK® a été utilisé dans le traitement des vidéos, il permet d'identifier et de tracer la position des marqueurs circulaires. La transcription des données s'effectue sous la forme d'un fichier texte (.txt). A partir de ce fichier, le logiciel MOTIONINSPECTOR® reconstruit la position des marqueurs dans l'espace puis calcule les variations angulaires et le déplacement des différents marqueurs.

L'incertitude expérimentale correspond à la transformation des coordonnées pixels en coordonnées métriques. La précision de cette analyse est de l'ordre de 1/2500 du champ total de vision. L'erreur absolue maximale sera donc de l'ordre de 1 mm et de 0.5 degré.

8.3. Résultats de l'analyse statistique classique

8.3.1. Amplitude

Les amplitudes en X et Y représentent la variation spatiale du déplacement du centre des pressions. Les amplitudes en X représentent les déplacements médio-latérales et les amplitudes en Y, les déplacements antéro-postérieures. Elles traduisent l'amplitude des oscillations du sujet et sont généralement considérées comme un indicateur de sa stabilité. Plus l'amplitude est importante, moins le sujet est stable. Dans le cas de l'ATR, l'amplitude moyenne ne peut pas être prise en compte car la position des mains est laissée libre au sujet, la comparaison entre les conditions n'est donc pas possible. Les résultats des différentes ANOVA sont regroupés dans le Tableau 2.

	Amplitude en X			Amplitude en Y		
	ddl	F	P	ddl	F	P
dépendance	1	28.87	.000***	1	25.44	.000***
vision	3	6.91	.000***	3	6.13	.000***
sensorielle	4	21.85	.000***	4	26.38	.000**
dépendance*vision	3	1.94	.124	3	2.50	.060
dépendance*sensorielle	4	2.27	.062	4	.84	.503

Tableau 2. Résultats des Anova des amplitudes en X et Y réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Seules les interactions simples : *dépendance*, *vision* et *sensorielle* sont significatives.

Dépendance

L'analyse des données indique que les individus dépendants ont une amplitude moyenne en X de 0.21 ± 0.14 comparativement à 0.15 ± 0.12 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 28.87$, $p < .001$. L'amplitude moyenne des sujets dépendants en Y est de 0.27 ± 0.17 comparativement à 0.19 ± 0.13 pour les sujets indépendants. La différence entre les deux groupes est significative : $F_{(1, 256)} = 25.44$, $p < .001$.

Vision

En condition de vision *normale*, les individus ont une amplitude moyenne en X de 0.14 ± 0.11 comparativement à 0.19 ± 0.12 en condition *floue*, 0.21 ± 0.14 en condition *noire* et 0.17 ± 0.1 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 256)}$

= 6.91, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < .05$) et *noire* ($p < .001$).

En condition de vision *normale*, les individus ont une amplitude moyenne en Y de 0.17 ± 0.13 comparativement à 0.25 ± 0.13 en condition *floue*, 0.26 ± 0.19 en condition *noire* et 0.23 ± 0.16 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 256)} = 6.13$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < .001$), *noire* ($p < .001$) et *fermé* ($p < .05$).

Sensorielle

En condition *normale*, les individus ont une amplitude moyenne en X de 0.17 ± 0.1 comparativement à 0.15 ± 0.12 en condition *sans bruit*, 0.14 ± 0.09 en condition *bruit blanc*, 0.23 ± 0.12 en condition *position tête* et 0.28 ± 0.12 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative : $F_{(4, 256)} = 21.85$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et les conditions *bruit blanc* ($p < .001$), *sans bruit* ($p < .001$) et *normale* ($p < .001$), ainsi qu'entre la condition *position tête* et les conditions *normale* ($p < .001$), *sans bruit* ($p < .001$) et *bruit blanc* ($p < .001$).

En condition *normale*, les individus ont une amplitude moyenne en Y de 0.21 ± 0.15 comparativement à 0.16 ± 0.12 en condition *sans bruit*, 0.18 ± 0.13 en condition *bruit blanc*, 0.26 ± 0.1 en condition *position tête* et 0.40 ± 0.18 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative : $F_{(4, 256)} = 26.38$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$), ainsi qu'entre la condition *position tête* et les conditions *sans bruit* ($p < .01$) *bruit blanc* ($p < .001$) et *mousse* ($p < .001$).

Double Interaction

Les doubles interactions dépendance*vision et dépendance*sensorielle ne sont pas significatives.

8.3.2. Longueur

La longueur du stabilogramme correspond au trajet parcouru par le centre des pressions au cours d'un essai. Dans leurs travaux sur l'ATR, Pozzo et Clément (1988) l'utilisent comme un indicateur du niveau des gymnastes. Plus la longueur est élevée, plus le niveau de la

gymnaste est important. Les résultats des différentes analyses de variance sont regroupés dans le Tableau 3.

	Longueur		
	ddl	F	P
dépendance	1	2.08	.151
vision	3	7.57	.000***
sensorielle	4	38.09	.000***
dépendance*vision	3	3.14	.026*
dépendance*sensorielle	4	2.47	.045*

Tableau 3. Résultats des Anova de la longueur du stabilogramme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Seul l'interaction simple dépendance n'est pas significative.

Vision

En condition de vision *normale*, les stabilogrammes ont une longueur moyenne de 8.66 ± 6.58 comparativement à 12.33 ± 6.61 en condition *floue*, 12.41 ± 8.69 en condition *noire* et 11.23 ± 7.33 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 256)} = 7.57$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < .001$), *noire* ($p < .001$) et *fermé* ($p < .05$).

Sensorielle

En condition *normale*, les stabilogrammes ont une longueur moyenne de 9.73 ± 6.35 comparativement à 8.30 ± 7.32 en condition *sans bruit*, 8.69 ± 5.01 en condition *bruit blanc*, 13.50 ± 5.66 en condition *position tête* et 19.98 ± 8.62 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative : $F_{(4, 258)} = 38.09$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$), ainsi qu'entre la condition *position tête* et les conditions *normale* ($p < .01$), *sans bruit* ($p < .001$), *bruit blanc* ($p < .001$) et *mousse* ($p < .001$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision est significative : $F_{(3, 256)} = 3.14$, $p < .05$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une longueur moyenne de 9.20 ± 7.36 comparativement à 11.95 ± 6.07 en condition *floue*, 12.05 ± 8.44 en condition *noire* et 9.05 ± 5.10 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une longueur moyenne de 8.15 ± 5.81

comparativement à 12.67 ± 7.13 en condition *floue*, 12.78 ± 9.04 en condition *noire* et 13.40 ± 8.56 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 19.

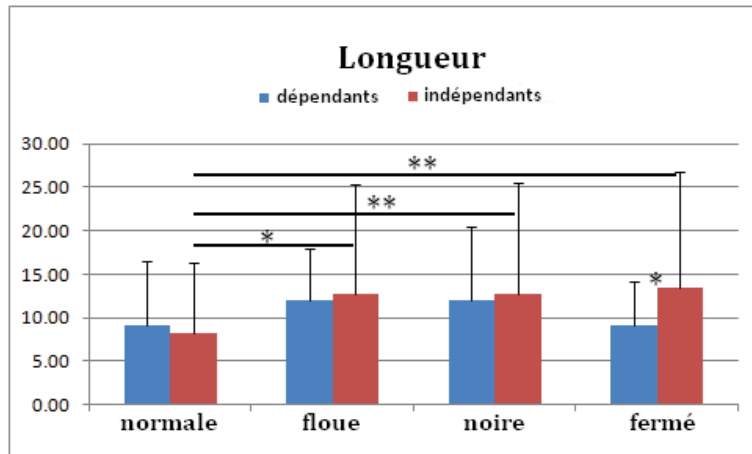


Figure 19. Résultats post-hoc de l'analyse de la longueur. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle est significative : $F_{(4, 256)} = 2.47$, $p < .05$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une longueur moyenne de 8.63 ± 4.91 comparativement à 10.76 ± 10.72 en condition *sans bruit*, 7.91 ± 4.78 en condition *bruit blanc*, 12.48 ± 4.75 en condition *position tête* et 17.68 ± 7.05 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une longueur moyenne de 10.91 ± 7.53 comparativement à 6.60 ± 2.58 en condition *sans bruit*, 9.44 ± 5.14 en condition *bruit blanc*, 14.72 ± 6.51 en condition *position tête* et 22.27 ± 9.57 en condition *mousse*. Les résultats sont illustrés en Figure 20.

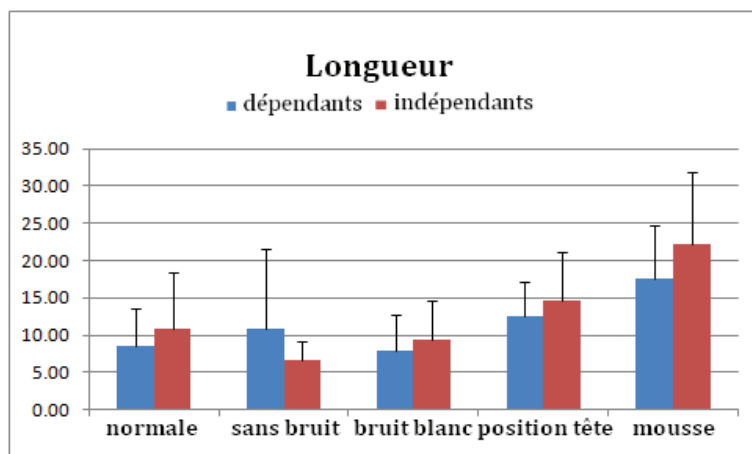


Figure 20. Résultats post-hoc de l'analyse de la longueur. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

Afin de ne pas surcharger le graphique, les différences significatives seront présentées ici. Le test post-hoc indique des différences significatives pour les sujets dépendants entre la condition *mousse* et les conditions *normale* ($p < .001$), *sans bruit* ($p < .01$) *bruit blanc* ($p < .001$)

ainsi qu'entre la condition *position tête* et *bruit blanc* ($p < .05$). Le test post-hoc indique des différences significatives pour les sujets indépendants entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$), ainsi qu'entre la condition *position tête* et les conditions *sans bruit* ($p < .001$) et *bruit blanc* ($p < .05$).

8.3.3. Ellipse de confiance

L'ellipse de confiance correspond à la surface regroupant 90% des points du stabilogramme. Elle est un indicateur de la stabilité du sujet. Plus l'ellipse est importante, plus l'instabilité est grande. Les résultats des différentes analyses de variance sont regroupés dans le Tableau 4.

	Ellipse de confiance		
	ddl	F	P
dépendance	1	73.03	.000***
vision	3	10.95	.000***
sensorielle	4	29.28	.000***
dépendance*vision	3	3.94	.009**
dépendance*sensorielle	4	3.16	.015*

Tableau 4. Résultats des Anova de l'ellipse de confiance réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Toutes les interactions sont significatives.

Dépendance

L'analyse des données indique que les individus dépendants ont une surface moyenne de 25.36 ± 19.19 comparativement à 13.13 ± 12.46 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative : $F_{(1, 256)} = 73.03$, $p < .001$.

Vision

En condition de vision *normale*, les stabilogrammes ont une surface moyenne de 12.89 ± 13.01 comparativement à 20.88 ± 15.39 en condition *floue*, 23.37 ± 21.01 en condition *noire* et 18.88 ± 16.71 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 256)} = 10.95$, $p < 0.001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < .001$) et *noire* ($p < .001$) et *fermé* ($p < .05$).

Sensorielle

En condition *normale*, les stabilogrammes ont une surface moyenne de 16.63 ± 15.05 comparativement à 15.31 ± 19.16 en condition *sans bruit*, 13.21 ± 11.48 en condition *bruit*

blanc, 23.74 ± 13.01 en condition *position tête* et 36.42 ± 21.14 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative : $F_{(4, 256)} = 29.28$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$) ainsi qu'entre la condition *position tête* et les conditions *normale* ($p < .05$) *sans bruit* ($p < .05$) et *bruit blanc* ($p < .001$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision est significative : $F_{(3, 256)} = 3.94$, $p < .01$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une surface moyenne de 18.51 ± 15.27 comparativement à 27.65 ± 15.11 en condition *floue*, 31.40 ± 23.26 en condition *noire* et 22.82 ± 19.38 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une surface moyenne de 7.58 ± 7.37 comparativement à 14.79 ± 13.06 en condition *floue*, 14.91 ± 14.30 en condition *noire* et 14.94 ± 12.61 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 21.

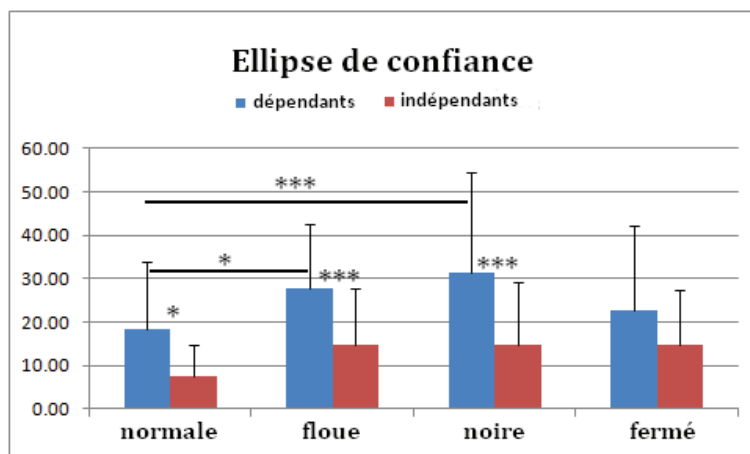


Figure 21. Résultats post-hoc de l'analyse de l'ellipse de confiance. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle est significative : $F_{(4, 256)} = 3.16$, $p < .05$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une surface moyenne de 19.75 ± 14.30 comparativement à 27.17 ± 25.65 en condition *sans bruit*, 17.27 ± 13.90 en condition *bruit blanc*, 30.67 ± 12.56 en condition *position tête* et 45.07 ± 20.84 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une surface moyenne de 13.28 ± 15.39 comparativement à 7.10 ± 3.58 en condition *sans bruit*, 9.28 ± 5.58 en condition *bruit blanc*, 15.42 ± 7.67 en condition *position tête* et 27.77 ± 18.00 en condition *mousse*. Afin de ne pas surcharger le graphique, seuls les résultats significatifs entre les sujets dépendants et indépendants ont été présentés sur la Figure 22. Cependant, le test

post-hoc indique également des différences significatives pour les sujets dépendants entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .05$) ainsi qu'entre la condition *position tête* et les conditions *bruit blanc* ($p < .001$) et *mousse* ($p < .01$). Dans le cas des sujets indépendants, la condition *mousse* est significative avec les conditions *normale* ($p < .01$), *sans bruit* ($p < .001$) et *bruit blanc* ($p < .001$).

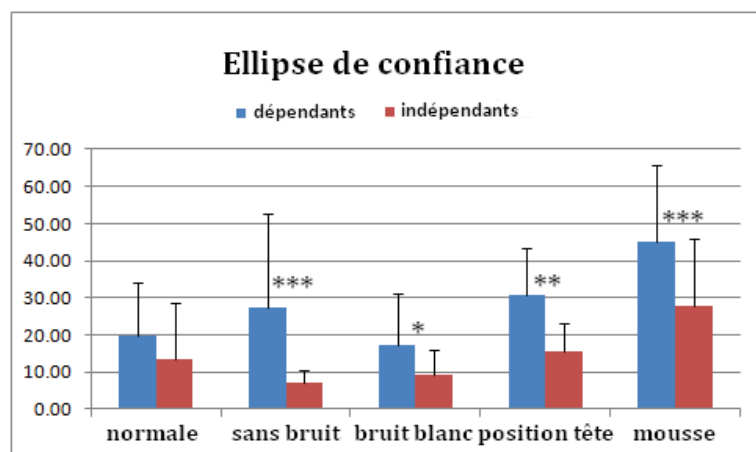


Figure 22. Résultats post-hoc de l'analyse de l'ellipse de confiance. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

8.3.4. Variance de la vitesse

L'analyse de la variance de la vitesse mesure la dispersion de ce premier paramètre de la vitesse, elle est corrélée avec l'efficacité du contrôle postural. Les résultats des analyses de variance sont regroupés dans le Tableau 5.

	variance de la vitesse		
	ddl	F	p
dépendance	1	43.38	.000***
vision	3	7.17	.000***
sensorielle	4	14.34	.000**
dépendance*vision	3	6.27	.000***
dépendance*sensorielle	4	2.61	.036**

Tableau 5. Résultats des Anova de la variance de la vitesse du déplacement du CP réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. Toutes les interactions sont significatives.

Dépendance

L'analyse des données de cette étude indique que les stabilogrammes ont une variance de vitesse moyenne pour les individus dépendants de 494 ± 519 comparativement à 248 ± 212 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative : $F_{(1, 256)} = 43.38$, $p < .001$.

Vision

En condition de vision *normale*, les stabilogrammes ont une variance de vitesse moyenne de 263 ± 335 comparativement à 436 ± 467 en condition *floue*, 441 ± 491 en condition *noire* et 324 ± 292 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 256)} = 7.17$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < .05$) et *noire* ($p < .01$).

Sensorielle

En condition *normale*, les stabilogrammes ont une variance de vitesse moyenne de 363 ± 464 comparativement à 297 ± 498 en condition *sans bruit*, 255 ± 268 en condition *bruit blanc*, 429 ± 310 en condition *position tête* et 675 ± 491 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative : $F_{(4, 256)} = 14.34$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$) ainsi qu'entre la condition *position tête* et la condition *bruit blanc* ($p < .05$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision est significative : $F_{(3, 256)} = 6.27$, $p < .001$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une variance de vitesse moyenne de 358 ± 428 comparativement à 657 ± 579 en condition *floue*, 588 ± 612 en condition *noire* et 355 ± 344 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une variance de vitesse moyenne de 174 ± 179 comparativement à 238 ± 180 en condition *floue*, 286 ± 243 en condition *noire* et 294 ± 229 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 23.

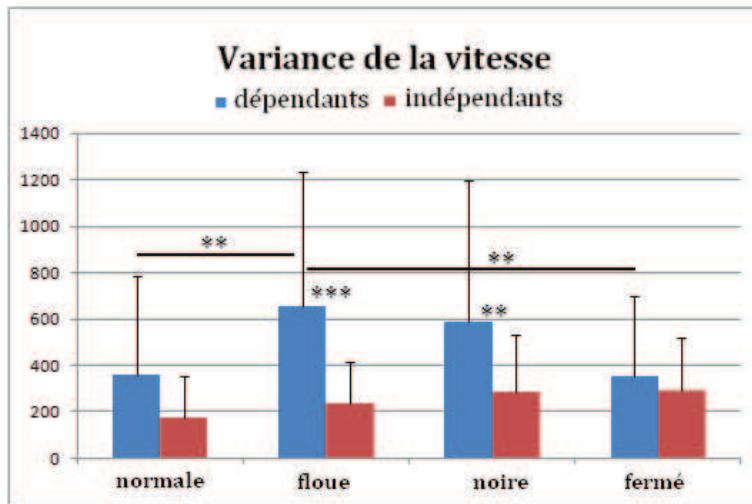


Figure 23. Résultats post-hoc de l'analyse de la variance de vitesse. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle est significative : $F_{(4, 256)} = 2.61$, $p < .05$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une variance de vitesse moyenne de 492 ± 586 comparativement à 532 ± 715 en condition *sans bruit*, 317 ± 331 en condition *bruit blanc*, 519 ± 359 en condition *position tête* et 871 ± 600 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une variance de vitesse moyenne de 224 ± 216 comparativement à 135 ± 111 en condition *sans bruit*, 196 ± 173 en condition *bruit blanc*, 320 ± 198 en condition *position tête* et 479 ± 229 en condition *mousse*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 24.

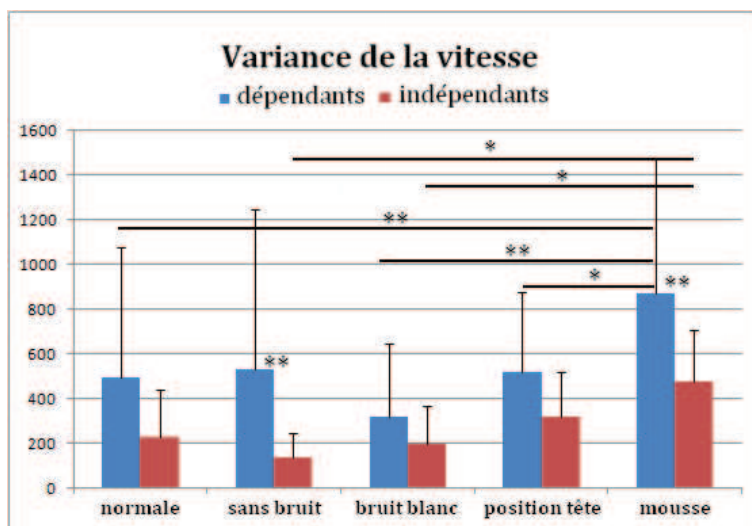


Figure 24. Résultats post-hoc de l'analyse de la variance de vitesse. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

8.3.5. Entropie

L'entropie est une mesure du degré de désordre d'un système. Les théories de l'information (Shannon, 1948) la définissent comme la quantité d'information apportée par une source d'information. Pour le récepteur, plus la quantité d'informations différentes est

élevée, plus l'entropie est élevée car l'incertitude sur ce que la source émet est importante. L'entropie indique la quantité d'informations nécessaires pour que le récepteur puisse déterminer sans hésitation les informations transmises par la source. Ainsi dans le cas du contrôle postural, plus l'entropie est élevée, plus les informations sensorielles sont contradictoires pour le SNC. Les résultats des différentes analyses de variance sont regroupés dans le Tableau 6.

	Entropie en X			Entropie en Y		
	<i>ddl</i>	F	<i>P</i>	<i>ddl</i>	F	<i>P</i>
dépendance	1	10.45	.001**	1	10.06	.002**
vision	3	2.95	.033*	3	3.11	.027*
sensorielle	4	11.74	.000*	4	11.64	.000***
dépendance*vision	3	2.67	.048*	3	2.72	.045*
dépendance*sensorielle	4	3.27	.012*	4	3.30	.012*

Tableau 6. Résultats des Anova de l'entropie du déplacement du CP réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Toutes les interactions sont significatives.

Dépendance

L'analyse des données de cette étude indique que les individus dépendants ont une entropie moyenne en X de 0.0022 ± 0.01 comparativement à 0.0033 ± 0.0037 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative : $F_{(1,256)} = 10.45$, $p < .01$. L'entropie moyenne des sujets dépendants en Y est de 0.0022 ± 0.0015 comparativement à 0.0033 ± 0.0037 pour les sujets indépendants. La différence entre les deux groupes est significative : $F_{(1, 256)} = 10.06$, $p < .01$.

Vision

En condition de vision *normale*, les individus ont une entropie moyenne en X de 0.0019 ± 0.0016 comparativement à 0.0032 ± 0.0035 en condition *floue*, 0.0027 ± 0.0023 en condition *noire* et 0.003 ± 0.003 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 256)} = 2.95$, $p < .05$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et la condition *floue* ($p < .05$).

En condition de vision *normale*, les individus ont une entropie moyenne en Y de 0.0020 ± 0.0016 comparativement à 0.0033 ± 0.0035 en condition *floue*, 0.0027 ± 0.0023 en condition *noire* et 0.0031 ± 0.0037 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes

est significative : $F_{(3, 256)} = 3.11$, $p < .05$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et la condition *floue* ($p < .05$).

Sensorielle

En condition *normale*, les individus ont une entropie moyenne en X de 0.0020 ± 0.0027 comparativement à 0.0020 ± 0.0015 en condition *sans bruit*, 0.0023 ± 0.0023 en condition *bruit blanc*, 0.0031 ± 0.0022 en condition *position tête* et 0.0052 ± 0.0046 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative : $F_{(4, 256)} = 11.74$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$).

En condition *normale*, les individus ont une entropie moyenne en Y de 0.0021 ± 0.0015 comparativement à 0.0021 ± 0.0015 en condition *sans bruit*, 0.0023 ± 0.0024 en condition *bruit blanc*, 0.0031 ± 0.0022 en condition *position tête* et 0.0052 ± 0.46 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative : $F_{(4, 256)} = 11.64$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision en X est significative : $F_{(3, 256)} = 2.67$, $p < .05$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une entropie moyenne de 0.0021 ± 0.0019 comparativement à 0.0021 ± 0.0014 en condition *floue*, 0.0024 ± 0.0019 en condition *noire* et 0.0020 ± 0.0011 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une entropie moyenne de 0.0018 ± 0.0013 comparativement à 0.0043 ± 0.0045 en condition *floue*, 0.0030 ± 0.0028 en condition *noire* et 0.0041 ± 0.0048 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 25.

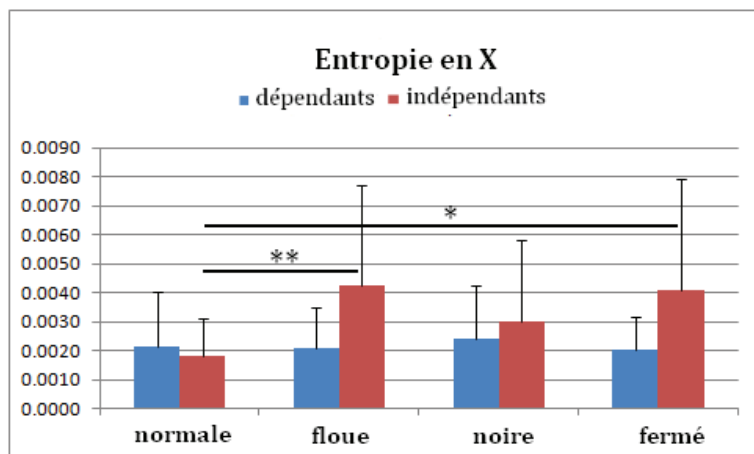


Figure 25. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en X. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle en X est significative : $F_{(4, 256)} = 3.27$, $p < .05$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une entropie moyenne de 0.0014 ± 0.0006 comparativement à 0.0024 ± 0.0019 en condition *sans bruit*, 0.0017 ± 0.0012 en condition *bruit blanc*, 0.0028 ± 0.0013 en condition *position tête* et 0.0034 ± 0.0023 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une entropie moyenne de 0.0027 ± 0.0038 comparativement à 0.0018 ± 0.0011 en condition *sans bruit*, 0.0028 ± 0.0029 en condition *bruit blanc*, 0.0033 ± 0.0029 en condition *position tête* et 0.0070 ± 0.0057 en condition *mousse*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 26.

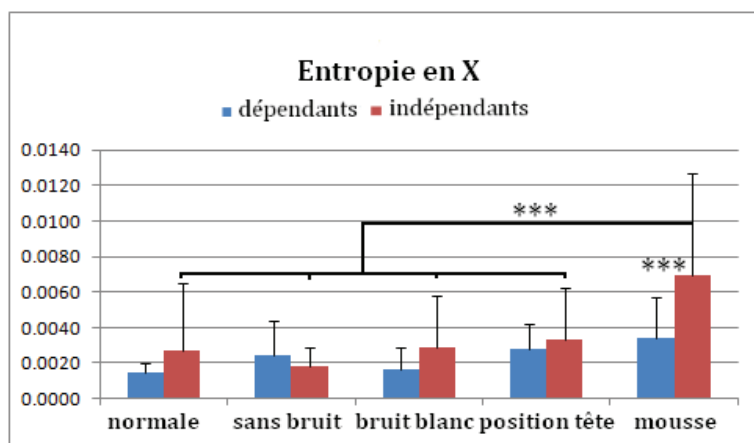


Figure 26. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en X. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*vision en Y est significative : $F_{(3, 256)} = 2.72$, $p < .05$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une entropie moyenne de 0.0022 ± 0.0019 comparativement à 0.0022 ± 0.0013 en condition *floue*, 0.0024 ± 0.0019 en condition *noire* et 0.0021 ± 0.0012 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une entropie moyenne de 0.0018 ± 0.0013 comparativement à 0.0043 ± 0.0045 en condition *floue*, 0.0030 ± 0.0028 en condition

noire et 0.0041 ± 0.0049 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 27.

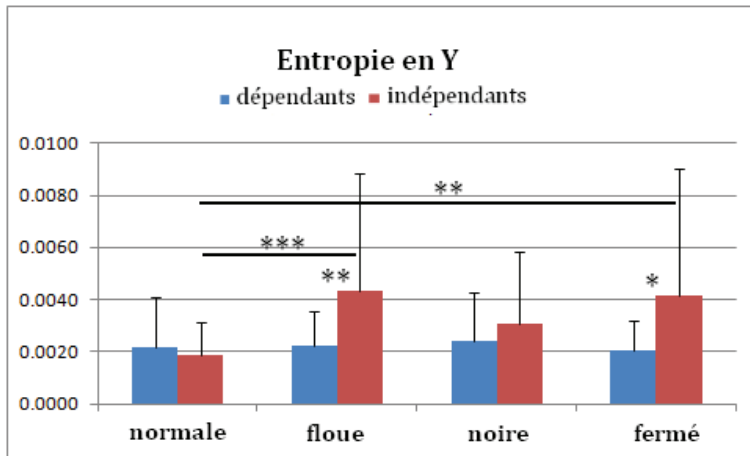


Figure 27. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en Y. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle en Y est significative : $F_{(4, 256)} = 3.30$, $p < .05$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont une entropie moyenne de 0.0016 ± 0.0006 comparativement à 0.0025 ± 0.0019 en condition *sans bruit*, 0.0017 ± 0.0012 en condition *bruit blanc*, 0.0029 ± 0.0013 en condition *position tête* et 0.0034 ± 0.0023 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une entropie moyenne de 0.0028 ± 0.0038 comparativement à 0.0019 ± 0.0011 en condition *sans bruit*, 0.0029 ± 0.0030 en condition *bruit blanc*, 0.0034 ± 0.0029 en condition *position tête* et 0.0070 ± 0.0057 en condition *mousse*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 28.

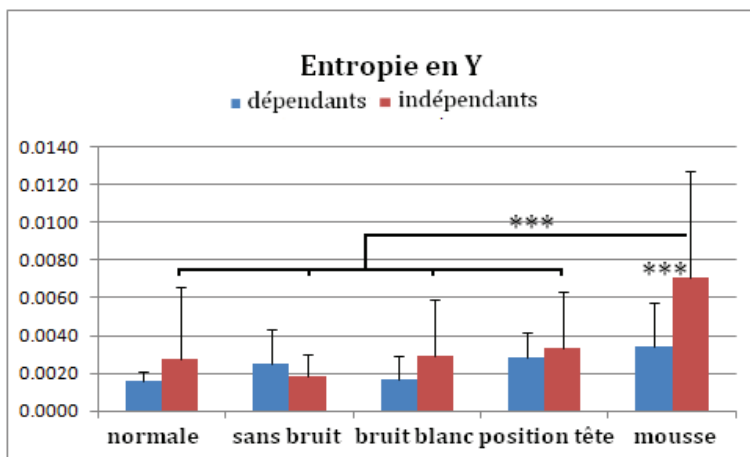


Figure 28. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en Y. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

Une illustration de différents stabilogrammes est présentée en Figure 29.

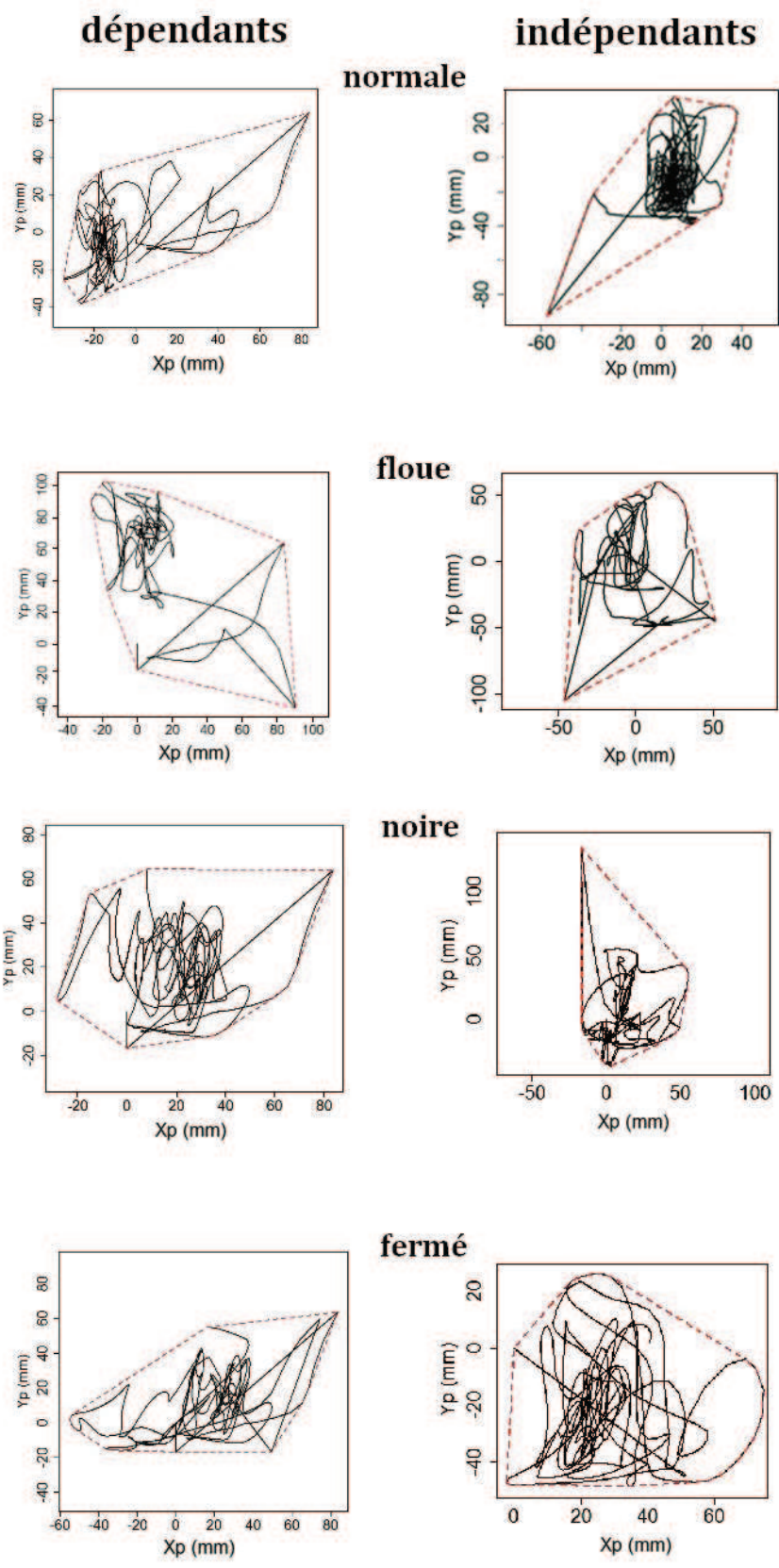


Figure 29. Représentation schématique de stabilogrammes selon les paramètres dépendance et vision.

8.4. Discussion de l'analyse statistique classique

L'analyse statistique classique est couramment utilisée dans l'analyse du contrôle posturale, elle traduit sa désorientation. Dans cette étude, son analyse a été réalisée autour de cinq paramètres : l'amplitude, la longueur, l'ellipse de confiance, la variance de vitesse et la longueur. Pour faciliter la compréhension de la discussion comme celle des résultats, les perturbations autres que les perturbations visuelles (somesthésiques et auditives/vestibulaires) seront regroupées sous le terme *sensorielle* bien que sémantiquement parlant, la vision appartienne aux informations dites sensorielles. Le paramètre *dépendance* traduit les différences entre les sujets dépendants et indépendants au champ visuel et le paramètre *vision* traduit les différentes perturbations visuelles.

Dépendance

Les résultats de l'analyse statistique classique mettent en avant des différences significatives entre les sujets dépendants et indépendants pour les paramètres suivants : amplitude (en X et Y), ellipse de confiance, variance de la vitesse et entropie. L'absence de significativité entre les sujets dépendants et indépendants dans l'étude du paramètre longueur, pourrait indiquer qu'il n'existe pas de différence de niveau de pratique entre ces deux populations puisque ce paramètre détermine selon les travaux de Pozzo et Clément (1988) le niveau des gymnastes. Pour tous ces paramètres (sauf entropie) les résultats des sujets dépendants sont plus élevés et semblent argumenter en faveur d'une meilleure stabilité posturale des sujets indépendants.

L'entropie quant à elle, ne doit pas être considérée comme une illustration du désordre qui traduirait alors un déplacement du centre des pressions des sujets indépendants plus complexe que celui des sujets dépendants. Basé sur les théories de l'information (Shannon, 1948), ce paramètre doit être envisagé comme une mesure de la quantité d'informations échangé. Lorsque le flux d'information est important, l'entropie est élevée. Les résultats de cette analyse pourraient donc indiquer que les sujets indépendants utilisent et traitent une quantité d'information plus importante. Ils semblent ainsi confirmer l'idée selon laquelle les sujets dépendants n'utilisent que les informations visuelles dans le contrôle postural tandis que les sujets indépendants prennent en compte un nombre plus important d'informations. Deux explications peuvent être envisagées, soit parce que les informations utilisées par les sujets indépendants sont issues d'un plus grand nombre de récepteurs (proprioceptifs et

vestibulaire) soit parce que les informations en provenance de ces récepteurs sont plus nombreuses.

Vision

L'observation des résultats concernant la vision mettent en avant d'importantes difficultés de contrôle de la posture dans les conditions où le sujet portait des lunettes floues ou noires. La vision semble donc être toujours un cadre de référence privilégié dans le maintien de l'ATR. Lorsque les yeux sont fermés, l'équilibre posturale est également perturbé mais de manière moins importante. Il est probable que dans cette situation, le SNC ait conscience d'une indisponibilité des informations visuelles puisqu'il a lui-même envoyé une commande motrice pour les fermer. Dans les conditions *floue* et *noire*, les yeux sont ouverts dans les lunettes. Le SNC détermine ces informations comme disponible et ne diminue pas ou de manière insuffisante le poids qu'il leur accorde. Ces résultats sont en accord avec ceux de Nashner et Berthoz (1978) qui avaient mis en avant une repondération des informations sensorielles uniquement en l'absence complète de vision. Ils confirment également ceux de Häfstrom *et al.* (2001). Pour ces auteurs, c'est lorsque le sujet a les yeux ouverts dans le noir que le contrôle postural est le plus fortement perturbé. Aucune différence significative n'est apparue entre les conditions de lunettes floues et de lunettes noires. La présence de lumière ne semble donc pas être le facteur le plus déterminant dans la repondération sensorielle.

Sensorielle

Les perturbations sensorielles les plus importantes ont été relevées pour les conditions *mousse* et *position tête*. La modification de la surface d'appui engendre une sollicitation des afférences palmaires différente. La perturbation des informations cutanées a généralement peu d'influence sur le contrôle posturale sauf lorsqu'il s'agit de la surface d'appui (Ohlmann, 1988). Ainsi la mousse placée sur la plateforme perturbe ces informations sensorielles et notamment les nombreux récepteurs placés dans la paume de la main (Westling et Johansson, 1984). L'instabilité engendrée par ces perturbations semble confirmer l'importance de ces informations dans le contrôle postural de l'ATR. L'augmentation des oscillations dans cette condition est interprétée comme une instabilité plus marquée de la gymnaste mais ces oscillations pourraient refléter une stratégie mise en place par la gymnaste pour obtenir suffisamment d'informations en provenance de ces récepteurs, au risque de mettre en péril l'équilibre postural.

Le positionnement de la tête en *ventriflexion* semble également perturber les gymnastes. Plusieurs hypothèses peuvent l'expliquer, soit la configuration segmentaire rend difficile le maintien de l'équilibre, soit l'absence d'ancrage visuel au sol (Pozzo *et al.*, 1998) détériore la stratégie de contrôle de l'ATR. Le sujet n'est pas en mesure de s'adapter et de développer de nouvelles stratégies pour les compenser.

La perturbation du système vestibulaire est compliquée et seule l'audition a réellement été perturbée. Si les résultats ne mettent pas en avant des différences significatives, il est probable que ce soit en raison de perturbations insuffisantes du système vestibulaire.

Double interaction

L'interaction dépendance*vision met en avant des différences de comportement entre les sujets dépendants et indépendants. Les résultats des sujets dépendants suivent la tendance des résultats de la vision à savoir une perturbation plus importante dans les conditions de lunette floue et de lunette noire. Ils confirment ainsi l'importance des informations visuelles pour les sujets dépendants au champ visuel. Les résultats des sujets indépendants sont plus homogènes entre les conditions de vision. La modification des informations visuelles ne semble pas perturber les sujets indépendants dans le contrôle posturale et témoigne ainsi de leur indépendance par rapport aux informations visuelles.

Dans le cas de la double interaction dépendance*sensorielle, les résultats suivent la même tendance que ceux la partie sensorielle. En effet quel que soit le style cognitif, les conditions mousse et position tête perturbent le contrôle postural. Ces deux perturbations sont peut être tellement importantes qu'elles remettent en cause l'organisation posturale et que le sujet n'est pas en mesure de développer des stratégies posturales pour les compenser.

8.5. Résultats de l'analyse de la diffusion du stabilogramme

8.5.1. Coefficient de diffusion (Ds et DI)

Le coefficient de diffusion a été initialement utilisé en physique (Jean Perrin, 1903), il caractérise la quantité de matière propagée par unité de surface par seconde. Dans le cadre de la posture, Collins et De Luca (1993), l'ont utilisé pour quantifier l'activité stochastique autour d'un point critique. Ces coefficients représentent les pentes des droites de régression.

« Ds » correspond à la période à court terme soit avant le point critique et « DI » correspond à la période à long terme soit après le point critique. Les résultats sont exprimés en $\text{mm}^2.\text{s}^{-1}$.

Comme pour l'analyse statistique classique, les paramètres en X représentent les oscillations médio-latérales et les amplitudes en Y les oscillations antéro-postérieures. Les résultats des différentes analyses de variance sont regroupés dans le Tableau 7 (en X) et le Tableau 8 (en Y).

Plan médio-latéral

	Coefficient de diffusion en X (court terme)			Coefficient de diffusion en X (long terme)		
	ddl	F	P	ddl	F	P
dépendance	1	11.51	.001**	1	3.36	.068
vision	3	1.09	.356	3	1.99	.115
sensorielle	4	.23	.919	4	3.46	.009**
dépendance*vision	3	.12	.950	3	.959	.413
dépendance*sensorielle	4	.95	.436	4	3.49	.009**

Tableau 7. Résultats des Anova des coefficients de diffusion en X à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Dans la partie à court terme, seule l'interaction dépendance est significative. Dans la partie à long terme, l'interaction sensorielle est la double interaction dépendance*sensorielle sont significatives.

Dépendance

L'analyse des données de cette étude indique que les coefficients de diffusion Ds sont de 210 ± 225 pour les sujets dépendants comparativement à 127 ± 82 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 11.51$, $p < .01$.

Sensorielle

En condition *normale*, le coefficient de diffusion DI est de 0.41 ± 5.97 comparativement à 1.37 ± 7.72 en condition *sans bruit*, 0.76 ± 6.81 en condition *bruit blanc*, 5.11 ± 9.41 en condition *position tête* et 3.06 ± 8.52 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 258)} = 3.46$, $p < .01$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *position tête* et les conditions *normale* ($p < .05$) et *bruit blanc* ($p < .01$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*sensorielle DI est significative : $F_{(4, 256)} = 3.49$, $p < .01$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un coefficient de diffusion moyen de 0.19 ± 7.79 comparativement à 0.75 ± 10.94 en condition *sans bruit*, 0.77 ± 9.14 en condition *bruit blanc*, 6.12 ± 11.02 en condition *position tête* et 2.28 ± 11.66 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un coefficient de diffusion moyen de 0.64 ± 3.16 comparativement à 1.78 ± 4.55 en condition *sans bruit*, 0.75 ± 3.38 en condition *bruit blanc*, 0.29 ± 2.91 en condition *position tête* et 3.84 ± 3.37 en condition *mousse*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives entre la condition *position tête* des sujets dépendants et toutes les autres conditions ($p < .01$).

Plan antéro-postérieur

	Coefficient de diffusion en Y (court terme)			Coefficient de diffusion en Y (long terme)		
	<i>ddl</i>	F	<i>p</i>	<i>ddl</i>	F	<i>p</i>
dépendance	1	22.35	.000***	1	.003	.955
vision	3	5.75	.001**	3	2.68	.048*
sensorielle	4	7.44	.000***	4	2.50	.043*
dépendance*vision	3	7.99	.000***	3	1.59	.192
dépendance*sensorielle	4	4.34	.002**	4	1.20	.312

Tableau 8. Résultats des Anova des coefficients de diffusion en Y à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Dans la partie à court terme, toutes les interactions simples et doubles sont significatives. Dans la partie à long terme, seules les interactions vision et sensorielle sont significatives.

Dépendance

L'analyse des données de cette étude indique que les coefficients de diffusion Ds sont de 233 ± 199 pour les sujets dépendants comparativement à 170 ± 166 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1,256)} = 22.35$, $p < .001$.

Vision

En condition de vision *normale*, la moyenne de Ds est de 143 ± 98 comparativement à 221 ± 222 en condition *floue*, 213 ± 181 en condition *noire* et 222 ± 204 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative $F_{(3, 256)} = 5.75$, $p < .01$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < .05$) *noire* ($p < .05$) et *fermé* ($p < .05$).

En condition de vision *normale*, la moyenne de DI est de 6.72 ± 21.60 comparativement à 5.93 ± 18.75 en condition *floue*, 7.16 ± 15.33 en condition *noire* et 10.83 ± 18.85 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative $F_{(3, 256)} = 2.68$, $p < .05$. Le test post-hoc n'indique pas de différences significatives.

Sensorielle

En condition *normale*, le coefficient de diffusion Ds est de 193 ± 194 comparativement à 240 ± 272 en condition *sans bruit*, 153 ± 96 en condition *bruit blanc*, 206 ± 138 en condition *position tête* et 286 ± 239 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 256)} = 7.44$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et les conditions *normale* ($p < .05$) et *bruit blanc* ($p < .001$). Ainsi qu'entre les conditions *bruit blanc* et *sans bruit* ($p < .05$).

En condition *normale*, le coefficient de diffusion DI est de 2.57 ± 7.75 comparativement à 8.28 ± 23.11 en condition *sans bruit*, 10.20 ± 22.71 en condition *bruit blanc*, 4.12 ± 13.23 en condition *position tête* et 10.29 ± 15.29 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 256)} = 2.50$, $p < .05$. Le test post-hoc n'indique pas de différences significatives.

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision Ds est significative : $F_{(3, 256)} = 7.99$, $p < .001$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un coefficient de diffusion moyen de 169 ± 114 comparativement à 283 ± 245 en condition *floue*, 275 ± 219 en condition *noire* et 196 ± 166 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un coefficient de diffusion moyen de 118 ± 72 comparativement à 165 ± 183 en condition *floue*, 148 ± 195 en condition *noire* et 249 ± 235 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 30.

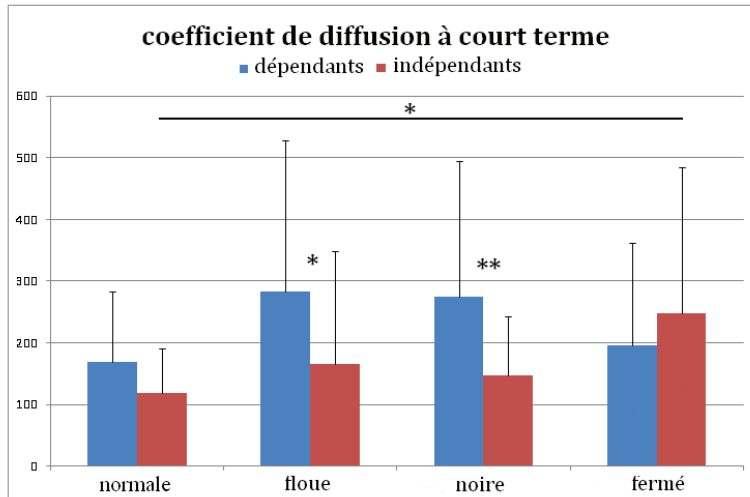


Figure 30. Résultats post-hoc de l'analyse des coefficients de diffusion à court terme. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle D_s est significative : $F_{(4, 256)} = 4.34$, $p < .01$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un coefficient de diffusion moyen de 221 ± 155 comparativement à 385 ± 377 en condition *sans bruit*, 154 ± 89 en condition *bruit blanc*, 238 ± 132 en condition *position tête* et 312 ± 211 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un coefficient de diffusion moyen de 164 ± 229 comparativement à 140 ± 173 en condition *sans bruit*, 151 ± 103 en condition *bruit blanc*, 167 ± 138 en condition *position tête* et 260 ± 266 en condition *mousse*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 31.

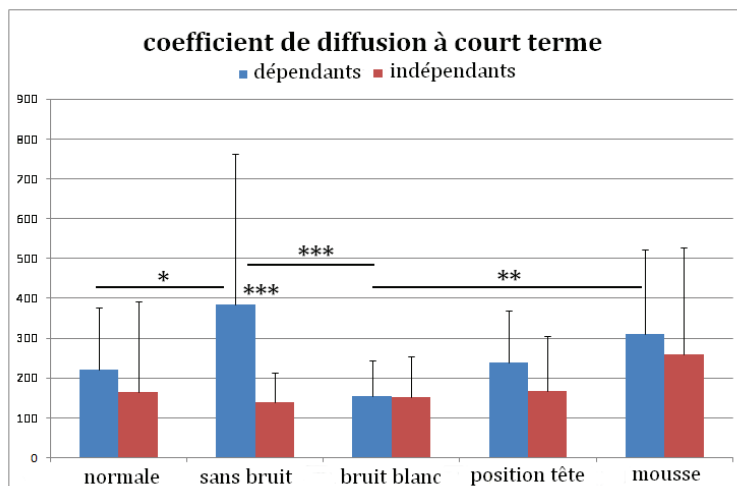


Figure 31. Résultats post-hoc de l'analyse des coefficients de diffusion à court terme. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

8.5.2. Expositant d'échelle (Hs et Hl)

Les expositants d'échelle correspondant aux coefficients de diffusion sont calculés à partir d'une double échelle logarithmique pour chacune des droites, Hs correspond à la période à court terme soit avant le point critique et Hl correspond à la période à long terme

soit après le point critique. Les résultats des différentes analyses de variance sont regroupés dans le Tableau 9 (en X) et le Tableau 10 (en Y).

Plan médio-latéral

	Exposant d'échelle en X (court terme)			Exposant d'échelle en X (long terme)		
	ddl	F	p	ddl	F	p
dépendance	1	8.19	.005**	1	3.45	.109
Vision	3	2.13	.18	3	1.33	.399
sensorielle	4	.402	.60	4	3.44	.009*
dépendance*vision	3	1.99	.115	3	1.67	.174
dépendance*sensorielle	4	4.29	.002**	4	2.24	.053

Tableau 9. Résultats des Anova des exposants d'échelle en X à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Pour la période à court terme, l'interaction dépendance et la double interaction dépendance*sensorielle sont significatives. Pour la période à long terme, seule l'interaction sensorielle est significative.

Dépendance

L'analyse des données de cette étude indique que les moyennes des exposants d'échelle Hs sont de 0.84 ± 0.20 pour les sujets dépendants comparativement à 0.75 ± 0.16 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 8.19$, $p < .01$.

Sensorielle

En condition *normale*, l'exposant d'échelle Hl est de 0.81 ± 0.19 comparativement à 0.76 ± 0.15 en condition *sans bruit*, 0.79 ± 0.21 en condition *bruit blanc*, 0.78 ± 0.14 en condition *position tête* et 0.81 ± 0.13 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 256)} = 3.44$, $p < .01$. Le test post-hoc n'indique pas de différences significatives.

Double Interaction

La double interaction dépendance*sensorielle Hs est significative : $F_{(4, 256)} = 4.29$, $p < .01$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.86 ± 0.23 comparativement à 0.77 ± 0.14 en condition *sans bruit*, 0.86 ± 0.20 en condition *bruit blanc*, 0.76 ± 0.18 en condition *position tête* et 0.83 ± 0.16 en

condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.75 ± 0.13 comparativement à 0.74 ± 0.16 en condition *sans bruit*, 0.72 ± 0.20 en condition *bruit blanc*, 0.81 ± 0.08 en condition *position tête* et 0.80 ± 0.08 en condition *mousse*. La seule différence significative mise en avant par le test post-hoc se situe entre les sujets dépendants et indépendants en condition *bruit blanc* ($p < .001$).

Plan antéro-postérieur

	Exposant d'échelle en Y (court terme)			Exposant d'échelle en Y (long terme)		
	<i>ddl</i>	F	<i>p</i>	<i>ddl</i>	F	<i>p</i>
dépendance	1	7.28	.007**	1	2.54	.112
vision	3	.44	.724	3	1.95	.123
sensorielle	4	7.25	.000***	4	.66	.632
dépendance*vision	3	10.40	.000***	3	.90	.441
dépendance*sensorielle	4	6.17	.000***	4	2.30	.142

Tableau 10. Résultats des Anova des exposants d'échelle en Y à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Pour la partie à court terme toutes les interactions sont significatives sauf pour la vision.

Dépendance

L'analyse des données de cette étude indique que les moyennes des exposants d'échelle Hs sont de 0.70 ± 0.24 pour les sujets dépendants comparativement à 0.67 ± 0.16 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 7.28$, $p < .01$.

Sensorielle

En condition *normale*, l'exposant d'échelle Hs est de 0.77 ± 0.28 comparativement à 0.73 ± 0.19 en condition *sans bruit*, 0.64 ± 0.15 en condition *bruit blanc*, 0.64 ± 0.15 en condition *position tête* et 0.71 ± 0.23 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 256)} = 7.25$, $p < .001$. Le test post-hoc montre des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *bruit blanc* ($p < .001$) et *position tête* ($p < .01$) et entre les conditions *sans bruit* et *bruit blanc* ($p < .05$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision Hs est significative : $F_{(3, 256)} = 10.40, p < .001$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.63 ± 0.11 comparativement à 0.79 ± 0.33 en condition *floue*, 0.71 ± 0.22 en condition *noire* et 0.66 ± 0.21 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.73 ± 0.16 comparativement à 0.61 ± 0.13 en condition *floue*, 0.64 ± 0.16 en condition *noire* et 0.71 ± 0.17 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 32.

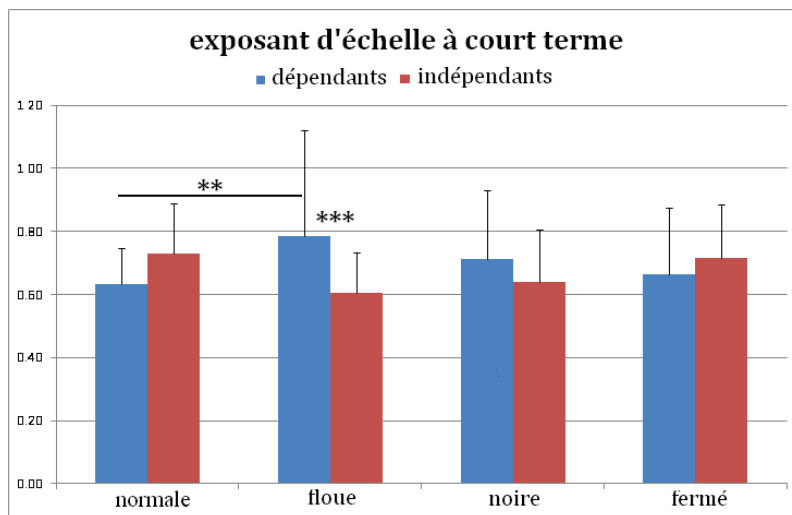


Figure 32. Résultats post-hoc de l'analyse des exposants d'échelle à court terme. Pour l'interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle Hs est significative : $F_{(4, 256)} = 6.17, p < .001$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.85 ± 0.33 comparativement à 0.80 ± 0.25 en condition *sans bruit*, 0.59 ± 0.10 en condition *bruit blanc*, 0.66 ± 0.16 en condition *position tête* et 0.72 ± 0.26 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.67 ± 0.16 comparativement à 0.68 ± 0.11 en condition *sans bruit*, 0.68 ± 0.18 en condition *bruit blanc*, 0.60 ± 0.13 en condition *position tête* et 0.69 ± 0.20 en condition *mousse*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 33.

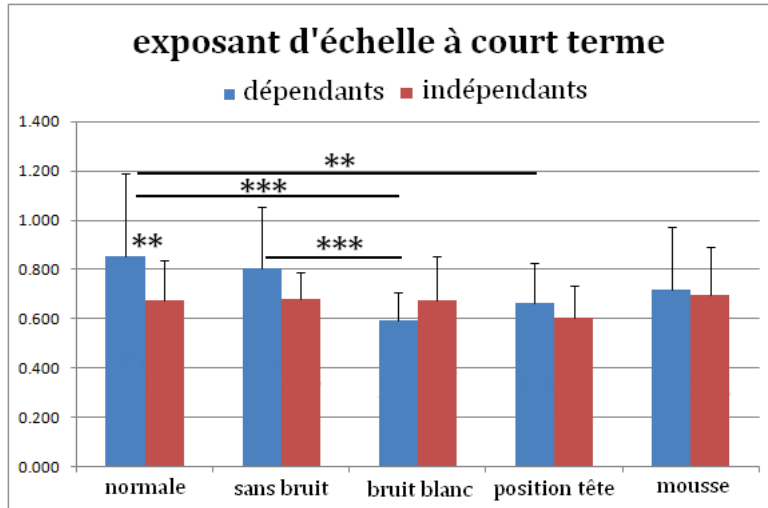


Figure 33. Résultats post-hoc de l'analyse des exposants d'échelle à court terme. Pour l'interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$].

8.5.3. Point critique

8.5.3.1. Temps critique

Les résultats des différentes analyses de variance en X et Y sont regroupés dans le Tableau 11.

	Temps critique en X			Temps critique en Y		
	ddl	F	p	ddl	F	p
dépendance	1	60.18	.000***	1	17.34	.000***
vision	3	3.60	.014*	3	.73	.533
sensorielle	4	1.01	.402	4	1.27	.282
dépendance*vision	3	2.85	.038*	3	5.28	.002**
dépendance*sensorielle	4	3.48	.009**	4	1.74	.143

Tableau 11. Résultats des Anova du temps critique en X et Y réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Toutes les interactions du temps critique en X sont significatives sauf pour le paramètre sensorielle. Pour la partie en Y, seules les interactions dépendance et la double interaction dépendance*vision sont significatives.

Dépendance

L'analyse des données de cette étude indique que les valeurs moyennes du temps critique en X sont de 0.77 ± 0.53 pour les sujets dépendants comparativement à 0.44 ± 0.22 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 60.18, p < .001$.

Les valeurs moyennes des temps critique en Y sont de 0.89 ± 0.71 pour les sujets dépendants comparativement à 0.60 ± 0.35 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 17.34, p < .001$.

Vision

En condition de vision *normale*, la valeur moyenne de Tc en X est de 0.50 ± 0.19 comparativement à 0.60 ± 0.49 en condition *floue*, 0.71 ± 0.62 en condition *noire* et 0.58 ± 0.25 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative $F_{(3, 256)} = 3.60, p < .05$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et la condition *noire* ($p < .01$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision du temps critique en X est significative : $F_{(3, 256)} = 2.85, p < .05$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.59 ± 0.18 comparativement à 0.85 ± 0.62 en condition *floue*, 0.89 ± 0.74 en condition *noire* et 0.71 ± 0.30 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.42 ± 0.14 comparativement à 0.37 ± 0.09 en condition *floue*, 0.52 ± 0.38 en condition *noire* et 0.45 ± 0.09 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 34.

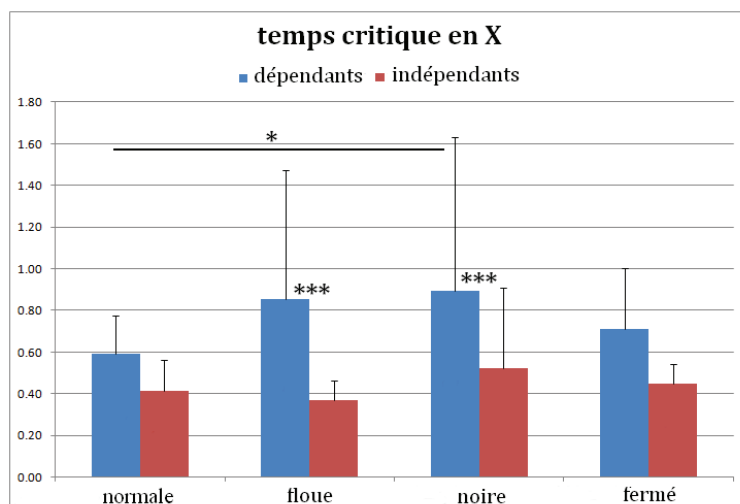


Figure 34. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*vision du temps critique en Y est significative : $F_{(3, 256)} = 5.28, p < .01$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un exposant d'échelle moyen de 1.22 ± 1.07 comparativement à 0.72 ± 0.50 en condition

floue, 0.79 ± 0.46 en condition *noire* et 0.85 ± 0.64 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.46 ± 0.21 comparativement à 0.78 ± 0.47 en condition *floue*, 0.60 ± 0.30 en condition *noire* et 0.55 ± 0.29 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 35.

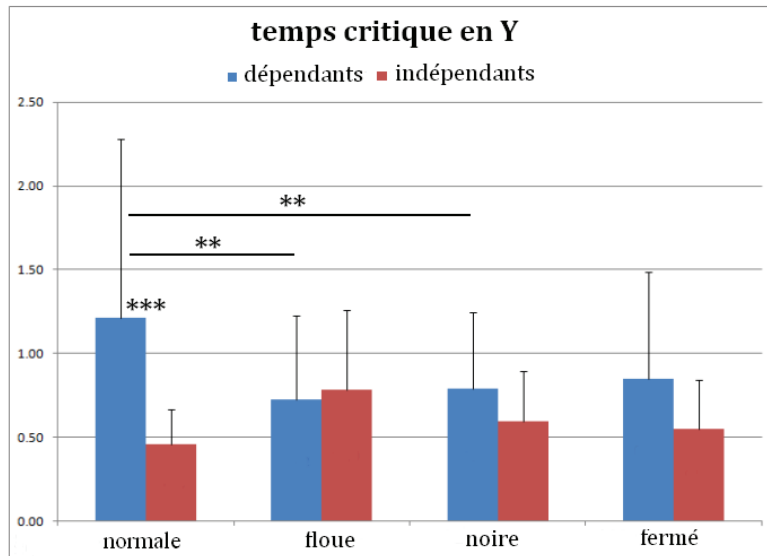


Figure 35. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*vision [* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, *** : < 0.001].

La double interaction dépendance*sensorielle du temps critique en X est significative : $F_{(4, 256)} = 3.48$, $p < 0.01$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.78 ± 0.70 comparativement à 0.81 ± 0.35 en condition *sans bruit*, 0.63 ± 0.50 en condition *bruit blanc*, 0.99 ± 0.57 en condition *position tête* et 0.79 ± 0.33 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 0.43 ± 0.09 comparativement à 0.45 ± 0.14 en condition *sans bruit*, 0.48 ± 0.34 en condition *bruit blanc*, 0.39 ± 0.06 en condition *position tête* et 0.38 ± 0.05 en condition *mousse*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 36.

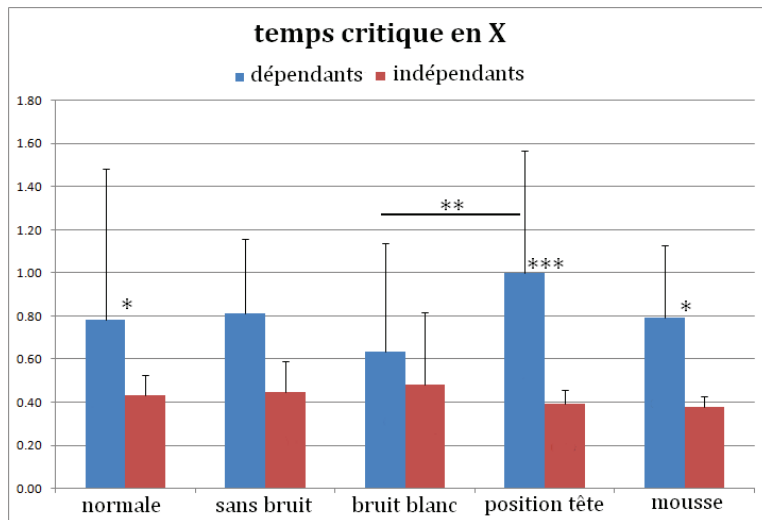


Figure 36. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$].

8.5.3.2. Amplitude du temps critique

Les résultats des différentes analyses de variance en X et Y sont regroupés dans le Tableau 12.

	Amplitude Temps critique en X			Amplitude Temps critique en Y		
	ddl	F	p	ddl	F	p
Dépendance	1	56.35	.000***	1	22.40	.000***
Vision	3	2.28	.080	3	2.69	.047*
Sensorielle	4	2.35	.054	4	3.79	.005**
dépendance*vision	3	.48	.695	3	3.50	.016*
dépendance*sensorielle	4	.98	.419	4	1.47	.212

Tableau 12. Résultats des Anova de l'amplitude du temps critique en X et Y réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Seule l'interaction de la dépendance est significative en X. Alors que pour la partie en Y, toutes les interactions sont significatives sauf pour l'interaction double dépendance*sensorielle.

Dépendance

Les valeurs moyennes de l'amplitude du temps critique en X sont de 262 ± 227 pour les sujets dépendants comparativement à 118 ± 67 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 56.35$, $p < .001$.

Les valeurs moyennes de l'amplitude du temps critique en Y sont de 379 ± 309 pour les sujets dépendants comparativement à 230 ± 293 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 256)} = 22.40$, $p < .001$.

Vision

En condition de vision *normale*, la valeur moyenne de l'amplitude du temps critique en Y est de 258 ± 281 comparativement à 353 ± 415 en condition *floue*, 318 ± 287 en condition *noire* et 280 ± 213 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative $F_{(3, 256)} = 2.69$, $p < .05$. Le test post-hoc n'indique pas de différence significative.

Sensorielle

En condition *normale*, la valeur moyenne de l'amplitude du temps critique en Y est de 276 ± 412 comparativement à 287 ± 298 en condition *sans bruit*, 253 ± 254 en condition *bruit blanc*, 342 ± 278 en condition *position tête* et 440 ± 302 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 256)} = 3.79$, $p < .01$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et les conditions *bruit blanc* ($p < .01$) et *normale* ($p < .05$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision de l'amplitude du temps critique en Y est significative : $F_{(3, 256)} = 3.50$, $p < .05$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un exposant d'échelle moyen de 390 ± 346 comparativement à 416 ± 354 en condition *floue*, 427 ± 326 en condition *noire* et 279 ± 155 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 133 ± 99 comparativement à 297 ± 460 en condition *floue*, 203 ± 181 en condition *noire* et 280 ± 260 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 37.

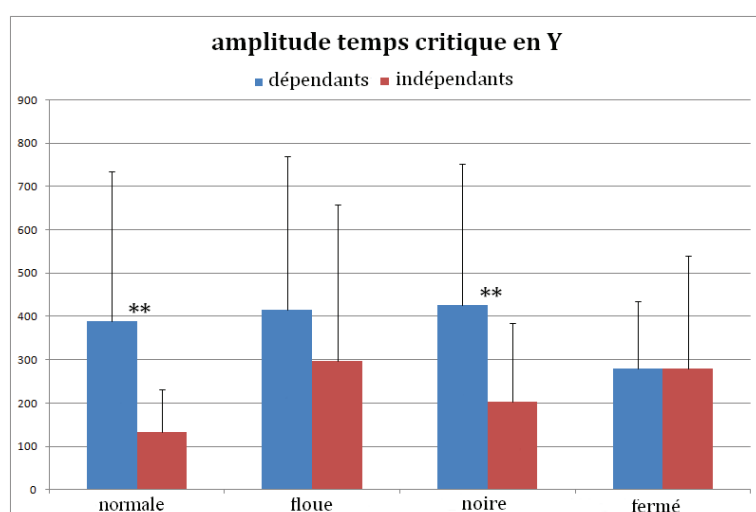


Figure 37. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan antéro-postérieur. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

Une illustration de différentes courbes de diffusion est présentée en Figure 38.

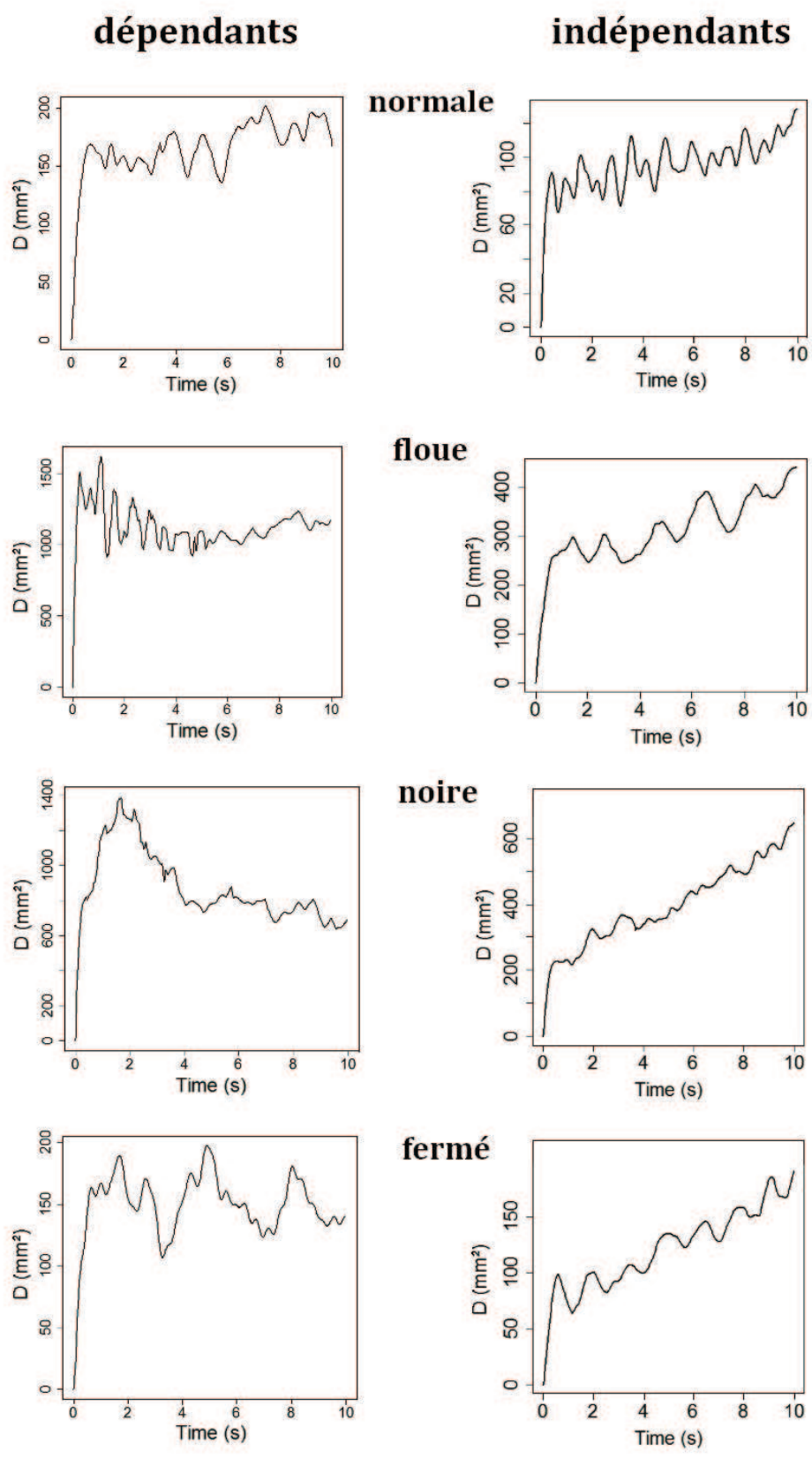


Figure 38. Représentation schématique des courbes de diffusion selon les paramètres dépendance et vision.

8.6. Discussion de l'analyse de diffusion

Coefficient de diffusion

Ce paramètre est une mesure de l'activité stochastique, et l'apparition de la composante stochastique indique une intervention d'un contrôleur. Les résultats de ce paramètre ont mis en avant des différences significatives essentiellement pour la partie à court terme dans l'axe antéro-postérieur. Lorsque ce coefficient est élevé, il traduit un comportement plus stochastique. Les résultats de l'analyse de la diffusion traduisent les mêmes tendances que celles observées lors de l'analyse stabilométrique classique. En effet, d'une manière générale, les sujets indépendants ont un coefficient de diffusion plus faible que les sujets dépendants. La condition de vision normale présente le coefficient de diffusion le plus faible et c'est en condition mousse qu'il est le plus élevé.

Exposant d'échelle

Les résultats concernant l'exposant d'échelle correspondent à ceux du coefficient de diffusion représentés sur une échelle logarithmique. La majorité des résultats concernent la partie à court terme dans l'axe antéro-postérieur. L'ensemble des résultats suit la tendance de ceux observés pour le coefficient de diffusion. Tous les résultats sont supérieurs à 0.5 et traduisent donc un mécanisme de contrôle persistant (corrélation entre l'actuel et le futur).

Temps critique

Dans le plan antéro-postérieur le point critique est plus tardif chez les sujets dépendants. Les résultats de la double interaction dépendance*vision précisent ces observations et mettent en avant des différences très importantes entre les sujets dépendants et indépendants en condition de vision normale. Il semblerait, d'après ces résultats, que les individus dépendants restent plus longtemps dans un contrôle en boucle ouverte. Tandis que les individus indépendants passent beaucoup plus rapidement dans un contrôle en boucle fermée.

Amplitude du temps critique

L'amplitude du point critique est plus élevée chez les sujets dépendants. Cette amplitude importante traduit une raideur musculaire qui augmente les oscillations. Il est possible que les sujets dépendants tolèrent des amplitudes d'oscillation plus importantes permettant ainsi de maintenir un contrôle en boucle ouverte plus longtemps, retardant ainsi le

passage à un contrôle en boucle fermée. Lorsque l'instabilité est importante, le sujet doit utiliser rapidement les informations sensorielles et passer dans un contrôle en boucle ouverte.

D'après les travaux de Rougier *et al.* (1998) l'augmentation des oscillations n'est pas recherchée délibérément. Elle est la conséquence d'une moindre sensibilité à l'étirement des muscles fléchisseurs du membre supérieur. Deux hypothèses sont envisageables, soit les sujets dépendants sont plus raides que les sujets indépendants ce qui est peu probable puisque la population est jeune et composée de gymnastes généralement très souples. La seconde hypothèse serait l'élaboration d'une stratégie mise en place par le SNC. Ces hypothèses pourraient être vérifiées grâce au calcul de la raideur des muscles ou par l'utilisation de l'EMG.

Les travaux de Collins et De Luca (1995), ont montré que les informations visuelles affectent les performances du système postural de deux manières différentes. Pour l'une des populations, l'entrée visuelle engendre une diminution de l'activité stochastique des mécanismes de contrôle en boucle fermée dans l'axe antéropostérieur. Tandis que pour le second groupe, l'entrée visuelle engendre une augmentation de l'activité stochastique. Ces résultats mettant en avant deux populations distinctes et semblent confirmer une sensibilité différente des individus aux informations sensorielles. La diffusion pourrait donc être un outil intéressant dans l'analyse de la dépendance-indépendance au champ visuel.

L'analyse de la diffusion nous a permis de montrer les augmentations et diminutions de la composante stochastique. L'analyse suivante (analyse de la récurrence) doit nous permettre d'observer si dans cette composante, le déterminisme a augmenté.

8.7. Résultats de l'analyse quantitative de la récurrence

Comme pour l'analyse statistique classique, les résultats en X représentent les oscillations médio-latérales et les résultats en Y les oscillations antéro-postérieures. Il est important de définir la taille du point (de 1 à 5%), soit la proximité acceptée entre deux points pour les considérer comme identiques, ainsi que l'espace entre l'enregistrement de chaque point. L'analyse quantitative de la récurrence a été réalisée avec trois tailles de points différentes : 3, 4 et 5%. Les résultats de ces trois tailles sont relativement similaires. Les résultats présentés sont donc ceux de la taille 4%, le meilleur compromis entre ces différents

résultats. Seuls les résultats significatifs sont présentés dans cette section résultat. L'ensemble des caractères de calculs ont été repris des travaux de Riley *et al.* (1999).

8.7.1. Pourcentage de récurrence

Ce pourcentage correspond au rapport entre le nombre de points récurrents et le nombre total de points. Les résultats des différentes analyses de variance en X et Y sont regroupés dans le Tableau 13.

	% REC en X			% REC en Y		
	<i>ddl</i>	<i>F</i>	<i>P</i>	<i>ddl</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
dépendance	1	.01	.922	1	1.88	.172
vision	3	2.16	.093	3	1.72	.163
sensorielle	4	2.44	.047*	4	3.12	.016*
dépendance*vision	3	2.11	.1	3	2.75	.043*
dépendance*sensorielle	4	1.73	.145	4	1.10	.355

Tableau 13. Résultats des Anova des pourcentages de récurrence en X et en Y réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Le pourcentage de récurrence est significatif pour l'interaction sensorielle en X et Y et pour l'interaction double dépendance*vision en Y.

Sensorielle

En condition *normale*, le pourcentage de récurrence en X est de 0.97 ± 1.81 comparativement à 2.79 ± 3.18 en condition *sans bruit*, 2.86 ± 4.57 en condition *bruit blanc*, 1.93 ± 2.60 en condition *position tête* et 4.16 ± 11.64 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 258)} = 2.44$, $p < .05$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et *mousse* ($p < .05$).

En condition *normale*, le pourcentage de récurrence en Y est de 1.35 ± 1.46 comparativement à 3.07 ± 3.47 en condition *sans bruit*, 2.84 ± 3.86 en condition *bruit blanc*, 2.02 ± 1.74 en condition *position tête* et 2.22 ± 2.66 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 258)} = 3.12$, $p < .01$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *sans bruit* ($p < .05$) et *bruit blanc* ($p < .05$).

Double Interaction

La double interaction dépendance*vision du pourcentage de récurrence en Y est significative : $F_{(3, 256)} = 2.75, p < .05$. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un pourcentage moyen de 1.89 ± 1.49 comparativement à 2.87 ± 4.14 en condition *floue*, 2.32 ± 2.93 en condition *noire* et 1.40 ± 1.41 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 1.34 ± 1.30 comparativement à 2.97 ± 3.41 en condition *floue*, 2.66 ± 2.72 en condition *noire* et 3.80 ± 4.84 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 39.

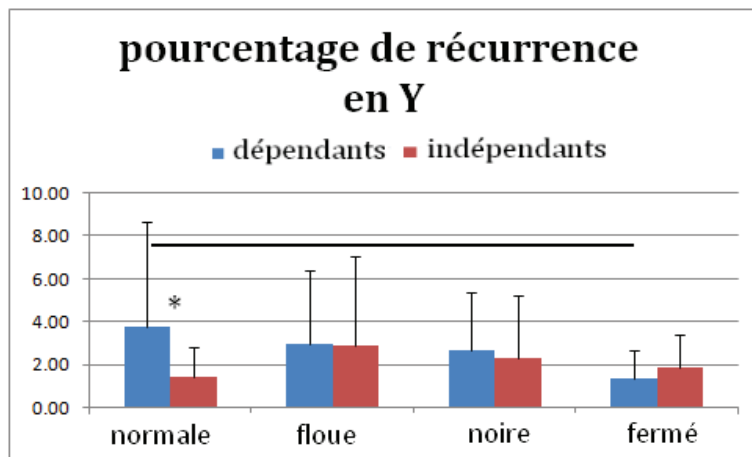


Figure 39. Résultats post-hoc du %REC dans le plan antéro-postérieur. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

8.7.2. Pourcentage de déterminisme

Ce pourcentage correspond au nombre de points récurrents formant des lignes parallèles à la diagonale. Les résultats des différentes analyses de variance en X et Y sont regroupés dans le Tableau 14.

	% DET en X			% DET en Y		
	ddl	F	P	ddl	F	P
dépendance	1	4.99	.026*	1	16.68	.000***
vision	3	6.09	.000***	3	2.85	.038*
sensorielle	4	4.86	.000***	4	6.84	.000***
dépendance*vision	3	3.21	.024*	3	4.58	.004**
dépendance*sensorielle	4	1.18	.319	4	5.37	.000***

Tableau 14. Résultats des Anova des pourcentages de déterminisme en X et en Y réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. Toutes les interactions du pourcentage de déterminisme en X et Y sont significatives hormis pour l'interaction double dépendance*sensorielle en X.

Dépendance

Les valeurs moyennes du pourcentage de déterminisme en X sont de 87.45 ± 16.94 pour les sujets dépendants comparativement à 84.23 ± 22.26 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 248)} = 4.99$, $p < .05$.

Les valeurs moyennes du pourcentage de déterminisme en Y sont de 83.96 ± 17.01 pour les sujets dépendants comparativement à 88.86 ± 6.72 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative $F_{(1, 248)} = 16.68$, $p < .001$.

Vision

En condition de vision *normale*, le pourcentage de déterminisme en X est de 78.59 ± 30.33 comparativement à 89.78 ± 10.29 en condition *floue*, 90.9 ± 6.84 en condition *noire* et 83.29 ± 21.68 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative $F_{(3, 248)} = 6.09$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < .01$) et *noire* ($p < .001$), ainsi qu'entre la condition *floue* et la condition *noire* ($p < .05$).

En condition de vision *normale*, le pourcentage de déterminisme en Y est de 89.75 ± 4.51 comparativement à 86.26 ± 15.30 en condition *floue*, 84.47 ± 17.43 en condition *noire* et 85.65 ± 9.98 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative $F_{(3, 248)} = 2.85$, $p < .038$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et la condition *noire* ($p < .05$).

Sensorielle

En condition *normale*, le pourcentage de déterminisme en X est de 86 ± 19.44 comparativement à 89.11 ± 11.02 en condition *sans bruit*, 87.41 ± 17.89 en condition *bruit blanc*, 89.14 ± 9.15 en condition *position tête* et 75.84 ± 31.99 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 248)} = 4.86$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *mousse* et les conditions *bruit blanc* ($p < .01$), *normale* ($p < .05$), *sans bruit* ($p < .01$) et *position tête* ($p < .01$).

En condition *normale*, le pourcentage de déterminisme en Y est de 85.37 ± 11.33 comparativement à 90.07 ± 3.90 en condition *sans bruit*, 88.99 ± 4.81 en condition *bruit blanc*, 86.01 ± 13.05 en condition *position tête* et 78.56 ± 25.31 en condition *mousse*. La différence entre les cinq groupes est significative $F_{(4, 248)} = 6.84$, $p < .001$. Le test post-hoc

indique des différences significatives entre la condition *mousse* et les conditions *bruit blanc* ($p < .001$), *normale* ($p < .05$), *sans bruit* ($p < .001$) et *position tête* ($p < .05$).

La double interaction dépendance*vision du pourcentage de déterminisme en X est significative : $F_{(3, 248)} = 3.21$, $p < .05$. En condition de vision *normale*, le pourcentage moyen de déterminisme des sujets dépendants est de 84.80 ± 21.76 comparativement à 87.86 ± 13.03 en condition *floue*, 90.55 ± 5.53 en condition *noire* et 72.67 ± 35.28 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un pourcentage de déterminisme moyen de 81.77 ± 21.76 comparativement à 92.35 ± 3.43 en condition *floue*, 91.20 ± 7.85 en condition *noire* et 84.50 ± 23.47 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 40.

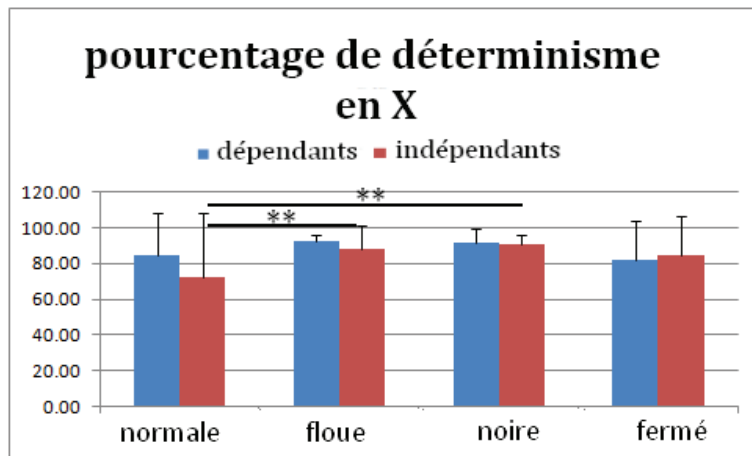


Figure 40. Résultats post-hoc du %DET dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

La double interaction dépendance*vision du pourcentage de déterminisme en Y est significative : $F_{(3, 248)} = 4.58$, $p < .01$. En condition de vision *normale*, le pourcentage moyen de déterminisme des sujets dépendants est de 85.77 ± 11.42 comparativement à 90.25 ± 2.73 en condition *floue*, 89.11 ± 4.11 en condition *noire* et 90.22 ± 4.33 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un pourcentage de déterminisme moyen de 85.52 ± 8.45 comparativement à 80.93 ± 22.26 en condition *floue*, 80.48 ± 22.82 en condition *noire* et 89.27 ± 4.71 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 41.

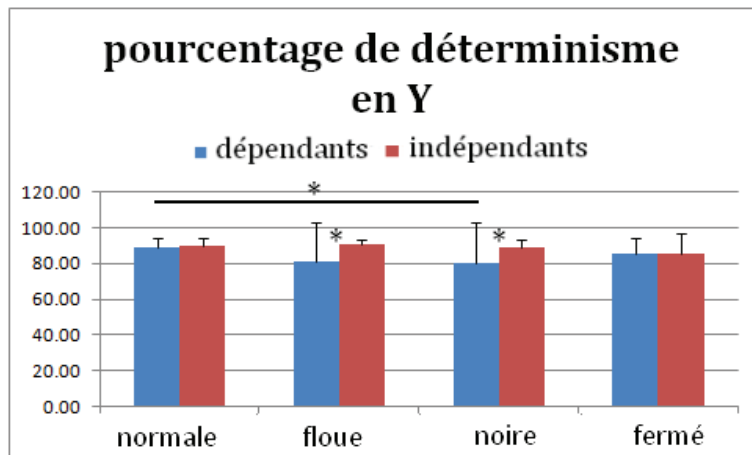


Figure 41. Résultats post-hoc du %DET dans le plan antéro-postérieur. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$].

La double interaction dépendance*sensorielle du temps critique en X est significative : $F_{(4, 248)} = 5.37$, $p < .001$. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets dépendants ont un pourcentage de déterminisme moyen de 88.79 ± 4.68 comparativement à 87.84 ± 4.72 en condition *sans bruit*, 86.45 ± 12.35 en condition *bruit blanc*, 92.10 ± 2.55 en condition *position tête* et 89.28 ± 3.68 en condition *mousse*. En condition *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont un exposant d'échelle moyen de 89.18 ± 4.98 comparativement à 71.42 ± 31.84 en condition *sans bruit*, 83.98 ± 9.98 en condition *bruit blanc*, 87.14 ± 3.68 en condition *position tête* et 83.34 ± 16.99 en condition *mousse*. Le test post hoc révèle des différences significatives pour les sujets dépendants entre la condition *mousse* et toutes les autres conditions ($p < .001$).

8.7.3. MaxLine

La longueur maximale d'une récurrence par rapport à la ligne la plus longue. Les résultats des différentes analyses de variance en X et Y sont regroupés dans le Tableau 15.

	MaxLine en X			MaxLine en Y		
	ddl	F	P	ddl	F	P
dépendance	1	2.18	.14	1	0.01	.94
vision	3	0.82	.49	3	2.11	.1
sensorielle	4	1.44	.22	4	2.27	.06
dépendance*vision	3	.14	.94	3	.6	.62
dépendance*sensorielle	4	1.73	.15	4	2.94	.021*

Tableau 15. Résultats des Anova de MaxLine en X et en Y réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$]. Seule l'interaction dépendance*sensorielle en Y est significative.

La double interaction dépendance*sensorielle de MaxLine en Y est significative : $F_{(4, 248)} = 2.94$, $p < .05$. En condition *normale*, la longueur maximale d'une récurrence pour les sujets dépendants est de 25.65 ± 11.19 comparativement à 31.13 ± 20.37 en condition *sans bruit*, 29.66 ± 18.04 en condition *bruit blanc*, 27.57 ± 16.44 en condition *position tête* et 23.67 ± 9.20 en condition *mousse*. En condition *normale*, la longueur maximale d'une récurrence pour les sujets indépendants est de 32.75 ± 19.06 comparativement à 28.46 ± 20.56 en condition *sans bruit*, 17.06 ± 15.01 en condition *bruit blanc*, 28.96 ± 15.24 en condition *position tête* et 23.51 ± 14.57 en condition *mousse*. Le test post hoc révèle des différences significatives pour les sujets dépendants entre la condition *normale* et la condition *bruit blanc* ($p < .01$).

Une illustration de différentes courbes de récurrences est présentée en Figure 42.

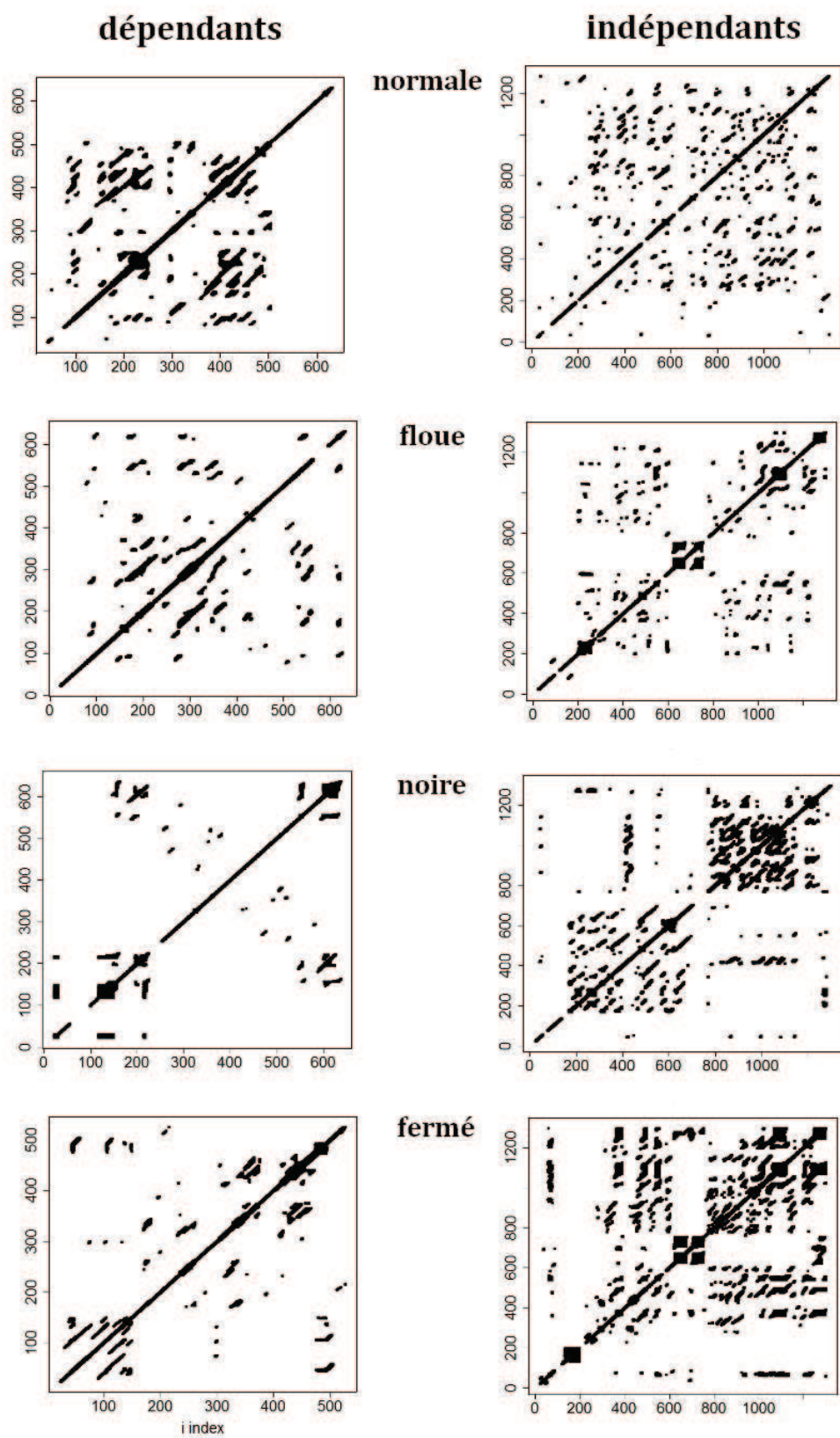


Figure 42. Représentation schématique des courbes de récurrence selon les paramètres de dépendance et de vision.

8.8. Discussion de l'analyse quantitative de la récurrence

Cette analyse non linéaire du contrôle postural met en avant des stratégies différentes entre les sujets dépendants et indépendants. En effet, le pourcentage de déterminisme des sujets dépendants est supérieur à celui des sujets indépendants en X et inférieur en Y. Ces résultats pourraient refléter une stratégie décrite dans les travaux de Pellecchia et Shockley (2005). Les sujets indépendants adopteraient ainsi une stratégie d'optimisation du contrôle postural. Les limites de la stabilité étant plus petites dans le plan médio-latérale que dans le plan antéro-postérieur, le SNC augmenterait les oscillations dans le plan antéro-postérieur en verrouillant le plan médio-latérale. L'augmentation de ces oscillations dans le plan antéro-postérieur doit permettre de compenser la diminution de sensibilité perceptuelle. Si cette stratégie n'est mise en place que par les sujets indépendants, il est probable que ce soit en raison de sa dépendance aux informations somesthésiques. En effet les oscillations vont stimuler en permanence les informations issues de ces récepteurs. Car ces récepteurs sont à adaptation rapide, l'information disparaît rapidement, il est important de solliciter ces capteurs en permanence.

Chez les sujets indépendants, la variabilité augmente mais la récurrence fait partie de la stratégie correspondante. Le SNC envoie une commande simple. Il s'agit de variabilité exploratoire. Ainsi, l'augmentation du déterminisme chez les sujets indépendants pourrait refléter une stratégie conservatrice adoptée par les sujets visant à augmenter le contrôle des oscillations pour compenser la diminution de la sensibilité perceptuelle associée à l'absence de vision.

Les résultats du pourcentage de récurrence indiquent notamment des différences significatives autour du paramètre *sensoriel*. Quel que soit le plan concerné (médio-latéral ou antéro-postérieur), c'est en condition normale que le pourcentage de récurrence est le plus faible. Paradoxalement cette stratégie ne se retrouve pas en condition de vision perturbée. La combinaison des paramètres vision et dépendance confirme cette tendance, les principales différences se font en situation de vision normale. Il est probable que ce soit dans cette condition que les différences de pondération sensorielle entre les sujets dépendants et indépendants soient les plus importantes, se traduisant ainsi par des stratégies différentes dans ces conditions.

Pour Riley (1999), les oscillations posturales ne sont pas purement aléatoires. Elles seraient une combinaison de processus déterministes et stochastiques combinés dans le contrôle de la posture. Ainsi de nombreuses fluctuations aléatoires coexistent avec la dynamique déterministe.

8.9. Résultats de l'analyse cinématique

L'analyse cinématique de l'appui tendu renversé a été réalisée autour de deux paramètres :

- **l'amplitude des déplacements des six marqueurs** ; cheville, hanche, épaule, tempe et poignet.

- **l'amplitude des variations angulaires** des articulations de la hanche et de l'épaule. En posture érigée classique, deux stratégies de contrôle sont identifiées, une stratégie de hanche et une stratégie de la cheville. Dans le cas de l'ATR, Yeadon et Trewartha (2003) ont suggéré un contrôle autour d'une stratégie de poignet et d'une stratégie de hanche ou d'épaule. L'angle de la hanche est formé par les segments hanche-poignet et hanche-cheville, celui de l'épaule est formé par les segments épaule-poignet et épaule-hanche. Les résultats sont exprimés en degrés.

8.9.1. Déplacement des marqueurs

8.9.1.1. Comparaison des différents marqueurs

Dans un premier temps une analyse de l'amplitude moyenne du déplacement des marqueurs a été réalisée. L'analyse statistique est significative : $F_{(4, 195)} = 89.36$, $p < .001$. L'amplitude de la position moyenne du marqueur de la cheville est 0.67 ± 0.27 , de la hanche 0.28 ± 0.17 , de l'épaule 0.19 ± 0.10 , du poignet 0.11 ± 0.15 et de la tempe 0.04 ± 0.02 . Le test post-hoc a mis en avant des différences significatives illustrées en Figure 43.

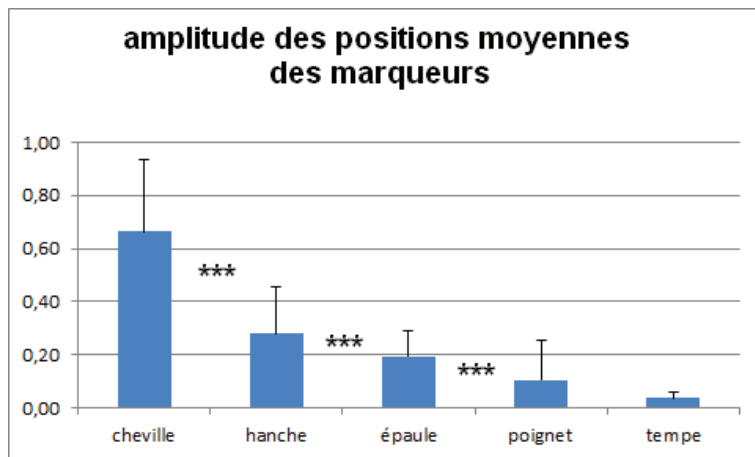


Figure 43. Amplitude des déplacements des marqueurs cheville, hanche, épaule poignet et tempe [* : $p < 0,05$, ** : $p < 0,01$, *** : $p < 0,001$]. Des différences significatives apparaissent entre tous les marqueurs sauf ceux du poignet et de la tempe.

8.9.1.2. Marqueur de la cheville

Vision

En condition de vision *normale*, l'amplitude moyenne des déplacements du marqueur de la cheville est de $0,20 \pm 0,10$ comparativement à $0,30 \pm 0,06$ en condition *floue*, $0,22 \pm 0,08$ en condition *noire* et $0,28 \pm 0,06$ en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 72)} = 6,30$, $p < 0,001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *normale* et les conditions *floue* ($p < 0,01$) et *fermé* ($p < 0,01$) ainsi qu'entre la condition *noire* et les conditions *floue* ($p < 0,05$) et *fermé* ($p < 0,05$).

Double interaction

La double interaction dépendance*vision est significative : $F_{(3, 72)} = 3,01$, $p < 0,05$. En condition de vision *normale*, l'amplitude moyenne pour les sujets dépendants est de $0,22 \pm 0,11$ comparativement à $0,28 \pm 0,06$ en condition *floue*, $0,19 \pm 0,06$ en condition *noire* et $0,30 \pm 0,06$ en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, les stabilogrammes des sujets indépendants ont une amplitude moyenne de $0,17 \pm 0,1$ comparativement à $0,32 \pm 0,07$ en condition *floue*, $0,26 \pm 0,07$ en condition *noire* et $0,26 \pm 0,06$ en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 44.

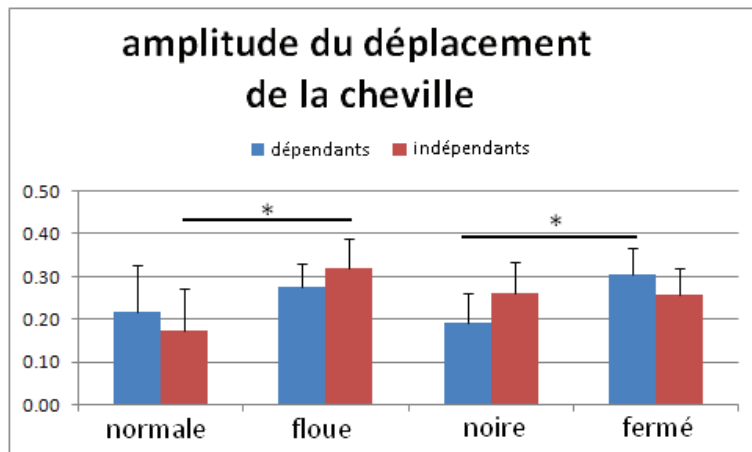


Figure 44. Amplitude du déplacement du marqueur cheville dans l'axe antéro-postérieur [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

8.9.1.3. Marqueur de la hanche

Vision

En condition de vision *normale*, l'amplitude moyenne des déplacements du marqueur de la hanche est de 0.049 ± 0.015 comparativement à 0.05 ± 0.009 en condition *floue*, 0.057 ± 0.012 en condition *noire* et 0.066 ± 0.021 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative : $F_{(3, 72)} = 7.6$, $p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *fermé* et les conditions *floue* ($p < .001$) et *normale* ($p < .001$).

Double interaction

La double interaction dépendance*vision est significative : $F_{(3, 72)} = 9.33$, $p < .001$. En condition de vision *normale*, l'amplitude moyenne pour les sujets dépendants est de 0.056 ± 0.011 comparativement à 0.047 ± 0.008 en condition *floue*, 0.056 ± 0.014 en condition *noire* et 0.052 ± 0.008 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, l'amplitude moyenne des sujets indépendants est de 0.040 ± 0.015 comparativement à 0.053 ± 0.008 en condition *floue*, 0.059 ± 0.005 en condition *noire* et 0.079 ± 0.021 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 45.

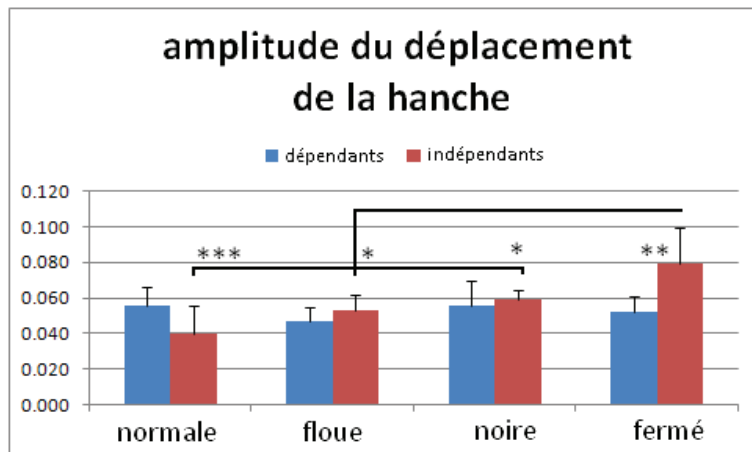


Figure 45. Amplitude du déplacement du marqueur de la hanche dans l'axe antéro-postérieur [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].

8.9.1.4. Marqueur de l'épaule

Double interaction

La double interaction dépendance*vision est significative : $F_{(3, 72)} = 3.33, p < .05$. En condition de vision *normale*, l'amplitude moyenne des sujets dépendants est de 0.042 ± 0.024 comparativement à 0.042 ± 0.012 en condition *floue*, 0.036 ± 0.013 en condition *noire* et 0.031 ± 0.005 en condition *fermé*. En condition de vision *normale*, l'amplitude moyenne des sujets indépendants est de 0.036 ± 0.016 comparativement à 0.042 ± 0.014 en condition *floue*, 0.049 ± 0.010 en condition *noire* et 0.052 ± 0.012 en condition *fermé*. Les tests post-hoc indiquent des différences significatives illustrées en Figure 46.

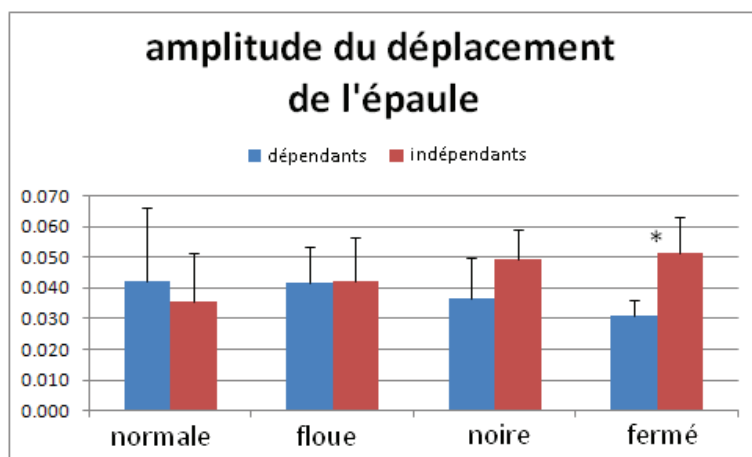


Figure 46. Amplitude du déplacement du marqueur de l'épaule dans l'axe antéro-postérieur [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].

8.9.1.5. Marqueurs du poignet et de la tempe

Des résultats significatifs apparaissent pour les paramètres : style cognitif, vision et la double interaction dépendance*vision. Cependant les différences entre les positions sont de

l'ordre de quelques centimètres. La précision de notre système d'analyse est trop faible pour permettre une interprétation de ces résultats.

8.9.2. Variations angulaires

8.9.2.1. Variations angulaires de la hanche

Vision

En condition de vision *normale*, la valeur moyenne de l'angle de la hanche est de 17.72 ± 12.84 comparativement à 25.41 ± 10.12 en condition *floue*, 17.12 ± 8.13 en condition *noire* et 31.49 ± 14.79 en condition *fermé*. La différence entre les quatre groupes est significative $F_{(3, 72)} = 7.19$ $p < .001$. Les résultats des tests post-hoc sont présentés en Figure 47.

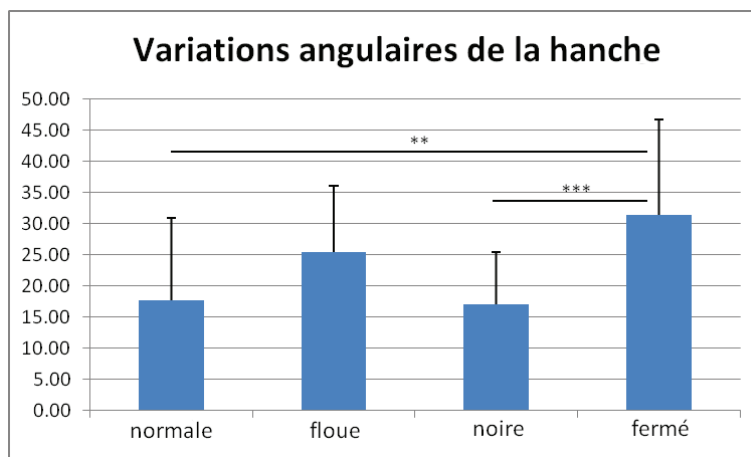


Figure 47. Résultats variations angulaire de l'angle cheville hanche poignet [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$].

8.5.1.1. Variations angulaires de l'épaule

Les variations angulaires de l'épaule ne montrent aucune différence significative quelque soit le paramètre observé.

8.10. Discussion de l'analyse cinématique

Les résultats de l'analyse cinématique confirment dans un premier temps les travaux de Kerwin et Trewartha (2001). Les auteurs affirment que le déplacement du marqueur situé au niveau de la cheville est le plus corrélé avec l'instabilité. Les résultats de ces travaux indiquent également une amplitude des oscillations du marqueur de la cheville significativement plus élevée que celles des autres marqueurs. Ces résultats sont concordants avec ceux de Slobounov et Newell (1996) qui ont observé pendant l'ATR une augmentation des amplitudes des mouvements principalement au niveau des segments distaux.

De plus, les résultats indiquent que la plus faible amplitude d'oscillation est observée pour le marqueur de la tempe. Cette faible amplitude pourrait confirmer l'importance de l'ancrage visuel dans le contrôle de l'ATR mis en avant par Pozzo *et al.* (1988). Cet ancrage permet la détection et l'évaluation des oscillations du corps. L'utilisation d'un dispositif oculométrique pourrait ainsi permettre d'observer si des différences de stratégie apparaissent entre les sujets dépendants, pour qui les informations visuelles sont importantes, et les sujets indépendants, qui parviennent à s'en affranchir.

Seul la double interaction dépendance*vision a montré des différences significatives pour les amplitudes des marqueurs de la cheville, de la hanche et de l'épaule. Les résultats indiquent des résultats similaires quelque soit le marqueur observé sauf dans le cas de la vision fermé. En effet, dans cette condition les sujets indépendants ont des oscillations plus faibles que les sujets dépendants pour le marqueur de la cheville alors que pour les marqueurs de la hanche et de l'épaule ces oscillations sont significativement supérieures à celles des sujets dépendants. Ces résultats laissent imaginer que les sujets dépendants restent rigides alors que les sujets indépendants mettent en place une stratégie de hanche.

De plus, les résultats des variations angulaires de la hanche présentent d'importantes variations lorsque les yeux sont fermés sans pour autant mettre en avant des différences significatives entre les sujets dépendants et indépendants.

Le capteur visuel est sensible aux vitesse du stimulus (Dijkstra *et al.*, 1994) et à leurs variations. Ainsi les informations visuelles comme les informations somesthésiques pourraient être analysées en terme de différence de variations de positions. Ces variations de position sont corrélées à la vitesse. Elles sont donc facilement accessibles pour le système nerveux central sans calcul et pourraient donc avoir un rôle déterminant dans les régulations posturales (Jeka *et al.*, 1988).

8.11. Discussion générale

D'après les travaux de Collins et De Luca (1993, 1995), tant que les oscillations ne mettent pas en péril l'équilibre du corps, le système nerveux central reçoit les informations sensorielles mais ne les utilise pas pour modifier et ajuster la commande motrice, utilisant alors un contrôle en boucle ouverte. Lorsque le seuil limite est atteint, le SNC prend en

compte ces informations sensorielles pour rééquilibrer et contrôler en boucle fermée. Cette stratégie semble également s'appliquer à l'ATR.

La pratique sportive permet d'améliorer la dépendance au champ visuel (Brady, 1995). Les gymnastes apprennent à s'affranchir des informations visuelles dans certaines situations (Marin, 2004), elles développent l'habileté à utiliser différents cadres de références et passer de l'un à l'autre facilement. Mais les résultats de notre étude semblent indiquer que des stratégies inter-individuelles semblent persister. En effet, lorsque l'ensemble des informations sensorielles est disponible, la gymnaste semble conserver son processus de prédilection.

Les travaux de Croix *et al.* (2010) ont conclu à une capacité plus importante des experts à utiliser les informations sensorielles disponibles lorsque la vision est absente en raison d'une moindre dépendance aux informations visuelles des sujets experts en gymnastique ce qui est cohérent avec les conclusions d'Isableu *et al.* (1997) pour la posture érigée. Cependant dans cette étude un seul paramètre a été utilisé pour évaluer la stabilité des gymnastes : la surface. Ce paramètre isolé n'est pas suffisant pour analyser le contrôle postural. En effet, les oscillations ne reflètent pas uniquement une instabilité, elles peuvent être l'illustration d'une stratégie de contrôle. Cette stratégie pourrait être liée à la dépendance au champ visuel des individus et à la pondération privilégiée par le SNC.

Les travaux de Croix *et al.* (2010) ne mettent pas en avant de différences significatives entre les experts et non experts dans le contrôle postural de l'ATR sur une mousse. Il est possible que les différentes stratégies observées ne concernent pas nécessairement le niveau de pratique mais plutôt ses capacités perceptives.

Afin d'enrichir ces travaux, et pour mieux comprendre les différences de résultats entre l'analyse stabilométrique et l'analyse cinématique, il pourrait être intéressant de les combiner temporellement. En effet, cette analyse pourrait permettre d'observer si des différences de stratégie segmentaire apparaissent en fonction du mode de contrôle de l'ATR (contrôle en boucle ouverte et contrôle en boucle fermée).

Expérimentation 3 : Influence des différentes informations sensorielles dans la construction de la verticale inversée en milieu aquatique

9.1. Introduction

L'objectif de cette étude est de déterminer dans quelle mesure les nageuses de natation synchronisée s'adaptent aux différentes perturbations sensorielles auquel elles sont confrontées lorsqu'elles réalisent une verticale inversée en milieu aquatique. En effet, dans cette situation l'ensemble des informations est perturbé et il est donc intéressant d'observer comment le SNC s'adapte à ces modifications.

L'absence d'appui sur une quelconque surface solide ainsi que les difficultés techniques liées au milieu aquatique ne permettent qu'une analyse cinématique. Dans une précédente étude (Counil *et al.*, 2012), seule la partie émergée du corps des nageuses avait été prise en compte. En effet, à la différence de l'ATR, la stratégie de contrôle mise en place par la nageuse est différente. La nageuse de niveau expert privilégie un alignement corporel (cheville/hanche/tête) où l'articulation de la hanche est verrouillée. Elle n'est pas en mesure d'osciller pour rétablir son alignement avec la verticale gravitaire. L'orientation des jambes de la nageuse était assimilée à l'orientation du corps. Dans cette nouvelle étude, une seconde caméra placée sous l'eau permet d'observer le comportement des segments immergés de la nageuse. Les difficultés techniques liées aux propriétés du milieu n'ont pas permis de reconstruire le corps de la nageuse dans son ensemble. Cependant l'utilisation de la caméra immergée a permis notamment le contrôle des consignes demandées au sujet. De plus, une nouvelle condition visuelle (lunettes opaques) a été ajoutée, l'absence de lumière pouvant peut-être influencer le SNC dans sa repondération sensorielle. Comme pour l'expérimentation en ATR, des perturbations sensorielles ont été combinées à ces perturbations visuelles.

Les résultats de cette précédente étude n'avaient pas montré de différences significatives. Seule la condition floue avait tendance à perturber de manière plus importante les nageuses. L'augmentation du nombre de sujets et les nouvelles perturbations sensorielles doivent ainsi permettre de mieux définir la stratégie mise en place par le SNC dans l'utilisation des informations sensorielles.

9.2. Méthodologie

9.2.1. Sujets et consignes

Onze sujets féminins ont participé volontairement à cette expérimentation. Ces nageuses sont issues d'un club labellisé « pôle espoir » par la Fédération Française de Natation. La moyenne d'âge, de taille, et le nombre d'années de pratique des participantes sont respectivement de 15 ± 2.55 ans, $1m63 \pm 0.07m$ et 8 ± 2.96 ans.

9.2.2. Protocole expérimental

L'expérimentation s'est déroulée dans une piscine d'une longueur de 25 mètres et d'une profondeur de 2 mètres. Les participantes y ont réalisé une verticale inversée, filmée dans le plan sagittal de manière à réaliser une analyse cinématique en deux dimensions des inclinaisons antéro-postérieures (Figure 48). Les deux caméscopes utilisés pour l'enregistrement ont été placés dans des caissons étanches, l'un sous l'eau, l'autre en dehors.

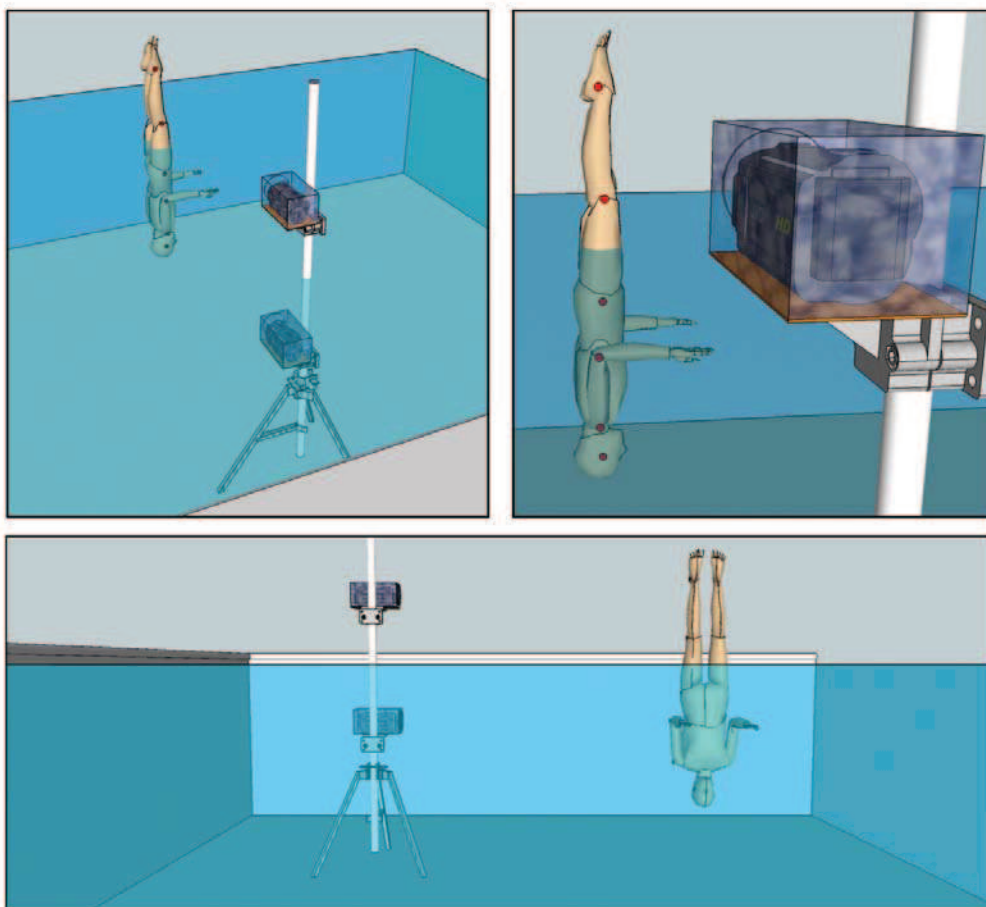


Figure 48 : Représentation schématique du protocole expérimental. La nageuse réalise une verticale inversée, deux caméras enregistrent les inclinaisons dans le plan antéro-postérieur.

Les nageuses avaient pour consigne de maintenir la verticale inversée le plus longtemps possible sans pour autant rechercher une hauteur maximale par rapport à la surface. Le marqueur du genou devait cependant se trouver au dessus de la surface. Chaque condition était répétée deux à quatre fois de manière aléatoire.

Les conditions visuelles étaient au nombre de cinq : *normale* (lunettes de piscine), *floue* (lunettes translucides), *noire* (lunettes opaques), *fermé* (yeux fermés) et *ouvert* (yeux ouverts). En plus de ces paramètres visuels, d'autres modalités sensorielles ont été perturbées :

- **modification des afférences tactiles de la cuisse** : les sujets portaient un short de plongée de manière à supprimer les afférences tactiles apportées à l'interface de milieux aériens et aquatiques (condition : *short*).

- **modification des afférences des muscles du cou et de l'organisation posturale** : la position de la tête était soit laissée libre (cette position correspond à la position dite « alignée » de la Figure 10) soit imposée en condition : *ventriflexion* ou *dorsiflexion*.

- **modification des afférences auditives** : comme pour l'expérimentation en ATR, deux conditions expérimentales ont été proposées. La première condition proposée au sujet était le port d'un casque de chantier présentant des qualités d'insonorisation (condition : *sans bruit*). La seconde perturbation auditive proposée était celle de la diffusion de bruit blanc par l'intermédiaire d'un casque placé sur les oreilles du sujet (condition : *bruit blanc*).

La combinaison des différents paramètres visuels et sensoriels a permis de proposer trente conditions expérimentales comportant chacune entre deux et quatre essais selon les conditions (Tableau 16).

<i>Sensoriel</i>	<i>Vision</i>	<i>normale</i>	<i>floue</i>	<i>noire</i>	<i>fermé</i>	<i>ouvert</i>
	<i>normale</i>					
	<i>sans bruit</i>					
	<i>bruit blanc</i>					
	<i>ventriflexion</i>					
	<i>dorsiflexion</i>					
	<i>short</i>					

Tableau 16. Trente conditions expérimentales ont été proposée au sujet de manière à perturber l'ensemble des capteurs sensoriels mis en jeu dans le contrôle postural de la VI.

9.2.3. Calibration

Une caméra est assimilée à une transformation géométrique de l'espace 3D vers un plan 2D. Afin de calculer les paramètres de cette transformation, une double calibration de la caméra s'avère nécessaire. Une première calibration permet d'estimer les paramètres intrinsèques de la caméra (distance focale, centre du capteur, facteurs de correction des pixels, distorsion). A l'issue de cette première calibration, la caméra fournit des coordonnées 2D dans un système de coordonnées propres à la caméra. Cette calibration a été effectuée avec un plan de calibration de type « damier ». La présentation de ce damier (13*9 carrés dont chaque côté mesure 30 mm) devant la caméra sous différentes orientations permet de définir cette relation entre les coordonnées métriques et les coordonnées pixels.

Pour passer à un système relatif de mesure, une deuxième calibration est nécessaire. Notre étude se déroulant en 2D, nous avons utilisé une calibration DLT (direct linear transformation) permettant d'obtenir des informations relatives à l'espace de mesure en unités métriques.

L'incertitude expérimentale correspond à la transformation des coordonnées pixels en coordonnées métriques. La précision de cette analyse est de l'ordre de 1/4300 du champ total de vision. L'erreur absolue maximale sera donc de l'ordre de 1 mm et de 0.5 degré.

9.2.4. Traitement des données de l'analyse cinématique

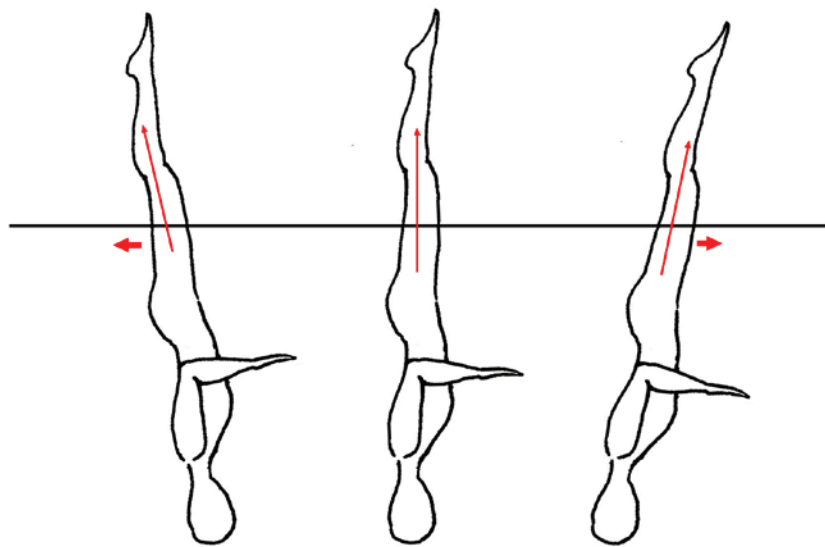
L'absence d'appui solide en verticale inversée engendre une stratégie de maintien postural différente de celle de l'ATR. En appui tendu renversé, l'instabilité se traduit par des oscillations plus ou moins importantes. En verticale inversée, le sujet est porté par l'eau et ne met pas en place des stratégies d'oscillations autour de la verticale. Ce non alignement du corps avec la verticale gravitaire est difficilement modifiable pendant l'exécution de la figure.

L'analyse de la verticale inversée, de par son environnement, nous contraint à n'utiliser qu'une analyse cinématique pour observer l'instabilité des sujets. A partir des caractéristiques de cette posture, trois indicateurs nous ont semblé pertinent à analyser :

- **l'angle moyen** formé par le corps de la nageuse avec la verticale gravitaire. Il témoigne des difficultés rencontrées par la nageuse pour s'aligner avec la verticale gravitaire. Il s'agit de la valeur absolue de l'angle entre le corps de la nageuse et la verticale gravitaire qui a été prise en compte.

- **l'amplitude maximale de ces variations angulaires** : cet indicateur permet d'observer dans quelle mesure la position de la nageuse varie au cours de chaque essai.

- **le déplacement des marqueurs de la cheville et du genou** : cet indicateur permet d'observer les déplacements de la nageuse dans le plan antéro-postérieur. En effet si la nageuse n'est pas alignée avec la verticale gravitaire, les appuis produits par les membres supérieurs vont engendrer un déplacement vers l'arrière ou vers l'avant selon l'orientation du corps. Ce déplacement se fera vers l'arrière lorsque la nageuse est sur le dos et vers l'avant lorsque la nageuse est sur le ventre (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).



- **Figure 49.** Selon l'orientation de son corps, l'action motrice des membres supérieurs peut entraîner un déplacement de la nageuse vers l'arrière ou vers l'avant.

L'analyse cinématique de la posture des nageuses est réalisée en deux dimensions dans le plan antéro-postérieur. L'ensemble des six marqueurs placés sur le profil gauche des nageuses sont disposés sur les repères anatomiques suivants : temple, épaule, coude, grand trochanter, épicondyle fémoral latéral et malléole externe.

Le traitement des vidéos a été réalisé avec le logiciel MOTIONTRACK®, permettant d'identifier et de tracer la position des marqueurs circulaires. La transcription des données s'effectue sous la forme d'un fichier texte (.txt). A partir de ce fichier, le logiciel MOTIONINSPECTOR® est utilisé afin de reconstruire la position des marqueurs dans l'espace, de mesurer leur déplacement et de calculer les variations qui s'y rapportent.

Les données recueillies par la caméra extérieure ont permis de calculer l'angle formé par les jambes de la nageuse (alignement du marqueur de la cheville et du genou) avec la verticale gravitaire. Les données recueillies par la caméra sous-marine ont permis de vérifier si les positions *ventriflexion* et *hyperextension* étaient bien respectées par les nageuses.

9.2.5. Analyse statistique

Les résultats des différents indicateurs ont été comparés autour de trois paramètres à partir desquels des interactions simples et doubles ont été réalisées :

- **dépendance**, qui sépare les sujets dépendants et indépendants au champ visuel
- **vision**, qui sépare les cinq conditions de vision : *normale, floue, noire, fermé* et *ouvert*
- **sensoriel**, paramètre qui sépare les six conditions sensorielles : *normale, sans bruit, bruit blanc, ventriflexion, hyperextension* et *short*.

La comparaison entre les différents paramètres a été effectuée par des analyses de variance (ANOVA) et complétée par des tests post-hoc de type HSD (honestly significant difference) de Tuckey. L'analyse statistique a été menée grâce au logiciel Statistica® et le niveau de significativité fixé à 0.05.

9.3. Résultats

9.3.1. Angle moyen

Ces résultats représentent la valeur absolue de l'écart angulaire formée par le corps de la nageuse et la verticale gravitaire. Les résultats des différentes ANOVA sont regroupés dans le Tableau 17. Seuls les résultats significatifs sont développés dans cette section.

	Ecart angulaire absolu		
	ddl	F	P
dépendance	1	8.53	.003**
vision	4	.18	.94
sensorielle	5	5.96	.000***
dépendance*vision	4	.37	.83
dépendance*sensorielle	5	.587	.709

Tableau 17. Résultats des Anova des écarts angulaires en valeur absolue réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].

Dépendance

L'analyse des données indique que les individus dépendants ont une verticale moyenne de 3.70 ± 3.57 comparativement à 4.77 ± 3.87 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative : $F_{(1, 230)} = 8.53, p < .01$.

Sensorielle

En condition *normale*, les individus présentent un écart angulaire moyen de 3.41 ± 2.87 comparativement à 3.55 ± 2.44 en condition *sans bruit*, 3.04 ± 2.19 en condition *bruit blanc*, 6.05 ± 1.52 en condition *short* 6.16 ± 5.93 en condition *hyperextension* et 3.78 ± 2.88 en condition *ventriflexion*. La différence entre les six groupes est significative : $F_{(5, 230)} = 5.95, p < .001$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *hyperextension* et les conditions *ventriflexion* ($p < .05$), *bruit blanc* ($p < .01$) *normale* ($p < .001$) et *sans bruit* ($p < .01$).

9.3.2. Amplitude maximale

Ces résultats représentent l'amplitude angulaire maximale formée par le corps de la nageuse et la verticale gravitaire. Les résultats des différentes ANOVA sont regroupés dans le Tableau 18. Seuls les résultats significatifs sont développés dans cette section.

	Amplitude maximale		
	ddl	F	P
dépendance	1	10.99	.001**
vision	4	.66	.623
sensorielle	5	2.96	.013*
dépendance*vision	4	2.12	.08
dépendance*sensorielle	5	1.1	.361

Tableau 18. Résultats des Anova des écarts angulaires en valeur absolue réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $p < .001$].

Dépendance

L'analyse des données indique que les individus dépendants ont une amplitude maximale de 4.63 ± 2.24 comparativement à 6.26 ± 2.71 pour les sujets indépendants. La différence entre ces deux groupes est significative : $F_{(1, 183)} = 10.99, p < .01$.

Sensorielle

En condition *normale*, les individus présentent une amplitude maximale de 5.24 ± 2.40 comparativement à 5.28 ± 2.57 en condition *sans bruit*, 3.68 ± 2.03 en condition *bruit blanc*, 5.59 ± 2.04 en condition *short* 6.48 ± 3.00 en condition *hyperextension* et 5.96 ± 2.99 en

condition *ventriflexion*. La différence entre les six groupes est significative : $F_{(5, 183)} = 2.96$, $p < .05$. Le test post-hoc indique des différences significatives entre la condition *bruit blanc* et les conditions *hyperextension* ($p < .001$) et *ventriflexion* ($p < .01$).

9.3.3. Déplacement des marqueurs

Ces résultats représentent l'amplitude angulaire maximale formée par le corps de la nageuse et la verticale gravitaire. Les résultats des différentes ANOVA du déplacement latéral de la cheville sont regroupés dans le Tableau 19, les résultats du déplacement latéral du genou sont regroupés dans le Tableau 20. Seuls les résultats significatifs sont développés dans cette section.

	Déplacement latéral de la cheville		
	<i>ddl</i>	F	<i>P</i>
dépendance	1	1.52	0.220
vision	4	.65	.659
sensorielle	5	1.21	0.310
dépendance*vision	4	1.45	.207
dépendance*sensorielle	5	0.51	.727

Tableau 19. Résultats des Anova des déplacements latéraux de la cheville réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

	Déplacement latéral du genou		
	<i>ddl</i>	F	<i>P</i>
dépendance	1	1.91	.093
vision	4	2.14	.078
sensorielle	5	.87	.500
dépendance*vision	4	.13	.970
dépendance*sensorielle	5	2.19	.057

Tableau 20. Résultats des Anova des déplacements latéraux du genou réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$].

9.4. Discussion

Les résultats obtenus ne laissent apparaître aucune différence significative entre les conditions de vision. Ces résultats viennent confirmer ceux de l'étude précédente (Council *et al.*, 2012) ainsi que les travaux de Starkes *et al.* (1989). Devant l'absence de différences significatives entre les conditions de vision, les auteurs ont conclu à l'utilisation d'autres informations sensorielles pour construire et maintenir la verticale inversée. Dans le cadre du

contrôle postural de la verticale inversée en milieu aquatique, le référentiel visuel pourrait ne pas être un cadre de référence privilégié que le sujet soit dépendant ou non aux informations visuelles.

Les perturbations les plus importantes semblent intervenir lorsque la position de la tête est modifiée (condition : *ventriflexion* et *dorsiflexion*). Le rôle de la tête a été étudié dans de nombreuses études (Berthoz et Pozzo, 1988 ; Berthoz, 1991 ; Pozzo *et al.*, 1990, 1991) sur le contrôle de la posture érigée fondamentale et de l'ATR. Sa position semble également être déterminante dans la construction de la verticale inversée en milieu aquatique. Dans le cas de la position *ventriflexion*, l'orientation de la nageuse est sur le ventre et dans le cas de la position *dorsiflexion*, l'orientation est sur le dos. Ainsi les appuis ne provoquent pas uniquement une élévation du corps mais également un déplacement ce qui n'est pas du tout recherché par la nageuse.

Les informations cutanées et proprioceptives sont également perturbées en immersion. L'absence de l'effet de poids du corps (contrebalancé par la poussée d'Archimède) modifie leur stimulation et le système nerveux central doit apprendre à traduire ces nouvelles sensations perçues. C'est une situation à laquelle les astronautes sont confrontés lors de leurs missions (Clément, 1986). Les résultats n'ont pas mis en avant de différences significatives pour la condition *short*. Ces informations semblent pourtant relativement importantes aux les nageuses, elles permettent notamment de renseigner sur la hauteur de la verticale ou encore sur l'inclinaison de celle-ci. Il est probable que cette absence de résultat significatif soit la conséquence d'une variabilité trop importante. Ces résultats pourraient cependant expliquer les recommandations empiriques des entraîneurs, déconseillant aux nageuses de s'épiler les jours précédant la compétition.

L'absence de différence significative entre les conditions de vision a pour conséquence une absence de différences interindividuelles entre les sujets dépendants et indépendants dans le contrôle et le maintien de la verticale inversée en milieu aquatique.

Cette absence de différence stratégique peut s'expliquer de différentes manières. Soit l'absence de surface solide empêche la sollicitation de nombreux capteurs somesthésiques et empêche la recherche d'informations par oscillation, stratégie de hanche, d'épaule *etc.* Soit la nageuse apprend au fur et à mesure de son apprentissage à se détacher complètement des informations visuelles car celles-ci sont perturbées dans la majorité des cas (sauf lorsque le port des lunettes est autorisé).

En effet, face à de telles perturbations des informations visuelles, il est possible que les sujets dépendants apprennent à s'affranchir de ces informations. Suite à de nombreuses répétitions exigées par le haut-niveau, le cerveau pourrait s'adapter et apprendre à utiliser les informations les plus pertinentes, ce qui est le cas en gymnastique (Brady, 1955 ; Marin, 2004). Il est envisageable cependant que durant le processus d'apprentissage de la verticale inversée les sujets indépendants aient plus de facilités à se démarquer de ces informations sensorielles, alors que cet apprentissage pourra être plus coûteux pour les sujets dépendants. Afin d'optimiser cet apprentissage, les caractéristiques perceptives des nageuses doivent être prises en compte par l'entraîneur afin d'adapter les situations d'apprentissage.

Cependant, il pourrait exister une autre source de perturbation lors de la réalisation de la verticale inversée. Il s'agit de la phase de préparation à la verticale inversée décrite sur la Figure 50. La nageuse se prépare à la surface, s'enfonce sous l'eau puis amorce une rotation groupée vers l'arrière. Lorsqu'elle estime avoir effectué une rotation suffisante, elle va se dégrouper pour se placer en verticale sous l'eau. Puis à l'aide de l'action des membres supérieurs elle va s'élever au dessus de la surface. Si la nageuse n'est pas à la verticale et qu'elle se retrouve inclinée sur le dos c'est certainement que sa rotation pour se placer à la verticale n'a pas été suffisante. En effet il est courant chez le débutant d'observer des verticales non alignées avec la verticale gravitaire en raison d'une rotation sous l'eau pas assez ou trop importante. La nageuse doit donc apprendre à calibrer sa rotation de manière à s'arrêter en position verticale. Il est donc possible que dans cette phase de préparation, le sujet ait recouru aux informations vestibulaires pour déterminer sa rotation.

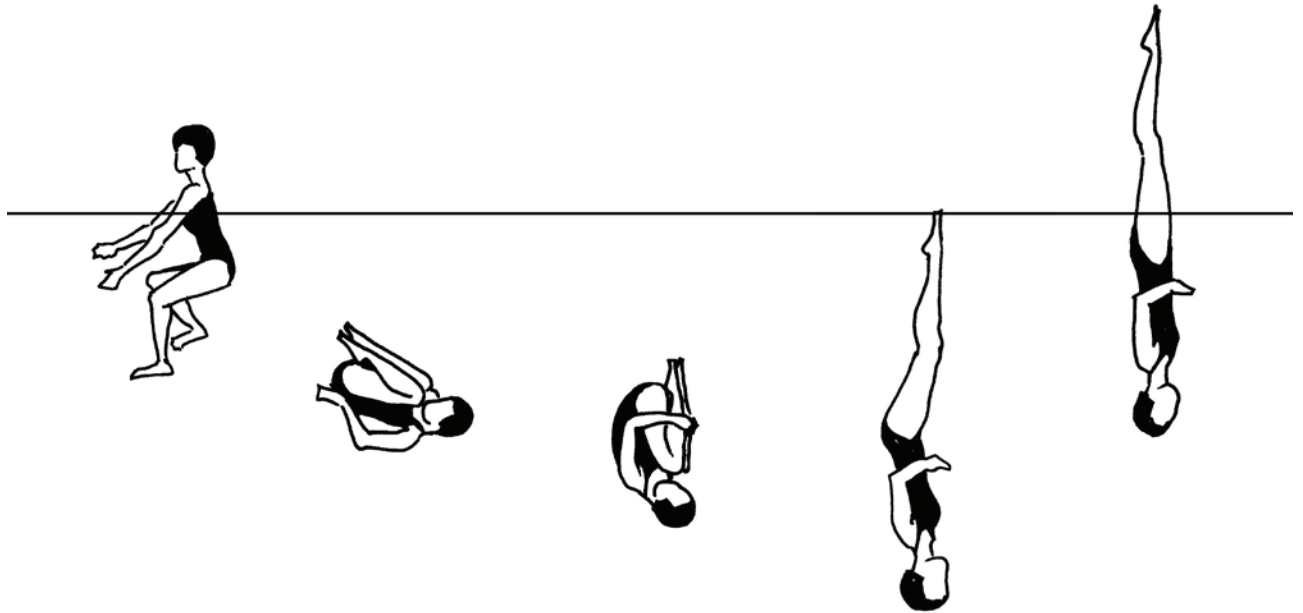


Figure 50. Préparation d'une verticale inversée en milieu aquatique. La nageuse est à la surface, puis s'enfonce sous l'eau avant d'amorcer une rotation. La nageuse s'aligne ensuite sous l'eau sur la verticale gravitaire, puis s'élève au dessus de l'eau.

La stratégie qui semble donc mise en place par les nageuses de natation synchronisée semble relativement commune entre les sujets dépendants et indépendants. La première congruence serait donc d'organiser leur posture par rapport à leurs propres repères articulaires et la représentation qu'elles en ont. Dans un second temps elles s'organisent par rapport à l'environnement.

La stabilité du schéma corporel en condition de microgravité (Clément *et al.*, 1984) semble confirmer l'idée de l'importance d'un schéma corporel élaboré pour ces athlètes. D'après Mittelstaedt (1983) nous nous construirions une verticale subjective, un vecteur "idiotropique" prenant en compte l'estimation de la verticale gravitaire du lieu et l'orientation du corps par rapport à cette verticale. Cette ligne imaginaire s'étend du dessous des pieds jusqu'au dessus de la tête et en cas de diminution ou de disparition de certaines informations, c'est cet axe longitudinal corporel qui prend le relais. D'après les travaux de Massion (1997) la posture se définit comme la position dans l'espace des segments corporels les uns par rapport aux autres puis par rapport à l'environnement. Dans le cas du milieu aquatique, la construction se fait par rapport à la nageuse dont la démarche semble basée sur un modèle interne de la représentation corporelle.

DISCUSSION GENERALE & PERSPECTIVES

L'objectif de cette étude était de comprendre comment le SNC traite et utilise les informations sensorielles dans deux postures sportives : l'appui tendu renversé et la verticale inversée. En effet, ces deux postures semblent relativement proches dans leur configuration géométrique, le corps est aligné verticalement et l'ensemble du corps est renversé. Mais l'environnement dans lequel se déroulent ces figures engendre des contraintes différentes. Celles imposées par le milieu aquatique semblent avoir de nombreuses conséquences sur le contrôle postural et engendrent des stratégies de contrôle relativement différentes de celles de l'ATR.

En situation normale, les informations sensorielles sont redondantes, le sujet privilégie le processus sensoriel de son choix basé sur ses activités perceptives de prédilection (Ohlmann, 1990). Les résultats de ces expérimentations suggèrent qu'en condition d'ATR, malgré des perturbations sensorielles le sujet est encore en mesure de privilégier un processus préférentiel. Dans le cas de la verticale inversée, la perturbation des informations sensorielles est plus importante. La pauvreté des informations disponibles ne laisse pas la possibilité d'utilisation de stratégies différentes.

Il est possible que le choix du référentiel à utiliser soit le fruit d'un apprentissage chez les jeunes pratiquantes. D'après les travaux de Vuillerme *et al.* (2001), les gymnastes développent la capacité à extraire et à associer les indices pertinents pour réguler la posture, ce qui pourrait être également le cas des nageuses pratiquant la natation synchronisée. Ainsi aucune stratégie différente entre les sujets dépendants et indépendants au champ visuel n'est observable. Cependant, cet apprentissage sera certainement plus ou moins coûteux chez les jeunes athlètes selon leur processus de prédilection.

L'absence d'appui solide a également d'importantes conséquences sur la stratégie adoptée dans le maintien de ces postures. En ATR, les oscillations peuvent être considérées comme une stratégie mise en place par la gymnaste pour s'équilibrer. En VI, une fois la posture adoptée, il y a très peu de réorganisation posturale. En effet la nageuse se prépare sous l'eau, se place à la verticale, verrouille toutes ses articulations (sauf celles des membres supérieurs) et monte à la verticale et cherche à se placer le plus haut possible de manière stable. La priorité est un alignement segmentaire, alors qu'en ATR c'est le maintien de l'équilibre. Sans appui solide, il est difficile pour la nageuse de réajuste une posture qui ne serait pas verticale.

Van der Kooij (2001) a établi une moindre précision des vestibulaires par rapport aux informations visuelles et somesthésiques, et donc une moindre utilisation dans le contrôle posturale. Bien que l'influence des informations vestibulaires n'ait pu être correctement évaluée dans ces travaux, il est peu probable qu'elles aient un rôle déterminant dans le contrôle de ces postures. Dans le cas de la verticale inversée, les principales informations sensorielles privilégiées dans le contrôle postural (informations visuelles et somesthésique) sont fortement perturbées. Mais la condition d'immersion perturbe l'efficacité des organes à otolithe (Graybiel et Clark, 1962) et il est donc probable que ces informations ne soient pas importantes dans le contrôle de cette figure. Cependant, dans le cas de la phase de préparation à la verticale inversée, il est possible que les canaux semi-circulaires soient un indicateur pour la nageuse.

L'intériorisation et l'intégration de la gravité permet d'une manière générale d'anticiper les effets mécaniques de celle-ci sur la posture et d'optimiser la programmation de nos mouvements par rapport à sa direction privilégiée. En condition d'immersion, le vecteur gravitaire est compensé par la poussée d'Archimède. Il est probable que dans cette condition, la nageuse intègre ces nouvelles contraintes.

D'un point de vue méthodologique, pour faire face aux difficultés techniques et éviter l'utilisation de deux caméras, il pourrait être intéressant d'approfondir ces travaux avec une caméra qui filme en même temps le milieu aquatique et le milieu extérieur. Ce genre de dispositif est désormais utilisé par la télévision pour retransmettre les compétitions de natation synchronisée, comme ce fut le cas durant les Jeux Olympiques de Londres Figure 51.

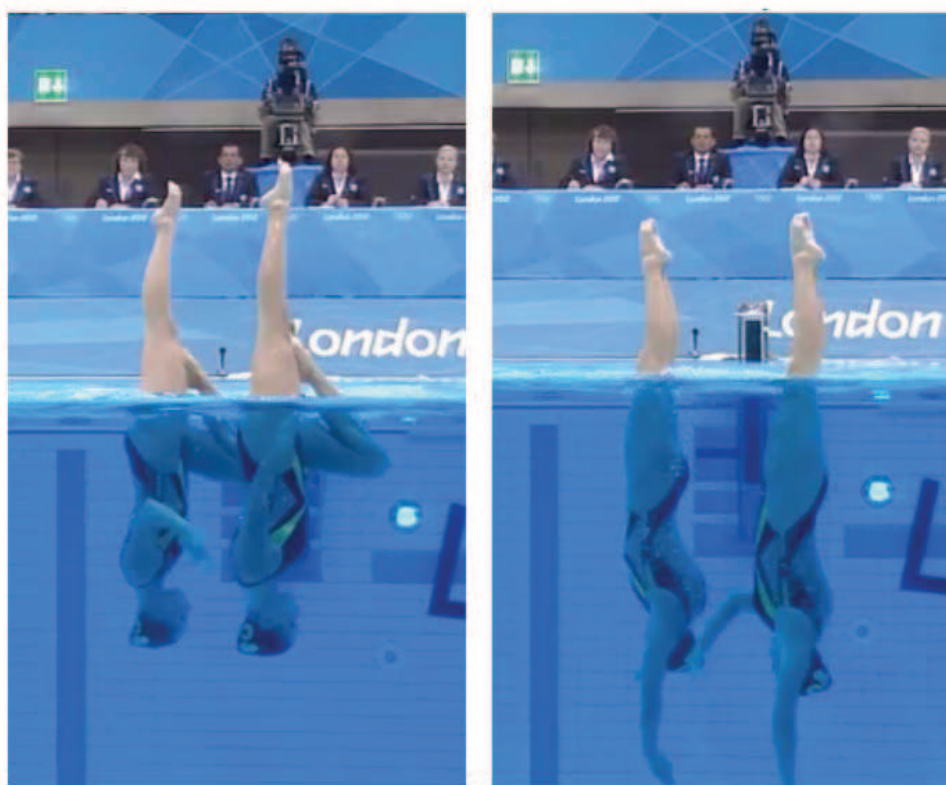


Figure 51. Illustration du dispositif de caméra utilisé lors des jeux olympiques de Londres 2012. Une seule caméra filme à l'interface de l'air et de l'eau et permet une vue d'ensemble du corps de la nageuse.

REFERENCES

A

Andrieux, C. (1955). Contribution à l'étude des différences entre hommes et femmes dans la perception spatiale. *L'année psychologique*, 55, 41-60.

Asch, S. E., Witkin, H. A. (1948a.). Studies in space orientation. I. Perception of the upright with displaced visual fields. *Journal of Experimental Psychology*, 38, 325-337.

Asch, S. E., Witkin, H. A. (1948b.). Studies in space orientation. II. Perception of the upright with displaced visual fields and with body tilted. *Journal of Experimental Psychology*, 38, 455-477.

Asseman, F., Gahéry, Y. (2003). Contributions sensorielles à l'équilibration en situation d'appui renversé sur les mains. In: Michel Lacour (Ed.) *Physiologie, Techniques, Pathologies* (pp.31-41). Marseille, France.

Asseman, F., Gahéry, Y. (2005). Effect of head position and visual condition on balance control in inverted stance. *Neuroscience Letters*, 375, 134-137.

B

Barela, J. A., Jeka, J. J., Clark, J. E. (1999). The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. *Infant Behavior and Development*, 22, 87-102.

Bear, M. F., Connors, B. W., Paradiso, M. A. (2002). *Neurosciences, A la découverte du cerveau*. France : Pradel.

Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press.

Berthoz, A. (1991). Reference frames for the perception and control of movement. In: J Paillard (Ed.), *Brain and space* (pp. 81-111). New York, US: Oxford University Press.

Berthoz, A. (1997). Le sens du mouvement. In: Odile Jacob (Ed.), Paris.

Berthoz, A., Lacour, M., Soechting, J. F., Vidal, P. P. (1979). The role of vision in the control of posture during linear motion. *Progress in Brain Research*, 50, 197-209.

Berthoz, A., Pozzo, T. (1988). Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. In: B. Amblard & F. Clarac (Ed.), *Posture and gait: Development, Adaptation and modulation* (pp.189-198). Amsterdam, Pays-Bas: Elsevier.

Brady, F. (1995). Sports skill classification, gender, and perceptual style. *Perceptual and Motor Skills*, 81, 611-620.

C

Clément, G. (1986). Influence de la gravité sur les mécanismes adaptatifs du contrôle postural. Thèse de doctorat de l'Université Pierre et Marie Curie, Paris 6.

Clément, G., Droulez, J. (1983). Microgravity as an additional tool for research in human physiology with emphasis on sensory-motor systems. In: G. Clément (Ed.), *Fundamental of space medicine* (pp. 91-138). Noordwijk, Pays-Bas: Springer Netherlands.

Clément, G., Gurfinkel, V. S., Lestienne, F., Lipshits, M. I., Popov, K. E. (1984). Adaptation of postural control to weightlessness. *Experimental Brain Research*, 57, 61-72.

Clément, G., Rézette, D. (1985). Motor behavior underlying the control of an upside-down vertical posture. *Experimental Brain Research*, 59, 478-484.

Clément, G., Berthoz, A., Lestienne, F. (1987). Adaptive changes in perception of body orientation and mental image rotation in microgravity. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 58, 159-163.

Clément, G., Pozzo, T., Berthoz, A. (1988). Contribution of eye positioning to control of the upside-down standing posture. *Experimental Brain Research*, 73 (3), 569-576.

Collins, J. J., De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95, 308-318.

Collins, J. J., De Luca, C. J. (1994). Random walking during quiet standing. *Physical Review Letters*, 73(5), 764-767.

Collins, J. J., De Luca, C. J. (1995). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*, 103, 151-163.

Counil, L., Kerlirzin, Y., Dietrich, G. (2012). Cognitive style in attainment of an upside-down posture in water with and without vision. *Perceptual and Motor Skills*, 114(1), 51-58.

Crémieux, J., Mesure, S., Amblard, B. (1994). Does the role of vision increase with the difficulty of the postural task? In K. Taguchi, M. Igarashi & S. Mori (Ed.), *Vestibular and Neural Front*, (pp. 267-270). Amsterdam, Pays-Bas.

Croix, G., Chollet, D., Thouvarecq, R. (2010). Effect of expertise level on the perceptual characteristics of gymnasts. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (6), 1942-1947.

D

Dichgans, J., Held, R., Young, L. R., Brandt, T. (1972). Moving visual scenes influence the apparent direction of gravity. *Science*, 178, 1217-1219.

Dijkstra, T. M. H., Schöner, G., Giese, M. A., Gielen, C. C. A. M. (1994). Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: relative phase dynamics. *Biological Cybernetics*, 71, 489-501.

F

Fukuda, T. (1984). *Statokinetic reflexes in equilibrium and movement*. University of Tokyo Press, Tokyo.

G

Gautier, G., Thouvarecq, R., Chollet, D. (2007). Visual and postural control of an arbitrary posture: The handstand. *Journal of Sports Sciences*, 25, 1271-1278.

Glasauer, S., Mittelstaedt, H. (1998). Perception of spatial orientation in microgravity. *Brain Research Reviews*, 28, 185-193.

Graybiel, A., Clark, B. (1962). Perception of the horizontal or vertical with head upright, on the side, and inverted under static conditions, and during exposure to centripetal force. *Aerospace medicine*, 33, 147-155.

Graydon, J. K., Townsend, J. (1984). Proprioceptive and visual feedback in the learning of two gross motor skills. *International Journal of Sport Psychology*, 15, 227-235.

Gurfinkel, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie, 14C*, 9-14.

Gurfinkel, V. S., Levik Yu. S. (1979). Sensory complexes and sensomotor integration. *Human physiology, 5*, 269-81.

Gurfinkel, V. S., Lipshits, M. I., Popov, K. E. (1981). Stabilization of the body position as the main task of postural regulation. *Translated from Fiziologiya Cheloveka, 7*, 400-410.

Gurfinkel, V. S., Levik, Yu. S., Popov, K. E., Smetatin, B. N. (1988). Body scheme in the control of postural activity. In: V. S. Gurfinkel, M. E. Ioffé, J. Massion, J-P Roll (Ed.), *Stance and Motion: Facts and Concepts*, (pp. 185-193) New York, Plenum.

H

Hafström, A., Fransson, P. A., Karlberg, M., Ledin, M., Magnusson, M. (2001). Readiness to receive visual information affects postural control and adaptation. In: J. Duysens, C. M. Bouwien, B. Smit-Engelsman & H. Kingma (Ed.), *Control of posture and gait*. (pp.285-289), International Society of Posture and Gait Research.

Head, H., Holmes, G. (1911-1912). Sensory disturbances from cerebral lesions. *Brain, 34*, 102-245.

Horak, F. B., Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support surface conditions. *Journal of Neurophysiology, 55*, 1369-1381.

Horak, F. B., Nashner, L. M., Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research, 82*(1), 167-177.

Huteau, M. (1987). *Style cognitif et personnalité. La dépendance-indépendance à l'égard du champ*. Lille : Presses Universitaires de Lille.

Huteau, L. (1975). Unstyle cognitif : la dépendance-indépendance à l'égard du champ. *L'année psychologique, 75*(1), 197-262.

I

Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Amblard, B. (1997). Selection of spatial frame of reference and postural control variability. *Experimental Brain Research, 114*, 584-589.

J

Jeannerod, M. (1974). Les deux mécanismes de la vision. *La Recherche*, 41, 61-89.

Jeka, J. J., Oie, K., Schoner, G., Dijkstra, T., Henson, E. (1998). Position and velocity coupling of postural sway to somatosensory drive. *Journal of Neurophysiology*, 79, 1661-1674.

K

Kerwin, D. G., Trewartha, G. (2001). Strategies for maintaining a handstand in the anterior-posterior direction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(7), 1182-1188.

Kiemel, T., Oie, K. S., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway. *Biological Cybernetics*, 87(4) : 262–277.

L

Lackner, J. R., Graybiel, A. (1978). Some influences of touch and pressure cues on human spatial orientation. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 49, 798-804.

Latash, M. L. (2000). There is no motor redundancy in human movements. There is motor abundance. *Motor Control*, 4, 257-259.

Lestienne, F. G., Gurfinkel, V. S. (1988). Postural control in weightlessness: a dual process underlying adaptation to an unusual environment. *Trends in Neuroscience*, 11, 359-363.

Lechner-Steinleitner, S. (1978). Interaction of labyrinthine and somatoreceptor inputs as determinants of the subjective vertical. *Psychological Research*, 40, 65-76.

Lechner-Steinleitner, S., Schöne, H. (1980). The subjective vertical under “Dry” and “Wet” conditions at clockwise and counterclockwise changed positions and the effect of a parallel-lined background field. *Psychological Research*, 41, 305-317.

Luyat, M. (1996). La perception visuelle de la verticalité : rôle de l'activité posturale et de l'orientation du corps. Thèse de doctorat de l'Université de Grenoble.

Luyat, M., Gentaz, E., Corte, T. R., Guerraz, M. (2001). Reference frames and haptic perception of orientation: body tilt and head tilt effects on the oblique effect. *Perception and Psychophysics*, 63, 541-554.

M

Mandelbrot, B. B., Van Ness, J. W. (1968). Fractional Brownian motions, fractional noises and applications. *Society for Industrial and Applied Mathematics*, 10(4), 422-437.

Marin, L. (2004). Posture et gymnastique : caractéristiques perceptives et motrices. *Cinésiologie*, 214, 31-33.

Mansueto, C. S., Adevai, G. (1967). Development and evaluation of a portable rod and frame test. *Journal of Psychosomatic Research*, 11, 207-211.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 28, 35-56.

Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4, 877-887.

Massion, J. (1997). *Cerveau et motricité*. Paris, France : Presse Universitaires de France.

Massion, J., Fabre, J. C., Mouchnino, L., Obadia, A. (1995). Body orientation and regulation of the center of gravity during movement under water. *Journal of Vestibular Research*, 5, 211-221.

Massion, J., Popov, K., Favre, J. C., Rage, P., Gurfinkel, V. (1997). Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? *Experimental Brain Research*, 114, 384-389.

Massion, J., Amblard, B., Assaiante, C., Mouchnino, L., Vernazza, S. (1998). Body orientation and control of coordinated movements in microgravity. *Brain Research Reviews*, 28, 83-91.

Massion, J., Alexandrov A., Frolov A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in Brain Research*, 143, 13-27.

Mergner, T., Maurer, C., & Peterka, R. J. (2003). A multisensory posture control model of human upright stance. *Progress in Brain Research*, 142 : 189–201.

Mittelstaedt, H. (1964). Basic control patterns of orientational homeostasis. *Symposia of the Society for Experimental Biology*, 18, 365-385.

Mittelstaedt, H. (1983). A new solution to the problem of the subjective vertical. *Naturwissenschaften*, 70(6), 272-281.

Mittelstaedt, H. (1998). Origin and processing of postural information. *Neuroscience and behavioral Reviews*, 22, 473-478.

N

Nashner, L. M., Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during control postural, *Brain Research*, 150, 403-407.

Nelson, J. G. (1967). The effect of water immersion and body position upon perception of the gravitational vertical. *NADC-MR Reports*, 18, 1-17.

Nyborg, H. (1974). A method for analyzing performances in the rod-and-frame test. I. *Scandinavian Journal of Psychology*, 15, 119-123.

Nyborg, H., Isaken, B. (1974). A method for analyzing performance in the rod-and-frame test. II Test of the Statistical Model. *Scandinavian Journal of Psychology*, 15, 124-126.

O

Ohlmann, T. (1988). La perception de la verticale. Variabilité interindividuelle dans la dépendance à l'égard des référentiels spatiaux. Thèse de doctorat de l'Université de Paris.

Ohlmann, T. (1990a.). La perception de la verticale lors de conflits vision-posture : un exemple de processus vicariants. In: M. Reuchlin, F. Longeot, C. Marendaz & T. Ohlmann (Ed.), *Connaître différemment* (pp.33-66), Nancy, France : Presses Universitaires de Nancy.

Ohlmann, T. (1990b.). Les systèmes perceptifs vicariants. In: M. Reuchlin, (Ed.), *Cognition : l'individuel et l'universel* (pp. 21-58). Paris: Presses universitaires de France.

Ohlmann, T. (1999). Groupes, typologies, styles et vicariants. In : P. Y. Gilles (Ed.), *Psychologie différentielle* (pp.223-266). Paris, France : Bréal.

Oie, K. S., Kiemel, T., Jeka, J. J., (2001). Human sensory fusion of vision and touch: detecting non-linearity with small changes in the sensory environment. *Neuroscience Letters*, 315, 113-116.

Oie, K. S., Kiemel, T., Jeka, J. J., (2002). Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Cognitive Brain Research*, 14, 164-176.

Oltman, P. K. (1968). A portable rod-and-frame apparatus. *Perceptual and Motor Skills*, 26, 503-506.

P

Paillard, J. (1971). Les déterminants moteurs de l'organisation de l'espace. *Les cahiers de psychologie*, 14, 261-316.

Paillard, J. (1980). Le corps situé et le corps identifié. Une approche psychophysiologique de la notion de schéma corporel. *Revue médicale de la Suisse romande*, 100, 129-141.

Paillard, J., Amblard, B. (1985). Static versus kinetic cues for the processing of spatial relationship. In D. J. Ingle, M. Jeannerod and D. N. Lee (Ed.), *Brain mechanisms and Spatial Vision*, (pp. 299-330). Dordrecht, Nederland: Martinus Nijhoff.

Paillard, J. (1991a). Motor and representational framing of space. In J. Paillard (Ed.): *Brain and Space* (pp. 163-182). Oxford: Oxford University Press.

Paillard J. (1991b). Knowing where and knowing how to get there. In J. Paillard (Ed.): *Brain and Space*, (pp. 461-481). Oxford: Oxford University Press.

Pellecchia, G. I., Shockley, K. (2005). Application of recurrence quantification analysis: Influence of cognitive activity on postural fluctuations. In M. A. Riley & G. C. Van Orden (Ed.) *Tutorials in contemporary non linear methods for the behavioral sciences* (pp. 95-141). Retrived September, 3, 2011, from <http://www.nsf.gov/sbe/bcs/pac/nmbs/nmbs.jsp>.

Perrin, J. (1903). *Traité de chimie physique : Les principes*. Université de Harvard.

Perrin, P., Vitte, E., Pozzo, T. (1991). Equilibration dans les sports acrobatiques. *Cinésiologie*, 30 (140), 277-285.

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097-1118.

Pozzo, T. (1989). Etude du contrôle sensorimoteur d'un équilibre de luxe l'appui tendu renversé. Mémoire pour le diplôme de l'Institut National du Sport et de l'Education Physique. Institut National du Sport et de l'Education Physique.

Pozzo, T. (1990). Contribution de l'orientation du regard et de la stabilisation céphalique au contrôle de la posture et du mouvement. Thèse de Doctorat en Sciences de la vie de l'Université Paris 6.

Pozzo, T., Clément, G. (1988). Application de la stabilométrie à l'étude des mécanismes moteurs d'une figure acrobatique : l'appui tendu renversé. *Science & Sports*, 3, 173-180.

Pozzo, T., Clément, G., Berthoz, A. (1988). Motor control of a handstand. *Agressologie*, 29, 649-651.

Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotors tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*, 82, 97-106.

Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L., Vitte, E (1991). Head stabilization during various locomotors tasks in humans. II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Experimental Brain Research*, 85, 208-217.

Pozzo, T., Papaxanthis, C., Stapley, P., & Berthoz, A. (1998). The sensorimotor and cognitive integration of gravity. *Brain Research. Brain Research Reviews*, 28(1-2) : 92-101.

R

Reschke, M. F., Bloomberg, J. J., Harm, D. L., Paloski, W. H., Layne, C., McDonald, V. (1998). Posture, locomotion, spatial orientation, and motion sickness as a function of space flight. *Brain Research Reviews*, 28, 102-117.

Reuchlin, M. (1978). Processus vicariants et différences interindividuelles. *Journal de Psychologie*, 2, 133-145.

Riley, M. A., Wong, S., Mitra, S., Turvey, M. T. (1997). Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research*, 117, 165-70.

Riley, M. A., Balasubramaniam, R., Turvey, M. T. (1999). Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait & Posture*, 9, 65-78.

Rine, R. M., Cornwall, G., Gan, K., LoCascio, C., O'Hare, T., Robinson, E. et al. (2000). Evidence of progressive delay of motor development in children with sensorineural hearing loss and concurrent vestibular dysfunction, *Perceptual and Motor Skills*, 100, 1101-1112.

Roll, J. P., Roll, R. (1988). From eye to foot. A proprioceptive chain involved in postural control. In: B. Amblard, A. Berthoz, F. Clarac (Ed.). *Posture and Gait: Development, adaptation and modulation* (pp. 155-164). Amsterdam, Pays-Bas: Elsevier.

Rousseu, C., Crémieux, J. (2005). Perception de l'orientation visuelle chez des experts en taekwondo. *Staps*, 65, 79-96.

Rougier, P., Gelat, T., Caron, O. (1998). Comparaison des mécanismes de contrôle utilisés pour assurer le maintien d'un appui tendu renversé et d'une station debout. *STAPS*, 46-47, 65-73.

S

Schöne, H. (1964). On the role of gravity on human spatial orientation. *Aerospace Medicine*, 35, 764-772.

Shannon, C. (1948). A mathematical theory of communication. Reprinted with corrections from *The Bell System Technical Journal*, 27, 379-423, 623-656.

Sherrington, C. S. (1906). *The integrative action of the nervous system*. New Haven Yale University Press. Retrived September 14, 2012, from : <http://archive.org/details/integrativeactio00sherooft>.

Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*, 3, 115-122.

Slifkin A. B., Newell K. M. (1998). Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, 7, 170-177.

Slobounov, S. M., Newell K. M. (1996). Postural dynamics in upright and inverted stances. *Journal of Applied Biomechanics*, 12, 185-196.

Starkes, J. L., Gabriele, L., Young, L. (1989). Performance of the vertical position in synchronized swimming as a function of skill proprioceptive and visual feedback. *Perceptual and Motor Skills*, 69, 225-226.

Stoffregen, T. A., Riccio, G. E. (1988). An ecological theory of orientation and the vestibular system. *Psychological review*, 95, 3-14.

Sullivan, E. A., Hooper, S. L. (2005). Effects of visual occlusion and fatigue on motor performance in water. *Perceptual and Motor Skills*, 100, 681-688.

T

Termoz, N., Prince, F (2004). Implications des entrées auditives dans le contrôle postural de personnes non-voyantes. In: Symposiums scientifiques sur l'incapacité visuelle et la réadaptation. *La vision des sens : un autre point de vue* (pp. 54-57). Montréal, Canada : Université de Montréal.

Thomas, A. (1940). *Equilibre et Equilibration*. Paris, France : Masson.

Tortora, G. J., Grabowski, S. R. (1994). Principes d'anatomie et de physiologie. Anjou : De Boeck Université.

U

Udo de Haes, H. A. (1970). Stability of apparent vertical and ocular countertorsion as a function of lateral tilt. *Perception & Psychophysics*, 8, 137-142.

V

van der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., Van der Helm, F. (2001). An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control. *Biological Cybernetics*, 84, 103-115.

Vidal P. P., Berthoz, A., Millanvoeye, M. (1982). Difference between eye closure and visual stabilization in the control of posture in man. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 53, 166-170.

Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur J. M., Weisse, I., Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosciences Letters*, 303, 83-86.

W

Wade, N. J. (1973). The effect of water immersion on perception on the visual vertical. *British Journal of Clinical Psychology, 64*, 351-361.

Westling, G., Johansson, R. S., (1984). Factors influence the force control during precision grip. *Experimental Brain Research, 53*(2), 277-284.

Witkin, H. A. (1949). Perception of body position and of the position of the visual field. *Psychological Monographs, 63*, 1-46.

Witkin, H. A. (1950). Individual differences in ease of perception of embedded figures, *Journal of Personality, 19*, 1-15.

Witkin, H. A. (1959). The perception of the upright. *Scientific American, 700*, 50-56.

Witkin, H. A., Asch, S. E. (1948a). Studies in space orientation. III. Perception of the upright in the absence of a visual fields. *Journal of Experimental Psychology, 38*, 603-614.

Witkin, H. A., Asch, S. E. (1948b). Studies in space orientation. IV. Further experiments on perception of the upright with displaced visual fields. *Journal of Experimental Psychology, 38*, 762-782.

Witkin, H. A., Wapner, S. (1950). Visual factors in the maintenance of upright posture. *The American Journal of Psychology, 63*, 31-50.

Witkin, H. A., Goodenough, D. R., Karp, S. A. (1967). Stability of cognitive style from childhood to young adulthood. *Journal of Personality and social Psychology, 7*, 291-300.

Witkin, H. A., Goodenough, D. R. (1981). *Cognitive styles: Essence and Origins*. New-York: International Universities Press.

Y

Yeadon, M. R., Trewartha, G. (2003). Control strategy for a hand balance. *Motor Control, 7*(4), 411-430.

ANNEXES

LISTE DES FIGURES

- Figure 1. La vision normale, d'après Bear *et al.*, 2002. La lumière traverse la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitré avant d'être projetée sur la rétine. 15
- Figure 2. Structure des récepteurs cutanés, d'après Tortora et Grabowski (1994). Les corpuscules de Meissner et les disques de Merkel sont localisés à la surface de la peau tandis que les corpuscules de Ruffini et de Pacini sont situés en profondeur. Le bulbe pileux comme les autres récepteurs est innervé de manière à transmettre les informations issues de ce capteur. 17
- Figure 3. L'oreille interne, d'après Tortora et Graybiel (1994). Elle est composée de la cochlée (récepteur de l'audition) et du système vestibulaire (récepteur de l'équilibre). Ce dernier est composé de 3 canaux semi-circulaires et des organes otolithiques. 18
- Figure 4. Représentation schématique de l'organisation du contrôle de la posture par le SNC. Le SNC envoie une commande motrice adaptée à la tâche à réaliser, à partir des informations issues des capteurs sensoriels. Ces informations servent également à enrichir un modèle interne de la représentation du corps. La flèche verte représente le retour sensoriel existant seulement lors d'un contrôle en boucle fermée. 25
- Figure 5. Courbe de diffusion. D'après Collins et De Luca (1995). La première partie de la courbe représente la partie à court terme, la seconde partie représente la partie à long terme. L'intersection entre les deux droites représente le point critique. Il correspond au changement de processus de l'individu. 29
- Figure 6. Représentation graphique d'une analyse RQA. La diagonale représentée en rouge représente la symétrie du graphique. Plus les droites sont parallèles à la diagonale, plus le signal est déterminé. 30
- Figure 7. Illustration des comportements des sujets face au RFT. Les sujets IC vont parvenir sans difficulté à aligner la baguette sur la verticale gravitaire, tandis que les individus DC ne vont pas parvenir à s'affranchir de l'inclinaison du cadre. La baguette aura tendance à être alignée sur les bords du cadre. 33
- Figure 8. Représentation d'un Rod and Frame Test. Lorsque la tête s'approche de l'ouverture, les arrêtes du parallélépipède incliné sont les seuls indices visuels disponibles. 35
- Figure 9. Configuration géométrique de l'Appui Tendus Renversés. Le corps est aligné à la verticale. L'appui n'est plus plantaire mais palmaire. Les membres supérieurs contrôlent la posture. 37
- Figure 10. Description des différentes positions de la tête, d'après Asseman et Gahéry, 2005. Les positions *normale* et *dorsiflexion* correspondent à la position de la tête généralement utilisée par les gymnastes dans le maintien de l'ATR, la projection du regard est vers le sol. En position *alignée* le regard est perpendiculaire à la verticale, en position *ventriflexion* le regard est orienté vers les pieds. 39

- Figure 11. Représentation schématique d'une verticale inversée en milieu aquatique. Le corps est aligné sur la verticale gravitaire. Les membres inférieurs sont émergés. Les membres supérieurs sont immergés et utilisés pour créer un appui sur l'eau. La tête est dans l'alignement du corps, la direction du regard est horizontale. 42
- Figure 12. Illustration du couple de redressement. Lorsque le corps humain est à l'horizontale, les points d'application de la poussée d'Archimède et de la pesanteur ne sont pas identiques. L'action de ces forces va donc engendrer un redressement du corps à la verticale. La hauteur du corps par rapport à la surface est déterminée par la densité du corps mis en jeu. 43
- Figure 13. La vision sous l'eau. L'immersion de la cornée rend le sujet hypermétrope. Le cristallin ne parvient pas à suffisamment se déformer pour se projeter sur la rétine, d'après Bear *et al.*, 2002. 44
- Figure 14. Hypermétropie corrigée. Dans le cas de l'hypermétropie il faut diminuer le pouvoir de convergence du cristallin en ajoutant une lentille concave, d'après Bear *et al.*, 2002. 45
- Figure 15. Verticale inversée réalisée selon différentes inclinaisons. Lorsque la nageuse est alignée sur la verticale gravitaire (b.), la perception de l'interface entre l'air et l'eau se situe à la même hauteur sur les faces antérieures et postérieures de la cuisse. Lorsque la nageuse est inclinée (a. et c.), l'interface entre l'air et l'eau n'est pas à la même hauteur sur les parties antérieures et postérieures de la cuisse. 46
- Figure 16. Dispositif expérimental du Rod and Frame Test, d'après Ohlmann (1988). Le sujet est assis sur un tabouret, les jambes allongées devant. Le visage est à l'extrémité du dispositif. Le sujet règle l'orientation de la baguette par l'intermédiaire d'un joystick. 54
- Figure 17. Comparaison des moyennes de l'effet cadre en fonction de la dépendance au champ visuel. [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. 55
- Figure 18. Représentation schématique du protocole expérimental. Le sujet réalise l'ATR sur une plateforme de force. Une caméra enregistre les oscillations du sujet dans le plan antéro-postérieur, 6 marqueurs sphériques sont disposés sur son profil gauche. 58
- Figure 19. Résultats post-hoc de l'analyse de la longueur. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. 65
- Figure 20. Résultats post-hoc de l'analyse de la longueur. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. 65
- Figure 21. Résultats post-hoc de l'analyse de l'ellipse de confiance. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. 67
- Figure 22. Résultats post-hoc de l'analyse de l'ellipse de confiance. interaction dépendance*sensorielle [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. 68
- Figure 23. Résultats post-hoc de l'analyse de la variance de vitesse. interaction dépendance*vision [* : $p < .05$, ** : $p < .01$, *** : $< .001$]. 70

Figure 24. Résultats post-hoc de l'analyse de la variance de vitesse. interaction dépendance*sensorielle [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	70
Figure 25. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en X. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	73
Figure 26. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en X. interaction dépendance*sensorielle [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	73
Figure 27. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en Y. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	74
Figure 28. Résultats post-hoc de l'analyse de l'entropie en Y. interaction dépendance*sensorielle [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	74
Figure 29. Représentation schématique de stabilogrammes selon les paramètres dépendance et vision.	75
Figure 30. Résultats post-hoc de l'analyse des coefficients de diffusion à court terme. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	82
Figure 31. Résultats post-hoc de l'analyse des coefficients de diffusion à court terme. interaction dépendance*sensorielle [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	82
Figure 32. Résultats post-hoc de l'analyse des exposants d'échelle à court terme. Pour l'interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	85
Figure 33. Résultats post-hoc de l'analyse des exposants d'échelle à court terme. Pour l'interaction dépendance*sensorielle [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	86
Figure 34. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	87
Figure 35. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	88
Figure 36. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*sensorielle [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	89
Figure 37. Résultats post-hoc du temps critique dans le plan antéro-postérieur. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	90
Figure 38. Représentation schématique des courbes de diffusion selon les paramètres dépendance et vision.	91
Figure 39. Résultats post-hoc du %REC dans le plan antéro-postérieur. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	95
Figure 40. Résultats post-hoc du %DET dans le plan médio-latéral. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].	97

- Figure 41. Résultats post-hoc du %DET dans le plan antéro-postérieur. interaction dépendance*vision [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 98
- Figure 42. Représentation schématique des courbes de récurrence selon les paramètres de dépendance et de vision. 100
- Figure 43. Amplitude des déplacements des marqueurs cheville, hanche, épaule poignet et tempe [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Des différences significatives apparaissent entre tous les marqueurs sauf ceux du poignet et de la tempe. 103
- Figure 44. Amplitude du déplacement du marqueur cheville dans l'axe antéro-postérieur [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 104
- Figure 45. Amplitude du déplacement du marqueur de la hanche dans l'axe antéro-postérieur [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 105
- Figure 46. Amplitude du déplacement du marqueur de l'épaule dans l'axe antéro-postérieur [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 105
- Figure 47. Résultats variations angulaire de l'angle cheville hanche poignet [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 106
- Figure 48 : Représentation schématique du protocole expérimental. La nageuse réalise une verticale inversée, deux caméras enregistrent les inclinaisons dans le plan antéro-postérieur. 110
- Figure 49. Selon l'orientation de son corps, l'action motrice des membres supérieurs peut entraîner un déplacement de la nageuse vers l'arrière ou vers l'avant. 113
- Figure 50. Préparation d'une verticale inversée en milieu aquatique. La nageuse est à la surface, puis s'enfonce sous l'eau avant d'amorcer une rotation. La nageuse s'aligne ensuite sous l'eau sur la verticale gravitaire, puis s'élève au dessus de l'eau. 119
- Figure 51. Illustration du dispositif de caméra utilisé lors des jeux olympiques de Londres 2012. Une seule caméra filme à l'interface de l'air et de l'eau et permet une vue d'ensemble du corps de la nageuse. 123

LISTE DES TABLEAUX

- Tableau 1. Vingt conditions expérimentales proposées au sujet de manière à perturber l'ensemble des capteurs sensoriels mis en jeu dans le contrôle de l'ATR. 60
- Tableau 2. Résultats des Anova des amplitudes en X et Y réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Seules les interactions simples : dépendance, vision et sensorielle sont significatives. 62
- Tableau 3. Résultats des Anova de la longueur du stabilogramme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Seul l'interaction simple dépendance n'est pas significative. 64
- Tableau 4. Résultats des Anova de l'ellipse de confiance réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Toutes les interactions sont significatives. 66
- Tableau 5. Résultats des Anova de la variance de la vitesse du déplacement du CP réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Toutes les interactions sont significatives. 68
- Tableau 6. Résultats des Anova de l'entropie du déplacement du CP réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Toutes les interactions sont significatives. 71
- Tableau 7. Résultats des Anova des coefficients de diffusion en X à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Dans la partie à court terme, seule l'interaction dépendance est significative. Dans la partie à long terme, l'interaction sensorielle est la double interaction dépendance*sensorielle sont significatives. 79
- Tableau 8. Résultats des Anova des coefficients de diffusion en Y à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Dans la partie à court terme, toutes les interactions simples et doubles sont significatives. Dans la partie à long terme, seules les interactions vision et sensorielle sont significatives. 80
- Tableau 9. Résultats des Anova des exposants d'échelle en X à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Pour la période à court terme, l'interaction dépendance et la double interaction dépendance*sensorielle sont significatives. Pour la période à long terme, seule l'interaction sensorielle est significative. 83
- Tableau 10. Résultats des Anova des exposants d'échelle en Y à court et long terme réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Pour la partie à court terme toutes les interactions sont significatives sauf pour la vision. 84
- Tableau 11. Résultats des Anova du temps critique en X et Y réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001].

Toutes les interactions du temps critique en X sont significatives sauf pour le paramètre sensorielle. Pour la partie en Y, seules les interactions dépendance et la double interaction dépendance*vision sont significatives. 86

Tableau 12. Résultats des Anova de l'amplitude du temps critique en X et Y réalisées autour des 3 paramètres : *dépendance*, *vision* et *sensorielle*. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Seule l'interaction de la dépendance est significative en X. Alors que pour la partie en Y, toutes les interactions sont significatives sauf pour l'interaction double dépendance*sensorielle. 89

Tableau 13. Résultats des Anova des pourcentages de récurrence en X et en Y réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Le pourcentage de récurrence est significatif pour l'interaction sensorielle en X et Y et pour l'interaction double dépendance*vision en Y. 94

Tableau 14. Résultats des Anova des pourcentages de déterminisme en X et en Y réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Toutes les interactions du pourcentage de déterminisme en X et Y sont significatives hormis pour l'interaction double dépendance*sensorielle en X. 95

Tableau 15. Résultats des Anova de MaxLine en X et en Y réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. Seule l'interaction dépendance*sensorielle en Y est significative. 98

Tableau 16. Trente conditions expérimentales ont été proposée au sujet de manière à perturber l'ensemble des capteurs sensoriels mis en jeu dans le contrôle postural de la VI. 111

Tableau 17. Résultats des Anova des écarts angulaires en valeur absolue réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 114

Tableau 18. Résultats des Anova des écarts angulaires en valeur absolue réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 115

Tableau 19. Résultats des Anova des déplacements latéraux de la cheville réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 116

Tableau 20. Résultats des Anova des déplacements latéraux du genou réalisées autour des 3 paramètres : dépendance, vision et sensorielle. [* : p<.05, ** : p<.01, *** : <.001]. 116

LISTE DES ABREVIATIONS

ATR : Appui Tendu Renversé

AT_C : Amplitude du Temps Critique

CP : Centre des Pressions

DC : Dépendant au Champ visuel

DI : Coefficient de diffusion à long terme

Ds : Coefficient de diffusion à court terme

HI : Exposant d'échelle à long terme

Hs : Exposant d'échelle à court terme

IC : Indépendant au Champ visuel

SNC : Système Nerveux Central

Tc : Temps Critique

VI : Verticale Inversée