



Université
de Toulouse

THÈSE

En vue de l'obtention du
DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par *l'UNIVERSITÉ de TOULOUSE III - PAUL SABATIER*
Discipline ou spécialité : *S.T.A.P.S, 74^{ème} Section CNU*

Présentée et soutenue par *Mlle VIGUIER Marion*
Le 26 Novembre 2009

INFLUENCE DU CHANGEMENT DE L'ANGLE D'INCIDENCE ENTRE LE VECTEUR GRAVITATIONNEL TERRESTRE ET L'AXE SAGITTAL DU RACHIS SUR LES PERFORMANCES POSTURALES STATIQUES ET DYNAMIQUES D'UN INDIVIDU

JURY

ASSAIANTE Christine, DR, CNRS, Université de Provence, Marseille
PAILLARD Thierry, Professeur, Université de Pau et des Pays de l'Adour, Tarbes
DO Manh-Cuong, Professeur, Université Paris Sud, Orsay
THON Bernard, Professeur, Université Paul Sabatier, Toulouse
MONTOYA Richard, MCU-PH, Université Paul Sabatier, Toulouse (co-directeur de thèse)
DUPUI Philippe, MCU-PH, Université Paul Sabatier, Toulouse (co-directeur de thèse)

École doctorale : *CLESCO/ STAPS, Performances motrices, adaptation, santé et sport*
Unité de recherche : *Laboratoire de Physiologie, Faculté de Médecine, Toulouse*
Directeurs de Thèse : *DUPUI Philippe et MONTOYA Richard*
Rapporteurs : *ASSAIANTE Christine, CNRS, Université de Provence, Marseille*
PAILLARD Thierry, professeur, Université de Pau et des Pays de l'Adour, Tarbes

A ma maman, notre Tayo...

« Tu as commencé ta thèse avec elle, et elle est à tes côtés pour la terminer » (Le Brun !!)

REMERCIEMENTS

Au **Dr MONTROYA Richard** sans qui ce travail n'aurait pu se réaliser. Je vous remercie sincèrement de m'avoir accueillie dans votre laboratoire de recherche lors d'une phase de ma vie aussi pénible que douloureuse. Je vous suis reconnaissante vraiment pour votre aide, votre disponibilité et le partage de vos connaissances et compétences si précieuses. Grâce à vous j'ai pu effectuer mes recherches et travailler tant dans le sérieux que dans la bonne humeur avec cette pointe d'humour que je n'oublierai jamais. Soyez assuré de ma plus profonde admiration.

Au **Dr DUPUI Philippe**, sans qui ce travail n'aurait pu se réaliser. Je vous adresse toute ma reconnaissance de m'avoir accueilli dans votre laboratoire de recherche et de m'avoir fait partager votre savoir tant reconnu. Pour tout cela, pour les nombreuses heures que vous m'avez accordé a travailler les tableaux interminables de statistiques et pour m'avoir permis de mener à bien ce travail, Merci.

Au **Pr RIVIERE Daniel** qui m'a autorisé à travailler au sein de son service et ce dans les meilleures conditions.

Au **Pr THON Bernard** qui a pu me faire bénéficier de ses enseignements dans le cadre de ma formation STAPS et qui me fait le grand honneur d'avoir accepté de juger mon travail.

Au **Pr DO Manh-Cuong** : grâce à vous et à vos enseignements aussi riches que passionnés, j'ai pu m'intéresser à la physiologie et m'orienter vers ce type de spécialité. Je ne l'oublierai pas. Vous avez accepté de siéger à mon jury de thèse ; veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance.

Au **Dr ASSAIANTE Christine** : pour votre soutien aussi précieux que plein d'encouragements lors de ma première intervention en public qui n'a fait que me renforcer dans mes choix d'avenir et de recherche. Pour votre aide, vos conseils, votre confiance et l'honneur que vous me faites en acceptant de juger ce travail, un grand Merci.

Au Pr **PAILLARD Thierry** : j'ai eu, à de nombreuses reprises, l'honneur de profiter de tes compétences, de ta rigueur scientifique et de ton aide. Pour tous ces échanges aussi riches que sympathiques, Merci. Je te suis très reconnaissante d'avoir accepté de juger mon travail ; trouves ici l'expression de mon amitié et de mon profond respect.

Aux différents acteurs et intervenants du domaine scolaire :

A Mr **PLA Marcel** dont la collaboration m'a été précieuse dans le recueil des données collège.

Aux **directeurs des collèges** de Rodez en Aveyron dans le collège Jean Moulin et à Onet le château au collège des 4 saisons, qui m'ont permis d'expérimenter, travailler, apprendre et échanger avec leurs élèves et ont permis le bon déroulement de ce travail.

Aux divers **responsables et acteurs publics** à savoir l'Inspection d'Académie et le Rectorat de l'Aveyron et les divers responsables de la médecine scolaire, pour leur soutien, leur collaboration et leurs autorisations à travailler avec les collégiens.

Aux différents **enseignants** des deux collèges impliqués dans cette étude, qui par leur patience, leur écoute et leur participation active (permission de réglage du matériel avant de commencer le cours, autorisation aux élèves de sortir du cours pour les tests) ont permis que mes recherches se passent dans les meilleures conditions.

Aux **120 élèves** de ces collèges sans qui ce travail n'aurait pu être... Je vous exprime ma reconnaissance pour votre disponibilité, votre écoute, votre participation et votre bonne humeur. J'ai eu énormément de plaisir à travailler avec vous, Merci.

A toute l'équipe WISE 2005 :

A toute **l'équipe de la clinique spatiale de Toulouse**, MEDES, qui m'a permis par leur accueil au sein de leur équipe sympathique et chaleureuse de travailler dans le domaine fascinant du spatial. Soyez assuré de mon extrême reconnaissance.

A toutes les **volontaires** et maintenant amies qui ont participé au protocole WISE 2005, qui par leur disponibilité, leur gentillesse et leur bonne humeur ont permis que ce travail se réalise dans les meilleures conditions. Pour tous les fous rires collectifs et les moments partagés, un grand Merci.

Aux proches collaborateurs :

A la **société Hephaïstos** qui a équipé les deux classes expérimentales avec le mobilier ergonomique. Pour leur présence, leurs explications et leur disponibilité, Merci.

A ma famille et à mes proches :

A ma famille et amis qui par leur présence, leur patience et leur soutien de tous les instants m'ont aidé à persévérer, garde le cap et qui ont permis que cela soit !

Un clin d'œil particulier à grand-père sans qui ma rencontre avec Richard et Philippe n'aurait jamais pu avoir lieu.

A Marc, collègue de recherches et ami, pour ton soutien sans faille, ta disponibilité et ta gentillesse, soit assuré de mon amitié sincère.

<u>I. PRESENTATION DU TRAVAIL</u>	10
<u>II. LES ACTIVITES POSTURO-CINETIQUES</u>	20
<u>II.1. Définitions</u>	20
<u>II.2. Les canaux sensoriels impliqués dans le contrôle moteur et les activités posturo-cinétiques</u>	23
II.2.1. Le canal sensoriel visuel	24
<i>II.2.1.1. Les récepteurs visuels rétiniens</i>	24
<i>II.2.1.2. Les propriocepteurs visuels</i>	25
II.2.2. Le canal sensoriel vestibulaire	26
<i>II.2.2.1. Les organes otolithiques</i>	26
<i>II.2.2.2. Les canaux semi-circulaires</i>	27
II.2.3. Le canal sensoriel stomatognathique et orofacial	28
II.2.4. Le canal sensoriel somesthésique cutané	28
II.2.5 Le canal sensoriel somesthésique myoarticulaire	30
<u>II.3. Intégrations et contrôles centraux</u>	32
II.3.1. Contrôle segmentaire de la motricité somatique : réflexes à boucle courte	33
II.3.2. Contrôle supra-segmentaire de la motricité somatique : réflexes à boucle longue	34
II.3.3. Contrôle cortical et sous cortical de la motricité somatique	35
<u>II.4. Les effecteurs musculaires</u>	37
<u>III. CROISSANCE, DEVELOPPEMENT ET MATURATION</u>	40
<u>III.1. Définitions</u>	40
<u>III.2. La taille comme indicateur de croissance chez les adolescents et différenciation filles-garçons</u>	42

<u>IV. MANIPULATION DE L'ANGLE D'INCIDENCE DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LE CORPS</u>	43
<u>IV.1. Manipulation de l'incidence du vecteur gravitationnel sur le corps dans la position assise</u>	44
<u>IV.2. Manipulation de l'incidence du vecteur gravitationnel sur le corps dans la position allongée</u>	52

<u>I. MANIPULATION DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LE CORPS DANS LA POSITION ASSISE : PROTOCOLE EXPERIMENTAL POSTURE ET MOBILIER ERGONOMIQUE.</u>	56
<u>I.1. Technique d'analyse de la posture :</u>	56
<u>I.2. Déroulement du protocole :</u>	62
<u>II. MANIPULATION DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LE CORPS DANS LA POSITION COUCHEE : PROTOCOLE EXPERIMENTAL POSTURE ET BED-REST.</u>	65
<u>II.1. Technique d'anlyse de la posture :</u>	65
<u>II.2. Equipes et lieux de recherche :</u>	67
<u>II.3. Chronologie des examens :</u>	68
<u>II.4. Les sujets.</u>	70
II.4.1. Critères d'acceptation des volontaires :	70
II.4.2. Bilan d'inclusion des volontaires :	71
II.4.3. Effectifs et caractéristiques des sujets étudiés :	72
<u>III. ANALYSE STATISTIQUE.</u>	75
<u>III.1. Protocole posture et mobilier ergonomique :</u>	75
III.1.1. Etude développementale des élèves du groupe témoin et mobilier ergonomique :	75
III.1.2. Analyse des données posturologiques :	77
<u>III.2. Protocole posture et « bed-rest » :</u>	77

<u>I. UTILISATION D'UN MOBILIER ERGONOMIQUE COMME MOYEN DE MODIFIER L'INCIDENCE DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LA POSITION ASSISE D'ELEVES AU COLLEGE</u>	78
<u>I.1. Evolution des performances posturales au cours des 4 années du protocole</u>	78
I.1.1. Evolution des performances d'équilibration orthostatique des élèves au collège au cours des 4 années (6°, 5°, 4°, 3°) du protocole	78
<i>I.1.1.1. Comparaison avec les valeurs adultes (Normes 85)</i>	78
<i>I.1.1.2. Surface du statokinésigramme</i>	79
<i>I.1.1.3. Longueur du statokinésigramme</i>	81
<i>I.1.1.4. Analyse spectrale du stabilogramme: Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz)</i>	82
I.1.2. Evolution des performances d'équilibration en condition dynamique des élèves au collège au cours des 4 années (6°, 5°, 4°, 3°) du protocole	86
<i>I.1.2.1. Comparaison des indices de posturologie des collégiens avec ceux des adultes</i>	86
<i>I.1.2.2. Equilibration dynamique dans le sens antero-posterieur</i>	87
<i>I.1.2.2.1. Longueur du dynamogramme et longueur de déplacement du pivot de la plate-forme</i>	87
<i>I.1.2.2.2. Analyse spectrale du dynamogramme Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz)</i>	90
<i>I.1.2.3. Equilibration dynamique dans le sens medio-lateral</i>	94
<i>I.1.2.3.1. Surface du dynamogramme</i>	94
<i>I.1.2.3.2. Longueur du dynamogramme et longueur de déplacement du pivot de la plateforme</i>	95
<i>I.1.2.3.3. Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz)</i>	100
<u>I.2. Corrélations entre la survenue de la poussée pubertaire et la dégradation des performances posturales : rôle d'un mobilier ergonomique visant à modifier l'incidence du vecteur gravitationnel sur le corps</u>	104
I.2.1. Mise en évidence de la poussée pubertaire	104
I.2.2. Poussée pubertaire et performances posturales en conditions orthostatiques	107

<i>I.2.2.1. Présentation de quelques courbes parmi les plus représentatives des différents cas de figure</i>	107
I.2.2.1.1. Pics des deltas surface et longueur « synchrones » avec le pic de vitesse de croissance	108
I.2.2.1.2. Pics des deltas surface et longueur en décalage d'un an avec le pic de vitesse de croissance	109
I.2.2.1.3. Dissociation entre les pics surface et longueur	109
I.2.2.1.4. Pic des deltas longueur et surface non reliés au pic de vitesse de croissance : cas de figure « non »	110
<i>I.2.2.2. Répartition des effectifs en fonction des différents cas de figures (synchrones, en décalage d'un ou de deux ans, ou non)</i>	110

I.2.3. Poussée pubertaire et performances posturales en conditions dynamiques	121
--------------------------------------------------------------------------------------	-----

<u>I.3. Prévalence du mal de dos et rôle du mobilier ergonomique</u>	124
-----------------------------------------------------------------------------	-----

<u>II. UTILISATION D'UN ALIEMENT LONGUE DUREE EN POSITION ANTIORTHOSTATIQUE COMME MOYEN DE MODIFIER L'INCIDENCE DE L'ANGLE DU VECTEUR GRAVITATIONNEL AVEC LE GRAND AXE DU CORPS</u>	126
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

<u>II.1. Evolution des performances d'équilibration en condition orthostatique des volontaires ayant participé au « bed-rest » :</u>	127
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

II.1.1. Surface du statokinésigramme	127
---------------------------------------------	-----

II.1.2. Longueur du statokinésigramme	128
----------------------------------------------	-----

II.1.3. Analyse spectrale du stabilogramme en X	130
--------------------------------------------------------	-----

<i>II.1.3.1. Energie spectrale des bandes de basses (0-0.5Hz) et moyennes (0.5-2Hz) fréquences et énergie spectrale totale</i>	130
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

<i>II.1.3.2. Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz)</i>	134
------------------------------------------------------------------------------	-----

II.1.4 Analyse spectrale du stabilogramme en Y : énergie spectrale totale et énergie spectrale des bandes de basses fréquences (0-0.5Hz)	136
-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

<u>II.2. Evolution des performances d'équilibration dynamique dans le sens antero-posterieur des volontaires au « bed-rest »</u>	138
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

II.2.1. Surface du dynamogramme	138
----------------------------------------	-----

II.2.2. Longueur du dynamogramme	140
-----------------------------------------	-----

II.2.3. Analyse spectrale du stabilogramme en X	141
--------------------------------------------------------	-----

II.2.3.1. <i>Energie spectrale totale</i>	141
II.2.3.2. <i>Energie spectrale des bandes de basses (0-0.5Hz), moyennes (0.5-2Hz), hautes fréquences (2-maxHz)</i>	143
II.2.4. Analyse spectrale du stabilogramme en Y	146
II.2.4.1. <i>Energie spectrale totale</i>	146
II.2.4.2. <i>Energie spectrale des bandes de basses (0-0.5Hz) et hautes fréquences (2-maxHz)</i>	148
<u>II.3. Evolution des performances d'équilibration dynamique dans le sens medio-lateral des volontaires au « bed-rest »</u>	150
II.3.1. Surface du dynamogramme	150
II.3.2. Longueur du dynamogramme	152
II.3.3. Analyse spectrale du stabilogramme en X : Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz) et énergie spectrale totale	154
II.3.4. Analyse spectrale du stabilogramme en Y	157
II.3.4.1. <i>Energie spectrale totale</i>	157
II.3.4.2. <i>Energie spectrale des bandes de basses, moyennes, hautes fréquences (2-maxHz)</i>	158

<u>I. ETUDE POSTUROGRAPHIQUE AU COLLEGE AVEC LA MODIFICATION DE LA POSITION ASSISE PROVOQUEE PAR L'UTILISATION D'UN MOBILIER SPECIFIQUE</u>	164
<u>I.1. Relevé des indices de posturologie statique et dynamique des élèves au collège</u>	164
I.1.1. Comparaison avec d'autres études de ce type réalisées chez l'enfant en milieu scolaire et avec les normes publiées chez l'adulte	164
<i>I.1.1.1. Relevés stabilométriques réalisés chez les enfants</i>	164
<i>I.1.1.2. Comparaison des performances avec les adultes</i>	165
I.1.2. Influence de la poussée pubertaire sur les performances posturales	174
<i>I.1.2.1. Mise en évidence de la poussée pubertaire et son effet sur les performances posturales</i>	174
<i>I.1.2.2. Influence de la poussée pubertaire sur les performances en statique</i>	175
<i>I.1.2.3. Influence de la poussée pubertaire sur les performances en dynamique</i>	176
<i>I.1.2.4. Différences de comportement suivant le sexe</i>	177
<u>I.2. Utilisation d'un mobilier scolaire ergonomique, faisant varier l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et l'axe du rachis, par rapport à un mobilier scolaire conventionnel</u>	177
I.2.1. Avantages du mobilier ergonomique par rapport au mobilier conventionnel	177
I.2.2. Incidence du mobilier ergonomique sur la dégradation des performances statiques et dynamiques entraînées par la poussée pubertaire	184
<u>I.3. Incidence du mobilier ergonomique sur la prévalence du mal de dos</u>	187

<u>II. ETUDE POSTUROGRAPHIQUE DES CONSEQUENCES D'UN ALIEMENT DE LONGUE DUREE AVEC MODIFICATION DE LA POSITION COUCHEE PAR UN DECUBITUS ANTIORTHOSTATIQUE</u>	188
<u>II.1. L'alitement-repos, l'alitement-forcé pour raisons médicales et l'alitement-expérimental ou HDBR</u>	188
<u>II.2. Modifications des performances posturales à la suite d'un HDBR de 60 jours chez un groupe de sujets féminins</u>	191
<u>II.3. Efficacité des contremesures sur les performances posturales comme moyens de lutter contre les effets délétères de l'HDBR</u>	192
II.3.1. Condition d'équilibration statique	192
II.3.2. Condition d'équilibration dynamique	194
II.3.3. Différenciation statique, dynamique	194

<i>PARTIE V : CONCLUSION</i>

<u>CONCLUSION</u>	196
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	201
<u>ANNEXE</u>	218
<u>TITRE ET RESUME EN ANGLAIS</u>	221

ABREVIATIONS

AFNOR : Association Française de Normalisation
AP : Antéro-postérieur
AR: Arrière
AV: Avant
BDC : Basal Data Collection
BTP : Bâtiments et Travaux Publics
CCPPRB : Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale
CHU : Centre Hospitalo-Universitaire
CNES : Centre National d'Etudes Spatiales
CoP : Centre de Pression Podal
CSA : Agence Spatiale Canadienne
ESA : Agence Spaciale Européenne
FF : Fast Fatigable, type IIb
FFT : Fast Fourier Transform
FR : Fast Resistant, IIa
G : symbole du vecteur gravitationnel
HDBR : Head-Down-Bed-Rest
INSEE : Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques
ISO : Organisation Internationale De Normalisation
LFS : Longueur En Fonction De La Surface
MEDES : Institut de Médecine et de Physiologie Spatiale
ML : Médio-Latéral
NASA : La National Aeronautics and Space Administration (Administration nationale de l'aéronautique et de l'espace)
R : Recovery
REVIP : Réflexe Visuo-Postural
SNC : Système Nerveux Central
SO : Slow Oxydative, type I
TMS : Troubles Musculo-Squelettique
UM : Unité Motrice
WISE : Women International Space Simulation for Exploration
YF : Yeux Fermés
YO : Yeux Ouverts

I. PRESENTATION DU TRAVAIL :

L'acte moteur premier de l'Homme, afin de satisfaire l'accomplissement de ses comportements les plus élémentaires (déplacements, prélèvements dans son milieu, attaque, fuite ou reproduction) est *l'érection* de son corps. Mais un obstacle majeur s'oppose à cet acte moteur fondamental : la Gravité universelle, force d'attraction que la terre exerce sur notre corps et qui s'exprime par la force de Pesanteur que nous appelons notre poids.

« La pesanteur, disait Victor Hugo, ce tyran de l'Homme ».

(Lettre-préface adressée de Guernesey à NADAR au moment de la publication du Manifeste (janvier 1864)).

En effet, le vecteur gravitationnel conditionne chacune des activités de l'Homme et son aptitude à s'ériger et à contrôler sa posture et son équilibre.

La manière (l'incidence) dont ce vecteur s'exerce sur le grand axe du corps (l'axe du rachis) dépend de la posture que prend l'individu.

La station érigée bipède prive l'Homme du large et confortable polygone de sustentation qu'offre la quadrupédie. La bipédie adoptée par l'Homme primitif rend fatigants les déplacements au cours de ses chasses, cueillettes et migrations, car nécessite une lutte antigravitaire de tout le corps et de chaque instant.

Pour éliminer cette fatigue musculaire antigravifique, l'Homme organise régulièrement son repos entre une position assise et une position couchée nécessaire à la survenue des phases de sommeil récupérateur.

Aujourd'hui on peut dire, de manière schématique et donc réductionniste, qu'un individu moyen des sociétés occidentales vit sa lutte antigravifique en partageant son activité, de manière équitable, entre une position debout, assise et couchée (voir figure 3 exemples N° 1.2.3.). Pour beaucoup de nos concitoyens, on peut chiffrer les proportions de ces 3 postures à 1/3, 1/3, 1/3, soit sur une périodicité de 24 heures, d'environ 8 heures dans chacune de ces 3 positions.

Il est donc fondamental, pour minimiser les tensions musculaires engendrées par la lutte antigravifique, de diminuer voire supprimer régulièrement les tractions qu'exercent les muscles antigravitaires, sur les pièces squelettiques, pour assurer l'érection du corps. Dans l'acte moteur postural, il faut donc organiser périodiquement des « *dis-tractions* ». Ce mot distraction, selon le petit Robert, vient du latin *-dis-* indiquant la séparation ou la différence et du latin *-tractio-* qui est l'action de tirer, de tendre. Cette action représente une force longitudinale provoquant l'allongement du corps c'est-à-dire son extension. Cette « dis-traction » est bien ce que recherche l'individu pour

lutter contre les tensions musculo-squelettiques exercées par l'attraction universelle (la gravitation) : la détente au propre comme au figuré. Ainsi, ce mot de distraction a associé la distraction du corps et de l'esprit et donc a été assimilé aux périodes de repos de notre vie ; les distractions venant gommer les séquelles d'une activité professionnelle.

Dans son activité professionnelle l'Homme n'a pas toujours la possibilité d'introduire un aménagement des conditions de son labeur pour assurer ces « dis-tractions ». Il peut alors survenir une succession de réactions physiologiques, physiopathologiques mais aussi psychologiques qui peut concerner l'ensemble des organes de notre corps et en particulier l'appareil musculo-squelettique que l'on peut rassembler sous le terme de *-stress-*.

Une des manifestations les plus courantes de ce stress musculo-squelettique est ce que l'on appelle aujourd'hui les troubles musculo-squelettiques (TMS) dont le mal de dos (rachialgies) est la manifestation la plus fréquente. Parmi les parties du dos qui souffrent le plus, on trouve de manière récurrente la partie basse ou lombaire : ce sont les *lombalgies*. Les travaux de Gourmelen et al. (2007) donnent la fréquence des lombalgies, dans la population française de 30 à 64 ans, à partir des résultats de deux enquêtes nationales réalisées par l'INSEE : l'enquête Handicap, Incapacité et Dépendance, portant sur 6 929 personnes et l'enquête Décennale de Santé entre 2002 et 2003 portant sur 16 406 personnes. La prévalence d'un épisode de lombalgie d'au moins un jour, dans les 12 mois précédents l'étude, est de 55% de la population. La prévalence de lombalgies d'au moins 30 jours, dans les 12 mois précédents, est de 18% et celle des lombalgies entraînant une limite de l'activité motrice est de 8% de la population interrogée. Ces résultats sont comparables à ceux obtenus lors d'études similaires réalisées dans d'autres pays. Des chiffres récents (2007) fournis par le ministère du travail (Prévention BTP, 2009), ayant pour source l'Agence Européenne pour la Sécurité et la Santé au Travail, montre que 25% des travailleurs européens, tout âge et sexe confondus, présentent des TMS. En France, en 2006, 32 000 TMS ont été indemnisés, 7 millions de journées de travail ont été perdues et 710 millions d'Euros de frais ont été couverts par les cotisations des entreprises. C'est pour cette raison que le Ministère du Travail a lancé, en 2009, une campagne de communication pour la prévention des TMS avec le slogan suivant : « quand un salarié souffre, c'est toute l'entreprise qui est affaiblie ».

Le mal de dos ne touche malheureusement pas que les personnes adultes puisque les enquêtes épidémiologiques réalisées en France chez l'enfant et l'adolescent, estiment la prévalence cumulée des lombalgies entre 30 et 50% des sujets interrogés (Balagué et al., 1988, Troussier et al., 1994, Troussier et Balagué 1999). Des valeurs comparables sont retrouvées pour des études internationales (Watson et al., 2002). Une enquête réalisée auprès des jeunes (Hamimi 2008), a montré que la position assise était le premier facteur déclenchant les rachialgies (31%) devant la pratique sportive (26%), le poids excessif des cartables (21%) et la position debout (16%).

Il paraît donc évident, comme l'a montré Nachemson (1975) que les postures (assise ou debout) aussi bien que les activités (professionnelles, sportives ou de loisirs) des individus sont en relation avec la prévalence du mal de dos et que les contraintes imposées au rachis peuvent varier en fonction de la position (figure ci-après).

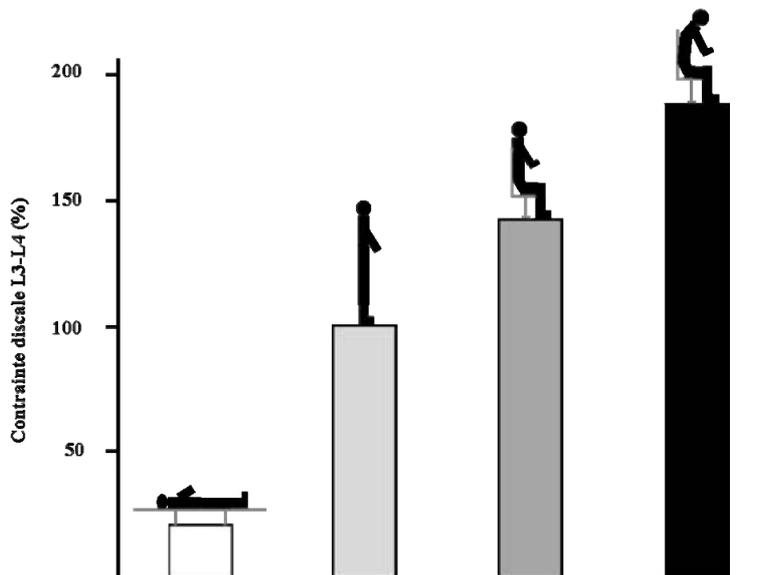


Fig. 1 : Evolution en pourcentages des contraintes par rapport à la posture de référence (debout orthostatique=100%) exercées sur le rachis (L3-L4) en fonction de différentes postures : couchée, assise avec appuis dorsaux et pédieux, assise penchée en avant avec peu d'appui dorsal et appui pédieux. Schéma inspiré de Nachemson, 1975.

Une réflexion sur l'aménagement des conditions de travail, afin de minimiser la fatigue, de prévenir les douleurs et donc d'augmenter l'efficacité dans la « tâche », a conduit à l'émergence d'une discipline : « l'ergonomie ». L'ergonomie au cours des activités « laborieuses » de l'Homme a longtemps été instinctive : chaque acteur d'un métier inventait des moyens de prévenir sa fatigue et les perfectionnait pendant des millénaires. Les manipulations des instruments de la ferme ou de l'atelier cherchaient à réduire l'effort musculaire nécessaire à ces manipulations et en particulier celui entraîné par la lutte antigravifique. L'Homme dans ses activités respectait donc le principe fondamental de fonctionnement d'une Nature intuitivement orientée vers une économie scrupuleuse de son énergie à l'image du proverbe anglais :

« Minimum is Optimum ».

De nombreux exemples peuvent être cités comme étant des preuves de cette « ergonomie instinctive » de l'Homme pour minimiser les contraintes gravitationnelles sur le corps en répartissant les appuis antigravifiques (voir figure 2). Ainsi, pour traire ses vaches, le paysan fixait à son pantalon, par une ceinture, un tabouret à un seul pied qu'il déplaçait avec lui d'une bête à l'autre (Fig.2-1). Ce tabouret permettait d'augmenter le polygone de sustentation et de diminuer de ce fait la dépense musculaire antigravifique. Le cavalier inventait la selle et les étriers qui jouait la même fonction en assurant plus d'appuis de son corps sur le cheval et permettait d'améliorer son

équilibre (Fig 2-1). Pendant des heures, le moine prie parfois à genoux, le plus souvent assis ou debout. Dans sa stalle, se levant, il relevait alors son siège sous lequel était fixé un plan incliné lui permettant de s'appuyer sur ses pieds et sur son bassin en ayant l'air d'être debout : cet appui supplémentaire s'appelle « une miséricorde » (Fig. 2-3). On peut trouver aujourd'hui ce principe de plan d'assise incliné dans beaucoup de sièges ergonomiques qui sont proposés aux salariés dans le monde professionnel comme par exemple le travailleur à la chaîne dans un abattoir de poulet (Fig.2-4) ou dans le monde scolaire comme le mobilier ergonomique scolaire Hephaïstos® (Voir matériel et méthode fig. 17).

Les premières évaluations instrumentales, quantifiées, de la posture de l'homme, datent de 1860 avec les travaux pionniers de Vierordt (cités par Gagey -2004). Celui-ci enregistrait les oscillations posturales de l'homme grâce à une plume fixée à la tête du sujet par un casque et qui inscrivait les oscillations posturales sur une feuille enduite de noir de fumée au plafond. Depuis, diverses techniques ont été proposées pour enregistrer les oscillations posturales d'un individu. Ces techniques se sont largement appuyées sur les progrès de l'électronique et l'informatique, et ont donné naissance à une discipline nouvelle : la **posturographie**. Le but de celle-ci est d'évaluer, dans des conditions standardisées, **la stabilité** de l'individu, c'est-à-dire sa capacité à se maintenir dans une posture donnée le plus près possible de sa position d'équilibre. En effet l'équilibre est dit stable si le sujet est capable de revenir à tout moment à sa posture d'origine et à maintenir celle-ci. Cette posture initiale est soumise à des contraintes internes et externes au sujet. Les contraintes internes étant la volonté de maintenir une certaine posture et donc les moyens moteurs engagés dans ce but ; les contraintes externes étant par exemple la nature et la stabilité du support ou les forces naturelles (ex. vent) ou non (le fait de pousser le sujet) qui s'appliquent au sujet. Une contrainte permanente sur terre, conditionnant à la fois les contraintes internes et externes et jouant un rôle fondamental dans la stabilité de l'individu est la force gravitationnelle. Evaluer la stabilité d'un individu est évaluer le niveau des performances du contrôle postural grâce à une mesure objective et reproductible. Cette mesure permet d'apprécier les éventuelles déficiences de l'individu et d'orienter la pertinence d'un geste thérapeutique.

Le champ d'action de la **posturographie** est non seulement une analyse quantitative des capacités stabilisatrices du sujet mais également une analyse des stratégies motrices mises en place. Le but fondamental de cette discipline est d'aboutir à une meilleure compréhension des mécanismes du **contrôle moteur postural**.

Différentes analyses posturales ont été réalisées au cours du maintien d'une posture, d'un changement de posture, de perturbations des divers canaux sensoriels impliqués dans le contrôle postural ainsi qu'en réponse à des stimulations externes ou internes de l'individu.

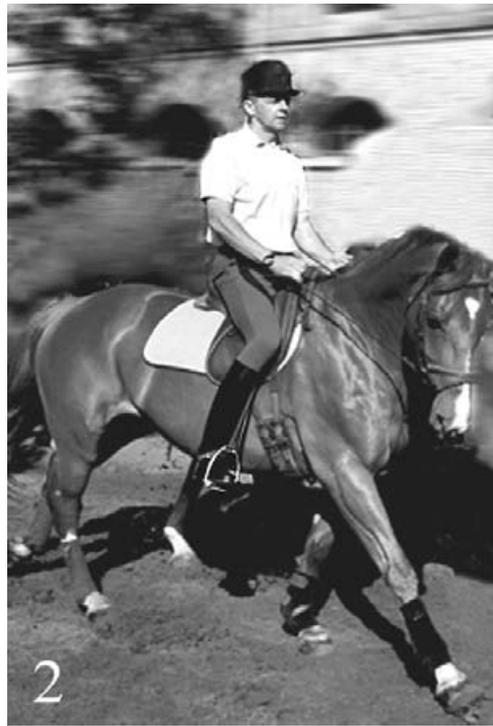


Fig. 2 : Différents moyens inventés par l'homme de façon à augmenter le polygone de sustentation et mieux répartir les contraintes antigravifiques sur le corps: 1/ le tabouret du trayeur; 2/ le cavalier sur sa selle; 3/ la miséricorde du moine; 4/ siège ergonomique dans un abattoir de poulets.

De nombreux **outils** ont été proposés pour évaluer la stabilité d'un sujet, parmi ceux-ci on peut citer :

- les techniques qui permettent de suivre l'évolution des coordonnées spatiales tridimensionnelles d'un point-repère anatomique dans un référentiel orthonormé à l'aide d'un enregistrement vidéographique couplé à un traitement informatique : ce sont les **systèmes opto-électroniques**.
- les mesures des angulations de diverses articulations (tête-tronc, hanche, genou, chevilles) à l'aide de capteurs : **goniométrie**.
- les mesures des accélérations de divers points du corps : **accélérométrie**.
- les enregistrements des activités électriques de divers muscles qui permettent d'étudier la chronologie de mise en jeu des muscles mais aussi leur « pattern » (patron: mode) d'activation : **électromyographie**.
- les enregistrements des variations de pression sous chaque pied en faisant une véritable cartographie des pressions sous toute la surface d'appui (plante des pieds) : **baropodométrie**.
- les plates-formes de force dites de **stabilométrie** qui est l'outil le plus largement répandu.

C'est l'instrumentation de référence en pratique clinique courante. Les mesures se font dans des conditions standardisées qui imposent la position fondamentale antigravitaire de l'espèce humaine, debout ou **posture orthostatique**. Grâce à un gabarit de positionnement des pieds sur cette plate-forme, le **polygone de sustentation** du sujet est alors parfaitement connu.

L'état **d'équilibre** est obtenu lorsque le centre de gravité de l'individu se projette au barycentre du polygone de sustentation sur la plate-forme. C'est à cet endroit que naît la force de réaction du support appliquée au niveau des appuis et qui s'exerce en sens inverse et dans le même axe que le vecteur gravitationnel. Le point d'application résultant de la composante principale de cette force est le **centre de pression podal (CoP)**.

Les plates-formes de stabilométrie grâce à divers types de capteurs permettent d'enregistrer dans les trois axes du référentiel galiléen (OXYZ) les déplacements du CoP. Quand le sujet est en équilibre dans une posture orthostatique, le barycentre du polygone de sustentation est confondu avec le centre de pression podal (CoP) et le vecteur gravitationnel est confondu avec l'axe sagittal du rachis. Le tonus musculaire est alors harmonieusement réparti dans tous les muscles antigravifiques (on parle **d'eutonie musculaire**).

Cet état d'équilibre n'est obtenu que de manière **transitoire** dans la mesure où l'individu n'est pas un sujet inerte. Toute la difficulté du contrôle postural est donc de rechercher en permanence cet état d'équilibre. Cette recherche amène donc l'individu à être animé de mouvements oscillatoires d'amplitudes et de fréquences variables. Lorsque les amplitudes et les fréquences de ces oscillations sont minimales, les performances posturales sont alors optimales. La dépense énergétique engagée dans le travail postural est alors à son plus faible niveau comme la fatigue musculaire engendrée par

la lutte antigravifique. Les plates-formes de force utilisées en stabilométrie permettent une quantification des performances posturales en enregistrant le déplacement du CoP au cours des oscillations posturales.

Le contrôle moteur postural consiste donc en une répartition harmonieuse de ce tonus musculaire dans tous les muscles antigravifiques de sorte que l'axe du corps soit confondu avec le vecteur gravitationnel. Différents récepteurs sensoriels sont impliqués dans le contrôle postural : la vision, la proprioception vestibulaire et musculo-articulaire, la sensibilité somesthésique cutanée. Ces informations sensorielles subissent un traitement (intégration, combinaison) dans le système nerveux central avec en particulier des calibrations (analyse de concordance) entre les divers canaux sensoriels pour aboutir au fur et à mesure de la maturation du contrôle moteur postural à l'acquisition **d'un modèle de la représentation interne de la position du corps dans l'espace : le schéma corporel.**

Le contrôle postural se fait à chaque instant par une comparaison des sensations issues des récepteurs posturaux qui doivent fournir, à partir des changements de répartition du tonus musculaire, la représentation la plus conforme au modèle interne. C'est à l'issue de ces comparaisons (sensation de la position du corps dans l'espace-modèle interne) que se règle la répartition du tonus musculaire dans les muscles posturaux : **tonus musculaire antigravifique.**

Toute anomalie dans la répartition de ce tonus entraîne une **asymétrie tonique posturale**. Le grand axe du corps tend de plus en plus à ne plus être confondu avec le vecteur gravitationnel et le CoP a du mal à se stabiliser au barycentre du polygone de sustentation. Certains muscles antigravifiques se trouvent donc en hypotonie tandis que d'autres sont en hypertonie pour tenter de ramener le CoP à sa position idéale. Il apparaît alors des contractures musculaires, des hyperpressions au niveau des articulations en particulier au niveau des disques intervertébraux et parfois même des compressions sur le trajet des nerfs.

Ces phénomènes entraînent, outre des anomalies de posture, des douleurs musculaires, articulaires et nerveuses ainsi que des difficultés dans des tâches motrices ou cognitives (apprentissage, lecture) qui ont été parfois rassemblées sous l'appellation de syndrome de déficience posturale (Martins da Cunha, 1986).

Le mal de dos est en relation avec la régulation de la posture.

La qualité du contrôle postural dépend donc, nous l'avons vu plus haut, des calibrations qui sont faites en permanence entre les différentes postures que prend le corps et les sensations fournies par celles-ci.

Cette qualité est « *optimum* » quand la dépense énergétique musculaire nécessaire pour maintenir une posture, adaptée à la réalisation d'un acte moteur, est « *minimum* ».

Il paraît donc évident que les performances posturales d'un individu, **mesurées dans la condition debout avec les plates-formes de force**, vont dépendre de la durée et de la qualité des deux autres phases posturales les plus fréquentes, **assise ou couchée**, réparties sur la périodicité circadienne.

Nous nous sommes donc donné l'hypothèse de travail suivante : les modifications de la durée et de la qualité des périodes assise et couchée de l'individu doivent entraîner des modifications des performances posturales puisqu'elles doivent modifier les sensations fournies par les différents canaux sensoriels renseignant sur la posture de l'individu et donc les intégrations et recalibrations qui s'exercent en permanence dans les centres intégrateurs posturaux. Ces modifications doivent aboutir à une non concordance avec le modèle de la représentation interne du corps dans l'espace et entraîner des changements dans l'efficacité du contrôle postural.

Ceci nous a conduits à utiliser deux situations expérimentales : une dans laquelle nous avons modifié la position assise par l'utilisation d'un **meuble spécifique** et l'autre dans laquelle nous avons modifié la position couchée par l'inclinaison du lit de façon à placer le sujet en **décubitus antiorthostatique** c'est-à-dire la tête légèrement inclinée vers le bas par rapport aux pieds (fig. 30). Dans ces deux situations, nous avons donc fait varier **l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps** (fig 3).

Pour ce faire, nous avons saisi l'opportunité de participer à deux grands protocoles expérimentaux impliquant différents acteurs sociaux-politiques :

i) la modification de la position assise a été réalisée en proposant à des élèves d'un collège de travailler en utilisant un mobilier scolaire ergonomique et à comparer, sur 4 années successives, l'évolution longitudinale de leurs performances posturales par rapport à des élèves équipés d'un mobilier scolaire conventionnel. Nous avons choisi les classes de 6^{ème} à 3^{ème} parce qu'on sait que les élèves, dans ces tranches d'âges, vont présenter des modifications anthropométriques, physiologiques et psychiques importantes avec la survenue de la puberté. Ces modifications nécessitent, dans la maturation du contrôle postural, des recalibrations indispensables. Ce protocole a été organisé grâce à une convention établie d'une part entre l'Inspection de l'Académie, le Conseil Général de l'Aveyron et d'autre part, le laboratoire de Neurophysiologie de la Faculté de Médecine de Toulouse (Université Paul Sabatier) auquel nous appartenons. Le mobilier ergonomique (Hephaïstos ®) utilisé dans ce protocole offre des appuis différents et supplémentaires (appuis tibiaux, plans d'assise et de travail inclinés) par rapport à un mobilier conventionnel. Il permet en

particulier de manipuler l'angle entre le vecteur gravitationnel et l'axe du rachis (fig. 3 exemple N°4). Ce protocole a permis :

- de faire des relevés posturologiques sur une population d'enfants d'âge compris entre 10 et 15 ans afin d'établir des normes,
- de faire un suivi longitudinal de ces performances sur 4 années consécutives chez les mêmes enfants et de voir la conséquence de la survenue de la poussée pubertaire sur les performances posturales,
- de voir si, en aménageant le poste de travail en faisant varier, dans la position assise, l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et l'axe du corps, les performances posturales du sujet étaient modifiées et, en particulier, si les conséquences posturales de la poussée pubertaire étaient différentes en fonction du mobilier scolaire utilisé.

Les implications pratiques de ce travail sont de donner ou pas des arguments pour la généralisation de la mise en place de ce type de mobilier au niveau des établissements scolaires afin d'améliorer les capacités d'apprentissage des élèves et de prévenir le mal de dos des enfants.

ii) *la modification de la posture en position couchée (« bed-rest »)*, a été obtenue en changeant l'inclinaison d'un lit c'est-à-dire en plaçant la tête du lit à -6° par rapport à l'horizontale (0°) ce qui provoque, par rapport à la situation couchée conventionnelle, une augmentation de l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel avec l'axe du rachis. L'angle formé par le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps passe de 90° à 96° comme le montre la figure 3, exemple N°5. Les volontaires participant à ce protocole sont donc placés dans cette situation (décubitus antiorthostatique ou « *head-down-bed-rest* », HDBR) pendant 60 jours d'affilé. Cette situation expérimentale impose une logistique importante qui n'a pu être obtenue que grâce à une collaboration internationale : c'est le protocole WISE 2005, organisé à des fins de recherche spatiale par les agences spatiales européenne (ESA), canadienne (CSA), française (CNES) et américaine (NASA). Cette situation expérimentale est sensée reproduire la plupart des effets physiologiques de la microgravité rencontrés au cours des vols spatiaux. Ce protocole a été réalisé au MEDES, clinique spatiale du CHU Rangueil à Toulouse, qui a déployé les moyens logistiques nécessaires à sa mise en place.

Nous avons donc effectué des relevés posturographiques avant et après cet alitement antiorthostatique continu de 60 jours en comparant les performances dans 3 groupes de sujets : sujets témoins, sujets réalisant des exercices musculaires spécifiques et sujets soumis à un régime nutritionnel spécifique. Ces deux derniers groupes étaient constitués pour tenter de voir si l'on pouvait mettre au point des méthodes prophylactiques pour prévenir les effets néfastes d'un

alitement de longue durée qui sont comparables à ceux rencontrés en microgravité au cours des vols spatiaux.

Ces recherches, orientées dans le but d'améliorer les conditions de vie des spationautes au cours des vols spatiaux de longue durée, ont aussi des implications immédiates de recherche fondamentale. En effet, dans la compréhension des mécanismes du contrôle moteur postural, elles vont permettre d'apprécier les conséquences entraînées par des perturbations induites par une augmentation de la durée de l'alitement et de l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps.

Enfin, elles peuvent aussi bénéficier aux patients contraints de subir, en raison de leur pathologie, un alitement de longue durée.

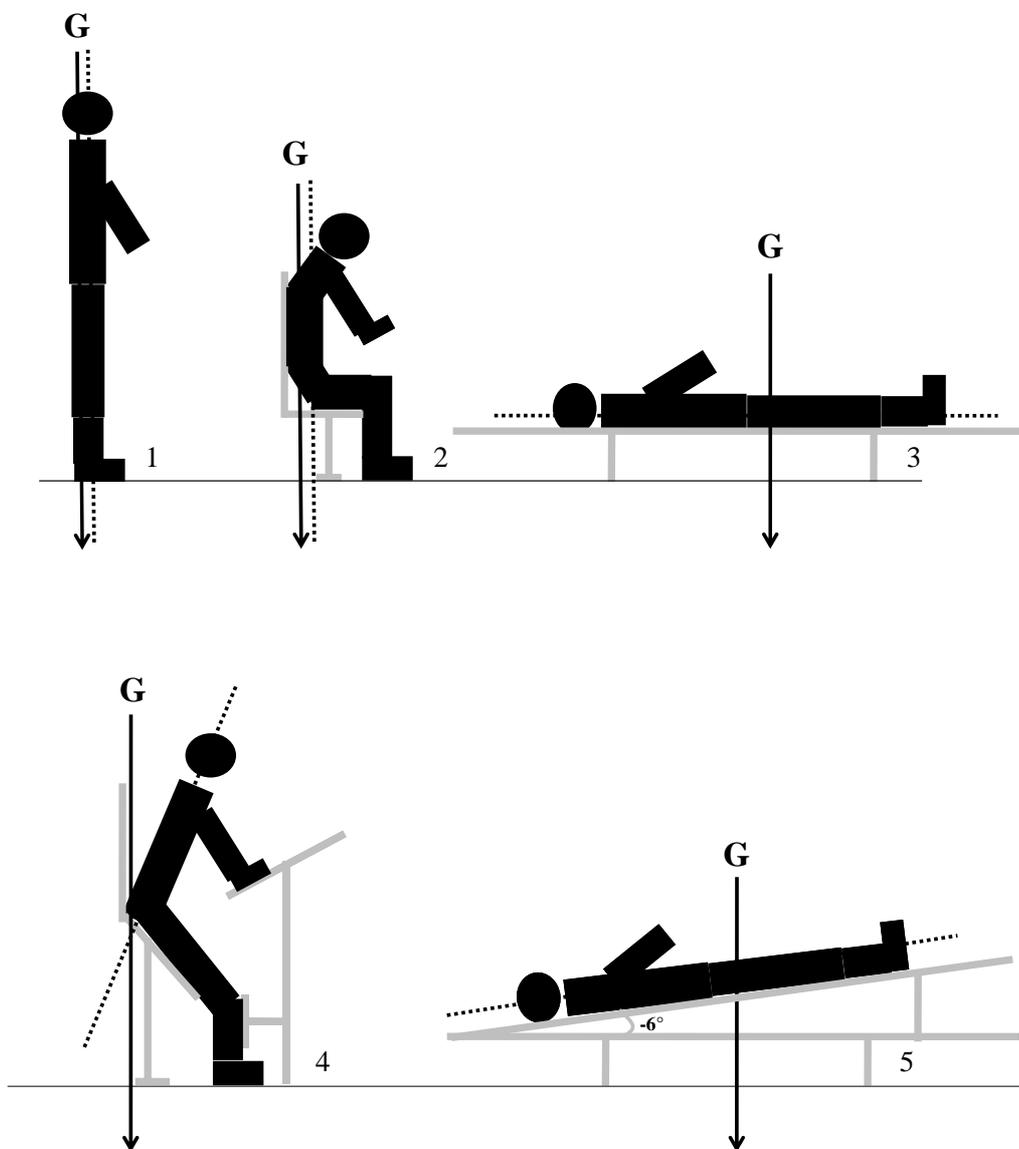


Fig. 3 : Variation de l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel par rapport au grand axe du corps dans diverses postures de l'individu : 1/debout orthostatique ; 2/ assise conventionnelle ; 3/ couchée conventionnelle ; 4/ assise sur mobilier ergonomique ; 5/ couchée en position de décubitus antiorthostatique (-6°).

II. LES ACTIVITES POSTURO-CINETIQUES.

II.1. Définitions (d'après Dupui et Montoya, 2001) :

La **posture** (ou attitude) est un agencement des différents segments corporels les uns par rapport aux autres à un moment donné. **L'équilibre** est un état stable de la posture à l'instant t. C'est l'aptitude au maintien de la posture en dépit des circonstances qui tendent à la perturber. Ces circonstances peuvent être des contraintes extérieures au sujet (subies) ou bien des contraintes internes au sujet (comme c'est le cas dans la locomotion).

L'équilibration est la fonction physiologique qui permet, par la mise en œuvre de différentes boucles de régulation, le maintien de la posture.

La **posture orthostatique** est la station debout érigée. C'est la position fondamentale anti-gravitaire de l'espèce humaine (fig. 4); elle résulte de contractions musculaires toniques presque isométriques. Cet état de contraction permanente des muscles utilisés pour lutter contre la gravité s'appelle : **tonus musculaire**. Celui-ci permet le maintien de la posture contre la gravité qui tend en permanence à faire fléchir le corps en position orthostatique. C'est un état permanent de tension active du muscle, involontaire et variable dans son degré aussi connu sous le nom de contraction tonique. Aussi, le tonus musculaire caractérise le muscle vivant ; au cours du sommeil, par exemple, il diminue mais n'est jamais inexistant. Ce serait par contre le cas par section du nerf moteur du muscle concerné.

Quand une posture est maintenue, le sujet est en équilibre sur le plan de support (polygone de sustentation) par rapport à la force de pesanteur. La somme des moments de force qui agissent sur le corps est nulle : le poids du corps appliqué au centre de gravité est égal à la force de réaction du plan de support appliquée à la sole plantaire. La projection au sol du centre de gravité peut être assimilée au centre de pression podal avec quelques réserves (Gurfinkel et al. 1992, Gagey et Weber, 2004).

Le polygone de sustentation du corps humain, en position orthostatique, est représenté par la surface d'appui au sol des deux pieds et par la surface comprise entre eux deux (Fig. 5).

Dans **l'équilibre dynamique**, au contraire, le polygone de sustentation se déplace et/ou se déforme au cours de mouvements intentionnels (ex : marche) ou sous l'action de forces extérieures.

On peut donc évaluer l'équilibre orthostatique ou dynamique en enregistrant les déplacements du centre de pression podal à l'intérieur du polygone de sustentation. C'est cette technique qui est utilisée pour quantifier l'aptitude d'un sujet à s'équilibrer dans les conditions orthostatiques et dynamiques à l'aide de plateformes de forces (cf. méthodologie et Bizzo et al. 1985).

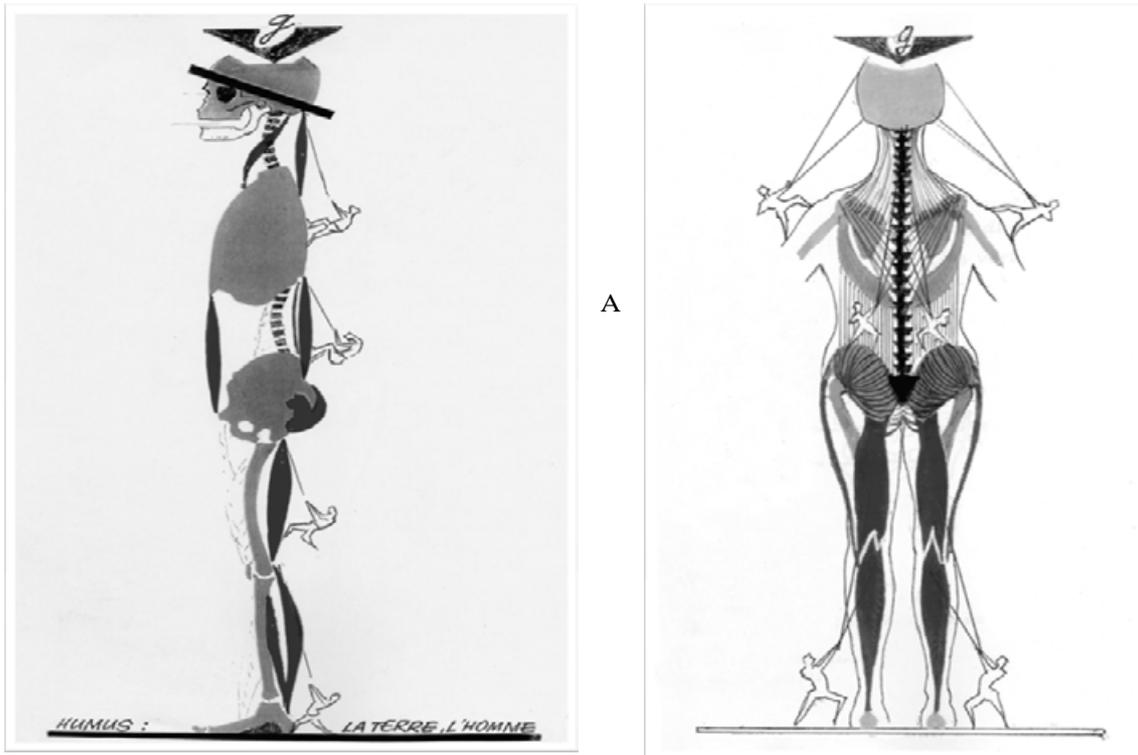


Schéma de Chancholle AR 2002

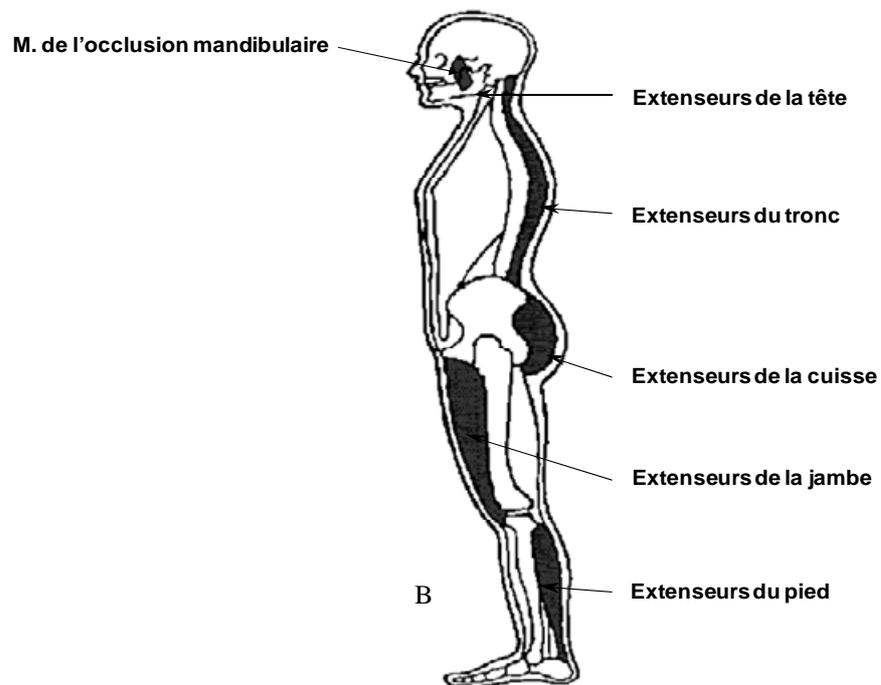


Fig. 4 A : Les actions antigravifiques des muscles impliqués dans le maintien de la posture antiorthostatique (Chancholle, 2002).

Fig. 4 B : Schématisation des muscles antigravitaires et responsables du tonus musculaire.

L'exigüité du polygone de sustentation (Fig. 5) au regard de la taille de la personne permet de comprendre le côté « instable » de la position debout immobile et donc la nécessité de systèmes et de mécanismes élaborés, complexes et performants pour permettre le maintien de cette position.

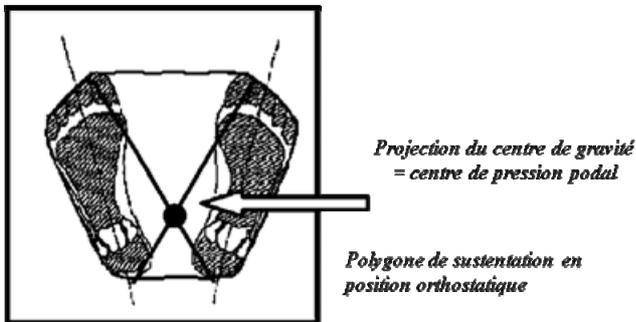


Fig. 5 : Polygone de sustentation et centre de pression podal.

Ces mécanismes, qui appartiennent au contrôle moteur, sont des boucles de régulation qui, dans la plupart des cas, sont réflexes (Fig. 6).

- A l'origine de ces boucles, il y a des **récepteurs sensoriels** qui vont détecter les déplacements du centre de masse de l'individu et apporter ces informations via des canaux sensoriels au SNC.
- Diverses intégrations centrales se réalisent et elles aboutissent à l'élaboration d'une stratégie qui sera ensuite véhiculée par des effecteurs musculaires (unités motrices) qui forment des couples de muscles agonistes-antagonistes dans lesquels sont impliqués tous les muscles antigravifiques.

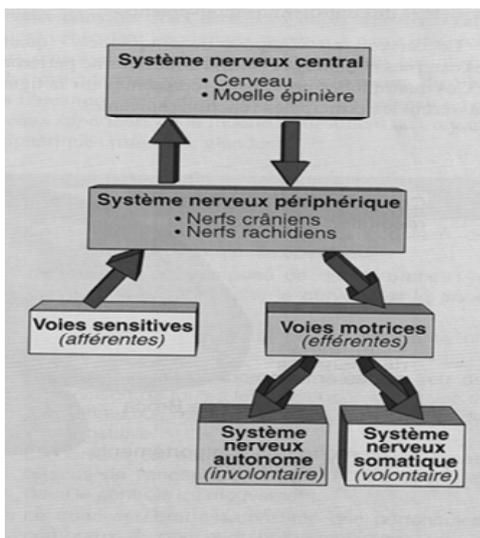


Fig.6 : Organisation fonctionnelle du système nerveux. Schéma de Wilmore et Costill 1998.

La contraction des muscles striés anti-gravitaires maintient l'équilibre au cours de la position de repos ou lors d'un mouvement. Celui-ci concerne la mise en jeu de muscles phasiques. Tous les muscles, extenseurs surtout, mais aussi fléchisseurs, contribuent, par leur activité tonique, au maintien d'une posture choisie et à la consolidation de la position des différents segments articulaires nécessaires à la réalisation des mouvements. Le tonus musculaire est le résultat d'une contraction permanente du muscle, commandée par les motoneurones α . Le réflexe myotatique constitue le maillon déterminant de ce tonus. Le maintien du tonus postural et la réalisation de tout mouvement doivent nécessairement être contrôlés en retour par l'organisme lui-même afin d'en assurer, à tout moment, la correction et l'ajustement à une situation nouvelle. Ce « feed-back » est fondé sur des informations sensorielles qui sont véhiculées par des afférences plus ou moins spécialisées jusqu'au système nerveux central (SNC). Celui-ci, par ses efférences, module le tonus musculaire pour permettre les adaptations nécessaires au maintien de la posture ou à l'harmonie des mouvements.

La faculté de maintenir une position particulière en un temps donné qu'il s'agisse d'équilibration et de contrôle moteur orthostatique ou dynamique est, donc, le résultat de l'intervention de différents systèmes et processus particulier qu'il est important de rappeler.

A partir de ce schéma récapitulatif, il est important de bien comprendre les différentes étapes et systèmes entrant en jeu pour s'équilibrer de manière optimale et efficiente.

II.2. Les canaux sensoriels impliqués dans le contrôle moteur et les activités posturo-cinetiques (d'après Dupui et Montoya, 2003) :

Le canal sensoriel est l'ensemble des structures qui permet l'acheminement des informations sensorielles au niveau du cortex cérébral. Les divers canaux sensoriels sont : la vision, l'audition, le goût, l'odorat et la somesthésie. Dans le contrôle postural, bien que l'on ne puisse pas exclure une participation des canaux auditifs et olfactifs, les canaux sensoriels les plus impliqués sont la vision et la somesthésie. La somesthésie est l'ensemble des informations sensorielles qui représentent la sensibilité générale du corps. Ce sont toutes les informations sensorielles qui n'appartiennent pas aux autres canaux sensoriels. Elles regroupent la sensibilité tactile, thermique, algésique et proprioceptive. Les sensibilités cutanées, tactiles et proprioceptives ont un rôle fondamental dans le contrôle postural. La proprioception est la sensibilité du corps qui permet la notion de schéma corporel. On peut distinguer la proprioception vestibulaire et la proprioception musculo-articulaire (Sherrington 1906).

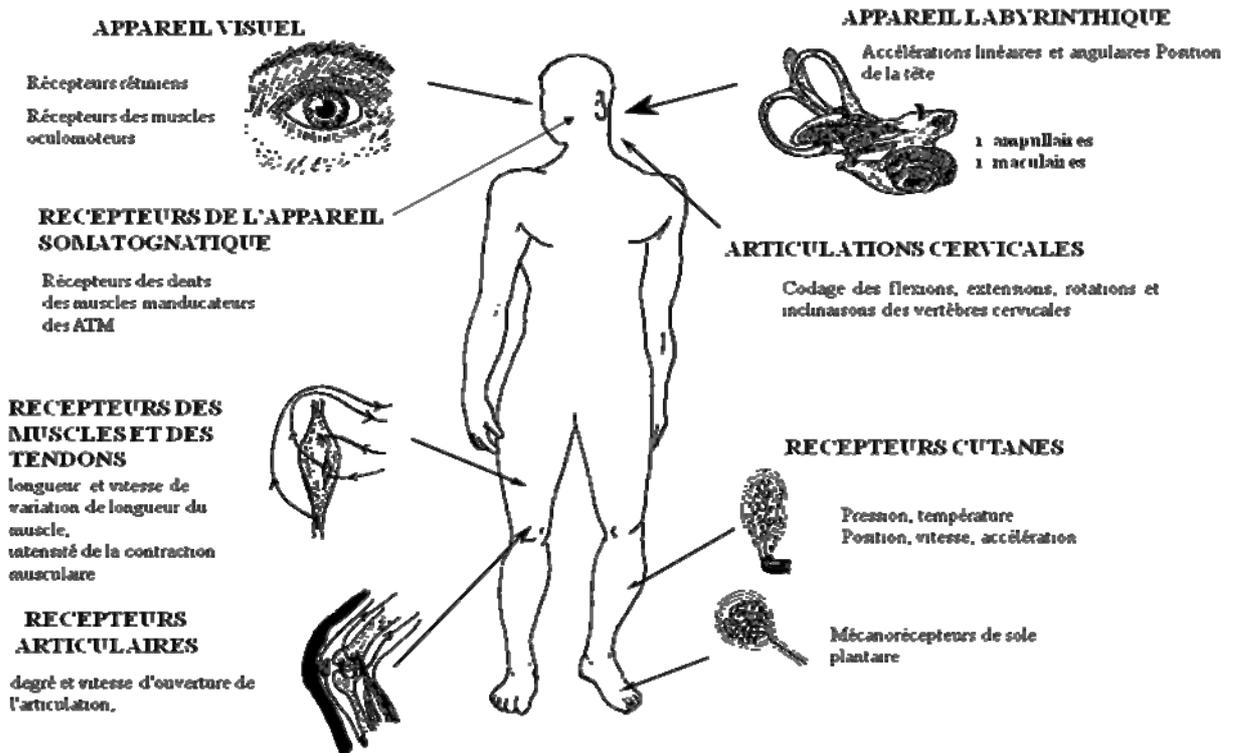


Fig.7 : Systèmes sensoriels impliqués dans la régulation de la posture et de l'équilibre. Schéma de Berthoz 1997 complété par Montoya 2006.

La figure ci-dessus (Fig. 7) représente les différents récepteurs sensoriels impliqués dans le contrôle postural que nous allons passer en revue.

II.2.1. Le canal sensoriel visuel :

Les récepteurs sensoriels visuels appartiennent à deux catégories :

II.2.1.1. Les récepteurs visuels rétiniens :

Ce sont des photorécepteurs (cônes et bâtonnets) de la rétine qui captent les informations visuelles.

On peut distinguer :

- les récepteurs de la rétine centrale qui sont constitués essentiellement de cellules rétiniennes bipolaires de type cône qui ont un seuil de sensibilité à la lumière élevée et élaborent donc une vision photopique (vision de jour), chromatique (vision de la couleur) avec une acuité visuelle

maximale qui permettra un ancrage visuel dans la posture.

- les récepteurs de la rétine périphérique dont les cellules sont majoritairement des bâtonnets qui ont un seuil de sensibilité à la lumière faible et sont donc plus impliqués dans une vision scotopique (vision de nuit), crépusculaire et achromatique. La rétine périphérique a une grande sensibilité au mouvement et est très sensible au flux visuel (déplacement de la scène visuelle sur la rétine). Elle est donc sensible soit à un déplacement de l'individu dans l'environnement (sensation égocentrique) soit à un déplacement de l'environnement autour d'un individu immobile (sensation exocentrique ; Gibson, 1979, Fitzpatrick, McCloskey 1994).

II.2.1.2. Les propriocepteurs visuels :

A côté des exocapteurs rétiniens on va trouver au niveau des muscles oculomoteurs deux types d'endocapteurs : les fuseaux neuromusculaires (détaillés ci-après avec la proprioception musculo-articulaire) et les récepteurs en palissades situés au niveau des jonctions musculo-tendineuses.

Ces récepteurs sont responsables de la proprioception oculomotrice qui donne au SNC la position exacte de l'œil dans l'orbite. Le muscle codant le mouvement est le muscle étiré par la commande motrice : c'est l'antagoniste qui code le plus le mouvement. La vibration de ces récepteurs (Roll 1987) entraîne donc des réactions posturales.

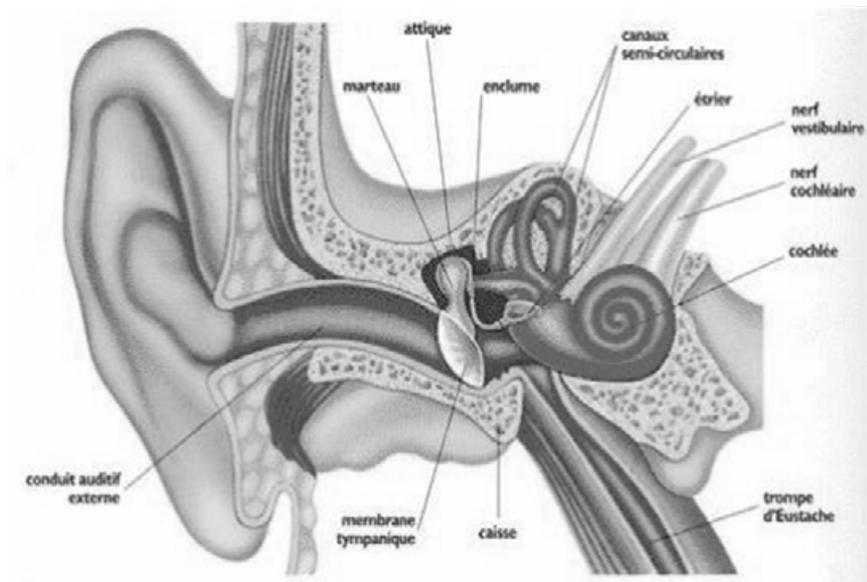
La vision permet l'orientation dans l'espace en donnant des repères visuels de verticalité et la perception du mouvement dans l'espace tridimensionnel. L'image rétinienne est échantillonnée par environ 100 millions de photorécepteurs. Cette dernière passe par les voies optiques, et se projette sur le cortex cérébral occipital. Ce sont ces informations qui permettent de se situer d'un point de vue de la verticalité et donc de se repérer dans l'espace. Ces informations vont constituer un référentiel exocentré (ou allocentré) qui permettra d'être informé en permanence de la position des différents segments corporels et donc de la position du corps dans l'espace.

On peut faire une distinction entre une vision de type statique qui concerne la position et/ou l'orientation et une vision plutôt dynamique (mouvement) dans le contrôle de l'équilibration orthostatique et dynamique dans lequel la vision périphérique joue un rôle fondamental (Amblard et Crémieux 1976, Paulus et al. 1984, Assaiante et al. 1989).

Ainsi, l'absence d'information visuelle entraîne une certaine instabilité posturale. Informations visuelles et activités motrices sont donc intimement liées dans le concept de visuo-dépendance posturale. Cette dépendance visuelle peut, tout de même, varier d'une personne à l'autre.

II.2.2. Le canal sensoriel vestibulaire (Handbook of sensory physiology, 1974, Wilson, 1979) :

L'appareil vestibulaire ou labyrinthe de l'oreille interne (Fig. 8) contient un certain nombre de propriocepteurs céphaliques qui vont coder la position et les accélérations linéaires et angulaires de la tête dans l'espace. C'est donc un référentiel géocentré ou gravitaire déterminant dans l'orientation spatiale du corps par rapport au vecteur gravitationnel.



http://www.plonge-plus-bleu.fr/_IMAGES2_/image001%5B1%5D-500_315.jpg

Fig.8 : Schématisation et description de l'appareil vestibulaire :

On peut distinguer deux types de récepteurs vestibulaires :

II.2.2.1. Les organes otolithiques : Les macules otolithiques, sont disposées de manière orthogonale dans deux plans différents de l'espace et dans deux cavités de l'oreille interne : saccule et utricule. Les récepteurs maculaires sont des mécano-récepteurs constitués de cellules ciliées. Les stéréocils de ces cellules sont recouverts d'une substance gélatineuse qui contient des petits cristaux de carbonate de calcium (les otolithes) qui lestent la substance gélatineuse. En réponse à un changement de position ou à une accélération linéaire de la tête, la substance gélatineuse portant les otolithes se déplace dans le sens des forces de pesanteur et

exerce une traction sur les cellules ciliées qui constitue le stimulus du récepteur. Les macules utriculaires et sacculaires sont des récepteurs de position. Les macules détectent l'action de la gravité sur le corps et renseignent donc sur la position absolue de la tête par rapport à la verticale gravitationnelle (seuil de détection des changements d'inclinaison de la tête 1.5°). Ce sont aussi des accéléromètres capables de détecter les accélérations linéaires de la tête lors des mouvements de translation rapide (seuil 0.06m/s^2 ou 0.06G)

II.2.2.2. Les canaux semi-circulaires : au nombre de trois par oreille (canal semi-circulaire horizontal, vertical antérieur et vertical postérieur) sont branchés sur l'utricule et occupent les trois plans de notre référentiel galiléen (OXYZ). Chaque canal est rempli d'un liquide endolympatique et se termine sur l'utricule par un renflement, l'ampoule, qui contient le récepteur sensoriel au niveau de la crête ampullaire (Fig. 9). Celle-ci est formée d'une assise de cellules ciliées emprisonnées dans une cupule qui obture complètement la lumière du canal. Les mouvements de rotation de la tête dans le plan de son canal entraînent des mouvements du liquide endolympatique et modifient la position de la cupule dans l'ampoule. Ceci constitue le stimulus spécifique de ces récepteurs qui sont sensibles aux accélérations angulaires de la tête. Les canaux horizontaux ont une sensibilité de $0.14^\circ/\text{s}^2$, les autres canaux ont un seuil de sensibilité de $0.5^\circ/\text{s}^2$. En phase d'accélération le sujet perçoit une sensation de rotation dans le sens de l'accélération ; en phase de décélération, il ressent une sensation de rotation dans le sens inverse.

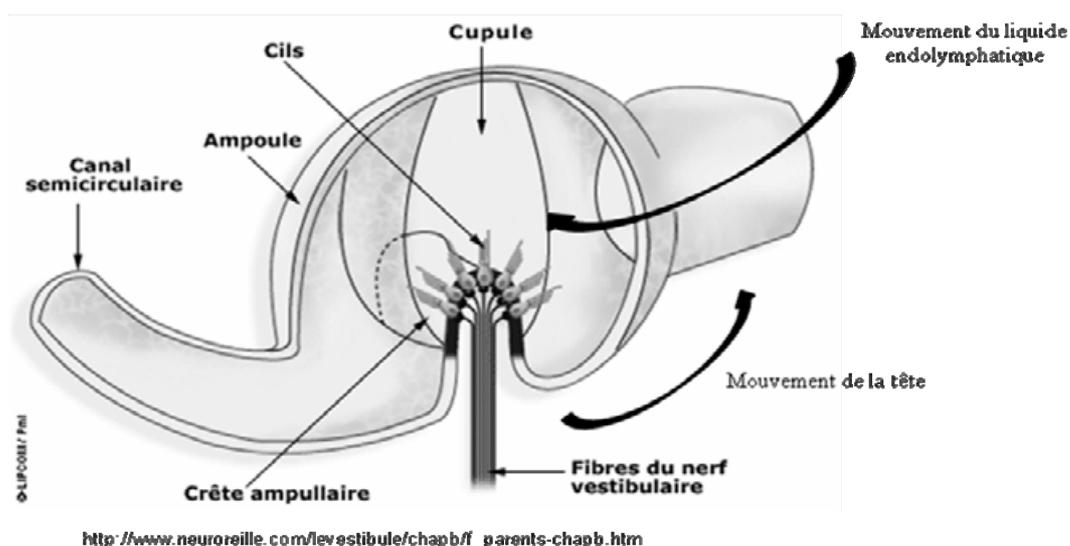


Fig. 9 : Organisation structurelle d'un canal semi-circulaire.

II.2.3. Le canal sensoriel stomatognathique et orofacial (Sharifi et al., 2000) :

Ce canal sensoriel regroupe un grand nombre de récepteurs sensoriels situés au niveau de l'appareil manducateur et de la sphère orofaciale. On peut les classer en plusieurs catégories :

- Les récepteurs des dents : ce sont les mécanorécepteurs desmodontaux (le desmodonte, ou ligament alvéolo-dentaire, est le ligament qui relie la dent à l'os alvéolaire) et les récepteurs de la pulpe dentaire.
- les récepteurs de la cavité buccale,
- les récepteurs de la langue,
- les récepteurs de l'articulation temporo-mandibulaire,
- les récepteurs des muscles manducateurs,
- les récepteurs du pharynx et du larynx,
- les récepteurs cutanés de la face.

Ces différents récepteurs envoient des informations au SNC par l'intermédiaire du nerf tri-jumeau et par le nerf glossopharyngien (Sessle 1991). Ils sont activés par exemple lors de la déglutition.

Cette porte d'entrée sensorielle joue donc un rôle fondamental dans le contrôle moteur postural (Meyer et Baron 1976). En effet, il y a environ 1500 à 2000 déglutitions par 24h avec un temps moyen de contact dento-dentaire de 0,5 s et les informations sensorielles sont en relations avec la position de la tête par rapport au vecteur gravitationnel au cours de cette déglutition. Ces informations convergent sur les noyaux vestibulaires et seront à l'origine de réajustements posturaux de la répartition du tonus musculaire dans les muscles anti-gravifiques.

II.2.4. Le canal sensoriel somesthésique cutané (Handbook of sensory physiology, 1974) :

Ces récepteurs cutanés sont de différents types situés plus ou moins profonds dans l'épiderme et dans le derme. Leur densité varie d'une partie du corps à une autre (Fig. 10).

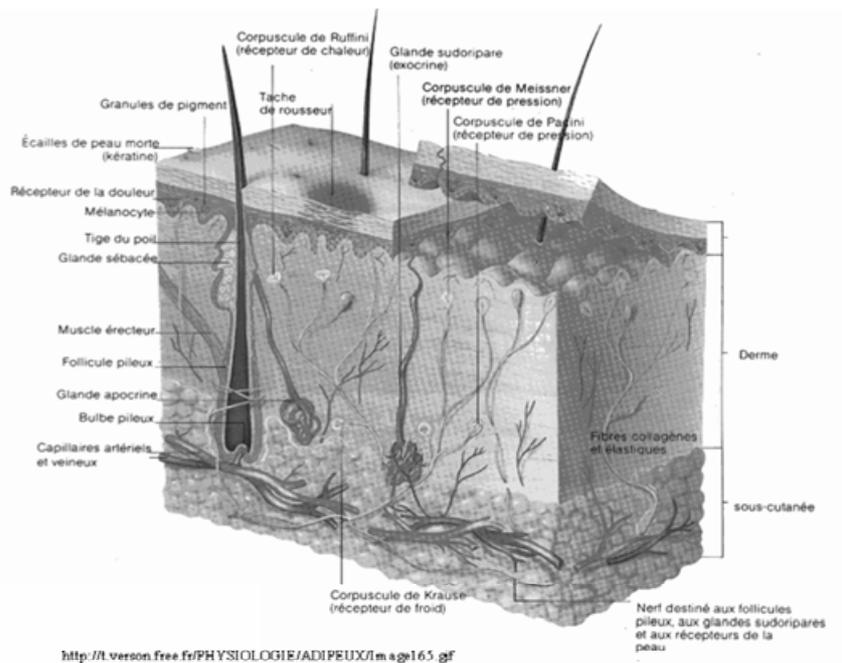


Fig.10 : Schématisation et description des différentes parties qui composent le système cutané.

A l'exception des fibres qui véhiculent la douleur et celles qui véhiculent la sensibilité thermique, ce sont des mécano-récepteurs qui vont coder les informations de pression (pressocepteurs). Les pressocepteurs cutanés plantaires, avec surtout les récepteurs de Pacini, renseignent le SNC sur la position du corps par rapport au support et donc, de fait, par rapport à la force gravitationnelle. Ces récepteurs permettent aussi de rendre compte des variations et inégalités de la surface du support et d'engager les réflexes d'équilibration les plus appropriés.

Il existe plusieurs types de mécanorécepteurs à savoir par exemple les corpuscules de Meissner et les disques de Merkel, récepteurs situés au plus près de la surface de la peau, à la frontière de l'épiderme et du derme alors que les terminaisons de Ruffini sont elles plus profondes dans le derme et encore plus profondément dans le tissu sous-cutané se trouvent les corpuscules de Pacini (Delamarche et Grélot 2002).

Les disques de Merkel sont innervés par un axone afférent et sont surtout sensibles aux pressions appliquées verticalement à la surface de la peau alors que les corpuscules de Meissner, innervés par au moins deux axones, le sont aux changements de pression sur une petite surface de peau. Comme le disent Delamarche et Grélot, ces derniers peuvent s'adapter

très vite mais ne répondent plus si la pression ne varie plus.

Concernant les terminaisons de Ruffini, qui sont plus éloignées (pouvant aller jusqu'à 5cm) de la stimulation, comme par exemple une déformation stable de la peau, elles ont une réaction à celle-ci plus lente.

Les corpuscules de Pacini eux régissent à des déformations très rapides comme, par exemple, des vibrations. Ce sont les plus gros récepteurs car leurs tailles peuvent varier de 1 à 5mm.

Ces informations recueillies par les mécanorécepteurs sont acheminées vers le SNC (moelle épinière, cortex cérébral...) par des voies spécifiques de la moelle épinière pour aboutir au cortex cérébral somesthésique le long de la circonvolution pariétale ascendante.

Certains neurones de ces voies émettent des collatérales vers la substance grise de la moelle épinière sur la formation réticulée ou vers certains noyaux du tronc cérébral comme les noyaux vestibulaires.

Lorsque le sujet est debout, la force de pesanteur fait naître des sensations de pression et de contact au niveau de la sole plantaire et donnent des renseignements sur la position du corps par rapport à son support et par rapport au vecteur gravitationnel.

II.2.5 Le canal sensoriel somesthésique myoarticulaire (Orsal et Richard, 2002) :

Les propriocepteurs myoarticulaires sont (Fig. 11) :

- Les fuseaux neuro-musculaires qui sont sensibles à l'allongement des muscles sont à l'origine du réflexe myotatique dont le rôle est déterminant dans le maintien du tonus des muscles posturaux. Ils sont constitués d'une enveloppe de tissu conjonctif qui contient des fibres musculaires intra-fusales parallèles aux fibres musculaires « ordinaires » ou extra-fusales. Les fibres intra-fusales peuvent être à sac ou à chaînes nucléaires.

Ces fibres intra-fusales sont innervées par deux types de fibres sensibles:

- Les fibres Ia (afférences primaires), qui forment, en s'enroulant autour de la partie centrale à sac ou à chaîne, des terminaisons annulospiralées (ou terminaisons sensorielles primaires ; Pocock et al., 2004). Ces terminaisons primaires sont sensibles à la longueur du fuseau et donc du muscle (codage statique) mais également à la vitesse avec laquelle s'effectuent les

variations de longueur (codage dynamique).

- Les fibres II ou terminaisons secondaires innervent surtout les fibres à chaîne nucléaire et vont assurer essentiellement un codage statique (position) et de l'état de longueur du fuseau et donc du muscle. Le fuseau neuromusculaire va donc coder, par les terminaisons primaires et secondaires, l'état d'étirement du muscle, les variations dynamiques de longueur du muscle et les vibrations appliquées au tendon de celui-ci. Il reçoit également une innervation motrice par les motoneurones gamma qui innervent les parties distales des fibres intra-fusales qui sont les seules à contenir des myofilaments contractiles. Le rôle de cette commande fusi-motrice gamma est d'augmenter la sensibilité du fuseau aux variations de longueur du muscle et en particulier de maintenir au cours des contractions du muscle le codage de ces variations de longueur (rôle anti-pause des motoneurones gamma).

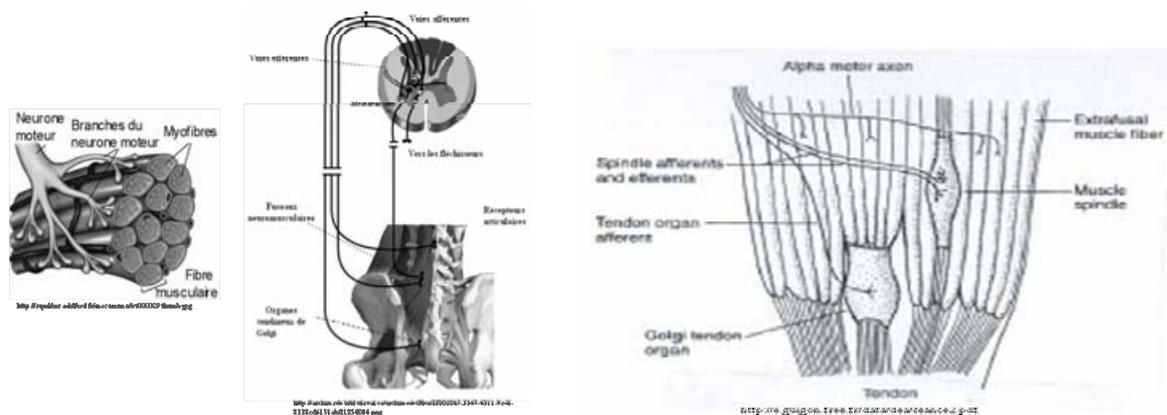


Fig.11 : Schématisation et description des différentes parties intervenant dans le système musculo-ostéo-tendineux.

- Les organes tendineux de Golgi sont situés à la jonction du muscle et du tendon. Ils transmettent des informations sur la tension musculaire. En effet, ils sont sensibles à la traction exercée sur le tendon par le muscle qui se contracte ou qui est étiré.

Ce sont les fibres nerveuses Ib qui assurent la conduction de l'information sensitive. Les organes tendineux de Golgi sont à l'origine du phénomène appelé inhibition autogénique Ib qui est un réflexe myotatique inverse c'est-à-dire une inhibition des motoneurones alpha lorsque la tension à l'intérieur d'un muscles dépasse un certain seuil.

- Les récepteurs articulaires sont situés dans les capsules articulaires qui se trouvent à la jonction des tendons et des os. Ils fournissent des informations relatives à l'angle de l'articulation, à l'accélération du mouvement et au degré de déformation causée par la pression » (Fox et Mathew en 1984). Ils sont composés de plusieurs organes récepteurs: les

corpuscules de Ruffini, les organes de Pacini et les organes tendineux de Golgi (Åstrand et al. 1994).

Parmi les propriocepteurs articulaires, ceux du rachis cervical (C1 à C4) envoient des informations qui vont jouer un rôle important dans la mise en jeu des réflexes régulant la motilité conjuguée yeux-tête-cou et le tonus musculaire du tronc et des membres lors des changements d'inclinaison du corps.

Les différents récepteurs du canal sensoriel somesthésique myoarticulaire fournissent des informations qui peuvent être orientées à tous les étages du SNC : connexion synaptique au niveau de la moelle épinière avec des neurones qui peuvent conduire les influx nerveux au cervelet, au thalamus, et au cortex sensitif (Åstrand et al. 1994). Ils renseignent sur la position et les mouvements des différents segments du corps et, sur le degré de tension et de pression subi par les tendons, les muscles et les articulations.

II.3. Intégrations et contrôles centraux (Massion, 1994, 1997) :

Les informations sensorielles en provenance des différents canaux sensoriels décrits précédemment sont intégrées à différents niveaux du SNC. Il existe donc un véritable contrôle hiérarchisé de ces informations par le SNC. Ces diverses intégrations font également appel à des calibrations des divers canaux sensoriels les uns par rapport aux autres. Les informations provenant d'un canal sensoriel et codant une certaine position du corps dans l'espace sont comparées à des informations provenant d'un autre canal sensoriel et codant la même position du corps dans l'espace. Il s'établit donc divers référentiels allo, géo et ego-centrés. Ces diverses intégrations vont, tout au long de la maturation du contrôle postural, aboutir à la formation d'un modèle interne de représentation de la position du corps dans l'espace (schéma corporel) auquel sera confrontée la combinaison des données sensorielles posturales générées par la posture de l'individu à l'instant t. A l'issue de ces mécanismes d'intégration centrale, on va trouver une commande motrice qui va agir soit par des changements de répartition du tonus musculaire (posture statique) soit par la commande de groupes musculaires spécifiques dans une régulation d'équilibration dynamique. Le renforcement musculaire tonique est un préalable absolument nécessaire à la réalisation d'un acte moteur dynamique. Le tonus musculaire est le résultat d'une contraction permanente du muscle due à son excitation par les motoneurones alpha. Le réflexe fondamental à l'origine de ce tonus musculaire est le réflexe myotatique.

Tout acte moteur commence par une posture et se termine par une nouvelle posture. Le maintien du tonus postural et la réalisation de tout mouvement doivent donc être nécessairement contrôlés et ajustés par des boucles de contrôle moteur qui sont des boucles réflexes que l'on peut classer en fonction du niveau d'intégration et de la longueur de celle-ci.

II.3.1. Contrôle segmentaire de la motricité somatique : réflexes à boucle courte :

Les informations sensorielles issues des différents récepteurs cutanés, articulaires, musculaires et tendineux se projettent à différents étages médullaires pour créer des boucles réflexes courtes segmentaires qui vont, très rapidement, modifier (renforcer ou au contraire diminuer) l'activation tonique des motoneurones des muscles posturaux et donc vont provoquer des ajustements du tonus musculaire. Ces réflexes segmentaires peuvent être aussi à l'origine d'une motricité phasique.

- Le réflexe myotatique : C'est le réflexe fondamental de conservation de la posture érigée. Il permet la création et le maintien du tonus musculaire des muscles extenseurs antigravitaires. En effet, sous l'action du vecteur gravitationnel, le sujet a tendance à adopter une attitude en flexion donc a provoquer un allongement des muscles extenseurs de l'organisme. Les fuseaux neuro-musculaires de ces muscles provoquent donc une activation tonique des terminaisons primaires et secondaires qui après une articulation sur un ou deux segments de la moelle épinière provoquent une excitation des motoneurones de ces muscles. L'innervation fusimotrice gamma qui permet d'adapter la sensibilité statique et dynamique des fuseaux neuro-musculaires permet de faire varier la posture et donc de l'adapter aux impératifs moteurs.

- Le réflexe myotatique inverse : il a pour point de départ l'organe tendineux de Golgi qui provoque une décharge des afférences Ib qui vont activer elles mêmes un interneurone inhibiteur qui va se projeter également sur un ou deux segments de la moelle épinière pour provoquer, au contraire du réflexe myotatique, un relâchement du tonus musculaire.

- Les réflexes d'origine cutanée : l'activation des mécanorécepteurs cutanés ainsi que des nocicepteurs cutanés, peut entraîner un certain nombre de réflexes toniques ou phasiques. Par exemple, l'activation de ces récepteurs au niveau d'un membre inférieur peut entraîner un réflexe de flexion ipsi-latéral qui est couplé à un réflexe contro-latéral d'extension. Ces réflexes sont plurisegmentaires car leurs afférences vont se projeter à différents étages de la moelle pour activer divers interneurones excitateurs et/ou inhibiteurs.

A ces différents réflexes à boucles courtes, vont se superposer les phénomènes d'inhibition

réciroque. Les différents muscles posturaux de l'organisme fonctionnent au sein de couples agonistes-antagonistes. Toute activation d'un agoniste entraîne une inhibition du fonctionnement tonique et phasique de l'antagoniste. Ainsi, le renforcement du tonus musculaire antigravifique dans un muscle extenseur d'un membre sera accompagné d'une inhibition tonique des fléchisseurs de ce membre.

II.3.2. Contrôle supra-segmentaire de la motricité somatique : réflexes à boucles longues :

Les neurones afférents primaires, composant les unités sensorielles impliquées dans le contrôle des activités posturo-cinétiques, se projettent également sur des structures du tronc cérébral capables d'intégrer ces informations et de contrôler par des faisceaux descendants l'activité des motoneurons des différents muscles posturaux. Parmi ces structures les plus importantes sont les noyaux vestibulaires et la formation réticulée.

- Contrôle vestibulo-spinal de la motricité (Berthoz et Vidal 1993, Lacours et Borel 1993) : on trouve de part et d'autre de l'axe central du tronc cérébral, un complexe nucléaire vestibulaire formé de 4 noyaux principaux (noyaux supérieur, médian, latéral et descendant ou noyau de Deiters). Chacun de ces noyaux constitue un groupe de cellules nerveuses qui reçoivent des afférences spécifiques et qui vont émettre des efférences à destinée spinale. Ces noyaux portent le nom de vestibulaires car, historiquement, les auteurs se sont aperçus qu'ils recevaient de nombreuses afférences labyrinthiques qui se projettent sur tous les noyaux vestibulaires de manière ipsi-latérale. On sait aujourd'hui que ces noyaux reçoivent des informations qui proviennent des voies visuelles rétiniennes. Ils reçoivent également des informations en provenance du cervelet et des informations provenant des récepteurs musculaires, articulaires et cutanés des différentes parties du corps à travers des voies spino-vestibulaires directes ou indirectes. Ces noyaux reçoivent également, en particulier à partir des branches du nerf tri-jumeau, des informations en provenance de l'appareil stomatognathique et des muscles extra-oculaires. Ces informations proviennent généralement de l'hémicorps homolatéral au groupe de noyaux vestibulaire considéré. Les efférences des noyaux vestibulaires à destinée spinale se projettent sur les motoneurons alpha et gamma de la corne antérieure de la moelle par deux faisceaux :

- le faisceau vestibulo-spinal latéral issu essentiellement du noyau vestibulaire latéral mais aussi, à un degré moindre, du noyau descendant, est constitué de fibres nerveuses qui se terminent soit directement sur les motoneurons alpha soit indirectement sur des

interneurones excitateurs des motoneurones alpha et gamma des muscles extenseurs. Ce faisceau se termine également sur des interneurones inhibiteurs des motoneurones alpha et gamma des muscles fléchisseurs. Ce faisceau vestibulo-spinal latéral exerce son action excitatrice des extenseurs, inhibitrice des fléchisseurs de manière homo-latérale au niveau des étages médullaires thoraco-lombaires.

- le faisceau vestibulo-spinal médian issu des noyaux vestibulaires médians et descendants se distribue de manière bilatérale aux motoneurones et aux interneurones de la moelle cervicale. Il joue un rôle important dans les interactions cervico-vestibulo-oculaires.

- Contrôle réticulo-spinal de la motricité : la formation réticulée du tronc cérébral reçoit des informations de la sensibilité inconsciente mais aussi de la sensibilité consciente par l'intermédiaire des faisceaux spino-réticulaires et spino-réticulo-thalamiques. Elle reçoit également des informations en provenance des noyaux vestibulaires. La formation réticulée règle le niveau de vigilance de l'individu. Elle a un effet excitateur sur les motoneurones alpha et gamma et les interneurones, favorisant l'extension et donc facilite la lutte antigravifique.

II.3.3. Contrôle cortical et sous cortical de la motricité somatique (Massion, 1992) :

- Le cortex cérébral : les informations sensorielles qui vont aboutir la connaissance du schéma corporel et l'analyse de l'image rétinienne vont parvenir respectivement sur le cortex sensoriel visuel et sur le cortex somesthésique. La combinaison de ces diverses données sensorielles par le cortex associatif va permettre la perception ou gnose de la position du corps dans l'espace et des relations avec l'espace extracorporel. Sont intégrées également à ces données les informations recueillies au niveau de la région pariéto-insulaire que l'on appelle généralement le cortex vestibulaire. Grâce à des connexions pariéto-frontales ou occipito-frontales, ces diverses informations vont être à l'origine de l'élaboration et la réalisation par le cortex cérébral moteur (voies cortico-spinales ou pyramidales) du contrôle moteur postural.

- Le cervelet (Diener et Dichgans 1996) : sert de comparateur entre l'acte moteur tel qui vient d'être programmé (copies d'efférences) et l'acte moteur tel qu'il va ou est en train de se dérouler (copies d'afférences). En effet, les nombreuses afférences (visuelles, auditives, tactiles, proprioceptives, vestibulaires, trigéminales, et corticales) informent en temps réel le cervelet sur les conséquences de l'acte moteur, sur la position du corps dans l'espace, et sur

les modifications de l'espace extracorporel. Il joue donc un rôle important dans la coordination des mouvements (coordination agonistes-antagonistes), dans la précision et la finesse des gestes moteurs et dans le maintien de la posture et de l'équilibre au cours de l'acte moteur.

- Les noyaux gris centraux sont des formations sous corticales constituées de corps cellulaires et de neurones. Ils sont impliqués dans le contrôle de la motricité dans des boucles qui les relient au thalamus d'une part et au cortex moteur et prémoteur d'autre part. Ces boucles sont des circuits réverbérant neuronaux impliqués dans le stockage de certains automatismes moteurs (engrammes). Les noyaux gris centraux sont impliqués dans la répartition du tonus musculaire entre agonistes et antagonistes et donc dans la régulation de la posture (Martin 1967). Ils sont impliqués aussi dans des boucles de régulation automatiques de l'équilibre notamment au cours d'activités automatiques motrices comme la locomotion ou certaines activités sportives acquises.

- Le noyau rouge (Regis et al., 1976) : il est à l'origine du faisceau rubro-spinal qui est une des voies extrapyramidales des plus importantes dans le contrôle moteur postural. Ce noyau reçoit des informations en provenance du cortex moteur, du cervelet et de la moelle épinière. Le faisceau rubro-spinal contrôle la motricité de la face et des membres en assurant précision et ajustement de mouvement dont les adaptations posturales.

La figure 12 ci après est un schéma récapitulatif des différentes composantes du contrôle moteur postural. Sur la partie gauche se trouvent les différentes entrées sensorielles qui parviennent aux différents niveaux d'intégration centrale. Ces processus intégratifs réalisés vont entraîner des actions cognitives et motrices à différents niveaux du SNC pour aboutir à des perceptions de l'environnement et du schéma corporel et des réactions motrices posturales adaptées, décrites sur le côté droit de la figure.

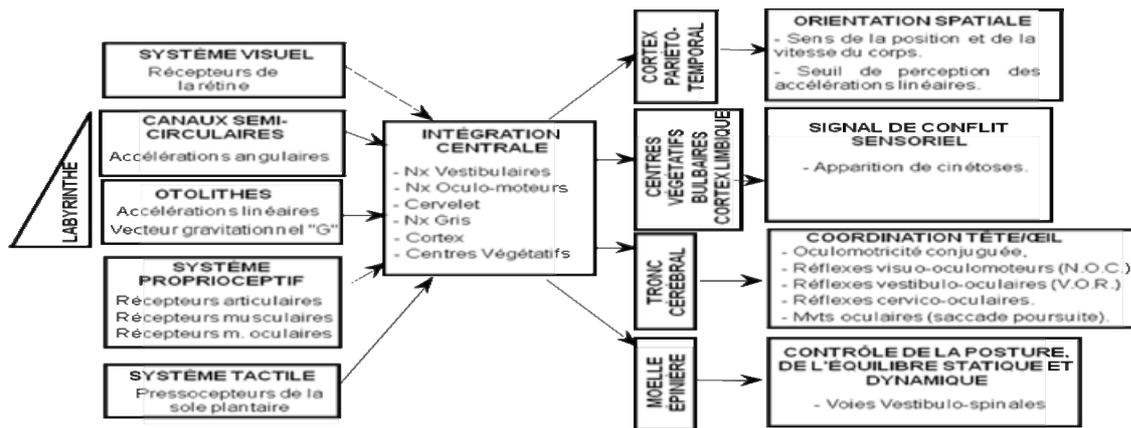


Fig. 12 : Les différents systèmes sensoriel et sensorimoteurs et les différents niveaux d'intégration centrale impliqués dans le contrôle des activités posturo-cinétiques. Schéma de Dupui et Montoya 2003.

Cette figure montre bien que l'approche du contrôle moteur postural peut se faire à différents niveaux intéressants plusieurs spécialités. Le niveau d'intégration cortical de données sensorielles, l'orientation temporo-spatiale, et l'acquisition du schéma corporel, est une approche psychophysiological et psychomotrice qui permettra également d'apprécier la susceptibilité d'un individu aux conflits sensoriels et donc aux cinétoses (mal des transports). Les troubles de l'oculomotricité volontaire et/ou réflexes concernant la coordination tête œil, pourra intéresser l'ophtalmologie, l'orthoptie et l'otorhinolaryngologie. Enfin le domaine de la posturographie permettra d'analyser les troubles du contrôle de la posture de l'équilibre statique et dynamique.

II.4. Les effecteurs musculaires :

Le contrôle moteur postural appartient à la motricité somatique. Celle-ci est l'ensemble des fonctions physiologiques qui permettent à l'individu de maintenir sa posture, de se déplacer et d'échanger avec son milieu.

Le muscle squelettique est l'organe effecteur de la motricité somatique. Il permet la mobilisation des différentes pièces du squelette (motricité dynamique) ou le maintien en place d'une articulation (motricité statique ou posture). Les différents muscles sont organisés en unités motrices (UM). L'UM est constituée par un motoneurone qui commande différentes fibres striées squelettiques. Le nombre de fibres striées squelettiques commandées par le même motoneurone conditionne la taille de l'UM (son rapport d'innervation).

Les différentes fibres striées squelettiques d'une même UM ne sont pas groupées au sein d'un muscle mais au contraire disséminées dans la totalité du muscle. Ce phénomène est

intéressant parce qu'il permet de comprendre comment, en recrutant quelques UM, le SNC est capable d'assurer un tonus musculaire cohérent. Il permet de comprendre aussi pourquoi, en changeant régulièrement les UM motrices toniques recrutées on peut obtenir une rotation des UM sans variation du tonus musculaire.

Les fibres striées squelettiques peuvent se répartir en deux types : les fibres rouges et les fibres blanches (Tab. 1).

<i>Caractéristiques</i>	Fibres rouges lentes oxydatives I	Fibres rouges rapides oxydatives IIa	Fibres blanches rapides glycolytiques IIb
Teneur en myoglobine	+++	+++	+
Teneur en mitochondries	+++	+++	+
Diamètre de la fibre	+	++	+++
Quantité de myofibrilles	+	++	+++
Richesse en capillaires	+++	+++	+
Teneur en glycogène	+	++	+++
Activité ATPasique de la myosine	+	+++	+++
Activité glycolytique	+	++	+++
Phosphorylation oxydative	+++	+++	+

Tab. 1 : Caractéristiques des différents types de fibres musculaire. Montoya cours de première année PCEM1, 2003 (d'après Edström L, Nyström, 1969)

Les fibres rouges sont des fibres de petite taille très richement irriguées en capillaires avec un contenu en myoglobine élevé, et un contenu en myofibrilles faible. Elles ont un fonctionnement métabolique qui est essentiellement en aérobiose. On les appelle donc fibres rouges lentes oxydatives (type I ou SO). Les fibres blanches, au contraire, sont des fibres de grande taille, peu irriguées en capillaires, contenant peu de myoglobine mais beaucoup de myofibrilles. Elles ont un fonctionnement métabolique en anaérobiose. On les appelle donc fibres blanches, rapides et fatigables (type IIb ou FF). Il existe enfin un type intermédiaire entre les deux précédents, le type IIa, rapides et résistantes (FR). Elles appartiennent néanmoins au groupe des fibres rouges car elles ont une teneur en myoglobine élevée.

Les fibres d'une même unité motrice sont toutes identiques. Les unités motrices prennent donc le nom des fibres qui les composent : types I, IIa ou IIb. On va distinguer des unités motrices impliquées dans le maintien du tonus musculaire et donc la posture ce sont des UM toniques ou impliquées dans la réalisation des mouvements, ce sont les UM phasiques (Tab. 2,

Fig. 13). Les muscles possèdent en proportions variables les différents types d'unités motrices et suivant ces proportions on aura des muscles toniques ou des muscles phasiques.

	Type I lentes (S)	Type IIa: rapides et résistantes (FR)	Type IIb: rapides et fatigables (FF)
Identification des fibres	Rouges lentes	Rouges rapides	Blanches
Taille	Petite	Moyenne	Élevée
Fréquence de fusion tétanique	Faible	Intermédiaire	Élevée
Temps de contraction	Long	Moyen	Bref
Fatigabilité	Faible	Moyenne	Élevée
Motoneurone (taille du soma)	Petite	Intermédiaire	Grande
Motoneurone (vitesse axone)	A toniques 60m/s	Intermédiaire	A phasiques 80m/s
Tension tétanique maximale	Faible: petite unité	Assez élevée	Élevée: grande unité
Excitabilité trans-synaptique	Élevée	Intermédiaire	Faible
Rôle fonctionnel physiologique	Tonique: maintien postural	Mouvement peu amples Ex: marche	Phasique: mouvements rapides, grande amplitude

Tab.2 : Caractéristiques des différentes unités motrices. Montoya cours première année PCEM1, 2003(d'après Kandel et al., 2000) :

Le mode de recrutement des UM se fait selon le principe de la taille (loi de Henneman 1981).

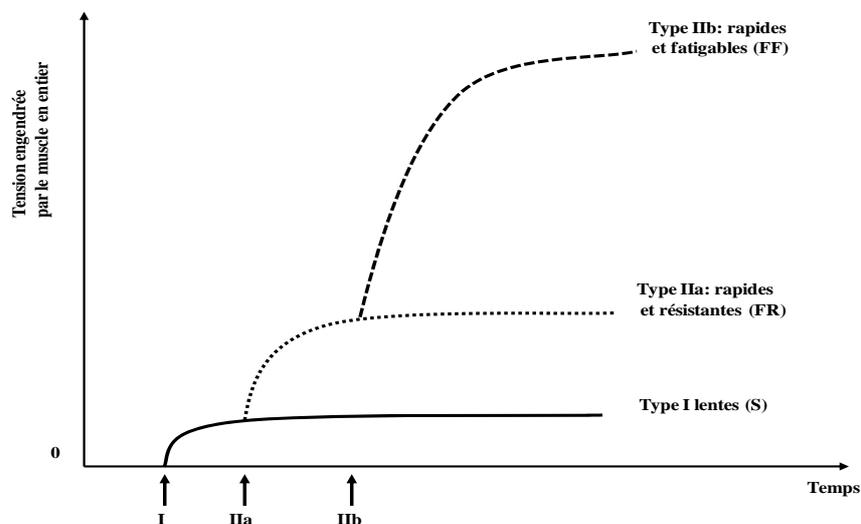


Fig.13 : Mode de recrutement des unités motrices. (Henneman 1981).

Les premières UM recrutées sont les UM toniques de type I et correspondent donc à une augmentation du tonus musculaire qui montre bien qu'à l'origine de tout mouvement, il y a d'abord une augmentation du tonus musculaire et un changement de répartition tonique donc une modification de la posture, ce qui a fait dire que le mouvement commence et se termine par une posture. Lorsque les UM de type I ont été recrutées et ont exprimé leur force, les UM de type IIa, rouges, rapides et résistantes, vont être recrutées pour des mouvements de faible amplitude et faibles vitesses, par exemple lors de la marche, et lorsque celles-ci auront exprimé leurs forces, on pourra alors recruter pour des mouvements plus rapides, plus explosifs et de grandes amplitudes, les UM phasiques de type IIb. La composition des muscles en fibres rouges et en fibres blanches dépend de l'utilisation qui est faite de ces muscles et donc de l'entraînement spécifique au cours d'une activité physique. Ainsi, une activité physique de type explosive (exemple sprint) entraînera un enrichissement de certains muscles (phasiques) en fibres blanches. Inversement, une activité de type endurance entraînera un enrichissement en fibres rouges.

Dans la régulation du contrôle postural statique, les fibres rouges, lentes, vont donc être concernées principalement alors que le contrôle dynamique de l'équilibration concernera davantage les fibres rouges rapides et les fibres blanches.

III. CROISSANCE, DEVELOPPEMENT ET MATURATION.

III.1. Définitions :

"L'enfant n'est pas un adulte en miniature et sa mentalité n'est pas quantitativement mais aussi qualitativement différente de celle de l'adulte, si bien que l'enfant n'est pas seulement plus petit, il est aussi différent". Ainsi, comme le dit Claparède en 1937, l'enfant est différent de l'adulte et ce quel que soit le domaine d'étude et d'investigation. Par analogie, et comme bon nombre d'auteurs l'ont montré, les normes et valeurs acquises et admises en termes de performances posturales chez les adultes ne peuvent et ne doivent être transposées aux enfants sans être revues et corrigées (Forssberg et Nashner, 1982 ; Hirabayashi et Iwasaki, 1995, Peterson et al., 2006, Peterka et Black, 1990, Rine et al., 1998, Rougier et Van Themsche, 2005). En effet, les maîtres mots qui jalonnent le passage du nouveau né à l'adulte sont : croissance, développement, étapes et maturation.

La **croissance** est définie comme « l'ensemble des processus physiologiques, directement

mesurables ou appréciables seulement par des investigations appropriées, qui jalonnent les stades du développement entre la conception et la réalisation de la plénitude, c'est-à-dire la maturité » (univers de la psychologie 1977). Ainsi, la croissance concerne surtout l'évolution des dimensions corporelles alors que le **développement** se définit l'évolution des différentes fonctions et la **maturation** se réfère aux différentes étapes qui conduisent un tissu ou un système au stade de développement de l'adulte (Wilmore et Costill 1998). La **puberté** représente l'ensemble des phénomènes physiques, psychiques, mentaux, affectifs qui caractérisent le passage de l'état d'enfant à l'état d'adulte aboutissant à la fonction de reproduction.

Comme l'explique Pascal Prévost en 2005, le développement représente l'ensemble des processus de transformation qui affecte les organes ou les fonctions de notre organisme. Il est constitué des deux composantes : la croissance (quantitatif) et la maturation (qualitatif).

Toutes ces notions et phénomènes nous intéressent particulièrement dans la mesure où ils peuvent influencer directement le contrôle moteur ainsi que les activités posturo-cinétiques. En effet, l'enfant, contrairement à l'adulte est en constante évolution, constamment confronté au changement et soumis à différents types de développement. Ainsi, son développement obéit et répond à un grand nombre de processus complexes rendant compte d'évolutions tant **psychomotrices** que cognitives et sociales.

C'est surtout ce versant moteur qui va nous intéresser et comme l'ont montré Peterson et al. en 2006, les performances posturales peuvent être en relation avec les caractéristiques anthropométriques des personnes étudiées : l'évolution de la taille suivant la poussée pubertaire peut influencer le contrôle postural dans la mesure où, comme l'expliquent Thiebault et Sprumont en 1997, la poussée pubertaire est accompagnée d'une augmentation de la taille de la personne et de fait de la taille des différents segments corporels, induisant un dysfonctionnement des programmes moteurs utilisés par exemple dans la fonction d'équilibration. Cette altération, selon ces auteurs, perdurerait (état d'instabilité) jusqu'à ce qu'une recalibration (adaptation) soit réalisée dans le but d'atteindre un nouvel état stable.

Ce sont tous ces processus liés à la maturation osseuse et musculaire et donc à la puberté qu'il va s'agir de comprendre ici dans la mesure où une partie de notre étude repose sur la relation « croissance de l'adolescent (delta taille)*performances posturales (delta longueur et delta surface) ». La taille d'un individu varie de la naissance à l'âge adulte comme les différentes proportions des différentes parties du corps les unes par rapport aux autres (Fig. 14).

III.2. La taille comme indicateur de croissance chez les adolescents et différenciation filles-garçons :

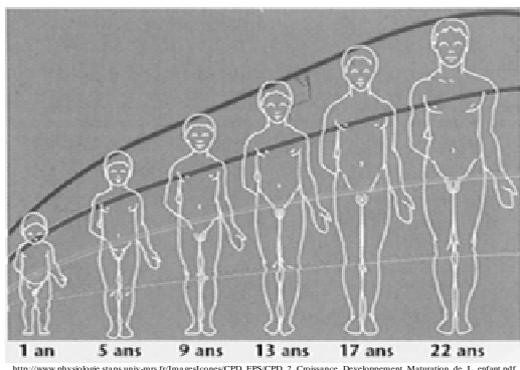


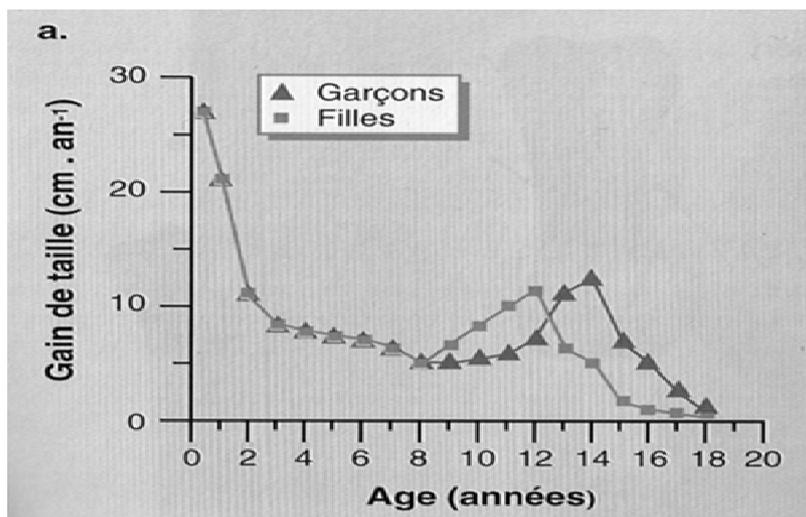
Fig.14 : schéma illustrant le phénomène de croissance au travers de la représentation de l'évolution de la taille d'une personne de l'âge d'1 an à 22.

La différence entre filles et garçons apparaît de manière évidente au moment du pic pubertaire. En effet, il se produit plus tôt chez la fille. Goussard en 1998, explique d'ailleurs qu'une avance de deux semaines de l'âge osseux de la fille est observée par rapport au garçon. Cette avance va continuer de croître jusqu'à atteindre deux ans à la puberté.

Il explique cette différence par le fait qu'à la naissance, la petite fille possède déjà son patrimoine hormonal alors que le garçon ne le possède pas encore et que donc, la structure du tissu osseux est plus légère, donc plus fragile.

La croissance est moins importante dans le sexe féminin (12 à 15 cm de moins) mais la maturité est atteinte plus rapidement que dans le sexe masculin (en moyenne 2 ans de décalage).

Ainsi, la période de puberté survient en général entre 11 et 13 ans chez les filles, alors que chez les garçons elle se situe entre 13 et 15 ans. Cependant, Goussard en 1998 explique que les segments corporels pris isolément, subissent leur poussée de croissance à des moments différents : les pieds et les mains atteignent plus rapidement leur taille adulte que les jambes et les avant-bras, et ceux-ci à leur tour, l'atteignent plus rapidement que les cuisses et les bras.



Wilmore et Costill, Physiologie du sport et de l'exercice physique 1998

Fig.15 : Evolution de la taille en fonction de l'âge et différenciation fille-garçon. Schéma de Wilmore et Costill 1998.

Ainsi comme le montrent Wilmore et Costill (Fig. 15), le pic de vitesse de croissance en taille se situe aux environs de 12 ans pour les filles et de 14 ans pour les garçons alors que la taille définitive n'est atteinte que vers 16.5 ans pour les filles et 18 ans pour les garçons.

Cette évolution de la taille de l'adolescent se réfère aux processus d'ossification qui se développent à partir des centres d'ossification primaire (diaphyse) et secondaire (épiphyse) de sorte que la vitesse de croissance soit maximale vers 11 ans chez la fille et 13 ans chez le garçon, grandissant de 7.5 cm en moyenne (9 cm maximum) chez les filles et de 8.5 cm en moyenne (11 cm maximum) chez les garçons. Ainsi, la vitesse de croissance totale chez la fille, entre 10 et 14 ans, est de 20 cm environ ; chez les garçons celle-ci est de 25 cm en moyenne entre 12 et 16 ans (De Kerdanet 1999).

Comme certains scientifiques l'ont déjà montré, cette différence « fille-garçon » liée à la poussée pubertaire va se retrouver et se répercuter en ce qui concerne les performances posturales (Hirabayashi et Iwasaki, 1995 ; Peterson et al., 2006, Bourgeois 1998, 2000, 2002).

IV. MANIPULATION DE L'ANGLE D'INCIDENCE DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LE CORPS :

Le maintien d'une posture ou d'un équilibre postural, au cours de diverses activités humaines, nécessite chez l'homme des mécanismes complexes qui sont d'ordre neurophysiologiques, musculaires mais aussi neuro-hormonaux et circulatoires susceptibles d'interagir entre eux. Ces divers mécanismes physiologiques sont conditionnés par la façon dont notre corps va se

positionner par rapport au vecteur gravitationnel. S'agissant des afférences sensorielles qui permettent à l'homme de connaître et donc de réguler sa posture dans l'espace, on comprend bien que ces ajustements posturaux sont étroitement conditionnés par l'intensité du vecteur gravitationnel et par l'incidence avec laquelle il s'exprime sur le corps. Par exemple, lorsque l'homme passe de la position debout à la position couchée, il adapte sa nouvelle posture et son équilibre aux nouvelles conditions d'action de la force gravitationnelle sur son corps en changeant la nature des appuis antigravifiques et la surface du polygone de sustentation. Pour comprendre les mécanismes neurophysiologiques des ajustements posturaux, ainsi que les conséquences physiologiques en termes de fatigue, douleurs ou dépenses énergétiques, il est donc intéressant de placer le sujet dans diverses conditions d'actions du vecteur gravitationnel et d'étudier les conséquences de ces périodes sur les performances posturales mesurées dans des conditions orthostatiques et/ou dynamiques. L'homme a donc cherché à manipuler la manière dont le vecteur gravitationnel s'exerce sur le corps en étudiant diverses positions assises ou couchées et dans diverses conditions de gravité.

IV.1. Manipulation de l'incidence du vecteur gravitationnel sur le corps dans la position assise :

Une première façon d'augmenter le polygone de sustentation d'un individu et de limiter, en les répartissant, les effets de la gravité sur certaines parties du corps est de passer de la position debout à la position assise. Vers la fin des années 40, une nouvelle science est née: **l'ergonomie** dont le nom vient du grec « Ergon » : travail et « Nomos » : règles.

Cette nouvelle discipline se situe au confluent de la physiologie du travail, de la psychologie cognitive, de la psychophysiologie et de la sociologie. Elle est concernée par les adaptations des espaces physiques de travail (postes de travail, chaînes de production...) ainsi que par la gestion des moyens de production et des interfaces professionnelles. Chaque fois qu'il a été possible dans une tâche motrice, l'aménagement du poste de travail a cherché, afin de diminuer la fatigue musculaire et donc augmenter la productivité, à faire passer l'individu de la position debout à la position assise et à adapter cette position assise aux impératifs de la tâche à accomplir. C'est ainsi que l'on a vu apparaître des mobiliers ergonomiques dont le but était essentiellement de faciliter un acte cognitif (mémoire, attention, perception, apprentissage) et un acte moteur (vigilance et performances motrices) dans la réalisation d'une tâche. Très tôt, les ergonomistes se sont aperçus que l'on pouvait étendre ces préceptes de l'ergonomie à l'efficacité du travail scolaire en améliorant et en proposant un mobilier scolaire

dont le but était de diminuer la fatigue des élèves et ainsi d'augmenter la vigilance, la compréhension et une meilleure acquisition des connaissances.

Par définition, l'ergonomie est la recherche d'une meilleure adaptation entre une fonction, un matériel et son utilisateur. Le terme ergonomique qualifie un matériel étudié pour être le mieux adapté possible aux tâches de l'utilisateur ; c'est-à-dire avec le meilleur rendement autant du point de vue de la productivité de l'individu qu'au niveau du rendement énergétique de l'acte moteur et de la survenue de la fatigue musculaire. Le concept d'ergonomie scolaire apparue dans les années 70 associe à la fois la physiologie du poste de travail et l'hygiène du cadre de la vie scolaire. L'objectif est d'augmenter l'efficacité de l'enseignement et d'optimiser les apprentissages (Porcher, 1982).

Nous ne nous limiterons qu'à cet aspect de l'ergonomie en s'intéressant dans ce travail aux modifications des performances posturales d'élèves sur plusieurs années consécutives lors de l'utilisation d'un mobilier ergonomique spécifique : le mobilier ergonomique scolaire. Nous nous sommes donc intéressés aux modifications du contrôle moteur postural en étudiant les effets, sur les performances posturales, de l'utilisation par des élèves d'un mobilier ergonomique scolaire par rapport à un mobilier conventionnel. Nous avons choisi des classes de collège car, à cette période de la vie de l'individu, des modifications importantes surviennent avec la puberté. Ces modifications portent à la fois sur le plan physiologique (taille, masse, schéma corporel, hormonal...) mais aussi sur le plan psychologique (affectif, relationnel, social ...).

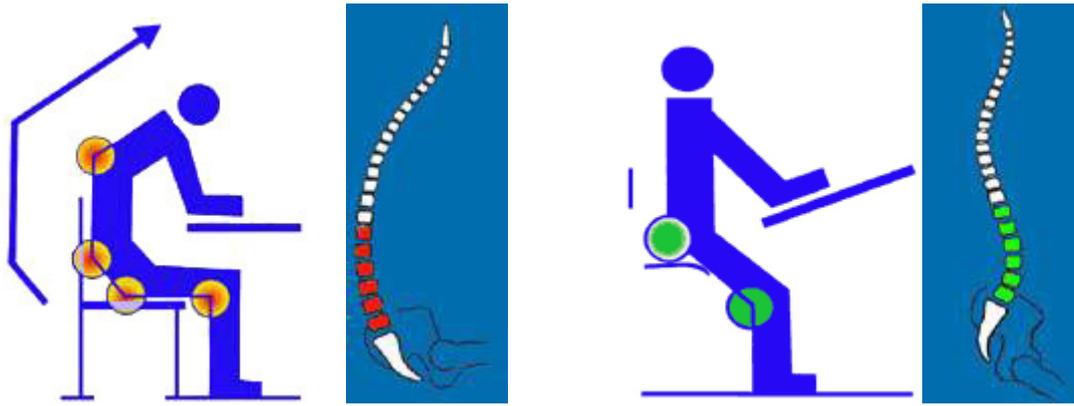
Le chirurgien orthopédiste allemand Staffel en 1884 a, le premier, défini les bases du mobilier scolaire en proposant le concept de la «position assise redressée», sorte de «garde à vous» assis. Les articulations des chevilles, des genoux et des hanches sont à angle droit et l'axe du regard à l'horizontal. Il préconise une diminution de la taille du mobilier, ajoute un support lombaire et supprime le plan incliné. Cependant ces propositions reposent plus sur des critères d'ordre moraux ou disciplinaires que sur des considérations concernant la biomécanique du rachis et le confort physiologique; néanmoins ces normes ont été retenues pour la plupart des mobiliers scolaires utilisés à ce jour (normes ISO).

Dans les années 50-60 des études ont montré que les normes établies à partir des propositions de Staffel étaient à l'origine de contraintes accrues sur les structures rachidiennes au cours de la position assise (Keegan et al., 1953, Nachemson, 1960 ; Schoberth, 1962). Tenant compte de ces résultats et de sa propre étude réalisée en milieu scolaire (constat de mauvaise posture d'assise découlant des mobiliers traditionnels), le chirurgien orthopédiste danois A.C. Mandal propose un nouveau style de mobilier scolaire ergonomique (Mandal, 1984, 1987). Un enfant

passé environ 16000 heures à son poste de travail durant sa scolarité. Fixé, des heures durant pratiquement dans la même position de travail, sans bouger, une fatigue apparaît, majorée par les efforts d'attention scolaire (Hartvigsen et al., 2000). Cette fatigue résulte de l'immobilité et est supérieure à celle d'une activité physique dynamique. Les mêmes muscles travaillent longtemps dans une position quasi-immobile, alors que le corps est prévu pour bouger et faire contracter alternativement tous les groupes musculaires. Le tonus musculaire est assuré par les petites unités motrices toniques de type I lentes. Le phénomène de rotation des unités motrices et les changements de la répartition tonique musculaire qui doivent empêcher l'apparition de cette fatigue ne se font plus correctement. Les contractures et la douleur apparaissent alors. De plus, cette immobilité crée un défaut d'irrigation du muscle qui majore le syndrome douloureux.

Cette position entraîne en outre une modification de l'axe de gravité qui se déporte vers l'avant; de nombreuses conséquences se font alors sentir notamment un étirement des ligaments postérieurs qui deviennent alors plus douloureux, une augmentation de la pression sur les disques intervertébraux favorisant ainsi leur déshydratation et leur vieillissement (Salminen et al., 1992, 1993). Il y a une fatigue plus rapide des muscles extenseurs du rachis et l'apparition de contractures importantes qui entraînent des douleurs articulaires et des névralgies. Pour soulager ses muscles, instinctivement l'enfant se déplace sur sa chaise pour changer ses appuis. La fatigue se porte alors sur les ligaments vertébraux qui génèrent à leur tour des douleurs (Burton 1996). La tête décentrée vers l'avant sollicite les muscles du cou (trapèzes et extenseurs du rachis).

Un partenariat a été développé avec un fabricant de mobilier ergonomique HEPHAÏSTOS®. Ce mobilier ergonomique respecte les prescriptions de Mandal (1984 et 1987).



Mobilier traditionnel

Mobilier ergonomique

Fig.16 : Comparaison des positions d'assise et des courbures du rachis sur un mobilier conventionnel et ergonomique (Héphaïstos Documentation technique des mobiliers scolaires ergonomiques répondant aux normes AFNOR (Association française de normalisation).).

Le mobilier ergonomique de la société Héphaïstos utilisé dans cette étude a été conçu en respectant ces principes ; il a les caractéristiques suivantes (Fig. 16):

- Assise permettant d'ouvrir l'angle du corps (tronc / cuisses) à 110°,
- Plateau de travail inclinable de 0 à 20° pour améliorer l'angle de vision,
- Le bassin retrouve sa position naturelle,
- La pression sur le dernier disque lombaire est 3 fois moins importante,
- Les échanges respiratoires et digestifs sont facilités.

La position de l'enfant à son poste de travail n'est cependant pas le seul facteur susceptible de générer des rachialgies, parmi ceux-ci on peut relever (Balague et al., 1999)

- l'âge, en particulier au début de la croissance pubertaire avec l'accroissement de taille,
- les traumatismes rachidiens, essentiellement d'origine sportive avec surtout la pratique d'un sport de haut niveau durant la croissance,
- les antécédents familiaux de lombalgie,
- le stress, les facteurs émotionnels, la dépression,

- la sédentarité excessive de l'enfant en particulier devant les écrans (jeux vidéo, ordinateur, télévision),
- certains troubles posturaux avérés dus à des problèmes du squelette (scoliose, bascule du bassin etc...)
- le port d'un cartable surtout lorsque le poids de celui-ci représente plus de 20 % du poids du corps.

Dans notre étude, les classes étaient équipées de mobilier ergonomique *Héphaïstos de la Gamme Europa modèle Benjamin* (Fig. 17). Ce type de mobilier qui correspond aux normes énoncées ci-dessus, possède de plus un système stabilisateur de position par appui-tibial. Celui-ci est ajustable en hauteur et permet d'éviter le glissement. Ce mobilier est entièrement réglable et adaptable à la morphologie de l'enfant dans cette gamme d'âge (10-15 ans).

Les élèves ont découvert leur mobilier ergonomique en début d'année (septembre) et ils ont été évalués pour la première série de test pratiquement après 6 mois d'utilisation de ce mobilier pour des raisons de lenteur administrative à l'obtention des diverses autorisations nécessaire à la mise en place du protocole.



Fig.17 : Modèle de mobilier ergonomique scolaire utilisé dans notre étude. (Héphaïstos, dépliant présentation de la gamme de mobilier ergonomique DH 16, 2005).

Ce mobilier permet :

- d'incliner de 10 à 20° le plan de travail afin d'amener le plan de lecture à 30 ou 40 cm des yeux, ce qui limite la flexion excessive cervico-dorsale et de diminue de manière significative les charges supportées par les disques cervicaux et dorsaux ;

- d'élever et incliner en avant le plan de l'assise de -3° à +15°, afin de réduire la flexion des cuisses sur le tronc, et donc la flexion lombaire ainsi que les contraintes et le poids imposés aux différents disques lombaires.

L'élève peut ainsi faire varier sa position assise entre une position d'écoute ou de repos, au fond du siège, dos en appui sur le dossier, et une position d'écriture ou de lecture, où il est assis sur la portion inclinée du siège, les deux pieds en appui sur le sol et les deux coudes sur la table. Ce type de mobilier se doit d'être d'utilisation simple, de s'adapter à la taille de l'élève en croissance ainsi qu'à des tailles de sujets différents dans une même classe tout en répondant aux normes AFNOR. Ces indications corroborent les prescriptions de Lelong en 1986 qui, dans son expérimentation a comparé 3 types de positions assises de travail :

- la première dans laquelle la station assise de travail est sur un siège incliné de 15° vers le bas par rapport à l'horizontale avec un plan de travail incliné de 10° vers le haut par rapport à l'horizontale. Dans cette première position présentée par Lelong, les hauteurs du mobilier sont réglables et adaptées à la taille du sujet afin de permettre une distance avec les yeux et le plan de travail de 30 cm sans nécessiter un mouvement du tronc ou une flexion excessive cervico-dorsale.

- la deuxième position expérimentale proposée par cet auteur repose sur une position assise de travail habituelle avec une assise horizontale du siège ; le plan de travail est également horizontal. Ce type de mobilier utilisé entraîne donc une flexion dorsale, lombaire et cervico-dorsale plus importante que pour la position 1 pour pouvoir lire.

- la troisième position est celle prescrite par Staffel en 1884 qui ne peut permettre une position de travail dans la mesure où l'assise est horizontale, les pieds et les genoux sont à angle droit et le regard à l'infini.

Après comparaisons, Lelong (1986) explique que la position 1, prescrite aussi par Mandal, permet de diminuer de 55% les pressions intra-discales imposées aux 3 derniers disques

lombaires par rapport à celles imposées avec la 2^{ème} position et de 33% par rapport à celles imposées par la 3^{ème} position. Lelong justifie ces résultats par le fait que dans la 1^{ère} position, les derniers disques lombaires n'ont à supporter que 90% du poids du corps alors que dans le 2^{ème} et le 3^{ème} cas, il s'agit respectivement de 200 et 140% du poids du corps.

Ce type de mobilier se doit d'être d'utilisation simple, de s'adapter à la taille de l'élève en croissance ainsi qu'à des tailles de sujets différents dans une même classe tout en répondant à certaines normes. Sans cesse réactualisées, ces normes ont été acceptées par la communauté européenne et a été déclinée en France sous les références suivantes :

- NF EN 1729-1 2006 qui comprend les exigences relatives au thème suivant : Meubles. - Chaises et tables pour les établissements d'enseignement. - Partie 1 : dimensions fonctionnelles (indice de classement : D60-603-1).

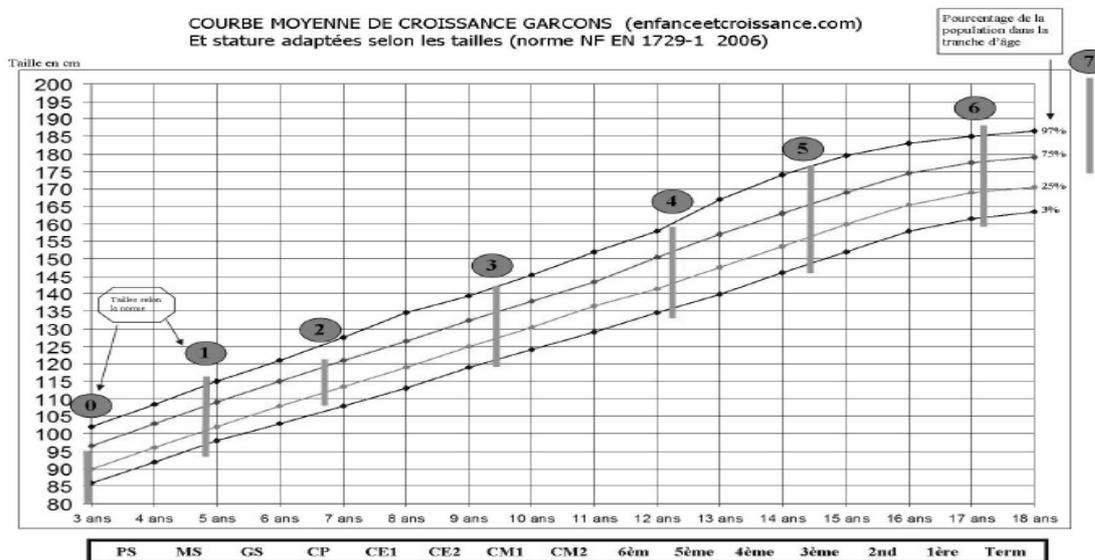
- NF EN 1729-2 2006 qui répondent aux thèmes suivant : Meubles. - Chaises et tables pour les établissements d'enseignement. - Partie 2 : exigences de sécurité et méthodes d'essai (indice de classement : D60-603-2). (http://www.camif-collectivites.fr/wwwSurf/pages/interaction/pdfLettre/Norme_mobilier.pdf).

Les différents textes et normes relatifs au mobilier scolaire présentent les exigences en termes de dimensions, et de réglages du mobilier qui doit être adaptable et réglable en fonction de la taille de la personne comme le tableau ci-après le présente (Tab.3, Fig. 18).

Correspondance des tailles			Norme actuelle (norme européenne pr NF EN 1729-1)				Ancienne norme (norme française XP D 60-602)			
Taille		Age	Taille	Stature de l'utilisateur	Chaise	Table	Taille	Stature de l'utilisateur	Chaise	Table
Norme actuelle	Ancienne norme	Age à titre indicatif	Norme actuelle	Norme actuelle (mm)	Hauteur d'assise (mm)	Hauteur du plan de travail (mm)	Ancienne norme	Ancienne norme (mm)	Hauteur d'assise (mm)	Hauteur du plan de travail (mm)
T0	T1N	2/3 ans		Jusqu'à 800	180	360-400		Jusqu'à 800	180	360-400
T1	T2N	3/4 ans	T0	800-950	210	400	T1N	800-1000	210	400
T2	T3N	4/6 ans	T1	930-1160	260	460	T2N	950-1150	260	470
T3	T4N	7/10 ans	T2	1080-1210	310	530	T3N	1100-1350	310	540
T4			T3	1190-1420	350	590	T4N	1250-1550	360	610
T5	T5N	10/14 ans	T4	1330-1590	380	640				
T6	T6N	adulte	T5	1460-1765	430	710	T5N	1400-1700	410	680
T7	T7N	adulte	T6	1590-1880	460	760	T6N	1600-1900	450	750
			T7	1740-2070	510	820	T7N	1850 et +	500	830

Tabl.3 : Exigences en termes de dimensions, et de réglages du mobilier en fonction de la taille du sujet . (http://www.camif-collectivites.fr/wwwSurf/pages/interaction/pdfLettre/Norme_mobilier.pdf)

Concernant le mobilier ergonomique utilisé pour le protocole, l'adaptabilité et les possibilités de réglages en fonction de la taille de la personne répondaient déjà à certaines de ces exigences. Ainsi, même si ces normes et tableaux n'existaient pas encore au moment du protocole, le mobilier qui a été utilisé est tout à fait comparable en termes d'adaptabilité à celui utilisé aujourd'hui. Le tableau ci-après présente le type de mobilier ou de réglage possible en fonction de l'évolution de la taille de la personne suite aux normes NF EN 1729-1 et 2 2006. Remarque : Le mobilier utilisé dans notre étude répondait déjà à ces exigences.



*Fig.18 : évolution de la taille moyenne des garçons en fonction de l'âge et corrélations avec la taille du mobilier ergonomique : les chiffres entourés correspondent aux appellations des différentes tailles de mobilier selon la norme.
http://www.hephaistos.fr/V10_info_heph/info_ergo_scol_05.html.*

IV.2. Manipulation de l'incidence du vecteur gravitationnel sur le corps dans la position allongée :

En position allongée au sol, la gravité ne s'exerce plus sur l'axe longitudinal du corps mais est répartie sur tous les points de contact avec le corps et donc cette position est la seule compatible avec la résolution quasi-totale du tonus musculaire dans certaines phases du sommeil (sommeil paradoxal) ; c'est la position de repos par excellence qui permet d'effacer la fatigue d'une journée d'activité en position debout ou assise. Au cours de la phase de sommeil qui accompagne cette position de repos, se produit une restauration anabolique du corps (sommeil lent) et des phénomènes d'apprentissage (sommeil paradoxal ou rêve).

En 1961 Youri Gagarine inaugurait le début de l'ère des vols spatiaux habités et depuis, plusieurs centaines d'astronautes ont permis d'étudier les effets de la microgravité sur l'organisme humain. En effet, tout corps, sur terre, est soumis à une force d'attraction vers le centre de la terre. Cette force est une force d'accélération standard ou force de pesanteur. Sur terre, cette force est de 1g. La microgravité correspond aux différentes situations dans lesquelles cette force de pesanteur est diminuée. La réalisation des vols spatiaux de longue durée en station orbitale à permis de montrer un certain nombre de modifications physiologiques qui accompagnent le séjour en microgravité avec des conséquences délétères au niveau osseux, cardio-vasculaire, des répartitions des liquides, d'équilibre hydrominéral, de régulation hormonale et des perturbations musculo-squelettiques aussi bien que cognitives et posturales. Ces perturbations se produisaient lors du séjour en microgravité et induisaient également des perturbations dont certaines pouvaient durer plusieurs jours ou semaines au retour dans le champ gravitationnel terrestre. Afin de développer des méthodes prophylactiques pour palier les conséquences délétères de la microgravité lors des vols spatiaux, des simulations ont été proposées au cours d'études sur terre. Parmi ces simulations de la microgravité on trouve les vols paraboliques, l'immersion. Ces dernières stimulations sont d'une durée trop courte (de quelques secondes à quelques heures) pour entraîner des conséquences durables sur le contrôle moteur postural et nous ne nous étendrons pas sur leurs conséquences.

L'alitement prolongé ou "bed-rest": c'est aussi un moyen de reproduire certains effets de la microgravité sur l'organisme. Les conséquences de l'alitement prolongé sont bien connues en pathologie lorsque les gens sont incapables, pour une raison médicale quelconque, de se lever

et de se déplacer. On sait que, dans ces cas d'alitement prolongé, on observe des troubles du contrôle moteur postural et de la locomotion lorsque les patient traités tentent de se « re-verticaliser ». La prolongation de l'alitement sur plusieurs jours, semaines ou mois, a pour conséquence immédiate la disparition des stimuli mécaniques générés par la position debout et par la marche ce qui provoque une modification des calibrations nécessaires au contrôle moteur et donc un trouble du contrôle moteur postural. Cette situation provoque également des modifications musculaires, avec atrophie musculaire intéressant en particulier les membres inférieurs et surtout les muscles antigravifiques. L'alitement prolongé est aussi un moyen de reproduire certains effets de la microgravité sur l'organisme notamment en terme de conséquences cardio-vasculaires, de nouvelles répartitions des liquides, d'équilibre hydrominéral, de régulation hormonale et de perturbations musculo-squelettiques (Goubel, 2003, David et al., 2006, Bloomfield, 1997, Fortney et al., 1996, Leblanc, 1990).

D'un point de vue osseux, la diminution des contraintes imposées au squelette ainsi que l'absence d'appuis au sol va induire une perte osseuse et donc une ostéoporose importante (Vico et al., 2000, Zasler, 2006). En effet, le bon développement et l'entretien d'un point de vue minéral des os des membres inférieurs, par exemple, se réalisent grâce à la force de gravité qui s'exerce sur eux et donc aux stimulations réalisées par les appuis au sol. En l'absence de stimulations, l'os se détériore et subit des pertes de minéraux notamment de calcium, sodium et potassium importants induisant fragilité, et altérations des os concernés (Zerath, 1995, Lane, 1996, Zasler, 2006, Schneider et al., 1995, Vico et al., 2000, Kim et al., 2003). A titre d'exemple, lors d'une mission Apollo 15 et Skylab de quelques jours, la perte osseuse du calcaneum a été évaluée entre 4 et 6% (Willmore et Costill, 1998). Ces pertes osseuses induisent de forts risques de fractures dans la mesure où l'os est fragilisé.

Une des conséquences de la microgravité sur l'organisme des spatonautes et qui pose souvent des problèmes d'hypotension à leur retour sur terre, concerne la fonction cardio-vasculaire. En effet, sur terre, le sang et les liquides extra-cellulaires contenus dans le corps humain sont, sous la force de pesanteur attirés vers le sol. La constriction des vaisseaux et artères, leurs résistances ainsi que les contractions des muscles des membres inférieurs permettent alors le retour de ces volumes liquidiens vers le cœur. En microgravité et au cours des bed-rest, dans une moindre mesure, le sang et les liquides ne sont plus attirés vers les membres inférieurs comme en verticalité et le retour veineux au cœur est donc facilité. Les volumes liquidiens sont alors concentrés essentiellement dans la zone thoraco-céphalique (Gardon-Mollard et Ramelet, 2005) pouvant induire des œdèmes et maux de tête par exemple. Dans les premiers jours d'un séjour en microgravité, le débit cardiaque va augmenter et le spatonaute sera en

hypertension du fait de cette nouvelle répartition liquidienne. Cette hypervolémie va être alors suivie par une adaptation de l'organisme dans la mesure où la diurèse, en réponse à ces augmentations va aussi s'élever pour rééquilibrer les volumes de sang et de liquide extracellulaire. Cette adaptation va également poser des problèmes lors du retour sur terre des personnes dans la mesure où la force de pesanteur reprenant ses droits, le sang et les liquides vont alors être à nouveau attirés vers les membres inférieurs induisant alors une forte hypovolémie et donc de l'hypotension (Pavy-le-Traon et al., 1994). L'adaptation du corps des spationautes d'un point de vue de la diurèse et donc responsable d'une perte d'environ 50% de leurs pertes de poids. En effet, lors de séjour en microgravité, la composition corporelle change dans la mesure où les spationautes perdent du poids.

On a pu également montrer que au cours des bed-rest, comme au retour des vols spatiaux, on pouvait rencontrer des modifications neurosensorielles avec en particulier des troubles de la marche et de l'équilibre (Sandler et Winter, 1978, Dupui et montoya 1992, 1993, Viguier et al. 2007, 2008). Les travaux de Pozzo et al (1998) ont pu montrer qu'il y avait également des perturbations dans les stratégies de stabilisation de la tête et dans l'orientation du corps ainsi que dans la programmation des mouvements qui montrent que le SNC doit créer de nouvelles stratégies de contrôle de la posture et de l'activité motrice en général lorsqu'il se trouve dans un champ de gravitation modifié (Pozzo 1994, 1998, Papaxanthis et al., 1996, 1997, 1998).

L'alitement anti-orthostatique ou head-down-bed-rest (HDBR): en provoquant l'inclinaison du corps tête vers le bas selon un angle variant de -4 à -15° par rapport à l'horizontale, divers auteurs ont montré que ceci permettait de majorer la migration des liquides vers la partie supérieure du corps (fluid shift), le déconditionnement cardio-vasculaire et la reproduction de beaucoup d'effets rencontrés lors des vols spatiaux. Nicogossian en 1994 (Fig. 19) a comparé les symptômes relevés pendant ou après diverses conditions de bed-rest (en fonction de l'angle d'inclinaison de la tête par rapport à l'horizontale) aux symptômes relevés lors et après des vols spatiaux. Il en ressort clairement que plus cet angle est important et plus on se rapproche de la symptomatologie rencontrée en microgravité ou après les vols spatiaux. A l'issue de ces études, le modèle d'alitement anti-orthostatique intermédiaire à -6° à été retenu et est généralement le plus utilisé. C'est celui que nous avons utilisé dans notre étude.

Constatations	Position				Vols spatiaux
	0°	-4°	-8°	-12°	
Pendant un alitement anti-orthostatique ou un vol spatial					
Sensibilité gustative et olfactive augmentée	-	+	+	++	+
Sensation d'afflux sanguin et de tête lourde	-	+	+	++	++
Congestion nasale	-	+	++	+++	++
Sensation d'inconfort dans le nez et la gorge	-	+	+	++	-
Augmentation de la résistance intranasale	+	+	++	+++	NM
Nausée, douleurs d'estomac	-	-	R	R	+++
Illusions spatiales	-	-	+	++	++
Nystagmus	-	-	+	++	++
Visage bouffi, injection conjonctivale	-	+	++	++	++
Fatigue oculaire pendant la lecture	-	+	++	++	+
Diminution de l'acuité visuelle					
Après un alitement anti-orthostatique ou un vol spatial					
Intolérance orthostatique	++	++	++	++	++
Diminution de la force musculaire	++	++	++	++	++
Déminéralisation osseuse	++	++	++	++	++
Ataxie	-	-	-	-	++

- = absence de symptômes
+ = présence de symptômes (++, +++ = symptômes prononcés)
R = symptômes rarement présents
NM = non mesuré

Fig.19 : comparaisons de la symptomatologie clinique observée lors des différentes positions d'alitement anti-orthostatique avec celle relevée au cours des vols spatiaux (Pavy le traon 1997 d'après Nicogossian 1994).

I. MANIPULATION DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LE CORPS DANS LA POSITION ASSISE : PROTOCOLE EXPERIMENTAL POSTURE ET MOBILIER ERGONOMIQUE.

I.1. Technique d'analyse de la posture :

La posture a été analysée avec une plate-forme de force qui a permis d'étudier successivement la posture en condition orthostatique et dynamique. La plate-forme utilisée appartient au type de plate-forme le plus utilisé actuellement (Dupui et Montoya, 2003). Elle est constituée d'un plateau indéformable (50X50 cm) qui repose sur trois jauges de contraintes situées aux sommets d'un triangle équilatéral et qui permettent d'enregistrer les oscillations que fait le centre de pression des pieds (point d'application des forces de réaction du plateau de la plate-forme sous l'effet de la masse corporelle et de ses petits mouvements). On peut assimiler, sous certaines conditions, le centre de pression des pieds (CoP) à la projection au sol du centre de gravité. La fréquence d'échantillonnage du signal est de 40 Hz de façon à restituer une analyse fréquentielle du signal utilisable et fiable de 0 à 20 Hz. Le codage des variations de poids est effectué par un convertisseur à 16 Bits qui permet de donner une précision de l'ordre du gramme. La plate-forme est disposée au sol parfaitement de niveau (Fig. 20).

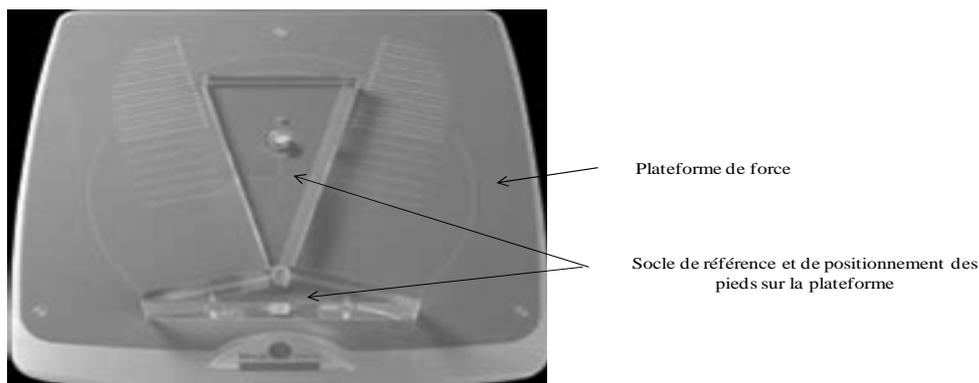


Fig.20 : Type de plate-forme de force utilisée pour effectuer les relevés d'indices de posturographie en condition statique dans l'étude réalisée en collège. Le socle de référence sert uniquement à positionner les pieds de manière référencée et toujours la même sur la plateforme de force. Une fois les pieds positionnés correctement, le socle est enlevé pour effectuer les relevés d'indices de posturologie.

→ **En condition orthostatique** : le sujet est placé debout, pieds nus, sur le plateau de la plateforme, ses pieds sont symétriques par rapport à l'axe sagittal de la plate-forme grâce à un gabarit de positionnement qui satisfait aux recommandations de l'Association Française de Posturologie (Normes 85, Gagey 1988 ; angle de 30° entre les deux pointes de pieds, 2 à 4 cm d'espacement entre les talons). Le sujet regarde une scène visuelle normalement structurée et dotée d'une cible fixée à hauteur des yeux, à une distance de 3 mètres. Deux enregistrements successifs d'une durée de 51,2 secondes sont réalisés « yeux ouverts » (YO) puis « yeux fermés » (YF) afin d'apprécier l'importance de l'ancrage visuel du sujet dans la tâche motrice demandée : rester le plus immobile possible tout en étant parfaitement décontracté. L'ordinateur fait un relevé de la position du centre de pression podal 40 fois par seconde (40 Hz), qui est le statokinésigramme (Fig 21). Ce relevé se fait par rapport à un référentiel OXY, dont l'origine est située au barycentre du polygone de sustentation (Fig. 21).

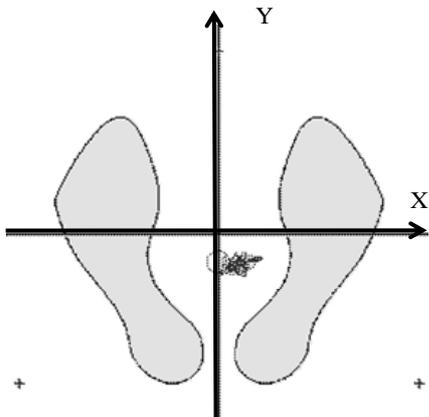


Fig.21 : Représentation du statokinésigramme. Il est défini par les positions successives échantillonnées du centre des pressions par rapport à un référentiel dont l'origine est située au barycentre du polygone de sustentation.

A partir de ce relevé, des paramètres rendent compte de la stabilité posturale (Fig. 22):

- la longueur du statokinésigramme : longueur totale des déplacements du CoP,
- la surface du statokinésigramme : surface couverte par les déplacements du CoP et établie par une ellipse de confiance (qui conserve 90% des points),
- la position moyenne du centre de pression des pieds sur l'axe des X (X moyen), et sur l'axe des Y (Y moyen),

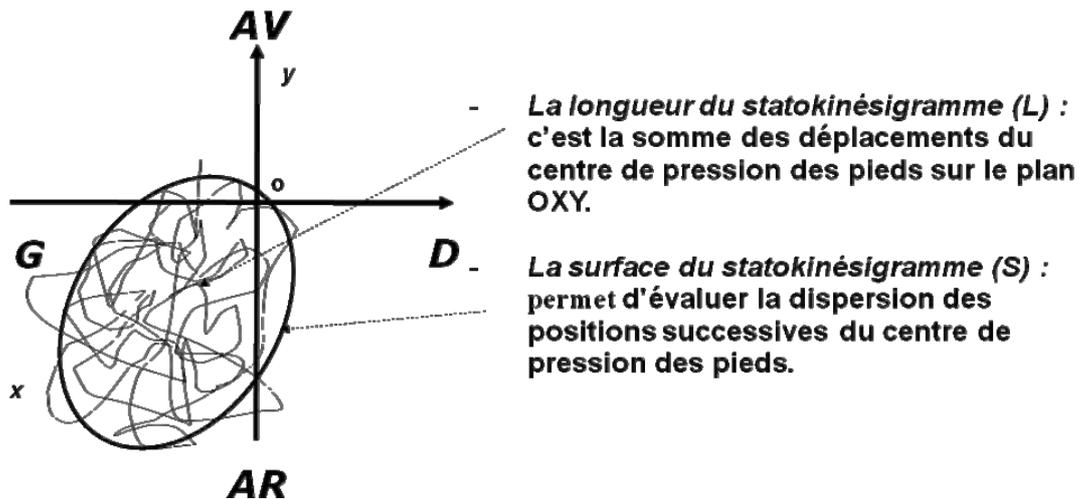


Fig.22 : Exemple d'évolution du CP ou statokinésigramme selon l'axe des X et l'axe des Y et caractérisation des paramètres de performances: longueur (mm) et surface (mm²). Seules 90% des positions successives du centre de pression des pieds sont prises en compte. Les 10% les plus extrêmes, résultant d'un équilibre mal contrôlé, sont éliminés.

- le rapport longueur sur la surface (LFS) qui est un paramètre bien corrélé avec la quantité d'énergie dépensée pour maintenir la posture (Gagey and Weber 2004),
- la vitesse moyenne des déplacements du CoP (V_m), ainsi que la variance de la vitesse, paramètres bien corrélés avec l'efficacité du contrôle postural,
- le rapport de la variance de la vitesse instantanée des oscillations en fonction des déplacements antéro-postérieurs (variance de la vitesse selon l'axe antéro-postérieur : VFY) apprécie la tonicité (état de tension) des muscles des loges postérieures des jambes (Gagey 1990),
- le quotient de Romberg : rapport en pourcentages de la surface du statokinésigramme les yeux fermés sur la surface du statokinésigramme les yeux ouverts. Il évalue la contribution de l'entrée visuelle au maintien de la posture statique (Gurfinkel 1973, Gagey et al. 1990, Winter et al. 1996, 1998).
- l'analyse spectrale du signal : permet d'étudier la part prise par chaque type de boucle de régulation (boucles longues, boucles courtes) mis en jeu par les sujets pour s'équilibrer. A partir des déplacements du CoP selon l'axe latéral (axe des X) ou selon l'axe antéro-postérieur (axe des Y) un traitement du signal par FFT (Fast Fourier Transform) est réalisé après utilisation d'un filtre anti-repliement (Horack and Nashner 1986) et donne le spectre fréquentiel de ces déplacements (Fig. 23). On sait à quelles fréquences élémentaires se font les déplacements du centre de pression selon l'axe médio-latéral (ML) et selon l'axe antéro-

postérieur (AP). L'analyse de ces spectres permet donc d'apprécier la contribution des différentes boucles de régulation dans le contrôle postural (Gurfinkel, 1973, Dietz, 1980). Cette analyse concerne l'énergie totale du spectre fréquentiel et la répartition de l'énergie spectrale dans 3 bandes de fréquences : basses : 0-0,5 Hz, moyennes : 0,5-2 Hz, hautes : 2-20 Hz (Fig. 23) :

- la première bande de fréquences rend compte de la participation des boucles réflexes longues à point de départ visuo-vestibulaire,
- la seconde bande de fréquences concerne les boucles intermédiaires, polysynaptiques à point de départ proprioceptif, musculo-articulaire conscient et inconscient (cervelet),
- la troisième bande concerne essentiellement les boucles de régulation courtes, mono ou pauci-synaptiques généralement d'origine myotatique (Fig. 23).

Chez le sujet sain, 80 à 90% de l'énergie spectrale est retrouvée dans la bande des basses fréquences (<0,5Hz), 10 à 20% dans la bande des fréquences intermédiaires (0.5 à 2Hz), et moins de 5% dans la bande des hautes fréquences (>2Hz). Toute augmentation de l'énergie, en pourcentage de l'énergie spectrale totale, dans une des bandes de fréquences reflète un sur-contrôle dans les boucles neurophysiologiques correspondantes qui signe une certaine inefficacité relative de ces boucles dans le contrôle de la stabilité posturale (Dupui et al., 1990, Golomer et al., 1999, Dupui et Montoya 2001).

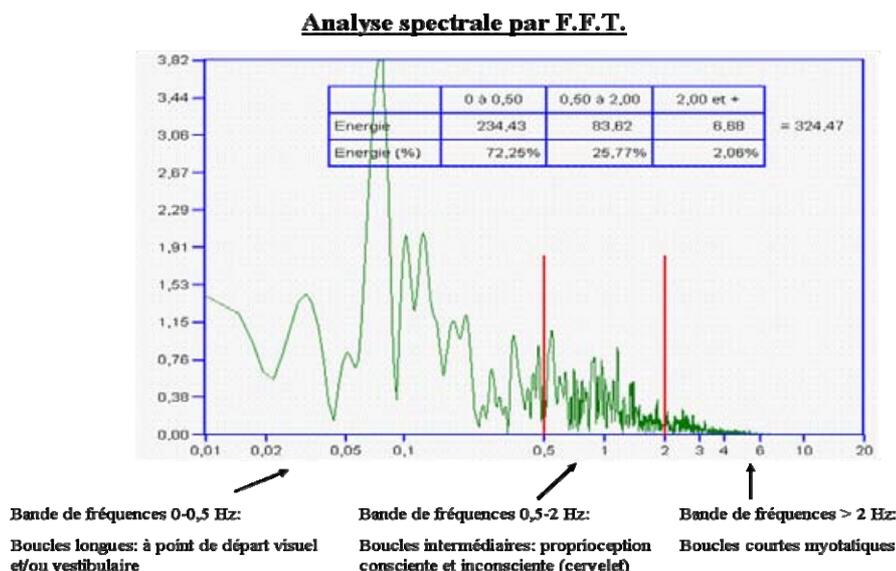


Fig.23 : Représentation de la répartition de l'énergie spectrale totale en fonction de différentes bande de fréquences et donc de l'utilisation préférentielle de boucles de régulation plus ou moins longues.

→ **En condition dynamique** : cette étude de la posture a été réalisée avec un stabilomètre dynamique dérivé de celui proposé par Bessou et al., 1988. Il s'agit d'une plate-forme mobile à bascule constituée d'un plateau (50X50 cm) reposant sur une portion de cylindre de 55 cm de diamètre et de 8cm de hauteur de flèche (Dupui et Montoya 2003). Sur ce type de plateau, la surface d'appui du sujet sur le sol est réduite à une ligne (le pivot du cylindre). Le système sujet-plate-forme est spontanément instable car le centre de gravité du sujet est nettement situé au dessus du centre de rotation de la plate-forme. Il s'agit d'un système a un seul degré de liberté de mouvement : en fonction de la position du sujet, on peut étudier l'équilibre dynamique antéro-postérieur (AP) lorsque le sujet est en position sagittale sur la plate-forme et l'équilibre dynamique médio-latéral (ML) lorsque le sujet est en position frontale sur celle-ci (Fig. 24).

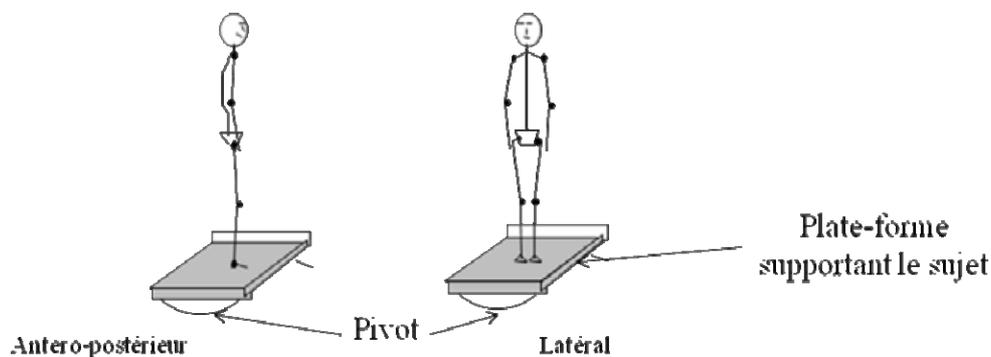


Fig.24 : Sujet en situation d'examen et de prise de données sur une plate-forme mobile à bascule soit dans le sens antéro-postérieur soit dans le sens latéral.

Les plate-formes de force étant actuellement performantes, elles servent donc de capteurs d'inclinaisons au plateau mobile à bascule. Il suffit d'installer soigneusement celui-ci sur le plateau statique en faisant coïncider des repères de positionnement. Le sujet est ensuite installé sur le plateau mobile de telle façon que sa ligne de gravité passe par le centre des deux plateaux. On se sert, pour cette installation de la ligne bimalléolaire externe qui est placée sur le plateau, au niveau d'un repère situé à deux centimètres en arrière de la ligne marquant le milieu du plateau. L'intérêt d'utiliser la plate-forme de force comme capteur est que cela permet d'analyser simultanément, dans le référentiel OXY de la plate-forme, les oscillations et le déplacement du plateau mobile dans le sens sensibilisé (AP ou ML) et les transfert d'appuis dans le sens opposé. Il se construit ainsi un dynamogramme ou kinésigramme dynamique qui représente la combinaison de deux déplacements (pivot de la plate-forme mobile + transfert d'appuis).

Le sujet est placé sur le plateau dynamique (Fig 25), ses pieds sont parallèles entre eux, écartés d'environ 8 à 10 cm et sa consigne est de maintenir le plateau mobile aussi horizontal et immobile que possible pendant deux périodes de 25, 6 secondes, YO puis YF.

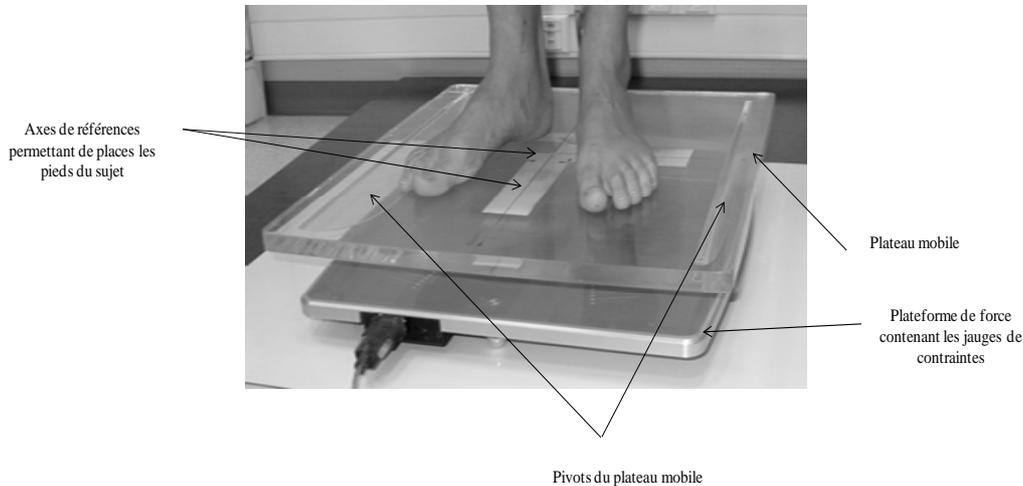


Fig. 25 : Mise en situation du sujet pour effectuer les relevés d'indices de posturographie en condition dynamique. Les pieds du sujet sont positionnés par l'examineur de manière référencée et toujours la même en fonction des différents axes représentés sur le plateau mobile.

On obtient donc un enregistrement (Fig. 26) à partir duquel plusieurs paramètres sont calculés :

- la longueur (mm) du dynamogramme,
- la surface (mm²) du dynamogramme (avec l'ellipse de confiance à 90%),
- la longueur des déplacements du pivot (mm) dans le sens AP ou ML suivant le sens des oscillations imposés,
- l'amplitude maximale (degrès) des oscillations du pivot,
- la position moyenne (mm) autour de laquelle le sujet s'est équilibré (indique si celui-ci a tendance à s'équilibrer en avant ou en arrière, à gauche ou à droite, en fonction de sa position sur la plate-forme),
- l'écart moyen (degrès ; moyenne des amplitudes des oscillations par rapport à la position moyenne autour de laquelle le sujet s'est équilibré) rend compte de l'importance de l'amplitude des oscillations.

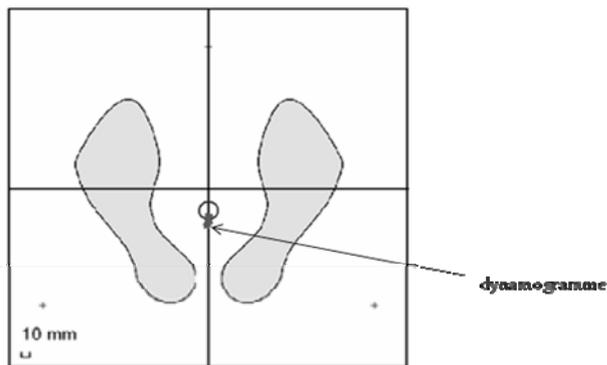


Fig.26 : Type de tracé et d'acquisition réalisés à l'aide d'une plateforme de force conventionnelle : dynamogramme.

L'analyse des fréquences des déplacements du pivot par FFT est réalisée et la répartition de l'énergie dans les mêmes bandes de fréquences que décrit précédemment apprécie la mise en jeu préférentielle de boucles neuronales courtes ou longues (Golomer et al., 1999; Dupui et Montoya 2001).

I.2. Déroulement du protocole :

Cette étude longitudinale a été réalisée grâce à un partenariat avec le Conseil Général de l'Aveyron, l'inspection de l'Académie et l'Université Paul Sabatier. Elle a été formalisée par une lettre contrat : convention d'étude d'évaluation d'un mobilier scolaire ergonomique (novembre 2002). Les diverses autorisations de la Médecine Scolaire et la Protection Médicale Infantile ont été obtenues. Le protocole a duré quatre années consécutives, a débuté en décembre 2002 et s'est terminé en juin 2006. Les mêmes élèves ont été suivis sur leurs 4 années de collège de la 6^{ème} à la 3^{ème}. Le recueil des données a donc été réparti comme suit :

ANNEE 1 6 ^{ème}	DEBUT D ANNEE	DECEMBRE 2002
	FIN D ANNEE	JUIN 2003
ANNEE 2 5 ^{ème}	DEBUT D ANNEE	SEPTEMBRE 2003
	FIN D ANNEE	MAI 2004
ANNEE 3 4 ^{ème}	DEBUT D ANNEE	SEPTEMBRE 2004
	FIN D ANNEE	MAI 2005
ANNEE 4 3 ^{ème}	DEBUT D ANNEE	SEPTEMBRE 2005
	FIN D ANNEE	MAI 2006

Tab.4 : Répartition chronologique des prises de données en fonction de l'année et de la période.

Les élèves étaient répartis en 2 groupes homogènes situés chacun dans un collège d'enseignement secondaire de l'Aveyron. Les deux collèges étaient : le collège Jean Moulin de Rodez et le collège des 4 saisons d'Onet le château (petite ville qui se situe au contact de Rodez). Ces deux collèges étaient situés à environ 10 Km l'un de l'autre, dans un environnement urbain et social comparable.

Dans chacun des collèges, un groupe de 60 élèves au début du protocole a participé à l'expérience:

- Groupe Témoin dans le collège Jean Moulin : les élèves disposaient d'un mobilier scolaire conventionnel. Sur les 60 élèves 41* ont pu être suivis sur les quatre années, de la 6^{ème} à la 3^{ème}, à raison de 2 mesures par an : en début et en fin d'année scolaire.

- Groupe Mobilier Ergonomique dans le collège des 4 saisons dont deux classes ont été équipées, par le conseil général de l'Aveyron, d'un mobilier scolaire ergonomique de la gamme Europa ® de la société Héphaïstos ® (constructeur de mobilier ergonomique situé à Rivière sur Tarn, Aveyron); 46* élèves sur 60 ont été suivis sur les quatre années, de la 6^{ème} à la 3^{ème}.

* Remarque : La perte d'effectif est due soit au redoublement soit à un changement d'établissement.

L'évolution de l'âge et taille des élèves de chaque groupe sont reprotés dans le tableau 5.

	GROUPE TEMOIN		GROUPE MOBILIER	
	AGE (mois)	TAILLE (mètres)	AGE (mois)	TAILLE (mètres)
ANNEE 1	138,17 /6,8	1,50 /0.08	138,53 /4.25	1,52 /0,08
ANNEE 2	147,92 /6,8	1,54 /0.08	147,53 /4.25	1,57 /0,08
ANNEE 3	159,92 /6,8	1,61 /0.08	159,53 /4.25	1,63 /0,08
ANNEE 4	171,92 /6,8	1,65 /0.08	171,53 /4.25	1,67 /0,08

Tab.5 : Evolution de l'âge moyen (mois / écart type) calculé lors de la prise de donnée de début d'année et de la taille moyenne (mètres / écart type) au cours des 4 années et ceci pour chaque groupe d'élève ayant participé au protocole collège.

Dans chaque collège, le recueil des données a été réalisé dans l'enceinte même de l'établissement dans la même salle, spécialement prévue à cet effet, tout au long du protocole et ceci de façon à ne pas interférer sur les résultats. Deux élèves étaient dans la pièce au cours

des mesures, le second assistant au déroulement des tests du premier et était de ce fait préparé à l'examen.

Lors de chaque session de prise de données, l'expérimentateur posait des questions précises au sujet (taille, pointure, éventuels problèmes de santé). Ces renseignements permettaient de détecter d'éventuels facteurs pouvant influencer les performances posturales. Nous étions également renseignés sur la croissance (évolution des caractéristiques anthropométriques) de l'élève dans le but de son étude développementale.

Lors de la dernière année du protocole, un questionnaire complet a été distribué (annexe 1). L'élève devait le remplir chez lui avec l'aide de ses parents. Les réponses permettaient de cerner le cadre de vie de l'élève, ses problèmes de santé, la nature de ses loisirs et de ses activités physiques et sportives ainsi que les impacts physiques et moraux de l'utilisation du mobilier ergonomique par les élèves concernés. En s'inspirant de questionnaires trouvés dans la littérature (Kujala et al. 1992, 1994, 1999, Kristjansdottir et Rhee 2002, Newcomer et Sinaki 1996, Watson 2002, Bejia et al., 2005 et Skoffer et Foldspang 2008) nous avons cherché à apprécier la prévalence du mal de dos dans les deux groupes en demandant aux enfants si il avait eu un peu, moyennement, beaucoup, ou jamais mal au dos. Ceci nous a permis de comparer le pourcentage de chacun de ces items dans le groupe d'élèves utilisant un mobilier conventionnel et dans le groupe d'élèves travaillant sur mobilier ergonomique.

Tout au long du protocole, avant le début des mesures et en fin de chaque année scolaire, une réunion d'information a été tenue en présence des différents acteurs du protocole (Inspection de l'Académie, représentant du Conseil Général, proviseur des collèges, médecins scolaires, professeurs et parents d'élèves). Au cours de cette réunion, un compte rendu de l'avancement du projet et des difficultés rencontrées (nécessité de transmettre toutes les informations concernant les élèves, impératifs de réglages du mobilier ergonomique à la morphologie du sujet et obligation de réaliser le suivi longitudinal des performances).

II. MANIPULATION DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LE CORPS DANS LA POSITION COUCHEE : PROTOCOLE EXPERIMENTAL POSTURE ET BED-REST.

II.1. Technique d'analyse de la posture :

L'étude de la stabilité posturale des volontaires au bed-rest en position orthostatique et en condition dynamiques a été réalisée à l'aide de sabots de stabilométrie dynamométrique (Bourgeois et Ouaknine 2000). Le dispositif consiste en deux plate-formes dynamométriques, une sous chaque pied qui permettent, grâce à un ensemble de jauges de contraintes de mesurer les forces (F_x , F_y) impliquées dans le déplacement du centre de pression de chaque pied et donne en combinaison de l'évolution de ces deux centre de pression, l'évolution du CoP global dans le référentiel OXY du polygone de sustentation. L'acquisition se fait avec une fréquence de 40 Hz et un convertisseur Analogue/ Numérique de 16 Bits (Fig. 27, 28).

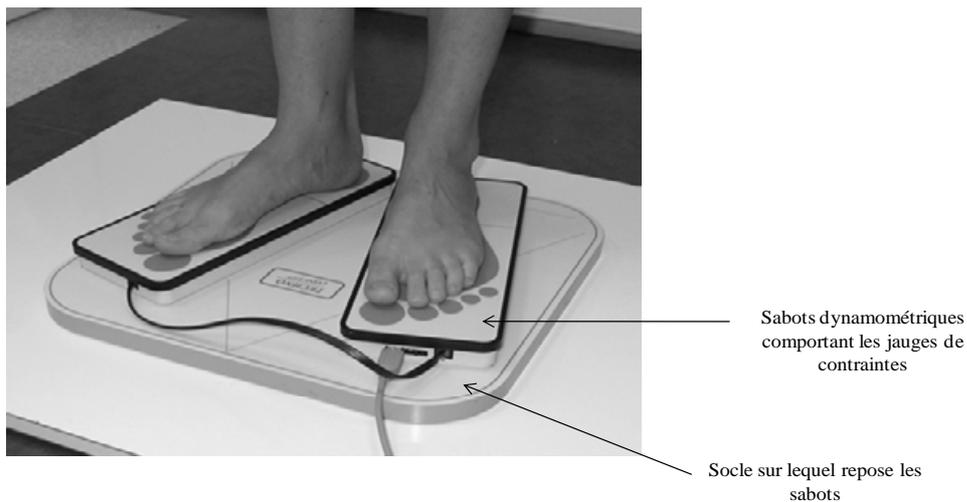


Fig.27 : Plate-forme de force utilisée pour effectuer les relever d'indices de posturographie en condition statique dans l'étude concernant le bed rest.

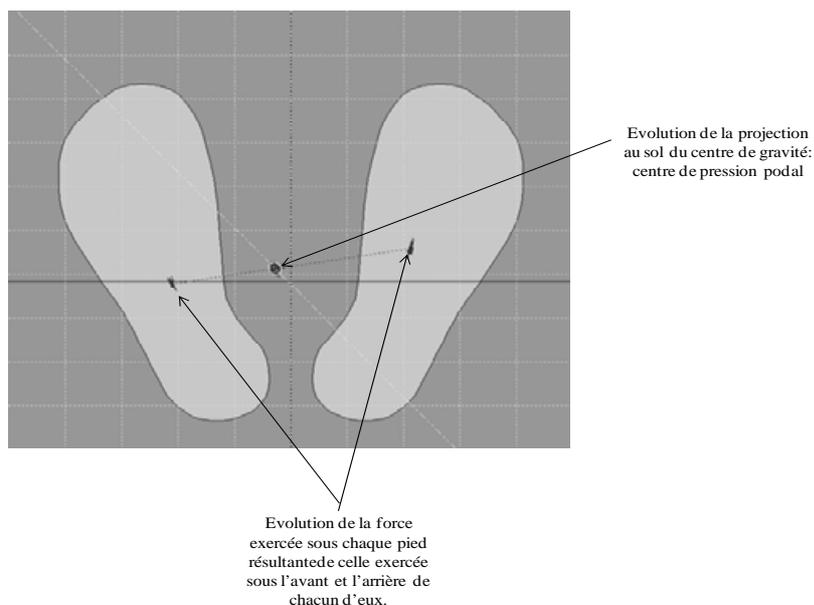


Fig.28 : Représentation des forces exercées sous chaque pied et de la projection au sol du centre de gravité réalisée à l'aide de sabots dynamométriques. Ce type de tracé correspond aux tracés relevés quel que soit la condition d'équilibration (statique=statokinésigramme ; dynamique=dynamogramme).

En condition statique, les deux plate-formes sont maintenues immobiles au sol avec un gabarit de positionnement référencé suivant les normes 85 (Gagey 1988 ; Fig. 27). Le sujet a les mêmes consignes que lors de l'utilisation de la plate-forme de force pour le protocole précédent et la scène visuelle était comparable.

En condition dynamique, les deux plate-formes étaient fixées sur un plateau à bascule de caractéristiques comparables à celui utilisé précédemment. Ce plateau ne permettait qu'une seule possibilité de mouvement (AP ou ML) suivant le plan de disposition du sujet sur le plateau.

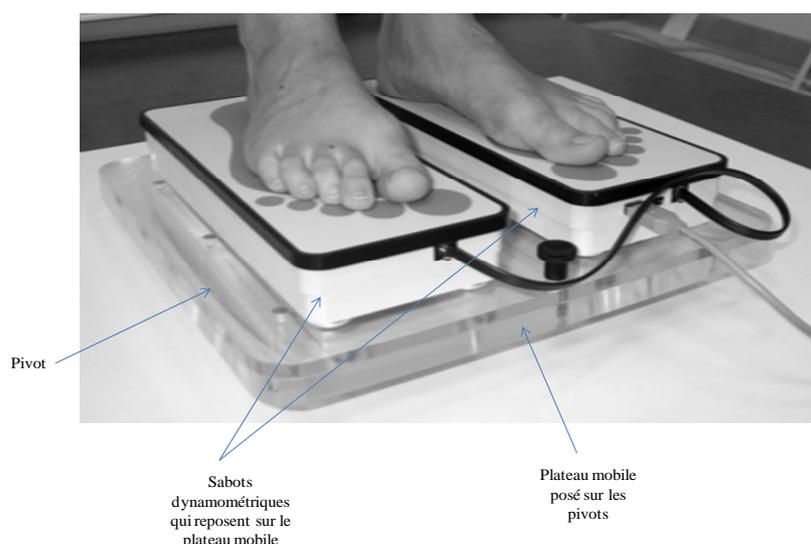


Fig.29 : Mise en situation du sujet pour effectuer les relevés d'indices de posturographie en condition dynamique des volontaires du bed-rest.

Ces sabots, sur lesquels le sujet est en appui, permettent de faire le relevé d'indices de posturologie. Ces indices sont les mêmes que ceux relevés avec une plate-forme de force conventionnelle (voir paragraphe précédent). Ils permettent cependant de relever des indices de posturologie supplémentaires en particulier de déterminer la notion de pied pilier et le pied moteur de chaque volontaire (Bourgeois et Ouaknine 2002). Ce type de dispositif n'étant pas à ma disposition lors du protocole réalisé avec les élèves de collège, je n'ai donc pu me servir que de la plate-forme de force conventionnelle. Ceci explique le matériel différent utilisé pour les deux protocoles.

Lors de chaque session de prise de données, juste avant l'acquisition, les mêmes informations étaient demandées aux volontaires de manière à être renseignée sur d'éventuelles douleurs, courbatures, tendinites... de manière à essayer d'écarter tous paramètres susceptibles d'influencer les résultats. Si certains maux pouvaient altérer ou influencer les indices de posturologie, et que cela était vérifié lors de l'analyse des résultats, les acquisitions et données concernées étaient mises de côté et n'apparaissaient pas dans l'analyse statistique des résultats. Ce fut le cas pour une volontaire de la deuxième session qui au 4ème jour après le levé a révélé une elongation des tendons du genou et dont les résultats ont été écartés.

Remarque : mon rôle à la suite de cette blessure a été d'accompagner sa convalescence à l'aide d'acquisitions prenant en compte ce paramètre et me permettant donc de suivre sa récupération en relation avec ses performances posturales en situation d'équilibration uniquement statique.

Lors de chaque acquisition tout éventuel événement important et qui aurait été susceptible d'influencer les résultats a été noté et pris en compte. Ce fut le cas de deux volontaires pour lesquelles l'examen en condition dynamique antéro-postérieur et latéral fut impossible le jour du lever pour cause de pertes d'équilibre et de chutes de la plate-forme de force. Ainsi, nous n'avons travaillé qu'avec les volontaires dont l'évolution des performances posturales pouvait s'expliquer par l'alitement prolongé en position anti-orthostatique.

II.2. Equipes et lieux de recherche :

Ce bed-rest a été organisé par le MEDES (Institut de Médecine et de Physiologie Spatiale, hôpital de Rangueil, Toulouse). Cette clinique spatiale participe à la préparation des missions

spatiales et permet des expérimentations et des études concernant la simulation de l'impesanteur, des effets du confinement...

Notre protocole était inclus dans un projet de grande envergure, WISE 2005, grâce à une collaboration internationale entre l'agence spatiale européenne (ESA), le centre national d'études spatiale (CNES), l'agence spatiale canadienne (CSA) et la "National Aeronautics and Space Administration" (NASA).

Ce protocole a été approuvé par le Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (CCPPRB) de Toulouse France.

Grâce à cette co-organisation internationale, de nombreuses équipes de spécialités scientifiques et de provenance géographiques différentes ont pu participer et intervenir dans cette étude WISE 2005. En effet, des équipes les chercheurs européens étaient présents avec l'Italie, la Belgique, le Royaume Uni, la Suisse, la Suède, le Danemark, les Pays bas, l'Allemagne, la Hollande et la France, les équipes d'Amérique du nord comprenaient des équipes canadiennes et des États-Unis. Chaque équipe étudiait et analysait, chacune dans sa spécialité (physiologie hydro-minérale et osseuse, musculaire, cardio-vasculaire, nutritionnelle, ainsi que l'immunologie, la réflexologie, la posture et la locomotion), les répercussions sur différentes fonctions des effets de la microgravité simulée.

II.3. Chronologie des examens :

Cette expérience s'est déroulée en 2 sessions pour des raisons d'infrastructure, de logistique et de places disponibles :

- 1° session : cette session concernait 12 sujets et a duré de Mars, Avril, Mai 2005
- 2° session : concernait le même nombre de sujets et a duré de Septembre, Octobre, Novembre, Décembre 2005.

Chaque session avait une durée de 100 jours répartis en 3 périodes :

→ **20 jours précédents alitement** : au cours de cette période, ont été effectués les différents recueils de données pour chaque équipe. Cette période permettait le recueil des donnée contrôle pour chaque sujet. Cette période a été appelée BDC (basal data collection). Concernant notre participation, pour chaque sujet, les indices de posturologie statique et dynamique ont été recueillis en raison de deux sujets par jours au cours de cette période à des moments qui correspondaient à :

- 9 jours avant l'alitement : BDC-9,

- 2 jours avant alitement : BDC-2.

Ce double recueil des données a permis de juger la fiabilité et la reproductibilité des données contrôles.

→ **60 jours d'alitement anti-orthostatique** : l'alitement a été échelonné en fonction du calendrier des prises de données BDC. Les volontaires dans cette étude ont une position allongée, la tête un peu plus basse que les pieds avec un angle de -6° par rapport au plan horizontal (Fig. 30). Cette condition expérimentale a été maintenue durant 60 jours dans le but de reproduire les conséquences physiologiques et psychologiques d'un séjour spatial de longue durée.

Chaque activité des volontaires, par exemple, les prises de repas, les activités de loisir (visionnages de films, lecture, travail sur ordinateur...), mais aussi la toilette, uriner et aller à la selle, sera effectuée dans cette position et ce, pendant toute la durée de l'alitement.



(Image: ESA/M. Specht)

Fig.30 : Configuration et position du lit utilisé pour l'alitement des volontaires

Les sujets suivaient le protocole imposé en fonction de leur appartenance à leur groupe. Pendant cette phase d'autres équipes de chercheurs poursuivaient leurs investigations.

Aucune étude posturologique n'a été effectuée pendant cette période dans la mesure où les volontaires étaient allongées et devaient le rester.

→ **20 jours après alitement** : en fonction du calendrier de l'alitement, les sujets étaient levés deux par deux, chaque jour et cette étape qualifiée de recovery (R). Cette étape était consacrée

au relevé d'indices à comparer aux données contrôles et au suivi de la récupération et « remise en forme » des volontaires.

Les indices de posturologie statique et dynamique ont été recueillis au cours de 4 sessions pendant cette période :

- R0 : le jour du lever
- R+1 : le lendemain du lever
- R+4 : 4 jours après le lever
- R+10 : 10 jours après le lever.

Ainsi nous avons pu établir une cinétique de la récupération de la stabilité posturale statique et dynamique de chaque sujet en fonction de son appartenance à l'un ou l'autre groupe.

II.4. Les sujets.

II.4.1. Critères d'acceptation des volontaires :

Certains impératifs élaborés et imposés par les différents groupes de recherches ainsi que par les différentes agences spatiales mondiales concernaient les critères d'acceptation des volontaires. Un interrogatoire oral était donc réalisé de sorte de vérifier les différents critères d'exclusion c'est-à-dire les caractéristiques s'opposant à la participation des volontaires à l'étude.

- Etre âgé entre 25 et 40 ans,
- Parler couramment le français et/ou l'anglais,
- Avoir la nationalité d'un pays membre de l'Union Européenne, de la Suisse ou de la Norvège et y avoir résidence,
- Ne pas avoir de dépendance ni au tabac, ni à l'alcool, ni à toute autre sorte de drogue quelles qu'elles soient,
- Ne pas suivre de traitement médical,
- Ne pas mesurer plus de 185 cm,

- Ne pas être en surcharge pondérale ou en cachexie,
- Avoir des cycles menstruels réguliers,
- Ne pas être sous contraceptifs oraux depuis au moins deux mois avant le commencement de l'étude,
- Ne pas avoir d'antécédents personnels ou familiaux de maladies ou de troubles psychologiques qui pourraient nuire à l'étude et à son bon déroulement,
- Ne pas avoir ou avoir eu de troubles d'ordre musculo-squelettique et cardiovasculaire,
- Accepter de se faire vacciner contre la grippe lors de l'automne précédent l'étude,
- Etre volontaire pour participer à des études d'ordre psychologique,
- Etre couvert par un organisme de sécurité sociale,
- Etre libre de tout engagement pendant les 4 mois suivant l'étude.

II.4.2. Bilan d'inclusion des volontaires :

Chaque volontaire présélectionnée devait effectuer une série de tests répondants au bilan d'inclusion. Ainsi un examen clinique approfondi, un électrocardiogramme, un examen gynécologique et urinaire (avec une recherche de toxiques dans les urines) et une mesure de la pression artérielle en position allongée puis lors d'un test sur table mobile (tilt-test) étaient réalisés. Une analyse biologique du sang était aussi effectué pour vérifier la bonne santé des volontaires, détecter certains virus (hépatite B, C et HIV) et rechercher certains facteurs génétiques (mutation Leiden du facteur V et 20210 A/G du gène de la prothrombine) susceptibles d'augmenter les risques de phlébites.

Bien entendu, si les différentes investigations s'avéraient positives, les volontaires ne pouvaient pas participer à l'étude WISE.

De plus, une évaluation psychologique a été effectuée pour identifier les volontaires ayant le meilleur profil psychologique pour participer à ce protocole.

Par ailleurs, des examens radiologiques et d'échographie ont été faits ainsi qu'une évaluation de la densité osseuse par DEXA et de la VO2 max. Toute anomalie relevée aussi lors de ces examens était facteur d'exclusion de la personne.

II.4.3. Effectifs et caractéristiques des sujets étudiés :

24 volontaires de sexe féminin ont donc participé à cette étude WISE 2005. Elles devaient avoir la nationalité d'un pays membre de l'Union Européenne, de la Suisse ou de la Norvège et y avoir résidence. Ainsi, ont pu participer à l'étude : 12 françaises, 2 anglaises, 1 suisse, 4 finlandaises, 2 polonaises, 1 allemande, 1 tchèque, 1 hollandaise.

Les volontaires ont été réparties de manière aléatoire en 3 groupes : un groupe témoin, un groupe exercice, et un groupe nutrition afin de voir si ces contre-mesures (exercice physique ou régime nutritionnel spécifique) permettaient aux volontaires de mieux « résister » aux effets délétères du bed rest.

Les données anthropométriques des volontaires sont présentées dans le tableau suivant :

	GROUPE CONTROLE	GROUPE EXERCICE	GROUPE NUTRITION
AGE (années)	34 +/- 1	33 +/-1	29 +/-1
TAILLE (cm)	163 +/-2	165 +/- 3	170 +/- 2
POIDS (Kg)	55,6 +/- 1,4	58,1 +/- 1,2	61,2 +/- 1,6
INDICE DE MASSE CORPORELLE	21	21	21

Tab. 6 : Description anthropométrique des volontaires pour chaque groupe

Les 3 groupes étaient :

- **Un groupe témoin** ou groupe contrôle qui ne sera soumis à aucune contre-mesure au cours de la période d'alitement de 60 jours et donc qui ne pratiquait pas d'exercices physiques spécifiques et n'avait pas de régime alimentaire particulier pendant l'alitement.

Ce groupe permet de faire des comparaisons entre les différents groupes.

- **Un groupe exercice** dont les volontaires pratiquaient des exercices physiques spécifiques pendant l'alitement.

Deux types d'exercices étaient proposés :

i) Un exercice sur Fly-wheel ou exercice de résistance (Fig. 31). Ce type d'équipement utilise un ergomètre à inertie et permet, en position allongée, un exercice de résistance et donc de réaliser des contractions de types concentriques et excentriques. Avec ce type de dispositif, ce sont surtout les muscles des mollets et des cuisses qui sont sollicités de façon intensive sur de courtes séquences. Cet exercice est intéressant dans la mesure où ce sont principalement les muscles anti-gravitationnels qui sont altérés lors des vols spatiaux de longue durée ou d'alitements prolongés.



(Image: ESA/M Specht)



© CNES/Emmanuel Grimaud

Fig. 31 : travail sur Fly-wheel ou exercice de résistance

Durant l'alitement à -6° , 19 sessions de Fly-wheel ont été réalisées par chaque sujet tous les 3 jours en position anti-orthostatique.

ii) Un exercice aérobie sur tapis roulant a été réalisé dans un caisson à pression négative (pédalage dans un caisson LBNP ou Lower Body Negative Pressure) (Fig. 32).

La personne est donc couchée sur le dos, la partie inférieure du corps dans le caisson dans lequel elle doit marcher et courir sur un tapis roulant, les jambes suspendues par des poulies.

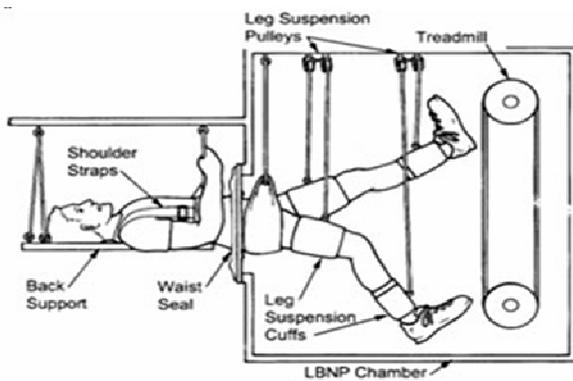
Le « LBNP » consiste à placer la partie inférieure du corps dans un caisson qui assure une pression négative (-45 à -55 mmHg) dans la partie basse du corps ce qui permet d'attirer et de retenir dans le compartiment veineux des membres inférieurs, une partie du sang veineux contenu dans les veines profondes et céphaliques et donc de modifier la répartition des masses sanguines des sujets (Foux et al., 1976).

Combiné à un exercice aérobie, le LBNP a les mêmes effets physiologiques que ceux produits par la verticale dans l'exercice normal de gravité (Boda et al., 2000).

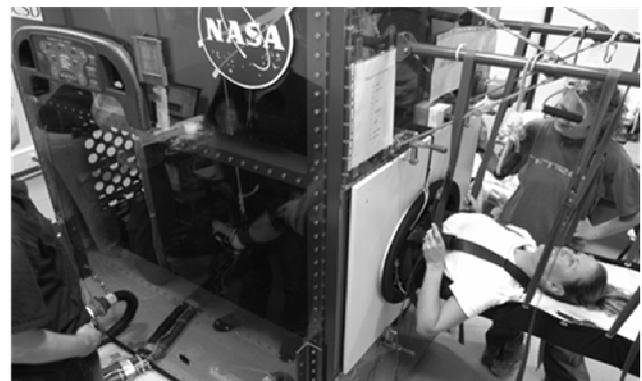
De plus, cette dépression « attire » la partie basse du corps sur des points d'appuis en l'occurrence ici les pédales d'appuis. Les volontaires avaient donc leurs soles plantaires stimulées à la fois par l'exercice physique et par la dépression. L'exercice physique concerne surtout les muscles des membres inférieurs et sollicite donc à la fois les unités motrices toniques et phasiques.

Ce protocole est similaire à ceux qui ont été utilisés dans les précédentes études HDBR (Smith et al., 2003).

Au cours des vols orbitaux, le LBNP permet de réduire momentanément le transfert de liquide vers la partie thoraco-céphalique (induit par l'apesanteur) et provoque un remplissage et une distension des veines des membres inférieurs proche de celle existant en gravité terrestre. Cette méthode fait partie de la panoplie des contremesures qui, utilisées quotidiennement lors des vols orbitaux, ont contribué à diminuer le déconditionnement vasculaire. Toutefois, cette méthode est utilisée de manière semi-empirique et les effets vasculaires ou hormonaux produits en fonction du nombre d'épreuves, de leur durée et de l'intensité de la dépression demeurent encore mal connus.



(Image. A Hargens)



© CNES/Emmanuel Grimaud

Fig.32 : Exercice aérobie ou de pédalage dans un caisson LBNP.

Au cours de l'alitement, 29 sessions d'exercice aérobie (40min d'exercices dans le caisson LBNP suivies d'une condition 10 min dans le LBNP sans réaliser d'exercice physique) ont été réalisées par chaque sujet de ce groupe à raison de 2 à 4 jours par semaine.

L'avantage de la combinaison de ces exercices est donc de prévenir l'atrophie musculaire de non utilisation et de maintenir un niveau de réafférentation proprioceptive du système nerveux central à partir des récepteurs sensoriels musculo-ostéo-tendineux pendant toute la durée du « bed-rest ». Ceci permettrait donc aux sujets concernés de mieux s'adapter lors du lever en contrôlant de manière plus efficace la posture et tolérant mieux la position orthostatique.

- **Un groupe nutrition** dont les 8 volontaires ne pratiquaient pas d'exercice physique spécifique mais ont été soumises à un régime alimentaire particulier. Afin de prévenir la fonte musculaire et d'essayer de préserver, au moins partiellement, les fonctions musculaires et osseuses, il a été proposé à ce groupe un apport complémentaire de certaines protéines dont la leucine dans leur alimentation au cours de leur alitement : 1,45 g par kilo et par jour de suppléments de protéines (Beaubour® Nutrition paquet) à raison de trois fois par jour. Ce régime apporte les acides aminés essentiels impliqués dans la synthèse des protéines musculaires : la leucine (0,12 g), l'isoleucine (0,06 g) et valine (0,06 g) (voir annexe 2).

La leucine est un acide aminé qui, lorsqu'il est adjoint à l'alimentation chez le rat (Combaret et al. 2005), permettrait une régulation de la balance azotée en maintenant un équilibre entre dégradation et fabrication des protéines musculaires.

Pour les trois groupes, les repas étaient préparés par l'équipe de nutritionnistes du MEDES (figure annexe 2 présentation des différents régimes alimentaires de chaque groupe avant pendant et après l'alitement prolongé).

III. ANALYSE STATISTIQUE.

III.1. Protocole posture et mobilier ergonomique :

III.1.1. Etude développementale des élèves du groupe témoin et mobilier ergonomique :

La croissance de chaque élève a été mesurée, tout au long du protocole. La vitesse de croissance (VDC) exprimée en cm/an a été mesurée, pour chaque année scolaire, en effectuant la différence entre les mesures en fin d'année (juin) et en début d'année (septembre). Cette valeur a été appelée le delta taille.

Nous avons relevé également, dans les mêmes conditions, un delta performances posturales. En effet, les différences de performances posturales, concernant les paramètres longueur et

surface du statokinésigramme, entre le début et la fin de chaque année, pour chaque élève, ont été calculées (delta longueur et delta surface). Nous rappelons que toute augmentation du delta longueur et/ou surface signe une chute des performances posturales.

Les différentes VDC ont alors été mises en corrélation avec les performances posturales de ces mêmes élèves. Ainsi la VDC a été mise en relation, pour chaque année, avec les deltas surface et longueur de chaque élève et ceci pour chaque condition visuelle (YO et YF) dans le but d'évaluer l'impact de la poussée pubertaire sur les performances posturales des élèves. Ainsi nous avons cherché à situer sur les 4 années la plus grande dégradation des performances posturales (delta longueur max DLM et delta surface max DSM) par rapport à la plus grande VDC (VDC max) correspondant au pic de poussée pubertaire.

Nous avons donc une courbe par élève contenant l'évolution simultanée au cours des 4 ans du protocole du VDC max, DLM et DSM.

Dans un premier test nous avons mis en évidence les relations entre poussée pubertaire et performances posturales selon deux niveaux :

- **OUI** la poussée pubertaire (exprimée par VDC max) a des conséquences sur les performances posturales.
- **NON** la poussée pubertaire n'influence pas les performances posturales.

Dans un deuxième temps nous avons détaillé et approfondi le groupe OUI de manière à situer temporellement l'impact de la poussée pubertaire sur les performances posturales et leur dégradation : les conséquences sur les performances posturales sont-elles immédiates (synchrones), en décalage d'un ou de deux ans ?

Un test de corrélation avec un tableau de contingence à deux dimensions (Chi 2) nous a alors été utile pour mettre en évidence les significativités. En effet, après avoir quantifié le nombre d'élèves « synchrones », en décalage d'un an ou de deux ans ou « pas du tout », ce test nous a permis de justifier statistiquement les tendances déjà observées à l'analyse une à une des courbes. Ces significativités ont été signifiées dans les figures par des étoiles et c'est par soucis de clarté et de simplification des résultats que la valeur du Chi2 n'a pas été rapportée.

Dans la mesure où la poussée pubertaire, chronologiquement, ne se fait pas de la même manière pour les filles et pour les garçons (Taner (1965), Barnes (1975) et Rogol (2002)), cette analyse a été réalisée en prenant en compte le genre lors de la quantification. Les performances posturales étant différentes les yeux ouverts ou les yeux fermés, nous avons aussi pris en compte ce paramètre dans ces tests statistiques et dans l'analyse des résultats.

III.1.2. Analyse des données posturologiques :

L'analyse statistique et dynamique des résultats a été faite par une analyse de variance (*ANOVA* ou *ANalysis Of VAriance*). L'ANOVA à mesures répétées est un test qui permet d'obtenir des résultats statistiquement puissants malgré le faible effectif. Les comparaisons 2 à 2 pour le facteur période et le facteur groupe ont été faites après correction de Bonfferoni. L'ANOVA tente d'expliquer pourquoi un paramètre a une certaine dispersion. Cette dispersion peut être expliquée par l'effet d'un seul facteur ou d'une interaction.

4 facteurs étaient pris en compte :

- **le facteur groupe** à 2 niveaux indépendants : groupe contrôle, groupe mobilier ergonomique,
- **le facteur période** à 2 facteurs répétés : mesure en début et mesure en fin d'année scolaire,
- **le facteur année** à 4 facteurs répétés : 1, 2, 3 et 4^o année correspondant respectivement aux classe de 6^o, 5^o, 4^o et 3^o,
- **le facteur vision** à 2 facteurs répétés : les yeux ouvert, les yeux fermés.

Les interactions considérées étaient les interactions entre plusieurs facteurs (interaction « année*période*groupe », « période*vision*groupe »...).

III.2. Protocole posture et « bed-rest » :

Pour analyser les données posturologiques dans ce protocole, nous avons utilisé une analyse de la variance (ANOVA) à 3 facteurs :

- **le facteur groupe** à trois niveaux indépendants : Témoin, exercice, nutrition
- **le facteur vision** à deux facteurs répétés : yeux ouvert, yeux fermés,
- **le facteur période** a 6 facteurs répétés : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10.

PARTIE III : RESULTATS

I. UTILISATION D'UN MOBILIER ERGONOMIQUE COMME MOYEN DE MODIFIER L'INCIDENCE DU VECTEUR GRAVITATIONNEL SUR LA POSITION ASSISE D'ELEVES AU COLLEGE :

Un élève au collège passe de 6 à 8 heures par jour en position assise à son poste de travail, soit environ 1/3 de sa période circadienne. Cette étude des performances posturales au cours des 4 années de la scolarité s'échelonne de la 6ème à la 3ème, et a permis :

1°) de faire des relevés posturographiques d'enfants d'âge compris entre 11 ans et 15 ans, ces données faisant défaut aujourd'hui et seront utiles pour établir des normes utilisables par les cliniciens qui ont à traiter de plus en plus aujourd'hui des patients dans ces tranches d'âge pour divers désordres posturologiques.

2°) de comparer ces données à celles de l'adulte ce qui revient à établir la cinétique de l'évolution de la maturation du contrôle postural.

3°) de juger de l'influence, sur les performances posturales, des conséquences de la poussée pubertaire qui se produit dans ces tranches d'âge.

4°) d'apprécier le rôle du retentissement, sur le contrôle moteur postural, d'une modification de l'incidence du vecteur gravitationnel sur la position assise de l'élève en utilisant un mobilier ergonomique spécifique. Celui-ci a-t-il un effet bénéfique ou non par rapport à l'utilisation d'un mobilier conventionnel en améliorant les performances posturales?

5°) par une étude comparée des performances posturales en conditions orthostatiques et dynamiques, d'apprécier le retentissement des différents points exposés ci-dessus sur le contrôle moteur postural statique et dynamique.

I.1. Evolution des performances posturales au cours des 4 années du protocole.

I.1.1. Evolution des performances d'équilibration orthostatique des élèves au collège au cours des 4 années (6°, 5°, 4°, 3°) du protocole.

I.1.1.1. Comparaison avec les valeurs adultes (Normes 85) :

Les normes qui existent pour la posture en condition orthostatique ont été proposées en 1985 par l'Association Française de Posturologie (normes 85). Elles ont été établies chez l'adulte avec un matériel techniquement différent et une fréquence d'échantillonnage plus faible (5hz

au lieu de 40 Hz). Ainsi, la quantité d'informations retenues par la plate-forme de force et le logiciel lors de l'acquisition est plus faible avec une fréquence de 5Hz qu'avec une fréquence de 40Hz ; ceci ne permet donc pas une comparaison directe de l'ensemble des paramètres. Certains paramètres sont très influencés par la fréquence d'échantillonnage (longueur des stabilogrammes, X et Y moyens) tandis que pour certains autres paramètres cette comparaison est possible car la fréquence d'échantillonnage du signal n'intervient pas beaucoup (par exemple pour la surface). Les données utilisées pour la comparaison avec les normes 85 de l'adulte ont été exposées sur le tableau ci-après (Tab. 7) qui représente les valeurs de l'adulte et celles relevées pour les élèves en début (6ème) et en fin de protocole (3ème) ; ce sont celles du groupe témoin mesurées en début d'année.

ANNEE	ADULTES		COLLEGIENS CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE							
			A 1 6° 11/12 ANS		A 2 5° 12/13 ANS		A 3 4° 13/14 ANS		A 4 3° 14/15 ANS	
			YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
VISION	91	225	234	268	230	251	232	250	290	320
SURFACE	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-
	52	146	99	167	115	97	189	142	156	202
LONGUEUR	429	613	578	738	587	789	540	717	596	808
	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-
X MOYEN	1,1	0,3	2,4	1,9	-2,5	-3,2	-5,2	-5	-8,1	-8,1
	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-
Y MOYEN	8,5	10,2	8,5	8,7	6,1	6,8	5,2	5,9	5,2	5,7
	-29,2	-27,5	-39,5	-37,7	-42,6	-41,8	-39,1	-39,9	-45,1	-44,7
	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-	+-
	26,5	23,9	11,9	12,4	12,8	14,5	12,8	14,3	12,6	13,8

Tabl. 7 : Comparaison des longueurs et surfaces du stabilogramme ainsi que des X et Y moyens chez l'adulte et chez le collégien (6°, 5°, 4°, 3°).

On peut noter sur ce tableau que globalement la surface des oscillations posturales des collégiens est plus importante que celle des adultes surtout les yeux ouverts. On retrouve des performances posturales moins bonnes chez ces élèves quel que soit leur âge (de la classe de 6^{ème} à la classe de 3^{ème}). De plus, les performances YF chez l'enfant et l'adolescent sont, comme chez l'adulte, moins bonnes que les performances YO (effet « vision » très significatif) et ce quel que soit le paramètre de performance ou de stratégie étudié et la condition de travail (statique ou dynamique). Cependant, cet effet de visuo-dépendance de la qualité du contrôle postural est moins important chez l'enfant que chez l'adulte. Cet effet vision qui se retrouve systématiquement pour tous les paramètres posturaux ne sera donc plus détaillé dans l'exposé des résultats.

1.1.1.2. Surface du statokinésigramme :

La figure et le tableau suivants présentent l'évolution de la surface du statokinésigramme durant les 4 années du protocole: deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F)

de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (G contrôle, G mobilier ergonomique).

Concernant ce paramètre, deux effets et une interaction significatifs ont été relevés à savoir :

- Un effet « vision » : $F=5.6$; $p<0.05$; comme cela a été évoqué plus haut, c'est un effet que l'on va retrouver systématiquement pour tous les paramètres et confirme la grande visuo-dépendance des élèves dans le contrôle moteur postural. Les performances YF sont moins bonnes que les performances YO.

- Un effet « année » : $F=4.9$; $p<0.01$,
- Une interaction « période*vision » : $F=4.8$; $p<0.05$.

		SURFACE CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE															
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE								
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4		
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	
YO	233,72	233,90	229,67	262,19	231,74	310,80	290,33	331,43	237,66	245,22	223,99	211,07	219,74	246,16	271,34	254,76	
	+/- 98,96	+/- 122,29	+/- 114,97	+/- 163,66	+/- 188,92	+/- 237,20	+/- 156,25	+/- 277,73	+/- 117,22	+/- 140,38	+/- 95,12	+/- 118,42	+/- 155,42	+/- 192,83	+/- 160,69	+/- 124,72	
YF	267,89	280,71	251,43	243,56	249,97	291,56	319,66	297,34	254,63	255,18	257,91	242,41	261,02	245,87	274,97	273,10	
	+/- 166,93	+/- 147,03	+/- 96,51	+/- 104,87	+/- 141,54	+/- 148,95	+/- 201,64	+/- 187,88	+/- 154,11	+/- 130,86	+/- 120,71	+/- 149,58	+/- 149,35	+/- 113,18	+/- 169,81	+/- 132,14	

Tab. 8 : Evolution de la surface du statokinésigramme (mm² ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

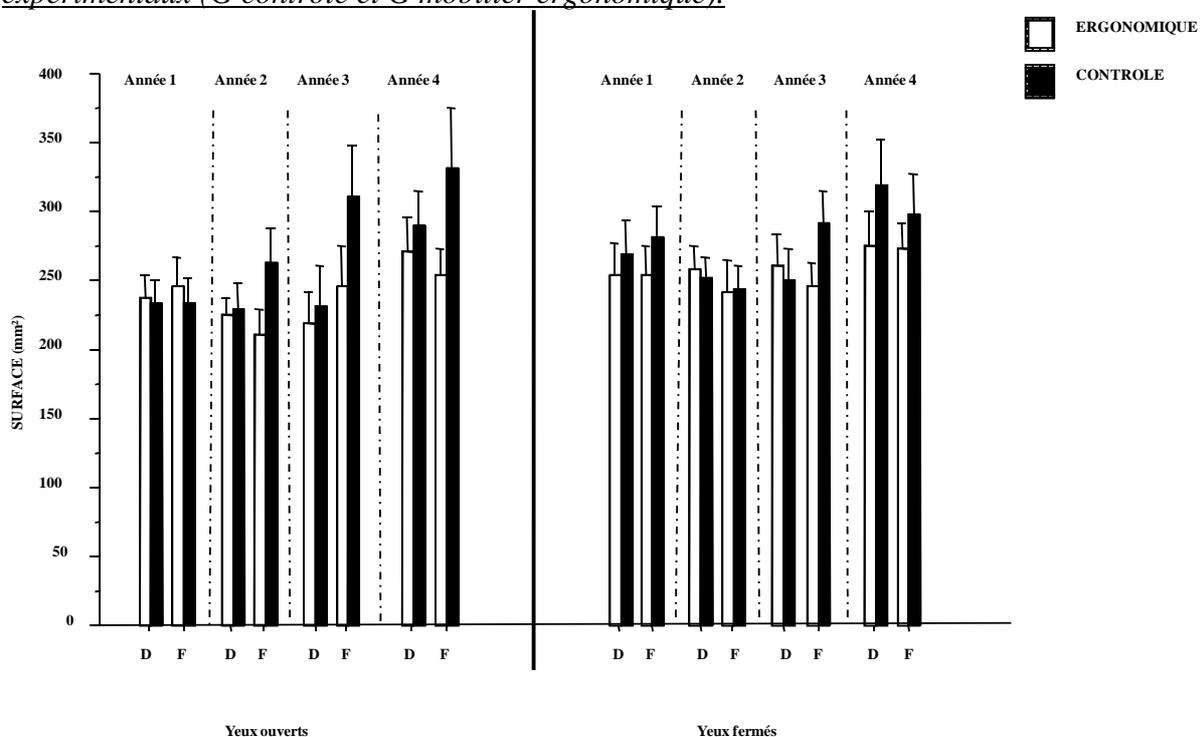


Fig. 33 : Evolution de la surface du statokinésigramme (mm²) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre, l'effet « année » significatif montre qu'il y a une dégradation des performances posturales pour tous les élèves d'une année sur l'autre et ce surtout dans les dernières années du protocole.

L'interaction « période*vision » met en évidence une dégradation du contrôle moteur orthostatique entre le début et la fin d'une même année et ce surtout à la fermeture des yeux.

I.1.1.3. Longueur du statokinésigramme :

La figure et le tableau suivants présentent l'évolution de la longueur du statokinésigramme durant les 4 années du protocole : deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (G contrôle, G mobilier ergonomique).

Les résultats significatifs relevés sont:

- Un effet « vision » : $F=233,7$; $p<0,001$,
- Une interaction « année-période » : $F=6.30$; $p<0.001$
- Une interaction « année-période-mobilier » : $F=2.65$; $p<0.05$.

		LONGUEUR CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE															
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE								
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4		
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	
YO	578,17	574,90	587,73	570,76	540,05	618,31	596,10	578,89	534,13	530,26	555,51	521,16	523,28	525,97	550,57	538,21	
	+/- 109,06	+/- 124,81	+/- 131,18	+/- 119,35	+/- 144,80	+/- 198,62	+/- 127,36	+/- 132,42	+/- 147,05	+/- 138,23	+/- 118,47	+/- 135,97	+/- 118,93	+/- 124,69	+/- 138,73	+/- 138,63	
YF	738,31	756,79	788,74	752,00	717,21	778,87	808,39	733,79	668,29	666,84	691,43	673,37	680,54	693,91	696,27	689,82	
	+/- 318,75	+/- 288,03	+/- 266,33	+/- 237,17	+/- 211,41	+/- 265,97	+/- 257,21	+/- 206,91	+/- 206,38	+/- 175,82	+/- 184,28	+/- 224,66	+/- 207,24	+/- 204,29	+/- 211,44	+/- 218,60	

Tab. 9 : Evolution de la longueur du statokinésigramme (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

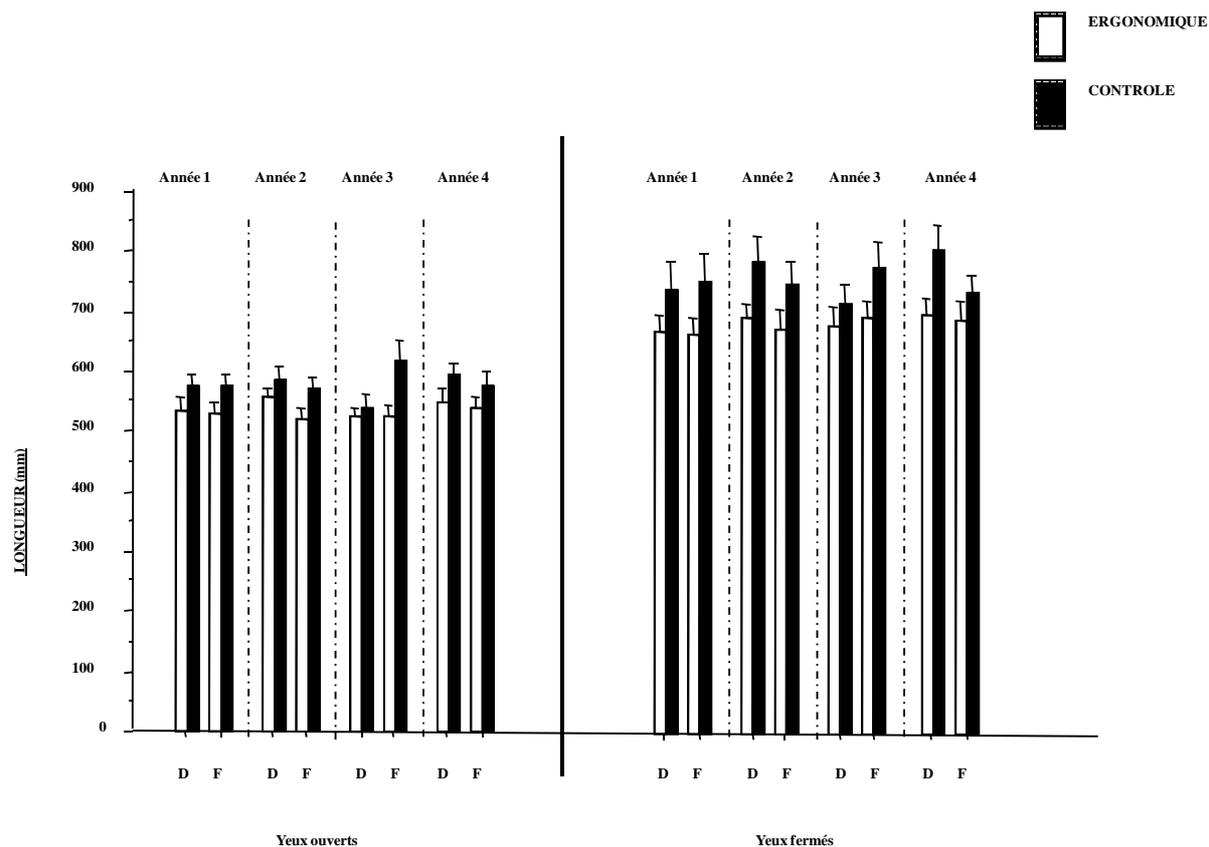


Fig. 34 : Evolution de la longueur du statokinésigramme (mm) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

L'interaction « année-période » significative met en évidence des modifications des performances posturales dans les deux groupes entre le début et la fin de l'année accompagnées d'une dégradation de celles-ci d'une année sur l'autre. L'interaction « année-période-mobilier » significative permet de dire que certes il y a modification et dégradation des performances posturale des élèves en fonction de la période et de l'année mais que celles-ci sont moindres dans le groupe mobilier que dans le groupe témoin.

I.1.1.4. Analyse spectrale du stabilogramme: Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz)

- en X : La figure et tableau suivant présentent l'évolution de l'énergie spectrale en X des bandes de hautes fréquences durant les 4 années du protocole: deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et pour les deux groupes expérimentaux (G contrôle, G mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre, plusieurs effets et interactions significatifs ont été relevés :

- Un effet « vision » : $F=22.6$; $p<0.001$,
- Un effet « mobilier » : $F=4.8$; $p<0.05$,
- Une interaction « vision*mobilier » : $F=3.9$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*période » : $F=3.2$; $p<0.05$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	0,32 +/- 0,13	0,35 +/- 0,21	0,38 +/- 0,24	0,39 +/- 0,23	0,36 +/- 0,23	0,44 +/- 0,31	0,38 +/- 0,29	0,35 +/- 0,28	0,28 +/- 0,18	0,30 +/- 0,23	0,31 +/- 0,18	0,30 +/- 0,22	0,35 +/- 0,28	0,34 +/- 0,22	0,33 +/- 0,23	0,34 +/- 0,18
YF	0,52 +/- 1,08	0,59 +/- 0,79	0,56 +/- 0,43	0,52 +/- 0,40	0,48 +/- 0,33	0,52 +/- 0,39	0,56 +/- 0,46	0,40 +/- 0,30	0,33 +/- 0,32	0,37 +/- 0,27	0,36 +/- 0,18	0,38 +/- 0,26	0,42 +/- 0,29	0,46 +/- 0,35	0,37 +/- 0,24	0,33 +/- 0,24

Tab. 10 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

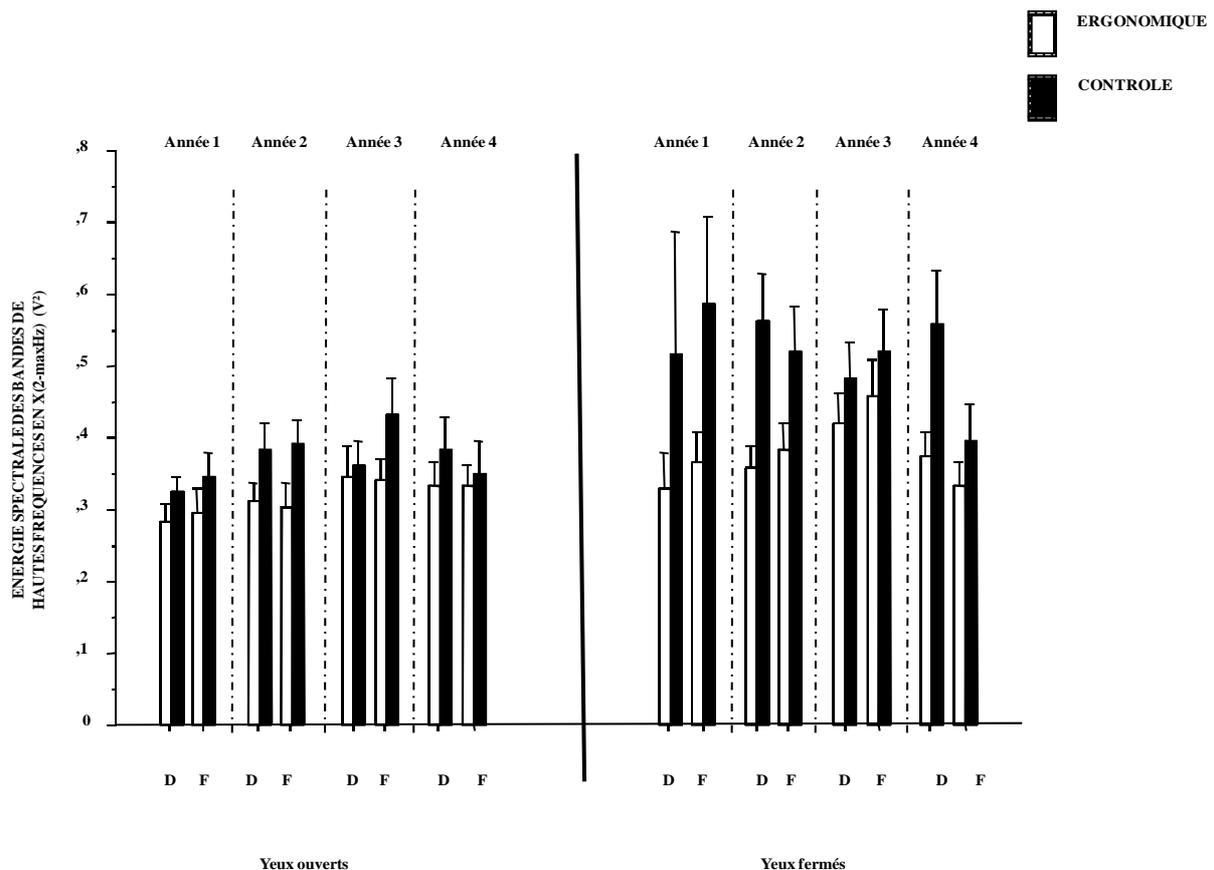


Fig. 35 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V^2) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X, dont on sait qu'elle est le reflet de l'utilisation de boucles courtes, myotatiques, l'effet « mobilier » exprime un sur-contrôle moins important pour les élèves du groupe mobilier ergonomique que pour les autres. L'interaction « vision* mobilier » montre que l'élévation de l'énergie spectrale à la fermeture des yeux est moins importante dans le groupe mobilier ergonomique que dans le groupe témoin.

L'interaction « année* période » met en évidence une sur-utilisation de ces boucles de régulation qui augmente entre le début et la fin de l'année et d'une année sur l'autre.

- en Y : La figure et tableau suivant présentent l'évolution de l'énergie spectrale en Y des bandes de hautes fréquences durant les 4 années du protocole: deux mesures par année: une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et pour les deux groupes expérimentaux (G contrôle, G mobilier ergonomique).

Concernant l'énergie spectrale des bandes des hautes fréquences en Y, nous avons relevé :

- Un effet « vision » : $F=58.1$; $p<0.001$,
- Un effet « mobilier » : $F=4.4$; $p<0.05$
- Une interaction « vision* mobilier » : $F=5$; $p<0.05$,
- Une interaction « année* période » : $F=5.8$; $p<0.001$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	0,60 +/- 0,25	0,62 +/- 0,34	0,61 +/- 0,48	0,60 +/- 0,46	0,51 +/- 0,37	0,74 +/- 0,61	0,63 +/- 0,44	0,63 +/- 0,53	0,51 +/- 0,33	0,58 +/- 0,41	0,54 +/- 0,27	0,44 +/- 0,31	0,45 +/- 0,33	0,56 +/- 0,49	0,62 +/- 0,44	0,58 +/- 0,36
YF	1,05 +/- 1,22	1,09 +/- 1,14	1,20 +/- 1,08	1,01 +/- 0,75	0,95 +/- 0,84	1,02 +/- 0,76	1,05 +/- 0,80	0,85 +/- 0,61	0,78 +/- 0,59	0,74 +/- 0,47	0,74 +/- 0,42	0,71 +/- 0,53	0,67 +/- 0,40	0,80 +/- 0,48	0,83 +/- 0,68	0,79 +/- 0,50

Tab. 11 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

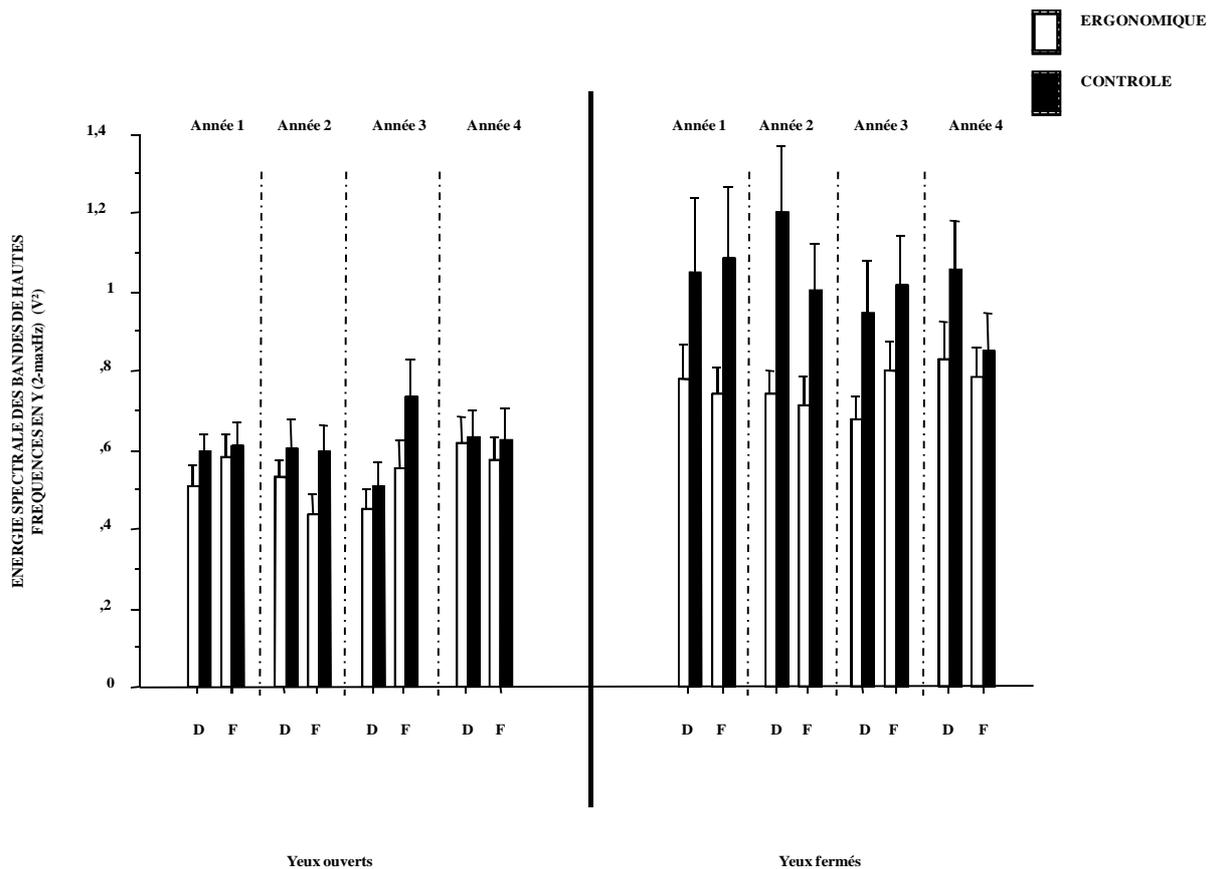


Fig. 36 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V²) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

En ce qui concerne l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences (supérieure à 2Hz), reflet de l'utilisation des boucles de régulations courtes, myotatiques, l'effet « mobilier » met en évidence une moindre sollicitation de ces boucles dans le sens AP ce qui traduit une diminution de la tonicité des muscles distaux de la loge postérieure (triceps sural) qui sont davantage utilisés dans le sens AP (stratégies de cheville de Nashner 1993) des élèves travaillant avec mobilier ergonomique par rapport à ceux travaillant sur mobilier conventionnel. Comme ce phénomène s'observe également en X (déplacement droite-gauche) qui concerne davantage des muscles plus proximaux (stratégies de hanche de Horak et Nashner 1993), cette diminution de l'énergie spectrale dans les bandes de hautes fréquences, montre une diminution du tonus musculaire pour ces muscles, plus proximaux, chez les élèves appartenant au groupe mobilier ergonomique. L'interaction « vision*mobilier » exprime une sur-utilisation de ces boucles courtes à la fermeture des yeux moins importante dans le groupe mobilier ergonomique que dans le groupe témoin. L'interaction « année*période » montre que

ce sur-contrôle est plus important d'une année à l'autre mais aussi entre le début et la fin de l'année.

I.1.2. Evolution des performances d'équilibration en condition dynamique des élèves au collège au cours des 4 années (6°, 5°, 4°, 3°) du protocole.

I.1.2.1. Comparaison des indices de posturologie des collégiens avec ceux des adultes :

ANNEE	ADULTES		COLLEGIENS CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE SENS ANTERO-POSTERIEUR							
			A 1 6° 11/12 ANS		A 2 5° 12/13 ANS		A 3 4° 13/14 ANS		A 4 3° 14/15 ANS	
			YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
LONGUEUR DE DEPLA. DU PIVOT	437 +- 160	1083 +- 322	553 +- 153	1217 +- 724	498 +- 133	916 +- 262	417 +- 132	868 +- 242	402 +- 105	838 +- 272

ANNEE	ADULTES		COLLEGIENS CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE SENS MEDIO-LATERAL							
			A 1 6° 11/12 ANS		A 2 5° 12/13 ANS		A 3 4° 13/14 ANS		A 4 3° 14/15 ANS	
			YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
LONGUEUR DE DEPLA. DU PIVOT	507 +- 182	919 +- 272	442 +- 101	812 +- 271	529 +- 144	825 +- 268	443 +- 111	833 +- 273	426 +- 92	807 +- 247

Tab. 12 : Comparaison de la longueur des oscillations et de la longueur du déplacement du pivot de la plate forme (mm) en condition d'équilibration dynamique dans les deux sens (AP : antéro-postérieur ; ML : médio-latéral) chez l'adulte et chez le collégien.

Ces tableaux présentent les valeurs relevées, concernant la longueur de déplacement du pivot de la plate forme, des collégiens ayant participé à ce protocole, comparées aux mêmes valeurs relevées chez les adultes dans les mêmes conditions d'examen (Dupui et Montoya, 2003).

Nous pouvons observer que les performances des élèves sont moins bonnes que celles des adultes YO et YF, en ce qui concerne la longueur de déplacement du pivot, dans le sens AP pour les élèves de 6ème. Par contre ces mêmes performances sont meilleures pour les élèves que celles des adultes en 3ème quelle que soit la condition visuelle. Dans le sens ML, quelles que soient la condition visuelle et l'âge du collégien, les performances posturales des élèves sont meilleures que celles des adultes.

Ceci confirme globalement, en condition dynamique, la moindre importance de l'ancrage visuel (moindre visuo-dépendance) des collégiens déjà observée en statique. En d'autres termes, nous pouvons dire que l'importance de l'ancrage visuel pour s'équilibrer en condition dynamique, est moins élevée pour les collégiens que pour les adultes.

D'une manière générale, les yeux ouverts, les performances sont moins bonnes que l'adulte en 6ème et s'améliorent jusqu'à devenir aussi bonnes que l'adulte en 3ème.

I.1.2.2. Equilibration dynamique dans le sens antero-posterieur.

I.1.2.2.1. Longueur du dynamogramme et longueur de déplacement du pivot de la plate-forme :

Les figures et les tableaux suivants présentent l'évolution de la longueur du dynamogramme et la longueur de déplacement du pivot de la plate-forme (mm) durant les 4 années du protocole: deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (contrôle, mobilier ergonomique).

Pour le paramètre longueur du dynamogramme, trois effets et plusieurs interactions significatifs ont été relevés à savoir :

- Un effet « vision » : $F=509.3$; $p<0.001$,
- Un effet « mobilier » : $F=4.1$; $p<0.05$,
- Un effet « année » : $F=16.8$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*mobilier » : $F=4.8$; $p<0.01$,
- Une interaction « année*vision » : $F=5.7$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*période » : $F=4.4$; $p<0.01$,
- Une interaction « année*période*mobilier » à la limite de la significativité : $F= 2.5$; $p=0.057$,
- Une interaction « année*période*vision » : $F=2.7$; $p<0.05$.

		LONGUEUR CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP															
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE								
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4		
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	
YO	680,95	638,00	626,04	605,15	552,48	571,78	527,03	559,44	561,84	559,66	558,54	526,82	528,13	539,12	498,30	558,44	
	+/- 157,63	+/- 180,30	+/- 146,91	+/- 154,69	+/- 157,87	+/- 192,07	+/- 115,68	+/- 151,84	+/- 136,93	+/- 140,06	+/- 143,39	+/- 126,33	+/- 136,16	+/- 127,18	+/- 112,30	+/- 117,05	
YF	1444,35	1214,87	1101,14	1192,17	1073,34	1080,47	999,02	1015,26	1115,76	1099,79	1085,95	1063,04	983,83	997,17	963,24	1086,85	
	+/- 772,53	+/- 497,25	+/- 299,67	+/- 607,67	+/- 311,46	+/- 311,94	+/- 299,63	+/- 267,99	+/- 320,42	+/- 303,29	+/- 416,96	+/- 335,68	+/- 265,23	+/- 282,07	+/- 245,87	+/- 292,22	

Tab. 13 : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

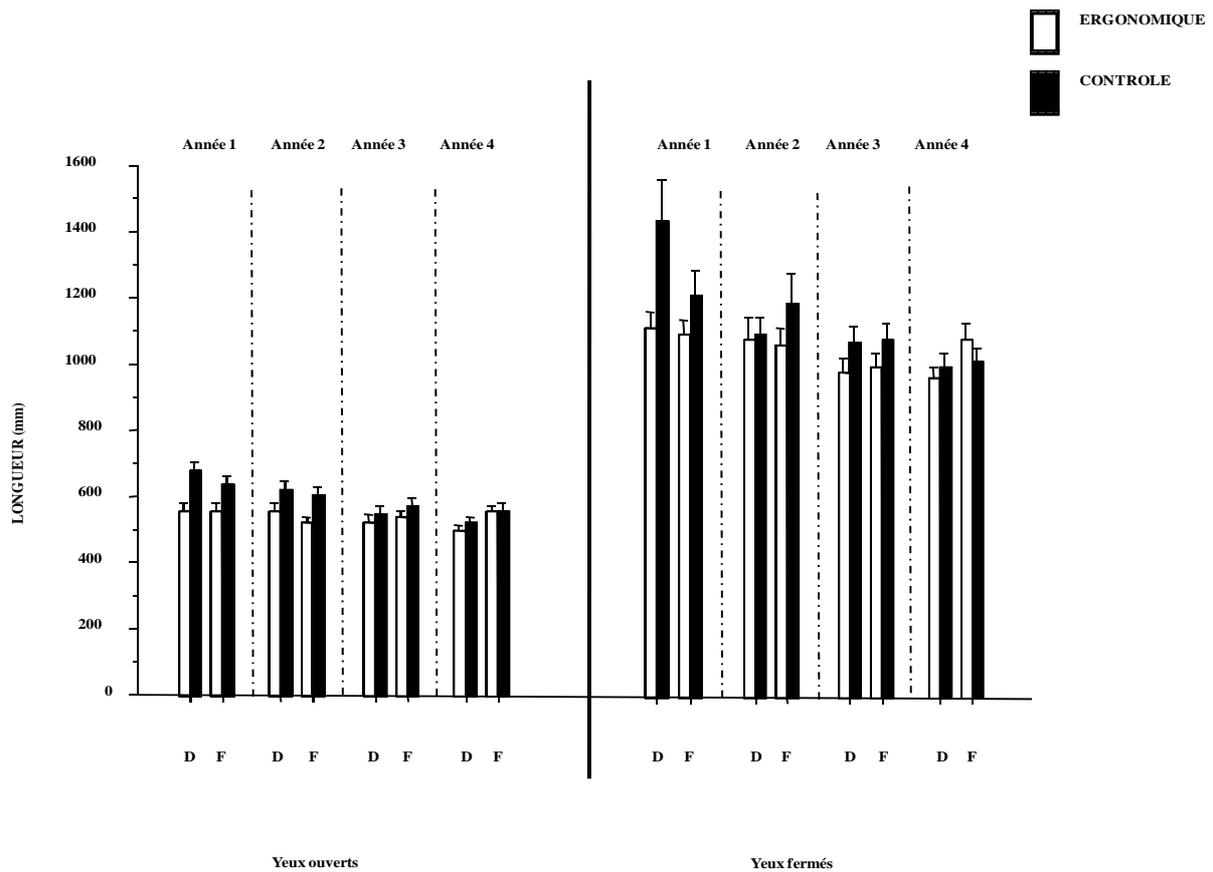


Fig. 37 : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Le paramètre longueur de déplacement du pivot de la plate-forme correspond, selon l'axe concerné, à l'enregistrement des déplacements du pivot de la plate-forme dans le sens d'équilibration. Ainsi dans le sens antéro-postérieur, la longueur du déplacement du pivot de la plate-forme correspond à la longueur en Y.

Pour ce paramètre, deux effets et plusieurs interactions significatifs ont été relevés à savoir :

- Un effet « vision » : $F=526$; $p<0.001$,
- Un effet « année » : $F=15.2$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*mobilier » : $F=3.7$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*vision » : $F=4.2$; $p<0.01$,
- Une interaction « année*période » : $F=5.5$; $p<0.01$,
- Une interaction « année*période*mobilier » : $F=2.7$; $p<0.05$,

- Une interaction « année*période*vision » : $F=2.7$; $p<0.05$.

		LONGUEUR DE DEPLACEMENT DU PIVOT CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP															
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE								
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4		
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	
YO	552,64	502,56	497,93	477,38	416,94	441,73	401,91	440,83	453,43	442,65	436,90	398,55	410,99	420,78	394,70	437,13	
	+/- 153,19	+/- 162,76	+/- 133,23	+/- 148,66	+/- 131,51	+/- 167,01	+/- 104,65	+/- 139,81	+/- 134,47	+/- 125,00	+/- 130,34	+/- 110,43	+/- 120,49	+/- 109,90	+/- 101,54	+/- 105,05	
YF	1216,83	997,77	915,77	980,31	867,93	904,45	837,68	866,32	935,41	924,81	895,62	872,90	813,25	844,51	805,63	904,75	
	+/- 724,29	+/- 459,40	+/- 262,02	+/- 474,46	+/- 241,65	+/- 270,70	+/- 272,29	+/- 235,69	+/- 278,07	+/- 282,44	+/- 373,13	+/- 296,46	+/- 225,87	+/- 245,80	+/- 207,83	+/- 260,58	

Tab. 14 : Evolution de la longueur de déplacement du pivot de la plate-forme (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

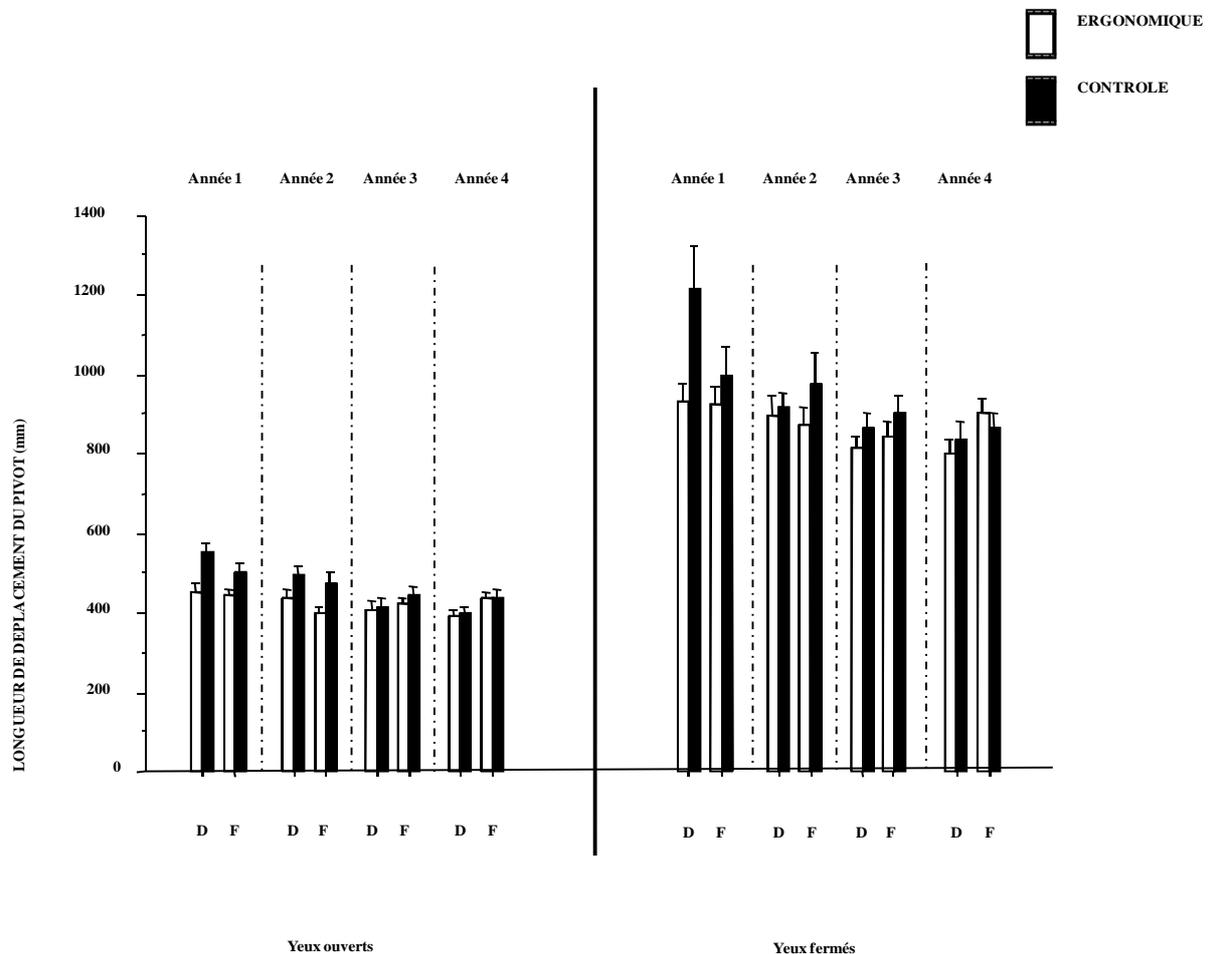


Fig. 38 : Evolution de la longueur de déplacement du pivot de la plate-forme (mm ; valeurs moyennes +/- déviation standard) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Pour ces deux paramètres, l'effet « année » significatif exprime une amélioration des performances posturale de tous les élèves d'une année sur l'autre.

L'interaction générale « année*période*vision » qui inclue les interactions « année*vision » et « année*période » met en évidence une amélioration des performances posturales d'une année sur l'autre, accompagnée de modifications de celles-ci entre le début et la fin de l'année. Amélioration d'autant plus nette que les yeux sont fermés.

L'interaction « année*période*mobilier » incluant les interactions « année*mobilier » et « année*période » montre des modifications des performances posturales entre le début et la fin de l'année accompagnant une amélioration de celles-ci d'une année sur l'autre ; améliorations plus importantes pour le groupe mobilier ergonomique que pour le groupe témoin.

Concernant la longueur du dynamogramme, l'effet « mobilier » met en évidence des performances posturales meilleures pour les collégiens appartenant au groupe mobilier ergonomique que pour les élèves du groupe témoin.

I.1.2.2.2. Analyse spectrale du dynamogramme : Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz).

- en X :

La figure et le tableau suivants présentent l'évolution de l'énergie spectrale des bandes et hautes fréquences en X (V^2) durant les 4 années du protocole: deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (contrôle, mobilier ergonomique).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences, nous avons relevé les effets et interactions suivants :

- Un effet « vision » : $F=98.03$; $p<0.001$,
- Un effet « mobilier » : $F=5.04$; $p<0.05$,
- Un effet « année » : $F=5.9$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*mobilier » : $F=2.7$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*vision » : $F=3.7$; $p<0.05$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	1,41 +/- 0,70	1,49 +/- 1,08	1,36 +/- 0,86	1,31 +/- 0,70	1,28 +/- 0,94	1,13 +/- 0,66	1,43 +/- 0,82	0,94 +/- 0,55	1,03 +/- 0,57	1,17 +/- 0,74	0,97 +/- 0,65	1,08 +/- 0,72	1,11 +/- 0,77	1,06 +/- 0,61	0,91 +/- 0,51	1,12 +/- 0,66
YF	4,60 +/- 5,60	4,89 +/- 9,30	2,77 +/- 1,52	3,94 +/- 6,65	4,06 +/- 5,90	2,68 +/- 1,84	2,45 +/- 2,18	2,54 +/- 1,79	2,74 +/- 1,76	2,93 +/- 2,22	3,27 +/- 2,71	2,99 +/- 1,98	2,53 +/- 1,44	2,35 +/- 1,56	2,10 +/- 1,13	2,62 +/- 2,18

Tab. 15 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V²; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

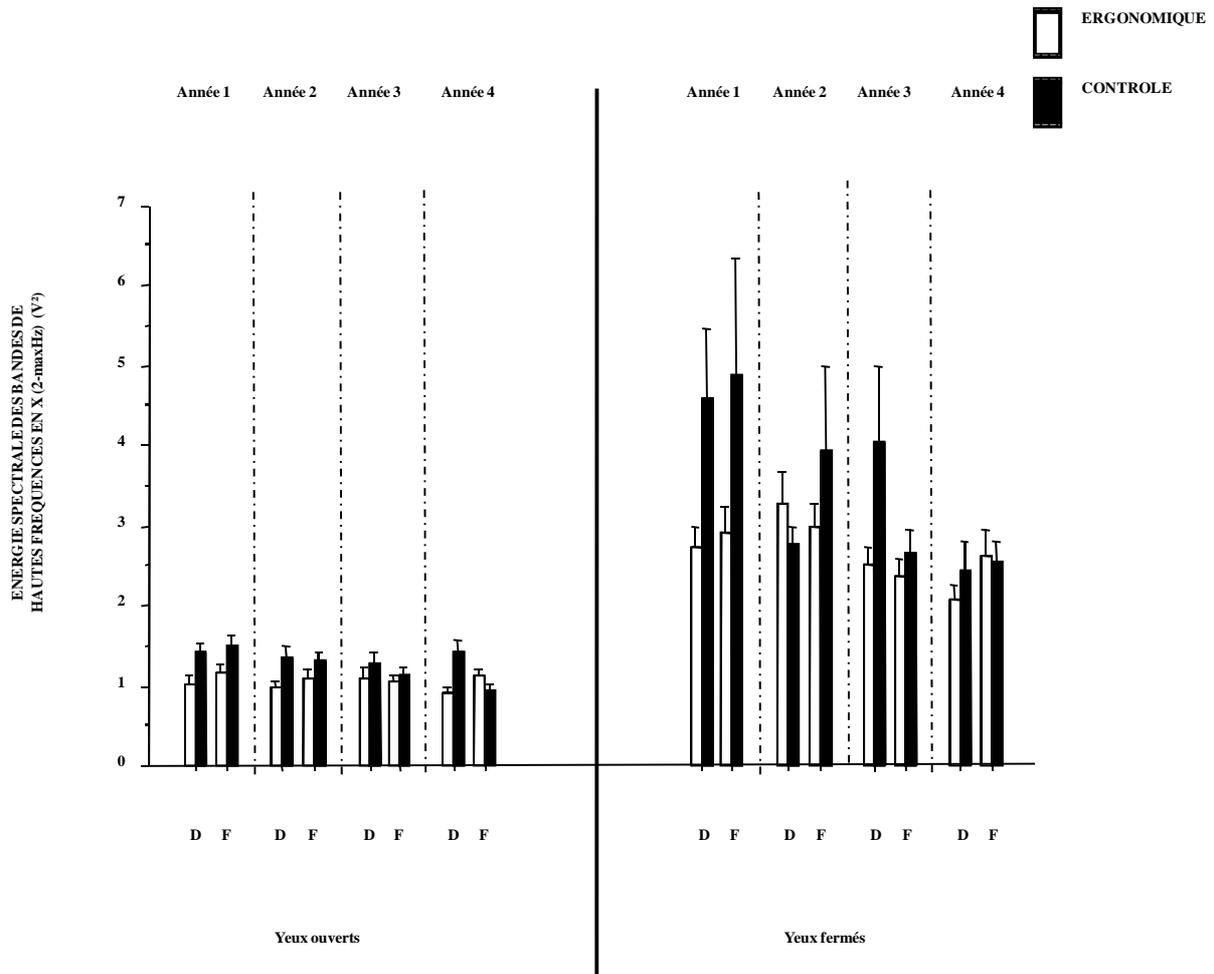


Fig. 39 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V²) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

L'effet « mobilier » concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences, montre que le groupe mobilier a une meilleure utilisation des boucles de régulation courtes, pour s'équilibrer de manière efficace, par rapport au groupe témoin.

Pour ces deux paramètres (énergie spectrale des bandes de moyennes et de hautes fréquences), l'effet « année » exprime une amélioration des stratégies d'équilibrations posturales entre le début et la fin de l'année et ce quel que soit le groupe. De plus, l'interaction « année* mobilier » met en évidence que cette amélioration est plus importante pour le groupe mobilier ergonomique que pour le groupe témoin.

- Y :

La figure et le tableau suivant présentent l'évolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V^2) durant les 4 années du protocole : deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (contrôle, mobilier ergonomique).

Plusieurs effets et interactions significatifs ont été relevés concernant ce paramètre comme suit :

- Un effet « vision » : $F=86.9$; $p<0.001$
- Un effet « mobilier » : $F=4.6$; $p<0.05$,
- Un effet « année » : $F=12.1$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*période » : $F=3.5$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*vision » : $F=7.6$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*période*vision » : $F=2.7$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*période* mobilier » : $F=5.9$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*vision* mobilier » : $F=3.2$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*période*vision* mobilier » : $F=4.4$; $p<0.01$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	7,98 +/- 9,30	5,69 +/- 4,34	5,40 +/- 3,19	5,17 +/- 3,58	3,93 +/- 2,99	4,35 +/- 4,63	3,75 +/- 1,97	4,55 +/- 3,81	4,18 +/- 2,91	4,54 +/- 2,55	4,29 +/- 2,86	3,30 +/- 2,47	3,81 +/- 2,84	3,70 +/- 2,49	3,33 +/- 2,19	3,95 +/- 3,30
YF	50,23 +/- 87,19	24,33 +/- 25,87	17,34 +/- 12,37	26,45 +/- 46,97	16,25 +/- 11,95	17,58 +/- 11,58	15,49 +/- 9,53	16,18 +/- 10,48	18,36 +/- 12,76	20,46 +/- 14,08	19,73 +/- 22,86	14,50 +/- 10,03	14,00 +/- 11,46	14,73 +/- 10,81	13,36 +/- 8,07	16,60 +/- 11,31

Tab. 16 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V² ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

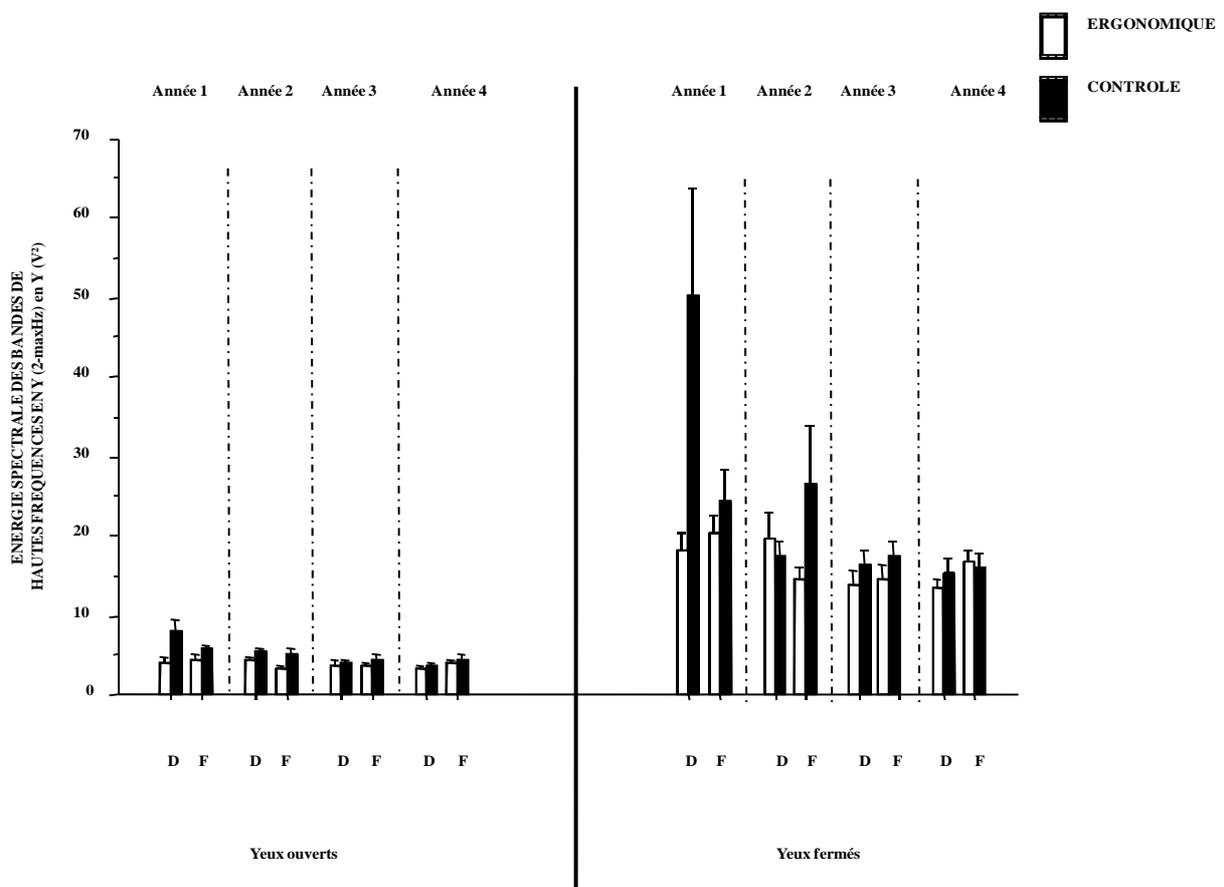


Fig. 40 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V²) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre, qui rend compte de l'utilisation des boucles de régulation courtes (myotatiques) et donc de l'état de tension et de rigidité des muscles de la loge postérieure des membres inférieurs, les différents effets et interactions permettent de dire que les élèves du

groupe mobilier ergonomique ont une tension et une rigidité musculaire moins élevée que ceux du groupe témoin (effet « mobilier»). De plus, cette tension, quel que soit le groupe diminue d'une année sur l'autre (effet « année »).

L'interaction globale « année*période*vision* mobilier», regroupant finalement toutes les autres, exprime un état de tension des muscles qui augmente à la fermeture des yeux mais ce de manière moins importante entre le début et la fin de l'année et d'une année sur l'autre. Ce phénomène est d'autant plus vrai pour les élèves appartenant au groupe mobilier ergonomique que pour ceux appartenant à l'autre groupe.

I.1.2.3. Equilibration dynamique dans le sens medio-lateral.

I.1.2.3.1. Surface du dynamogramme :

La figure et le tableau suivants présentent l'évolution de la surface du dynamogramme (mm²) durant les 4 années du protocole : deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (contrôle, mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre, trois effets et deux interactions significatifs ont été relevés :

- Un effet « vision » : F=241.7 ; p<0.001,
- Un effet « année » : F=22.8 ; p<0.001,
- Un effet « période » : F=9.7 ; p<0.01,
- Une interaction « année*vision » : F=18.3 ; p<0.001,
- Une interaction « période*vision » : F=7 ; p<0.01.

SURFACE CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	486,16 +/- 229,28	555,43 +/- 271,44	584,66 +/- 245,22	482,11 +/- 188,44	444,50 +/- 274,68	483,67 +/- 193,00	478,54 +/- 156,36	462,15 +/- 167,49	577,11 +/- 333,01	481,84 +/- 212,33	470,94 +/- 187,66	555,75 +/- 258,21	489,20 +/- 236,83	480,55 +/- 241,86	520,29 +/- 216,36	397,12 +/- 173,89
YF	2187,20 +/- 2505,10	1776,95 +/- 1340,46	1607,97 +/- 895,57	1369,36 +/- 857,77	1463,76 +/- 825,13	1415,00 +/- 690,67	1456,34 +/- 656,97	1227,00 +/- 630,49	1977,84 +/- 1127,25	1735,77 +/- 1236,52	1460,34 +/- 684,14	1369,81 +/- 637,66	1306,23 +/- 576,42	1273,81 +/- 541,18	1229,82 +/- 529,47	1037,29 +/- 492,20

Tab. 17 : Evolution de la surface du dynamogramme (mm² ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

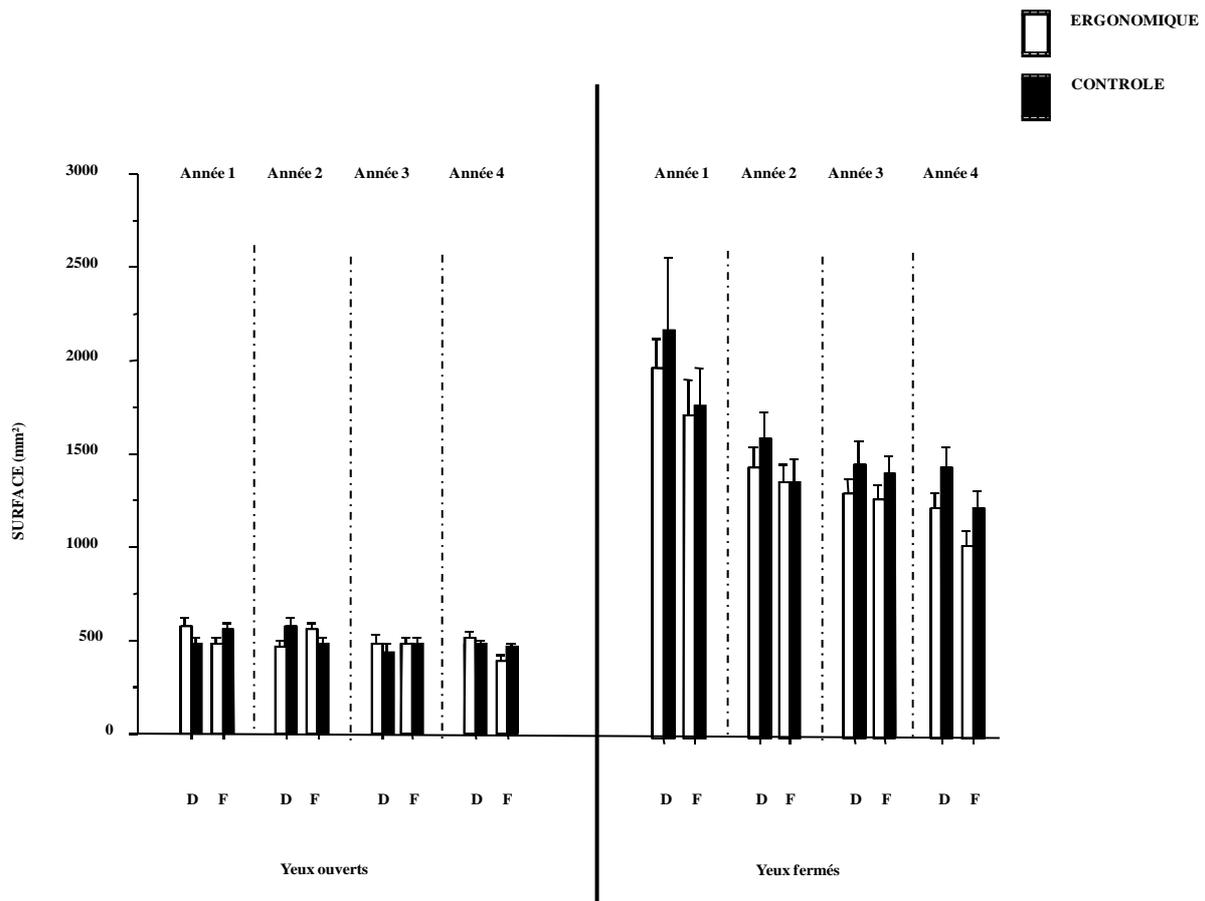


Fig. 41 : Evolution de la surface du dynamogramme (mm²) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre, les effets « année », et « période » montrent d'une part une amélioration des performances posturales d'une année sur l'autre, et, d'autre part entre le début et la fin de l'année. La dégradation des performances posturales à la fermeture des yeux moins importante d'une année sur l'autre (interaction « année*vision »).

L'interaction « période*vision » significative met en évidence, elle, que la dégradation des performances posturales à la fermeture des yeux est moins importante entre le début et la fin de l'année.

I.1.2.3.2. Longueur du dynamogramme et longueur de déplacement du pivot de la plate-forme :

Les figures et les tableaux suivants présentent l'évolution de la longueur du dynamogramme et la longueur de déplacement du pivot de la plate-forme (mm) durant les 4 années du protocole: deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux

conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (contrôle, mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre longueur, trois effets et une interaction significatifs ont été relevés :

- Un effet « vision » : $F=490.2$; $p<0.001$,
- Un effet « année » : $F=20.1$; $p<0.0001$,
- Un effet « période » : $F=13.9$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*vision » : $F=6.5$; $p<0.001$.

LONGUEUR CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	664,29 +/- 140,45	684,16 +/- 168,00	738,76 +/- 184,58	625,64 +/- 146,86	618,69 +/- 153,51	642,32 +/- 171,84	605,67 +/- 117,33	577,30 +/- 125,73	639,32 +/- 152,91	623,68 +/- 128,00	630,03 +/- 101,03	642,30 +/- 143,63	625,00 +/- 130,74	595,82 +/- 158,91	635,92 +/- 135,06	530,87 +/- 129,01
YF	1271,43 +/- 542,85	1267,39 +/- 538,36	1211,21 +/- 365,14	1161,91 +/- 458,95	1183,00 +/- 419,77	1164,24 +/- 321,98	1165,24 +/- 340,66	1070,27 +/- 349,89	1185,68 +/- 333,10	1182,57 +/- 279,91	1138,44 +/- 266,39	1100,05 +/- 312,48	1097,66 +/- 253,60	1027,64 +/- 216,78	1011,07 +/- 225,42	925,49 +/- 236,14

Tab. 18 : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

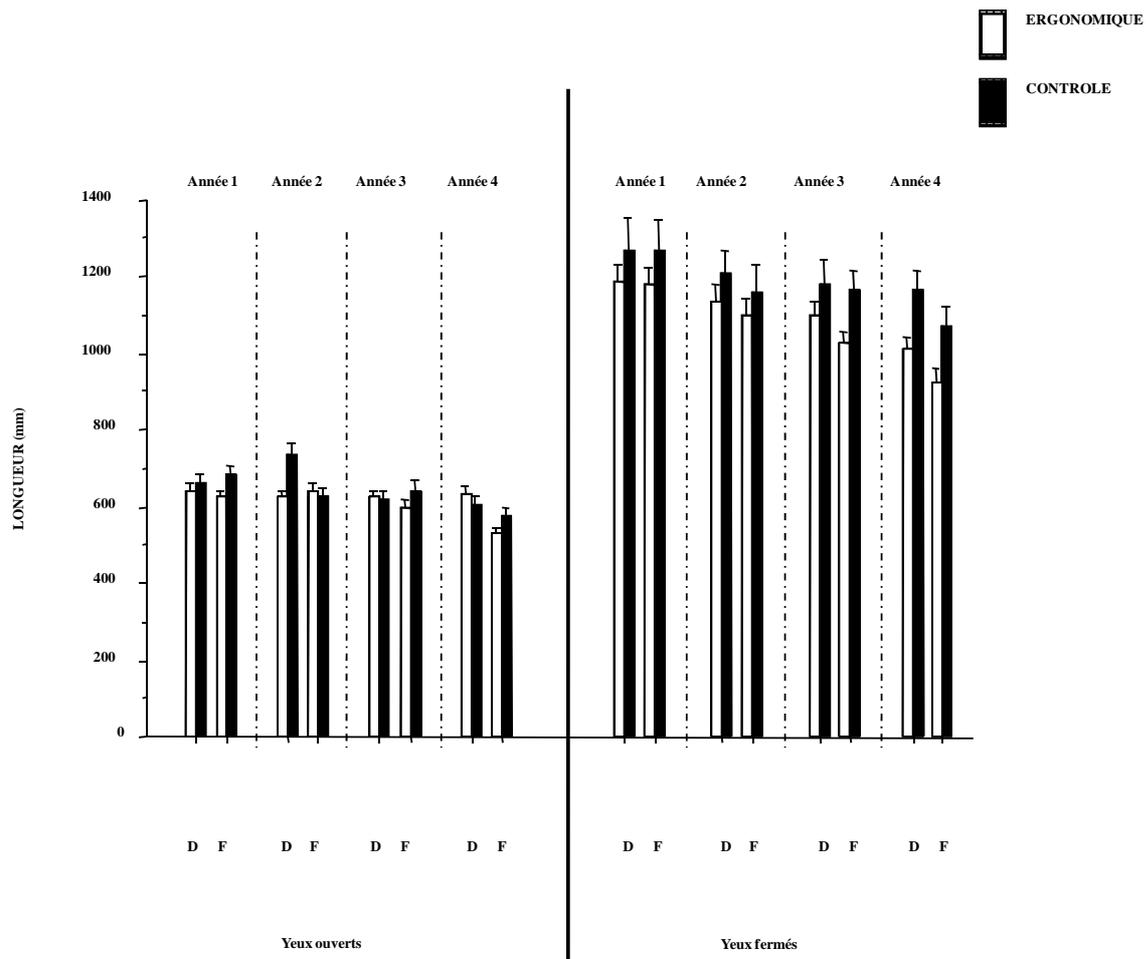


Fig. 42 : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

L'effet « année » exprime une amélioration des performances posturales quel que soit le groupe d'une année sur l'autre.

L'effet « période » montre que cette amélioration est aussi significative entre le début et la fin de l'année.

De plus l'interaction « année*vision » met en évidence que la dégradation du contrôle moteur dynamique à la fermeture des yeux est moins importante d'une année sur l'autre.

Le paramètre longueur de déplacement du pivot de la plate-forme correspond, selon l'axe concerné, à l'enregistrement des déplacements du pivot de la plate-forme dans le sens d'équilibration. Ainsi dans le sens médio-latéral, la longueur du déplacement du pivot de la plate-forme correspond à la longueur en X.

Pour ce paramètre, trois effets et quatre interactions significatifs ont été relevés :

- Un effet « vision » : $F=487.2$; $p<0.001$,
- Un effet « année » : $F=12.2$; $p<0.001$,
- Un effet « période » : $F=13.8$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*période » : $F=6$; $p<0.001$,
- Une interaction « année*vision » : $F=4.7$; $p<0.05$,
- Une interaction « année* période*mobilier » $F=3.6$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*vision*mobilier » : $F=3$; $p<0.05$.

LONGUEUR DE DEPLACEMENT DU PIVOT CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	442,40	482,76	528,59	425,99	443,31	456,52	425,66	408,19	448,91	435,42	453,05	465,86	466,06	421,10	466,44	372,04
	+/- 101,18	+/- 127,35	+/- 144,31	+/- 112,19	+/- 111,07	+/- 122,78	+/- 91,84	+/- 102,45	+/- 122,07	+/- 94,42	+/- 75,63	+/- 105,31	+/- 108,92	+/- 119,75	+/- 108,42	+/- 96,69
YF	812,09	862,90	825,42	783,54	833,18	799,25	807,40	740,28	812,77	841,16	792,00	781,57	806,00	724,80	719,29	641,73
	+/- 270,79	+/- 369,16	+/- 268,16	+/- 318,45	+/- 273,18	+/- 210,08	+/- 247,32	+/- 245,49	+/- 246,00	+/- 214,87	+/- 185,90	+/- 226,39	+/- 199,53	+/- 161,11	+/- 179,35	+/- 177,48

Tab. 19 : Evolution de la longueur de déplacement du pivot de la plate-forme (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

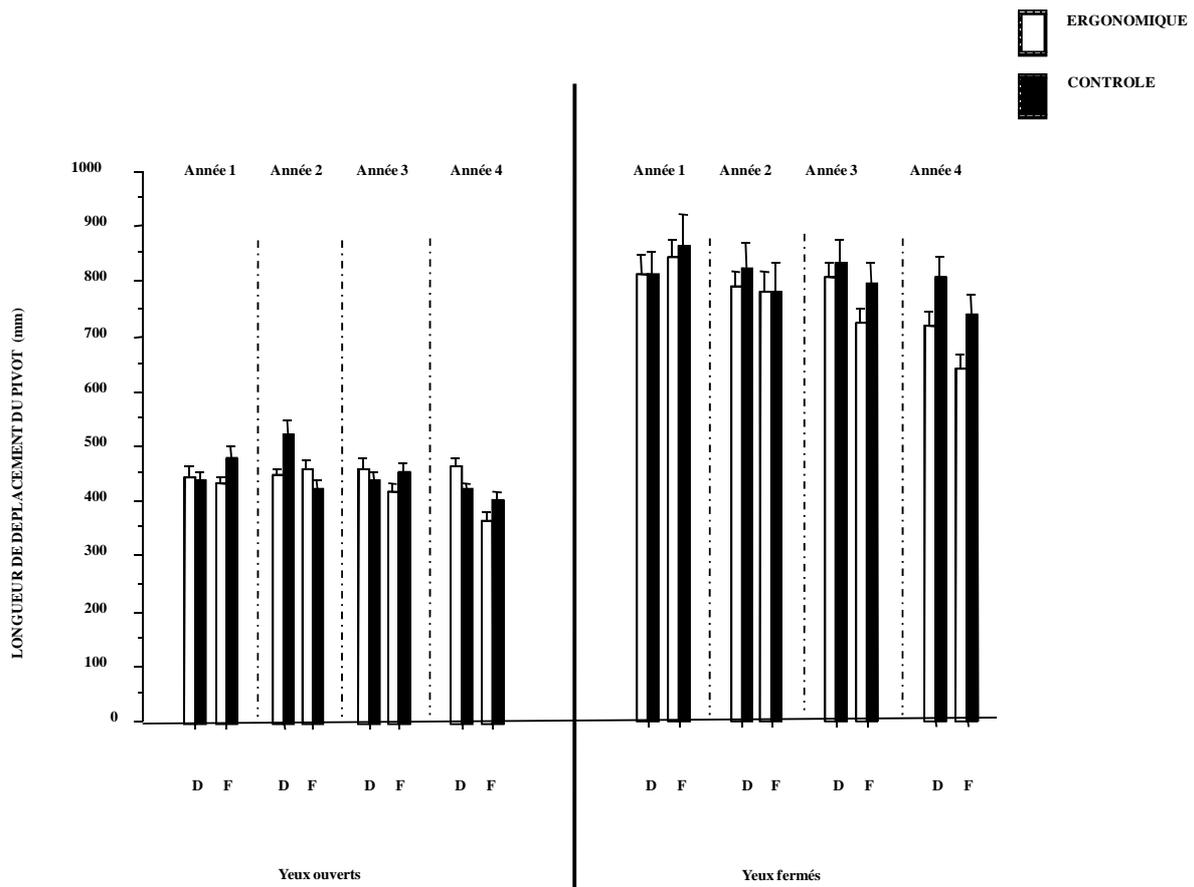


Fig. 43 : Evolution de la longueur de déplacement du pivot de la plate-forme (mm) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre, les effets « année » et « période » et l'interaction « année*vision » permettent de tirer les mêmes conclusions que pour le paramètre précédent.

Nous pouvons ajouter que l'interaction « année*période » exprime une amélioration des performances posturales entre le début et la fin de l'année, ceci étant d'autant plus vérifié d'une année sur l'autre.

L'interaction « année*période*mobilier » met en évidence que les améliorations des performances posturales, entre le début et la fin de l'année et d'une année sur l'autre, sont plus importantes pour le groupe mobilier ergonomique que pour l'autre groupe.

L'interaction « année*vision*mobilier » montre que les dégradations du contrôle moteur dynamique à la fermeture des yeux est de moins en moins importante en fonction des années et ce d'autant plus pour les élèves travaillant avec le mobilier ergonomique que pour les autres élèves.

I.1.2.3.3. Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz).

- en X :

Le tableau et la figure ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale (V^2) du stabilogramme en X à savoir l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences. Cette analyse a été faite en mesurant l'énergie spectrale totale et en exprimant la part, en pourcentages, de cette énergie spectrale totale dans les bandes de hautes fréquences c'est-à-dire celles supérieures à 2Hz. L'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences (V^2) est représentée dans le tableau et la figure ci-après durant les 4 années du protocole: deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (contrôle, mobilier ergonomique).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X, plusieurs effets et interactions significatifs ont été relevés :

- Un effet « vision » : $F=135.4$; $p<0.001$
- Un effet « année » : $F=3.3$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*période » : $F=8.2$; $p<0.001$
- Une interaction « année*vision » : $F=3.4$; $p<0.05$,
- Une interaction « année*période*vision » : $F=2.7$; $p<0.05$,
- Une interaction « vision* mobilier » : $F=4.1$; $p<0.05$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	4,12	6,27	6,84	5,29	5,15	5,72	5,20	5,15	4,38	4,84	5,26	5,55	5,92	4,56	5,55	3,62
	+/- 2,03	+/- 4,62	+/- 5,46	+/- 3,07	+/- 3,08	+/- 3,03	+/- 2,72	+/- 3,83	+/- 3,37	+/- 2,54	+/- 2,85	+/- 3,60	+/- 3,64	+/- 3,12	+/- 4,36	+/- 3,50
YF	13,02	18,29	15,83	13,40	15,41	13,68	13,75	11,03	11,53	12,81	12,47	10,85	12,52	9,62	11,53	8,08
	+/- 12,36	+/- 23,67	+/- 13,72	+/- 13,59	+/- 10,02	+/- 9,04	+/- 9,42	+/- 8,20	+/- 6,25	+/- 6,67	+/- 7,45	+/- 6,20	+/- 7,71	+/- 5,03	+/- 7,02	+/- 5,67

Tab. 20 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

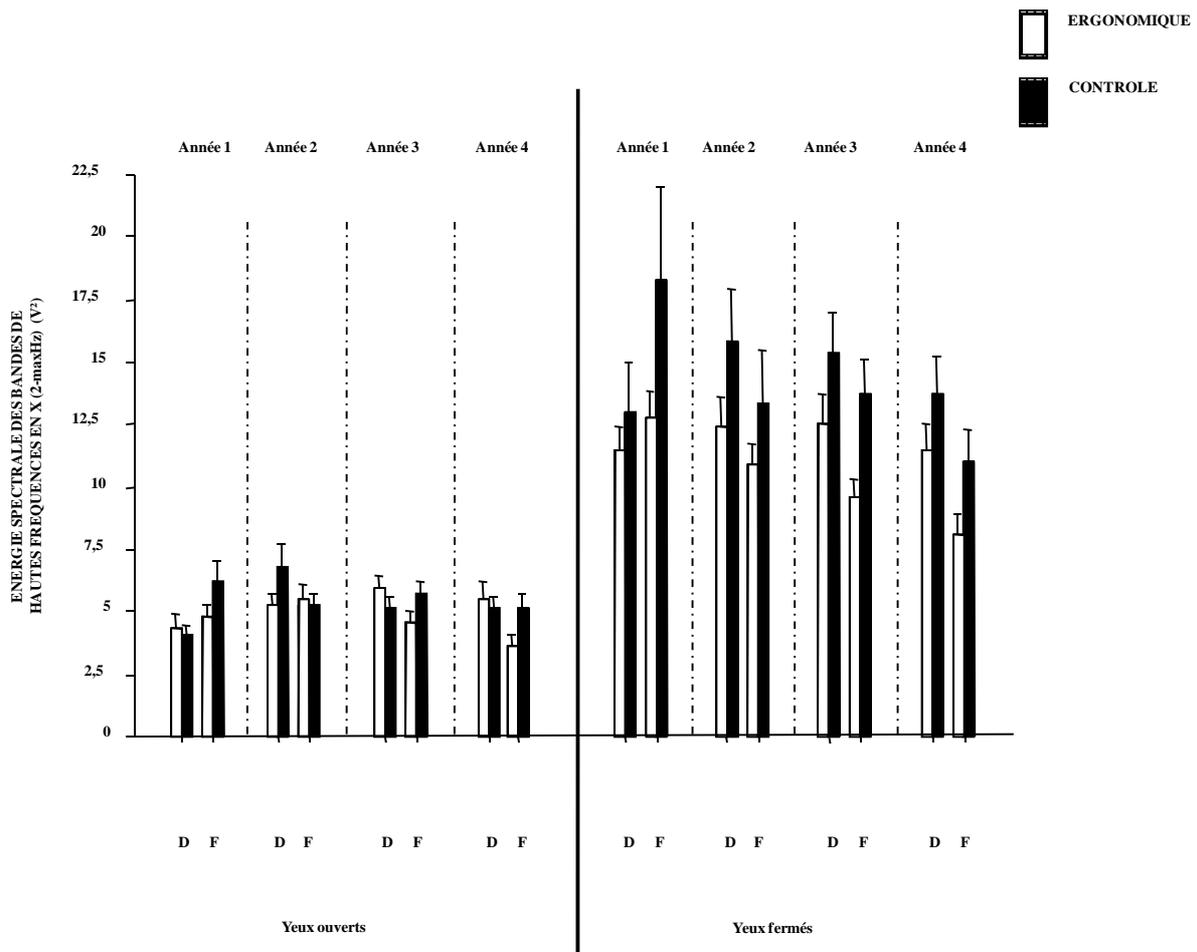


Fig. 44 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V²) durant les 4 années du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Pour ce paramètre, l'effet « année » exprime une utilisation des boucles de régulation courtes meilleure en fonction des années. L'interaction « année*vision » met en évidence une sur-utilisation de ces boucles de régulation à la fermeture des yeux mais de moins en moins importante d'une année sur l'autre.

L'interaction « année*période », concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences, reflète de l'utilisation de boucles de régulation courtes, myotatiques, montre une optimisation de l'utilisation des boucles de régulation courtes d'une année sur l'autre et même entre le début et la fin de l'année. L'interaction « année*période*vision » montre que cette sur-utilisation des boucles de régulations courtes due à la fermeture des yeux est moins importante entre le début et la fin de l'année et d'une année sur l'autre. L'interaction « vision*mobilier » met en évidence une sur-utilisation des boucles de régulations courtes

(myotatiques) à la fermeture des yeux ; sur-contrôle moins important pour les élèves appartenant au groupe mobilier ergonomique que pour les autres.

- en Y :

La figure et le tableau suivants présentent l'évolution de l'énergie spectrale totale dans les bandes de hautes fréquences (V^2) en Y durant les 4 années du protocole: deux mesures par année, une en début (D) et une à la fin (F) de l'année dans les deux conditions visuelles (YO et YF) et dans les deux groupes expérimentaux (G contrôle, G mobilier ergonomique).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences, nous avons relevé les effets et interactions suivants :

- Un effet « vision » : $F=61.5$; $p<0.001$,
- Un effet « année » : $F=6.7$; $p<0.001$,
- Un effet « mobilier » : $F=5,1$; $p<0,05$,
- Une interaction « année*vision » : $F=5.9$; $p<0.001$,
- Un effet « vision*mobilier» : $F=5.5$; $p<0.05$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																
G	TEMOIN								MOBILIER ERGONOMIQUE							
A	A1		A2		A3		A4		A1		A2		A3		A4	
P	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F	D	F
YO	2,84	2,88	3,01	2,61	2,23	2,72	2,39	2,17	2,32	2,30	2,43	2,67	2,31	2,57	2,71	2,06
	+/- 1,57	+/- 1,63	+/- 1,80	+/- 1,59	+/- 1,33	+/- 1,69	+/- 1,17	+/- 1,12	+/- 1,43	+/- 1,35	+/- 1,44	+/- 2,05	+/- 1,69	+/- 1,99	+/- 1,97	+/- 1,43
YF	14,65	12,18	9,52	10,05	8,66	8,08	7,94	7,41	8,17	7,20	6,42	6,14	5,79	6,02	5,89	4,75
	+/- 32,84	+/- 21,98	+/- 8,15	+/- 14,07	+/- 9,57	+/- 6,07	+/- 5,70	+/- 6,59	+/- 4,91	+/- 4,83	+/- 3,97	+/- 3,89	+/- 3,48	+/- 3,97	+/- 3,31	+/- 3,36

Tab. 21 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) durant les 4 années (A) du protocole : 2 mesures (P) par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

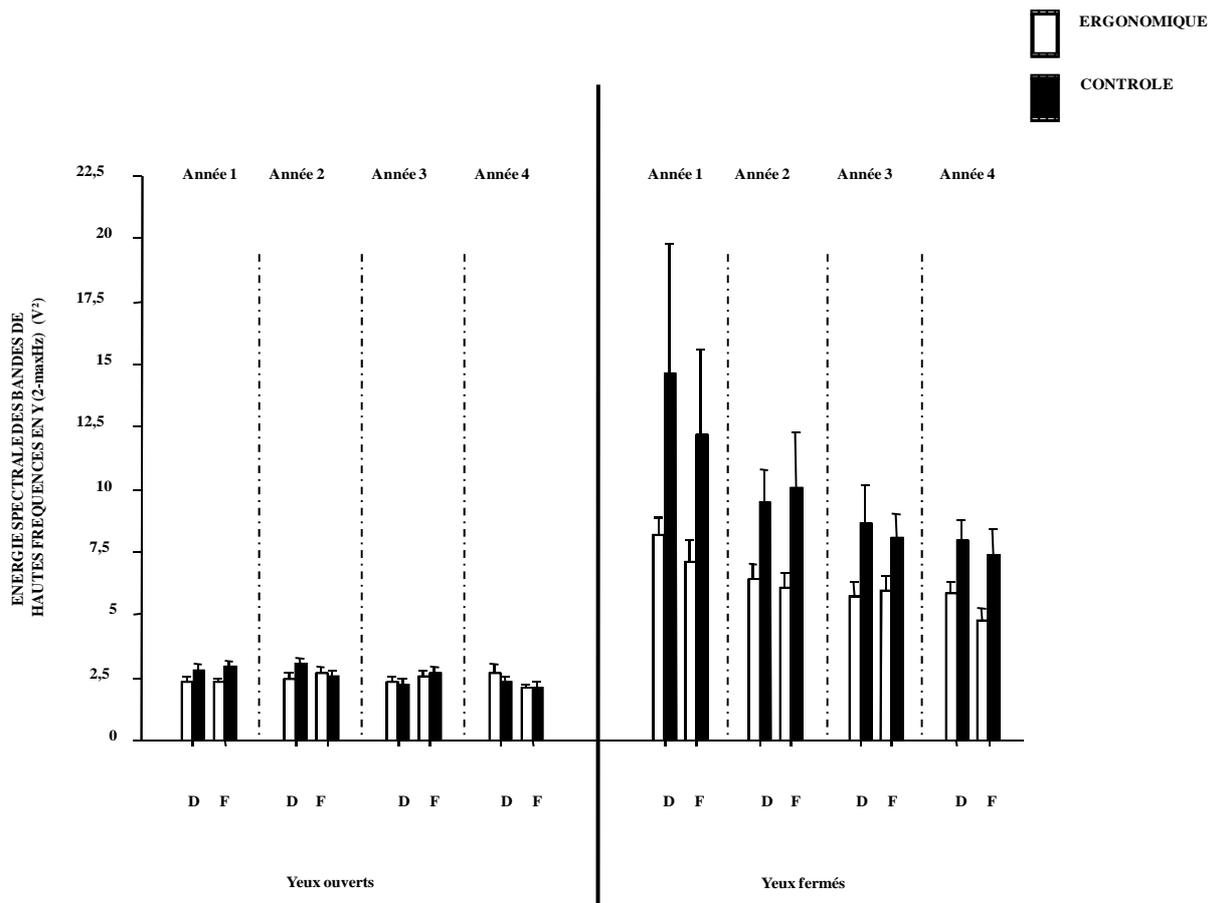


Fig. 45 : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V²) durant les 4 années du protocole : 2 mesures par année scolaire (une au début (D) et une à la fin (F)) dans deux conditions visuelles (YO ou YF) et deux groupes expérimentaux (G contrôle et G mobilier ergonomique).

Pour ces paramètres, comme pour l'énergie spectrale en X, l'effet « année » exprime une optimisation de l'utilisation des boucles de contrôle courtes pour s'équilibrer d'une année sur l'autre.

L'effet « mobilier » pour l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y, qui rend compte de l'état de tension et de raideur des muscles de la loge postérieure des membres inférieurs, met en évidence une utilisation des boucles de régulations courtes meilleure, plus efficace, pour le groupe mobilier ergonomique que pour l'autre groupe et donc des raideurs musculaires moins importantes pour le groupe mobilier que pour le groupe témoin.

L'interaction « année*vision », montre que la fermeture des yeux implique un sur-contrôle mais ceci de manière de moins en moins importante en fonction des années.

L'interaction « vision*mobilier » pour ce paramètre exprime une sur-utilisation des boucles de régulations courtes à la fermeture des yeux ; ce sur-contrôle est, ceci dit, moins important pour les élèves du groupe mobilier ergonomique que pour les autres.

En résumé :

1°) En ce qui concerne les performances d'équilibration orthostatique, on peut observer :

- *Une dégradation des performances posturales quel que soit le paramètre étudié, d'une année sur l'autre et entre le début et la fin de l'année.*
- *Un sur-contrôle postural qui se manifeste par une utilisation des boucles de contrôle (boucles courtes) à la fois dans l'axe des X et des Y.*
- *Cette dégradation des performances posturales qui s'effectue quel que soit le mobilier scolaire utilisé par les élèves.*
- *Une altération de ces performances moins importante pour les élèves travaillant sur mobilier ergonomique que pour les élèves travaillant sur mobilier scolaire conventionnel. Le changement de l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel sur le rachis qui entraîne une meilleure répartition des appuis permet donc de minimiser les pertes de performances posturales.*

2°) En ce qui concerne les performances d'équilibration en condition d'équilibration dynamique, on observe :

- *Une amélioration des performances posturales d'une année sur l'autre et entre le début et la fin de l'année.*
- *Une meilleure efficacité des boucles de régulation courtes du contrôle moteur dynamique attesté par l'analyse spectrale.*
- *Des effets plus nets lors de l'utilisation du mobilier ergonomique qui a permis une optimisation des performances posturales et ce quel que soit le sens du pivot de la plate-forme (AP ou ML).*

L'utilisation d'un mobilier ergonomique et donc une meilleure répartition des contraintes induites par la gravité, permet une minimisation des pertes de performances en condition d'équilibration statique et une optimisation des performances posturales en condition d'équilibration dynamique AP et ML. Il permet aussi une diminution de l'état de tension et de raideur musculaire des membres inférieurs, attestée par les résultats concernant l'énergie spectrale (bandes de hautes fréquences) et ce quelle que soit la condition d'équilibration.

I.2. Corrélations entre la survenue de la poussée pubertaire et la dégradation des performances posturales : rôle d'un mobilier ergonomique visant à modifier l'incidence du vecteur gravitationnel sur le corps.

I.2.1. Mise en évidence de la poussée pubertaire :

Pour chaque élève ayant participé au protocole collègue, nous avons calculé la vitesse de croissance annuelle (cm/an). Pour ce faire, nous avons mesuré la différence de taille entre la fin et le début de chaque année scolaire (delta taille) et nous avons donc obtenu 4 deltas taille pour chaque élève, un delta taille par année de protocole.

Les figures 46 et 47 ci-après expriment la vitesse de croissance moyenne obtenue dans le groupe de garçons et dans le groupe de filles pour chaque année du protocole (Fig. 47) ainsi

que la vitesse de croissance moyenne obtenue chez les filles et chez les garçons pour chaque groupe (témoin et mobilier ergonomique ; Fig. 46). Ces figures montrent clairement qu'il existe pour chaque courbe un pic qui exprime la vitesse de croissance maximale au cours des 4 années et qui rend compte de la poussée pubertaire. Sur ces figures, le pic de croissance se situe la deuxième année du protocole pour les filles (entre les âges moyen de 12/13 ans), alors que ce pic se situe la troisième année du protocole (entre 13 et 14 ans) pour les garçons. Nous avons donc regroupé les effectifs garçons et filles en ajoutant les élèves témoins et ceux équipés d'un mobilier ergonomique (fig. 47) dans la mesure où nous avons pu observer figure 46 que l'utilisation du mobilier ergonomique ne modifiait pas la date d'apparition de la poussée pubertaire.

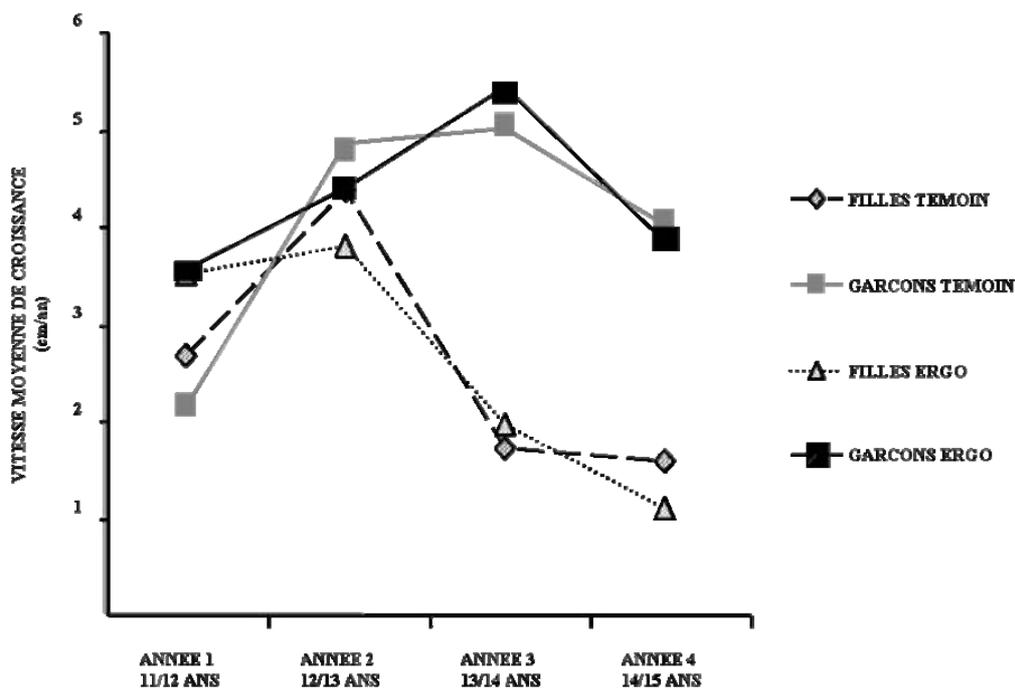


Fig. 46 : Evolution de la vitesse de croissance (cm/an) moyenne en fonction des années et donc de l'âge mesurée chez les filles et chez les garçons appartenant soit au groupe témoin, soit au groupe mobilier ergonomique avant participé au protocole collège.

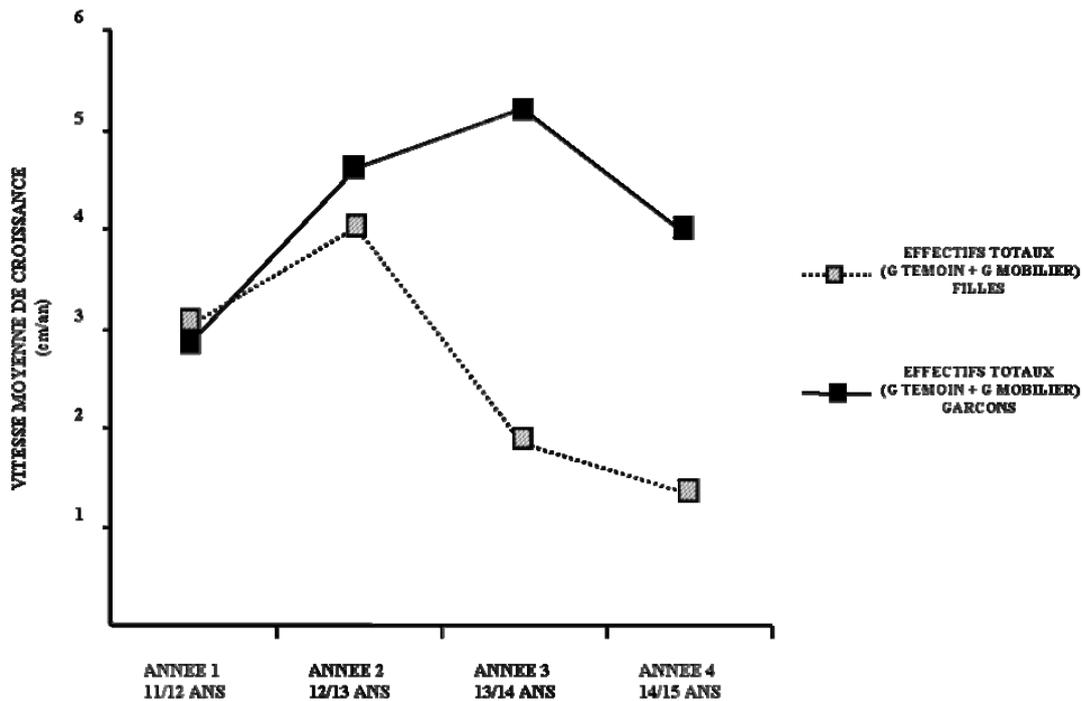
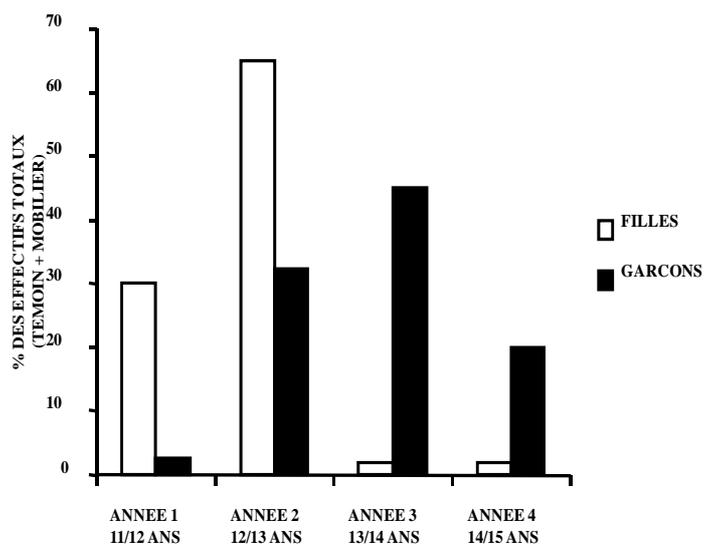


Fig. 47 : Evolution de la vitesse de croissance (cm/an) moyenne en fonction des années et donc de l'âge mesurée chez les filles et chez les garçons ayant participé au protocole collège.

Nous avons représenté également (tableau et fig ci-après) au cours de chaque année du protocole, le pourcentage de l'effectif total pour les filles et garçons qui ont présenté le pic de croissance maximale. Pour réaliser ce tableau et le graphique qui correspond, nous avons situé pour chaque élève le delta taille maximal en fonction de l'année et nous avons ensuite comptabilisé les effectifs par année et exprimé ceci en pourcentage des effectifs totaux.

EFFECTIFS TOTAUX	% DE FILLES	% DE GARCONS
ANNEE 1 11/12 ANS	30	2.5
ANNEE 2 12/13 ANS	65	32.5
ANNEE 3 13/14 ANS	2	45
ANNEE 4 14/15 ANS	2	20



Tab. 22 et Fig. 48 : Répartition du pourcentage de filles et garçons (par rapport à l'effectif total) qui ont présenté le pic de vitesse de croissance dans chaque année du protocole.

L'analyse de ce tableau et de cet histogramme nous permet de voir :

- **Pour les filles**, la vitesse de croissance et donc la poussée pubertaire se situent pour 65 % d'entre elles lors de la 2^{ème} année du protocole c'est-à-dire pour des âges moyens de 12/13 ans. 30% de l'effectif fille a une poussée pubertaire qui commence la première année du protocole c'est-à-dire à l'âge moyen de 11/12 ans. Au-delà de 13 ans l'effectif est très réduit puisque seulement 4% des filles ont leur puberté. Ainsi, globalement dans **95 % des cas, la poussée pubertaire des filles se fait entre 11 et 13 ans.**

- **Pour les garçons**, on observe que les effectifs se répartissent de manière plus homogène entre 12 et 15 ans puisque 33% d'entre eux font leur poussée pubertaire entre 12 et 13 ans, 45 % ont leur vitesse de croissance maximale entre 13 et 14 ans et 20% l'ont entre 14 et 15 ans. La poussée pubertaire est donc survenue **entre 12 et 15 ans pour 97,5% des garçons.**

Nous pouvons donc dire que la poussée pubertaire des filles précède d'un an au moins celle des garçons. La figure 48 et le tableau 22 montre que vitesse de croissance est plus élevée pour les garçons que pour les filles, les garçons ont un gain de taille plus important. On peut noter que la survenue de la poussée pubertaire est répartie sur 2 ans pour les filles (95%) alors qu'elle est sur 3 ans pour les garçons (97,5%).

I.2.2. Poussée pubertaire et performances posturales en conditions orthostatiques :

Nous avons vu lors du chapitre précédent, une diminution des performances posturales tout au long du protocole avec des performances moins dégradées dans le groupe mobilier ergonomique. Afin de mettre en relation la poussée pubertaire et les performances posturales et voir si cette première influence négativement la seconde, nous avons réalisé des courbes d'évolution de la vitesse de croissance et de la perte de performances posturales tout au long des 4 années du protocole. Cette dernière a été exprimée par la différence de longueur et de surface du statokinésigramme entre la fin et le début de chaque année scolaire (delta longueur et delta surface pour les 4 années du protocole et pour chaque élève). Nous avons aussi comparé l'influence de l'utilisation du mobilier ergonomique.

I.2.2.1. Présentation de quelques courbes parmi les plus représentatives des différents cas de figure :

Les graphiques ci-après représentent l'évolution de la vitesse de croissance, des deltas longueur et deltas surface d'un élève en fonction des années (1ère, 2ème, 3ème et 4ème année

d'expérimentation). Les deltas longueur et les deltas surface sont calculés en faisant la différence entre la longueur du statokinésigramme (mm) ou la surface (mm²) du statokinésigramme relevées en juin et les mêmes paramètres qui avaient été mesurés 9 mois avant en septembre. Quand il y a eu une amélioration des performances dans l'année, le delta taille est négatif et quand il y a une dégradation des performances dans l'année, le delta taille est positif. Une sélection des courbes représentatives de cas différents est exposée ici. Plusieurs cas sont similaires et peuvent se regrouper de la manière suivante :

I.2.2.1.1. Pics des deltas surface et longueur « synchrones » avec le pic de vitesse de croissance :

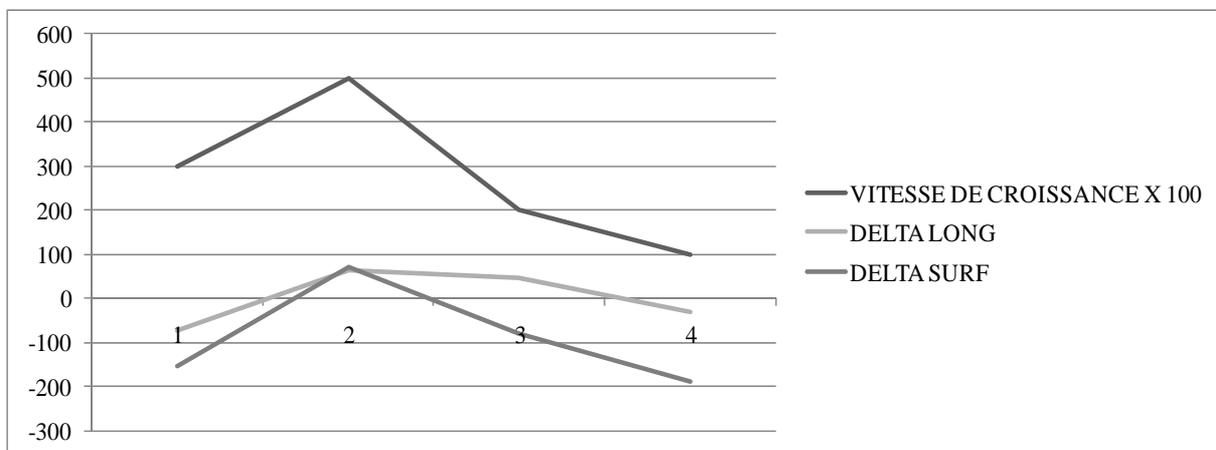


Fig. 49 : Evolution de la vitesse de croissance (X100), et des deltas longueur et surface en fonction des années suivant le cas de figure synchrone.

Pour cet élève nous pouvons observer que le pic poussée pubertaire (vitesse de croissance max), ainsi que les deltas longueur et surface maximum se situent, tous, lors de la deuxième année.

Ainsi nous pouvons dire que, les deltas taille, longueur et surface maximum sont « synchrones » : la poussée pubertaire est immédiatement suivie (dans la même année) d'une dégradation des performances posturales (surface et longueur).

I.2.2.1.2. Pics des deltas surface et longueur en décalage d'un an avec le pic de vitesse de croissance :

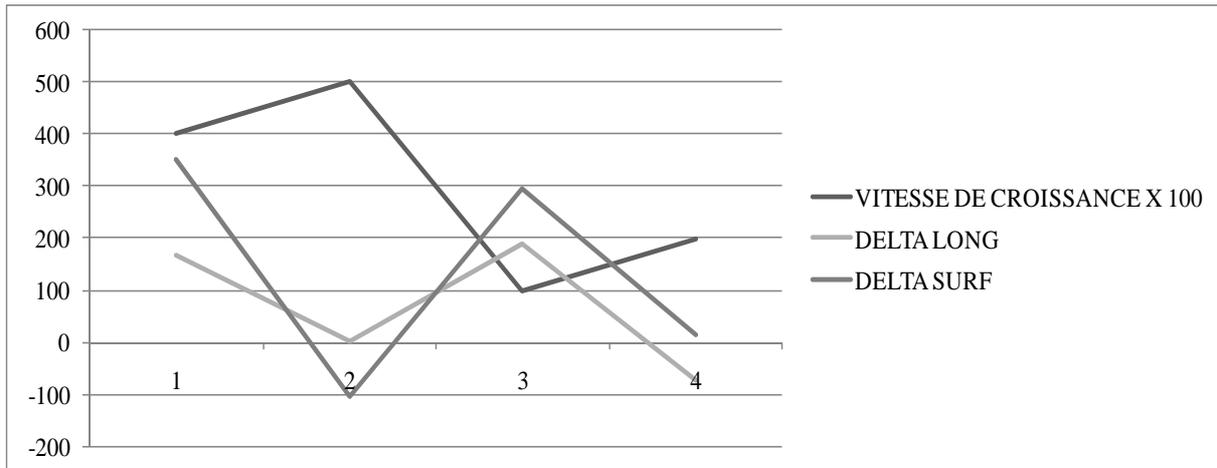


Fig. 50 : Evolution de la vitesse de croissance (X100), et des deltas longueur et surface en fonction des années suivant le cas de figure en décalage d'un an.

Dans l'exemple suivant, nous pouvons observer que le delta taille maximum se situe lors de la deuxième année du protocole. Les deltas longueur et surface maximum se situent eux lors de la troisième année. La poussée pubertaire n'a de répercussion sur les performances posturales du sujet, dans ce cas, qu'un an après.

I.2.2.1.3. Dissociation entre les pics surface et longueur :

Il peut arriver qu'il y ait une dissociation entre le pic du delta longueur et le pic du delta surface comme c'est le cas, par exemple, ci-après.

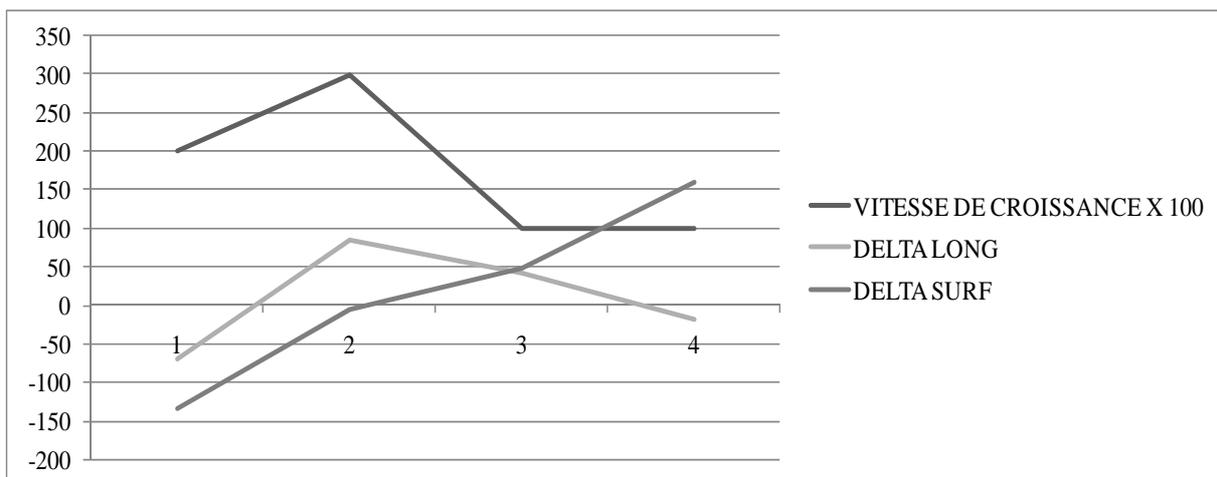


Fig. 51 : Evolution de la vitesse de croissance (X100), et des deltas longueur et surface en fonction des années suivant le cas de figure en dissociation de la longueur et de la surface.

Le delta taille est « synchrone » avec le delta longueur, ayant lieu, tous deux, lors de la deuxième année. Par ailleurs, alors que le delta taille a lieu la deuxième année, le delta surface lui est observé lors de la quatrième année ; ceci met donc en évidence les répercussions du delta taille sur la surface au bout de deux ans.

Ainsi nous pouvons dire que la poussée pubertaire induit des perturbations concernant le paramètre longueur du statokinésigramme immédiatement (la même année) alors qu'il faut attendre deux ans pour les observer sur la surface.

I.2.2.1.4. Pic des deltas longueur et surface non reliés au pic de vitesse de croissance : cas de figure « non » :

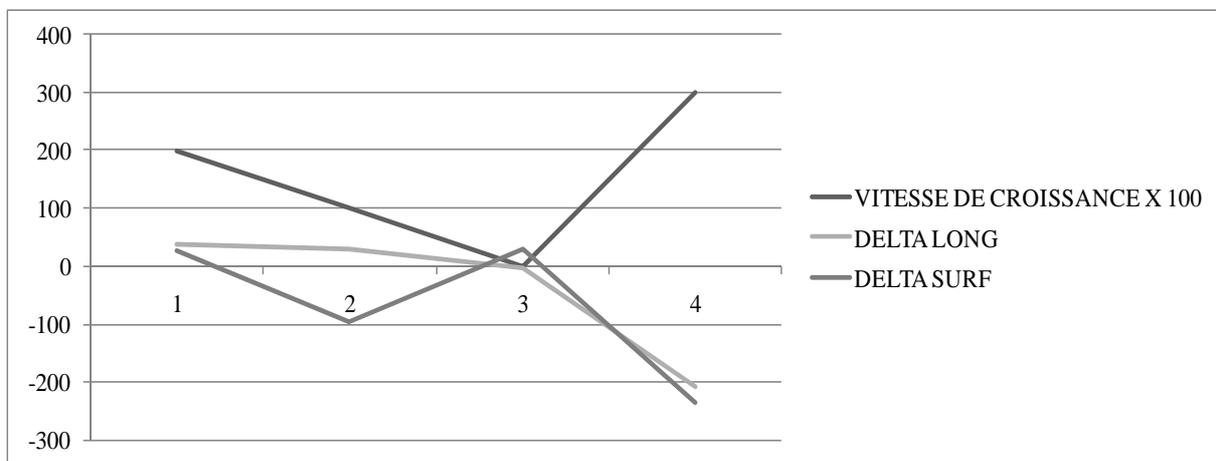


Fig. 52 : Evolution de la vitesse de croissance (X100), et des deltas longueur et surface en fonction des années suivant le cas de figure non.

L'analyse de ces courbes montre que le delta taille n'est pas « synchrone » avec les deltas longueur et surface. Ce delta taille n'est pas non plus accompagné de perturbations de l'équilibration orthostatique (delta longueur et/ou surface) au bout d'un ou de deux ans.

Ainsi, nous pouvons donc dire, dans ce cas là, **la poussée pubertaire n'induit pas de dégradation des performances posturales de cet élève**. Il s'agit du cas de figure « non ».

I.2.2.2. Répartition des effectifs en fonction des différents cas de figures (synchrone, en décalage d'un ou de deux ans, ou non :

Dans un premier temps nous avons analysé la répartition des effectifs totaux suivant deux cas de figure :

- OUI la poussée pubertaire est en relation et influence les performances posturales c'est-à-dire que sous ce facteur se retrouvent les cas de figures « synchrone », « 1 an » et « 2 ans »,

- NON la poussée pubertaire n'influence pas les performances posturales (cas de figure « non »).

Ces deux cas de figures ont été étudiés pour les deux paramètres de performances posturales retenus : longueur et surface du statokinésigramme.

Cette répartition des effectifs a été réalisée également en fonction de la condition visuelle (YO ou YF) et pour les deux groupes du protocole (groupe témoin ou groupe mobilier ergonomique).

Le tableau suivant présente la répartition en pourcentages des effectifs totaux (garçons et filles) en fonction de deux cas de figures (oui et non), en fonction de la condition visuelle (YO, YF) et du mobilier scolaire utilisé (mobilier scolaire conventionnel ou mobilier scolaire ergonomique) pour les deux paramètres posturaux (surface et longueur des oscillations posturales).

PARAMETRE DE PERFORMANCE	SURFACE				LONGUEUR			
	TEMOIN		ERGONOMIQUE		TEMOIN		ERGONOMIQUE	
	YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
OUI	90	95	80	67	80	88	78	73
NON	10	5	20	33	20	12	22	27

Tab. 23 : répartition des effectifs totaux (% de filles + % de garçons) en fonction de deux cas de figures : oui et non pour les deux paramètres de performances, surface et longueur, de la condition visuelle (YO, YF) et de l'appartenance au groupe témoin (mobilier scolaire conventionnel) ou au groupe mobilier ergonomique (mobilier scolaire ergonomique).

A partir de ce tableau des histogrammes ont été réalisés pour les deux paramètres posturaux en faisant figurer par des étoiles le niveau de significativité de la répartition des effectifs (grâce au test du Chi2) entre les réponses OUI et NON pour chaque condition (YO ou YF) et dans les deux cas (témoin et mobilier ergonomique ainsi eu pour les deux paramètres (surface et longueur)).

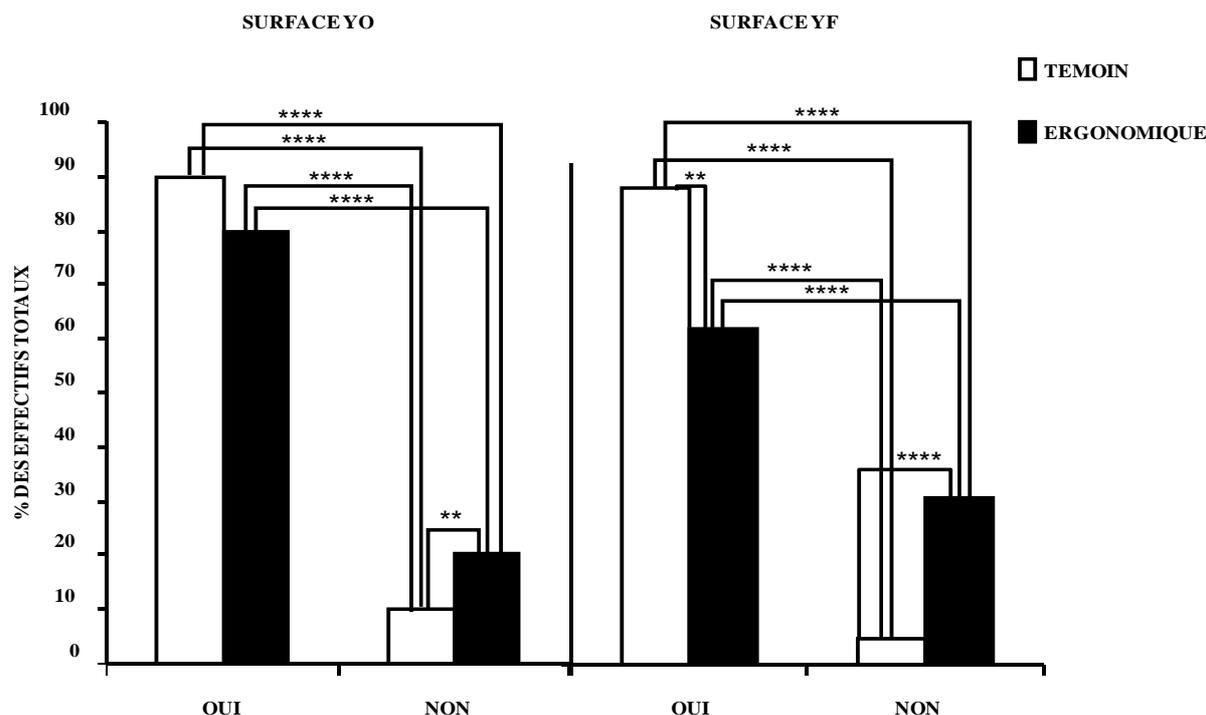


Fig. 53 : Histogramme de répartition des effectifs totaux (%) pour le paramètre surface, en fonction de deux cas de figures : oui et non, de la condition visuelle (YO, YF) et de l'appartenance au groupe témoin (mobilier scolaire conventionnel) ou au groupe mobilier ergonomique (mobilier scolaire ergonomique).

Les mêmes histogrammes ont été réalisés pour le paramètre longueur.

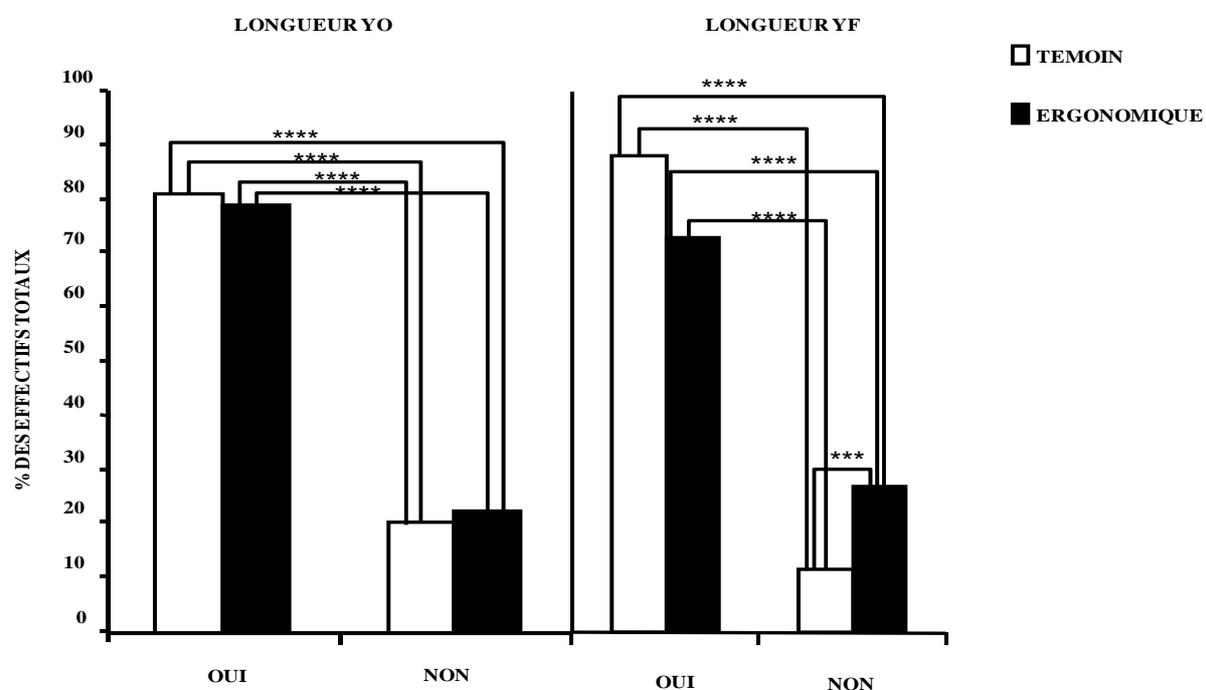


Fig. 54 : Histogramme de répartition des effectifs totaux (%) pour le paramètre longueur, en fonction de deux cas de figures : oui et non, de la condition visuelle (YO, YF) et de l'appartenance au groupe témoin (mobilier scolaire conventionnel) ou au groupe mobilier ergonomique (mobilier scolaire ergonomique).

Les résultats qui se dégagent des tests statistiques montrent que :

- La poussée pubertaire est en relation avec les dégradations des performances posturales : le oui, aussi bien pour la surface que pour la longueur est très significativement beaucoup plus important que le non et ce quels que soient le groupe et la condition visuelle.

- Les effets de la poussée pubertaire sur la dégradation des performances posturales sont moins nets pour les collégiens appartenant au groupe mobilier ergonomique que pour les autres élèves ; la quantité d'élèves dont les performances posturales ne sont pas en relation avec la poussée pubertaire est plus élevée dans le groupe mobilier ergonomique que dans le groupe témoin.

- Si l'on étudie les résultats YO et YF, nous pouvons dire que les effets de la poussée pubertaire sur les performances posturales des élèves témoins, travaillant sur mobilier scolaire conventionnel, sont plus importants que pour les élèves travaillant sur mobilier ergonomique. Ceci est valable concernant la surface et la longueur.

- Si l'on compare les deux paramètres de performance, surface et longueur du statokinésigramme, nous pouvons conclure que la différence de répartition des effectifs entre les deux groupes (témoin et mobilier ergonomique) est moins importante concernant la longueur que concernant la surface. Or, lorsque la personne, enregistrée sur la plate-forme de force, voit son centre de pression podal s'écarter fortement de sa position moyenne, ne serait ce qu'un court instant, le paramètre longueur du statokinésigramme l'enregistre même si il ne s'agit, éventuellement, que d'un « accident » (embardées mal contrôlées par exemple par une perte de vigilance momentanée). Le paramètre surface des oscillations est un paramètre calculé qui tient compte de ce phénomène. Une ellipse de confiance (à 90%) élimine 10% des points les plus extrêmes. Ceci résulte de ces embardées mal contrôlées de manière isolées et qui ne sont pas représentatifs des performances réelles de la personne (Gagey et al., 1993, Gagey et Weber 2004). Ainsi, le paramètre surface du statokinésigramme mesurant la précision du contrôle postural, a un caractère plus représentatif des performances réelles des collégiens et de la différence entre les groupes et est donc plus discriminatif (Gagey et al., 1993 et 2007, Gagey et Weber 2004, Couillandre et al., 2008). Nous poursuivrons donc plus finement l'analyse des effets de la poussée pubertaire sur les performances posturales en raisonnant uniquement sur le paramètre surface et en éclatant le groupe « oui » des effectifs totaux en sous-groupes :

- Synchrones,
- En décalage d'un an,
- En décalage de deux ans,

- Non,

La condition visuelle (YO et YF sera aussi étudiée pour chacun de ces sous-groupes.

Le tableau ci-dessous représente la répartition des pourcentages des effectifs totaux pour le paramètre surface YO et YF dans le groupe témoin (tableau du haut) et dans le groupe mobilier ergonomique (tableau du bas) en fonction des sous groupe définis ci-dessus.

ELEVES APPARTENANT AU GROUPE TEMOIN

SURFACE YO	TOTAUX	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHRONE	17	41
1 AN	13	32
2 ANS	7	17
NON	4	10

SURFACE YF	TOTAUX	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHRONE	11	27
1 AN	21	51
2 ANS	7	17
NON	2	5

ELEVES APPARTENANT AU GROUPE MOBILIER ERGONOMIQUE

SURFACE YO	TOTAUX	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHRONE	11	24
1 AN	9	20
2 ANS	16	36
NON	9	20

SURFACE YF	TOTAUX	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHRONE	14	31
1 AN	9	20
2 ANS	7	16
NON	15	33

Tab. 24 : répartition des effectifs totaux (%) des élèves appartenant au groupe témoin (en haut) et mobilier ergonomique(en bas) en fonction des différents cas de figure (synchrone, en décalage d'un ou de deux ans et non) et de la condition visuelle (YO ou YF) pour le paramètre surface des oscillations posturales.

A partir de ces tableaux des histogrammes ont été réalisés pour donner une représentation graphique avec la significativité des résultats.

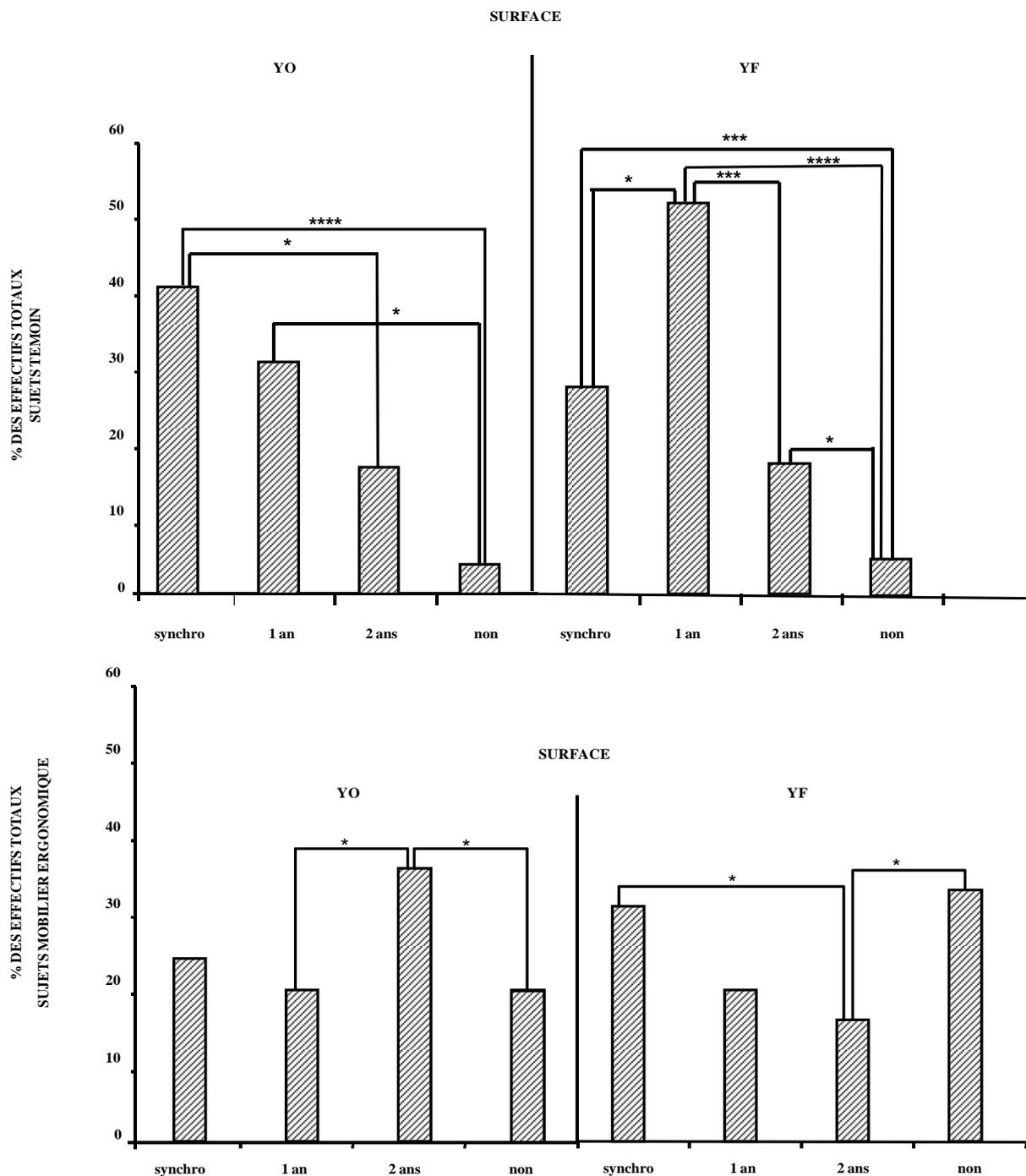


Fig. 55 : Répartition des effectifs totaux (%) des élèves appartenant au groupe témoin (en haut) et mobilier ergonomique (en bas) en fonction des différents cas de figure (synchrone, 1 an, 2 ans, non) pour le paramètre surface et les deux conditions visuelles (YO et YF).

L'analyse des résultats des tests du Chi2 nous permet d'exposer les résultats suivant :

- Pour le groupe témoin :

- YO : la poussée pubertaire provoque une altération des performances posturales immédiatement ou un an après pour 73 % de l'effectif total de ce groupe (41 % des effectifs totaux sont synchrones, 32 % en décalage d'un an). 17% en décalage de deux ans tandis que 10% correspondent à la condition « non ».

- YF : 78 % des effectifs sont perturbés par la poussée pubertaire de façon synchrone ou a un an. Cependant, les proportions s'inversent puisque la majorité des élèves (51%) sont perturbés avec un décalage d'un an tandis que 27% sont perturbés de manière synchrone. Les performances posturales sont surtout perturbées un an après la poussée pubertaire puisque 51 % des élèves sont en décalage d'un an et 27 % sont synchrones. Le pourcentage perturbés à deux ans est le même que YO (17%) tandis que la proportion dans le sous groupe non (10%) est deux fois plus importante que YO (5%).

- Pour le groupe mobilier ergonomique : le principal résultat l'augmentation importante des élèves non affectés par la puberté puisque ceux-ci passent YO de 10% témoins, à 20% mobilier ergonomique. YF l'augmentation est plus spectaculaire puisque le pourcentage des sujets non perturbés par la puberté passe de 5% pour le groupe témoin à 33% dans le groupe mobilier ergonomique. Quand à ceux qui sont affectés par la puberté, ils le sont essentiellement à 2 ans (36%), les deux autres groupes synchrones (24%) et un an (20%) étant à peu près semblables. YF la répartition se fait avec un peu plus d'élèves synchrones (31%) les deux autres groupes 1 an (20%) et deux ans (16%) étant à peu près comparables.

Le mobilier ergonomique atténue donc l'effet de la poussée pubertaire sur la dégradation performances posturales et répartit davantage cet effet dans le temps.

Après cette étude de la répartition des effectifs totaux en fonction des différents cas de figures, il est intéressant de comparer les conséquences de la poussée pubertaire en fonction du sexe en faisant une dissociation des effectifs totaux garçons-filles. Le tableau suivant représente donc le pourcentage pour le paramètre surface YO et YF, des effectifs garçons et filles selon les différents sous groupes précédents (synchrone, en décalage d'un ou de deux ans et non relié) et ceci, bien entendu comparativement pour les deux groupes (témoin et mobilier ergonomique).

ELEVES APPARTENANT AU GROUPE TEMOIN

SURFACE YO	GARCONS		FILLES	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHROME	9	45	8	38
1 AN	9	45	4	19
2 ANS	1	5	6	29
NON	1	5	3	14

SURFACE YF	GARCONS		FILLES	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHROME	7	35	4	19
1 AN	11	55	10	48
2 ANS	1	5	6	29
NON	1	5	1	5

ELEVES APPARTENANT AU GROUPE MOBILIER ERGONOMIQUE

SURFACE YO	GARCONS		FILLES	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHROME	8	40	3	12
1 AN	4	20	5	20
2 ANS	3	15	13	52
NON	5	25	4	16

SURFACE YF	GARCONS		FILLES	
	EFFECTIFS	POURCENTAGES	EFFECTIFS	POURCENTAGES
SYNCHROME	8	40	6	24
1 AN	2	10	7	28
2 ANS	1	5	6	24
NON	9	45	6	24

Tab. 25 : Répartition des effectifs (%) garçons-filles appartenant au groupe témoin (en haut) et mobilier ergonomique(en bas) en fonction des différents cas de figure (synchrone, en décalage d'un ou de deux ans ou non) et de la condition visuelle (YO ou YF).

A partir de ces tableaux des histogrammes ont été réalisés pour donner une représentation graphique avec la significativité des résultats.

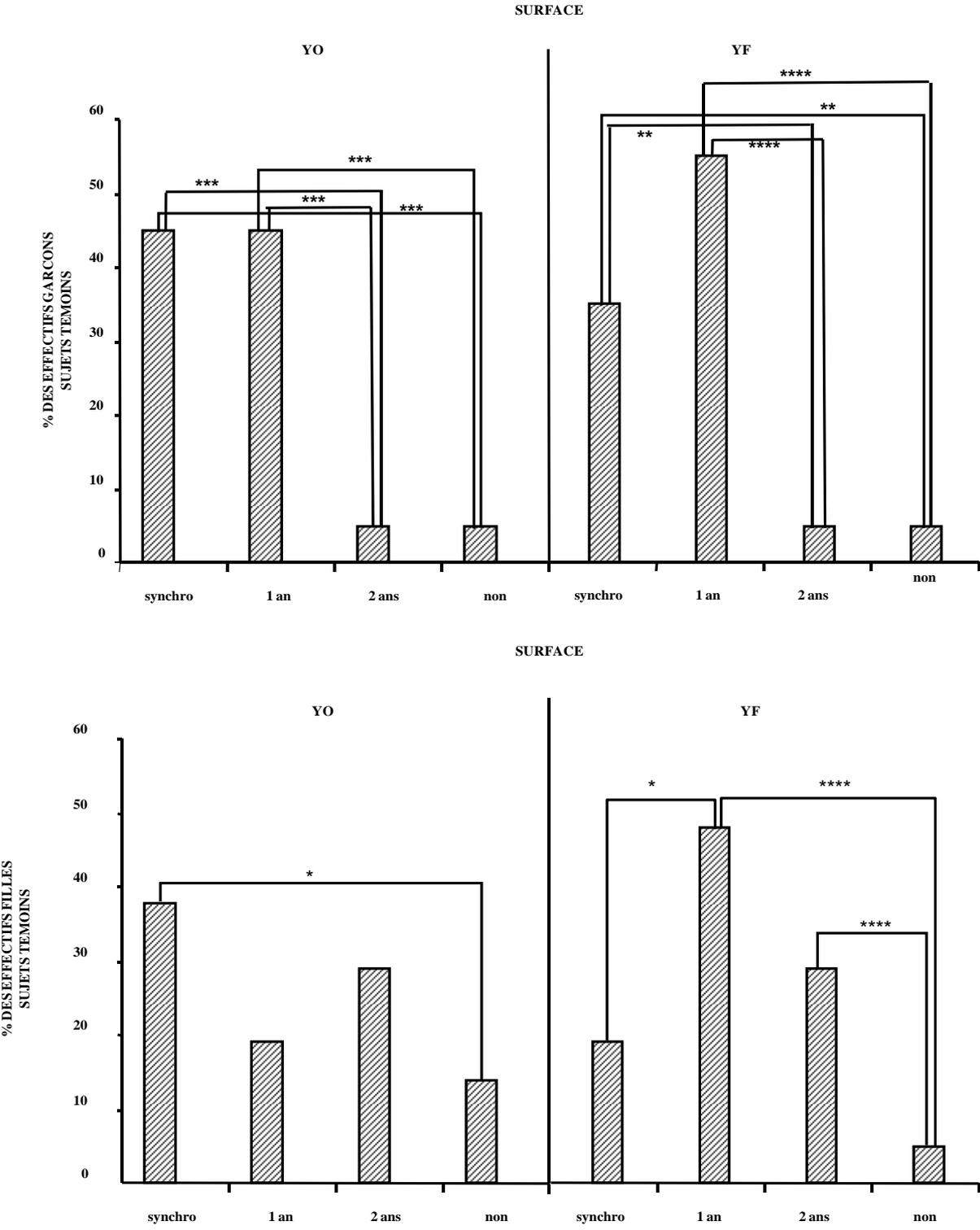


Fig. 56 : Répartition des garçons et des filles pour le paramètre surface appartenant au groupe témoin en fonction des différents cas de figure (synchrone, 1 an, 2 ans, non) et de la condition visuelle (YO ou YF).

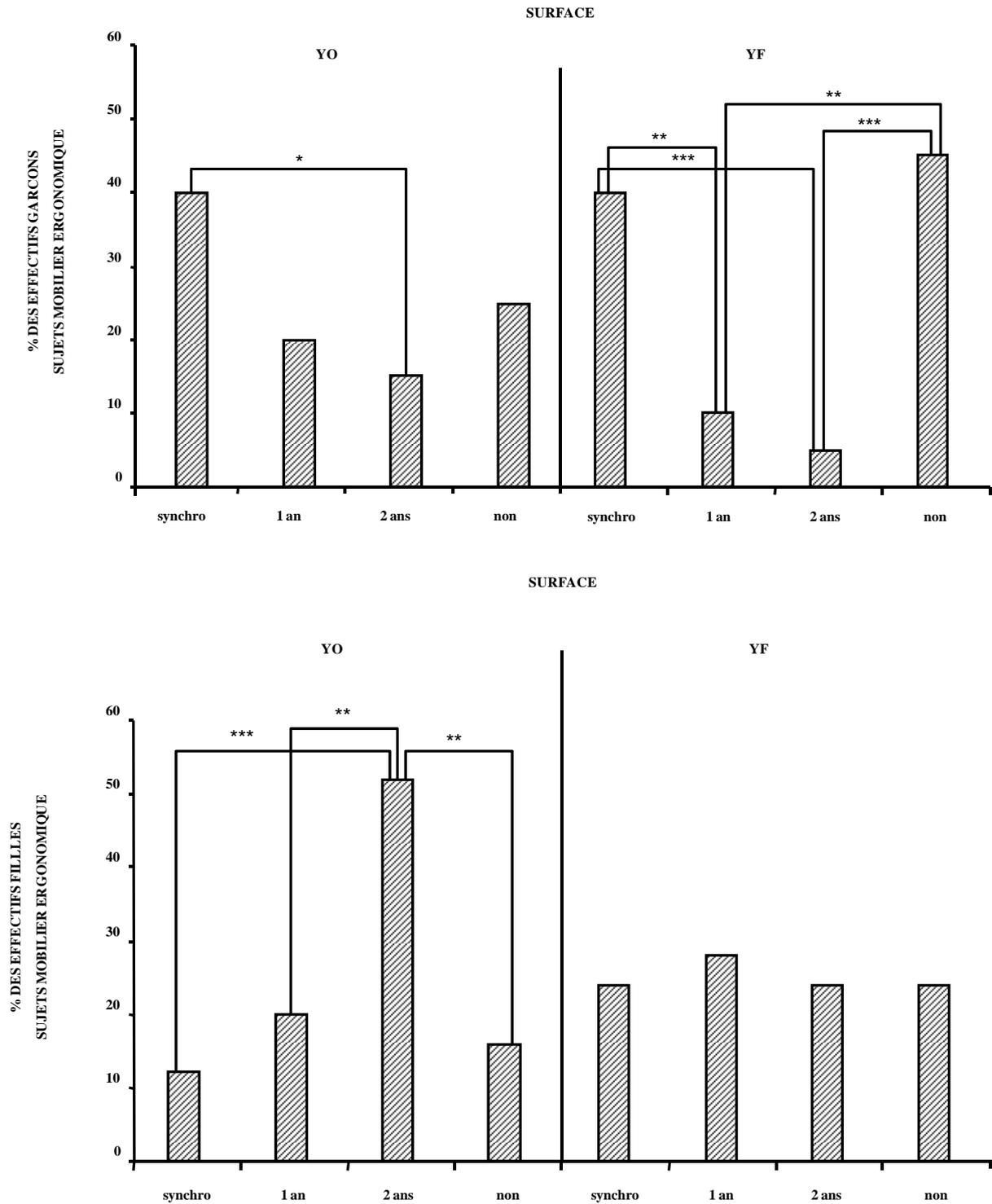


Fig. 57 : Répartition des garçons et des filles pour le paramètre surface appartenant au groupe mobilier ergonomique en fonction des différents cas de figure (synchrone, 1 an, 2 ans, non) et de la condition visuelle (YO ou YF).

L'analyse détaillée de ces histogrammes nous permet d'aboutir aux résultats suivant :

- Pour les garçons :

➤ **groupe témoin**, 90% des garçons de ce groupe ont une altération des performances posturales de manière synchrones (45%) ou à un an (45%) YO. La poussée pubertaire provoque donc de manière très significative une dégradation des performances posturales immédiatement ou un an après. Les effectifs avec une altération à deux ans (5%) ou non concernés (5%) sont très faibles. YF, la proportion d'élèves perturbés à un an augmente (55%) au détriment des élèves synchrones (35%).

➤ **groupe mobilier ergonomique**, on observe : des les performances sont moins influencées par la puberté puisque YO le pourcentage de non passe de 5% (témoin) à 25% (mobilier ergonomique). Cet effet est également plus marqué YF puisque le pourcentage de non passe de 5% (témoin) à 45% (mobilier ergonomique).

On peut donc affirmer que le mobilier ergonomique atténue fortement l'effet de la poussée pubertaire chez les garçons dans la dégradation des performances posturales.

Concernant les élèves « oui », c'est-à-dire ceux dont la poussée pubertaire entraîne une dégradation des performances posturales, la répartition étant plutôt synchrone (40% YO et YF), les autres étant répartis entre un an et deux ans.

- Pour les filles :

➤ **groupe témoin**, 38% des filles ont leurs performances posturales sont affectées de manière synchrone YO; les non synchrones se répartissant entre un an (19%) et deux ans (29%). YF, on observe une augmentation en décalage d'un an (48%).

➤ **groupe mobilier ergonomique**, YO, on observe un étalement dans le temps des effets de la puberté puisque la proportion de filles en décalage de deux ans passe de 29% (témoin) à 52% (mobilier ergonomique). YF on observe aucune significativité dans la répartition des effectifs en sous groupes mais cependant on observe une augmentation significatives des non concernées appartenant au groupe mobilier ergonomique (24%) par rapport aux filles du groupe témoin (5%).

En résumé, la poussée pubertaire dégrade les performances posturales. Cette dégradation des performances posturales s'exprime de manière synchrone ou un an après pour les garçons et les filles. L'utilisation de mobilier ergonomique minimise la dégradation des performances posturales et étale dans le temps les effets délétères de la poussée pubertaire.

I.2.3. Poussée pubertaire et performances posturales en conditions dynamiques :

Nous avons vu précédemment que la poussée pubertaire entraîne une dégradation des performances posturales orthostatiques et que le mobilier ergonomique minimisait cette dégradation des performances. Nous allons voir maintenant les conséquences de cette poussée pubertaire sur les conditions d'équilibrations dynamique c'est à dire sur le plateau mobile dans les deux sens d'oscillations posturales, antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML). Comme pour le statique nous avons retenu le paramètre surface des oscillations posturales, pour les raisons évoquées plus haut.

Dans l'étude de l'équilibration dynamique, en fonction de la position du sujet par rapport au pivot de la plate-forme dynamique, le sujet va osciller dans le sens AP ou dans le sens ML. La surface des oscillations posturales comprend donc une dimension qui est donnée par le sens de l'oscillation et une dimension donnée dans un sens à 90° du précédent qui représente les transferts d'appuis d'un pied sur l'autre. Par exemple, lorsque le sujet est dans le plan sagittal par rapport au plan des oscillations de la plate-forme, il oscille d'avant en arrière et d'arrière en avant et il effectue des transferts d'appuis podaux de gauche à droite et de droite à gauche. La surface du dynamogramme tient compte de ces deux types d'oscillations. Au contraire, lorsqu'il est situé dans un plan frontal par rapport au plan des oscillations, il oscille de droite à gauche et de gauche à droite et il effectue des transferts d'appuis d'avant en arrière et d'arrière en avant. Là aussi, le paramètre surface rend compte de ces deux types d'oscillations. Ces situations sont à rapprocher de la mesure de surface en condition orthostatique car, bien que le polygone de sustentation ne se déforme ni ne se déplace, la surface des oscillations posturales tient compte des oscillations dans les 2 plans (sagittal et frontal).

Nous avons analysé la répartition des effectifs totaux suivant les deux cas de figures (OUI la poussée pubertaire influence les performances posturales dynamiques; NON la poussée pubertaire n'influence pas les performances posturales), en portant les effets des oscillations AP et des oscillations ML et en comparant ces effets aux effets obtenus en statique.

Le tableau ci-après représente la répartition en pourcentage des effectifs totaux (garçon+filles) en fonction des deux cas de figures (OUI et NON), de la condition visuelle (YO et YF) et en fonction du mobilier scolaire utilisé (mobilier scolaire conventionnel, mobilier scolaire ergonomique) et ceci pour les paramètres surface en condition statique, dynamique AP et dynamique ML.

PARAMETRE	SURFACE					
GROUPE	TEMOIN					
CONDITION VISUELLE	YO			YF		
CONDITION D' EQUILIBRE	STATIQUE	DYNAMIQUE AP	DYNAMIQUE ML	STATIQUE	DYNAMIQUE AP	DYNAMIQUE ML
OUI	90	80	58,5	95	71	71
NON	10	20	41,5	5	29	29

PARAMETRE	SURFACE					
GROUPE	ERGONOMIQUE					
CONDITION VISUELLE	YO			YF		
CONDITION D' EQUILIBRE	STATIQUE	DYNAMIQUE AP	DYNAMIQUE ML	STATIQUE	DYNAMIQUE AP	DYNAMIQUE ML
OUI	80	74	75,5	67	67	67
NON	20	26	24,5	33	33	33

Tab. 26 : pourcentage des effectifs totaux (garçon+filles) en fonction des deux cas de figures : oui et non pour le paramètre surface des oscillations posturales, de la condition visuelle (YO et YF), de l'appartenance au groupe (témoin ou mobilier ergonomique) et de la condition d'équilibration (statique, dynamique AP et dynamique ML).

A partir de ce tableau, des histogrammes ont été réalisés en faisant figurer par des étoiles le niveau de significativités des différences observées (Chi2). Par soucis de simplification du graphique nous n'avons reporté que les significativités correspondantes aux conditions dynamiques en comparant les réponses OUI et les réponses NON. En effet, si l'on étudie la dissociation, dans le groupe OUI, des effets synchrones, en décalage de un ou de deux ans, les résultats obtenus permettent, globalement de tirer les mêmes conclusions qu'en condition d'équilibration statique.

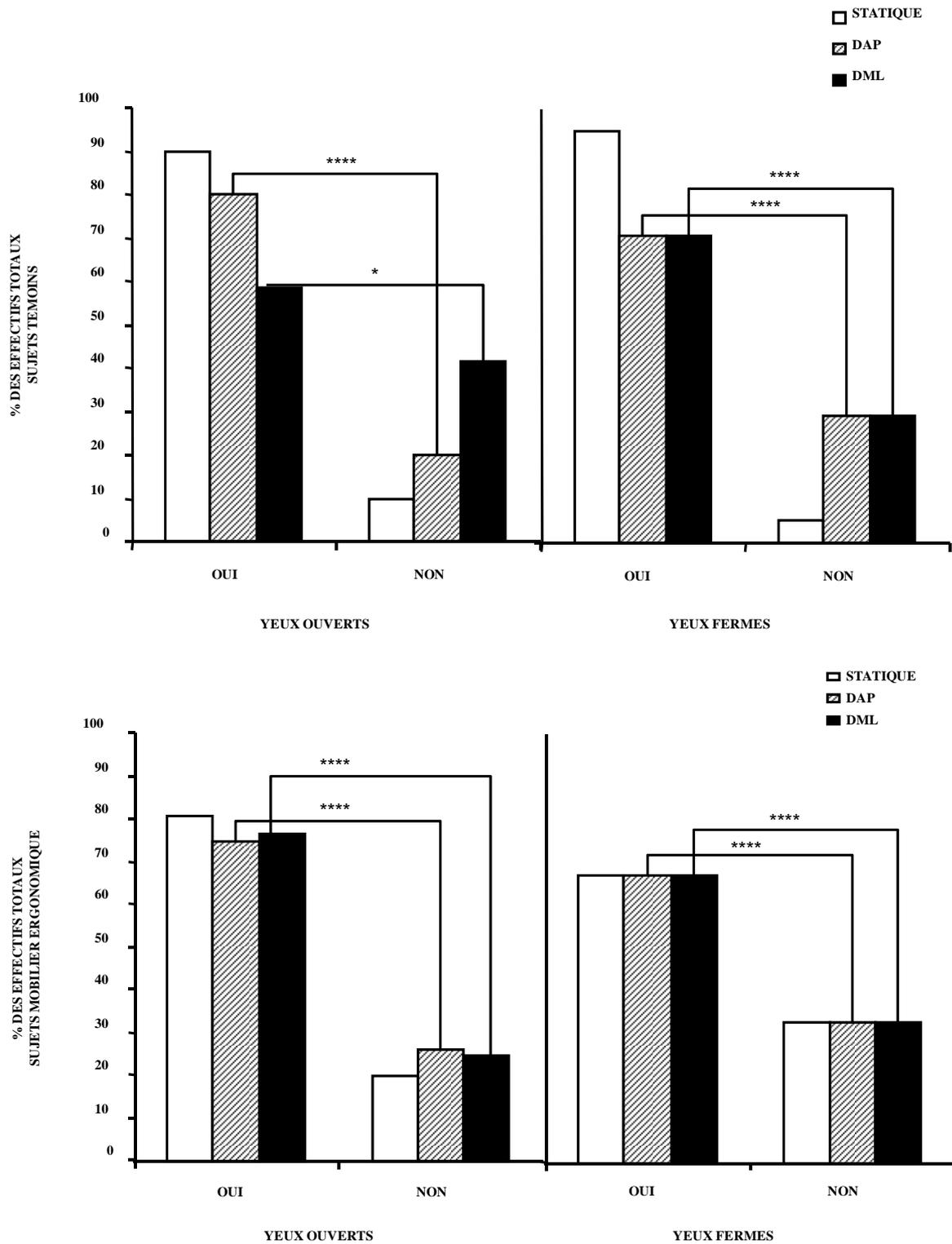


Fig. 58 : Histogramme de répartition des effectifs totaux (%) pour le paramètre surface, en fonction de deux cas de figures : oui et non, de la condition visuelle (YO, YF) et de l'appartenance au groupe témoin (figure du haut) ou au groupe mobilier ergonomique (figure du bas) et de la condition d'équilibration (statique, dynamique AP et ML).

Les résultats que nous obtenons dans cette étude sont:

- un nombre de réponses non, en dynamique, quel que soit le sens et quel que soit le mobilier, supérieur à ce qui avait été observé en statique. Cela signifie que l'effet de la poussée pubertaire sur la dégradation des performances dynamiques touche un pourcentage d'effectif moindre par rapport à ce qui avait été observé en statique. La poussée pubertaire semble donc moins altérer le contrôle moteur dynamique par rapport au contrôle moteur statique.
- par rapport au mobilier conventionnel, le mobilier ergonomique semble donc avoir moins d'effets protecteurs de la dégradation des performances posturales. Comme les effets en dynamique de la poussée pubertaire touchent moins de sujets, il n'est pas étonnant d'observer que l'effet protecteur du mobilier ergonomique est moins net en dynamique qu'en statique et ce aussi bien YO que YF. Comme cet effet est moins important, nous ne détaillerons pas, comme nous l'avons fait en condition orthostatique, les différences filles garçons et les corrélations dans le temps (synchrone, en décalage d'un ou de deux ans).

En résumé, on peut donc dire que la poussée pubertaire touche un effectif moindre d'élèves dans leurs performances dynamiques que dans leurs performances statiques. Le mobilier ergonomique a, de ce fait, un effet protecteur moindre dans le contrôle moteur dynamique.

I.3. Prévalence du mal de dos et rôle du mobilier ergonomique :

Le questionnaire distribué à la fin du protocole, posant la question « avez-vous eu mal au dos ? » avec comme items de réponse : jamais, un peu, moyennement, beaucoup.

Cette étude a permis d'établir la prévalence du mal de dos dans les deux populations : mobilier conventionnel (groupe témoin), mobilier ergonomique (groupe mobilier). Les pourcentages des items dans chaque groupe ont été inscrits dans le tableau 27 et exprimés dans l'histogramme Fig 59.

GROUPES	GROUPES	GROUPES
IMPORTANCE	TEMOIN (%)	MOBILIER (%)
	CONVENTIONNEL	MOBILIER ERGONOMIQUE
JAMAIS	24	43,4
PEU	44	32,6
MOYENNEMENT	28	22
BEAUCOUP	4	2,2

Tab. 27 : Prévalence (% de l'effectif total) du mal de dos dans les deux groupes (témoin, mobilier).

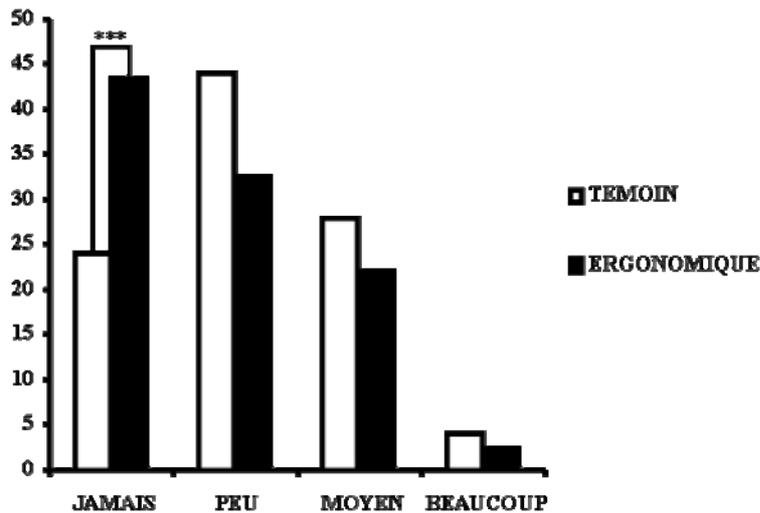


Fig. 59 : Prévalence (% de l'effectif total) du mal de dos dans les deux groupes (témoin, mobilier).

Les résultats obtenus à l'issue de cette enquête montrent que la prévalence des maux de dos pour les élèves appartenant au groupe témoin est plus importante que pour les élèves travaillant sur mobilier ergonomique. Ainsi, à la question « avez-vous eu mal au dos ? », la réponse « jamais » est significativement quasiment le double dans le groupe mobilier que ce pourcentage de réponse dans le groupe témoin.

II. UTILISATION D'UN ALIEMENT LONGUE DUREE EN POSITION ANTIORTHOSTATIQUE COMME MOYEN DE MODIFIER L'INCIDENCE DE L'ANGLE DU VECTEUR GRAVITATIONNEL AVEC LE GRAND AXE DU CORPS :

Intéressés depuis de nombreuses années par les conséquences d'une modification de l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel par rapport au grand axe du corps sur le contrôle moteur postural, nous avons eu l'opportunité de participer à une étude d'alitement anti-orthostatique de longue durée encore appelé « head down bed-rest ». Le sujet est alité pendant une longue période pouvant aller jusqu'à quelques mois. Il doit toujours avoir au moins une épaule en contact avec le plan du lit quelle que soit sa situation de vie et a le grand axe de son corps en permanence à -6° par rapport à l'horizontale et par conséquent, à 96° la tête en bas par rapport au vecteur gravitationnel.

Cette situation est couramment utilisée par les chercheurs qui s'intéressent à la physiologie spatiale comme un moyen de reproduire, sur terre, certains effets sur l'organisme, de la microgravité. D'un point de vue conceptuel, cette situation est intéressante à plusieurs niveaux, sur les recherches concernant le contrôle moteur postural qui intéressent notre équipe :

1°) cette étude prolonge, à plusieurs semaines voire mois, les 8 heures quotidiennes en moyenne d'une durée couchée d'un individu. Ceci pérennise sur plusieurs mois une situation où le grand axe du corps est à 90° ou plus du vecteur gravitationnel et donc la manière dont est perçue la gravité via les différents canaux sensoriels est de ce fait modifiée par rapport à la vie normale. Cette étude a des répercussions immédiates d'un point de vue médical puisque de nombreux patients sont condamnés à rester au lit en position couchée pendant de longues durées.

2°) le décubitus antiorthostatique à -6° renforce les effets délétères de l'alitement en modifiant nettement, par rapport à l'alitement, la répartition des masses liquidiennes et les référentiels de nombreux canaux sensoriels comme le système vestibulaire ou les informations myo-articulaires et cutanée venant des pressocapteurs de la sole plantaire.

3°) dans cette étude nous avons tenté d'apprécier certains moyens prophylactiques destinés à lutter contre les effets délétères de l'alitement de longue durée. Ces moyens, certes proposés avant tout pour lutter contre les problèmes rencontrés lors des vols spatiaux de longue durée (fonte musculaire, fragilisation de l'os, troubles cardio-vasculaires), devraient avoir des retentissements pratiques sur la pratique médicale courante et quotidienne dans la prévention des problèmes liés à l'alitement de longue durée.

4°) cette étude a porté sur des femmes parce que la plupart des « bed-rest » réalisés à ce jour ont porté sur des hommes et que, du point de vue spatial, les équipages seront constitués de plus en plus de femmes. Du point de vue médical, cette étude se justifie également car les femmes ne sont pas plus épargnées que les hommes des alitements longues durées et subissent même plus les effets de l'ostéoporose à la suite de la ménopause.

II.1. Evolution des performances d'équilibration en condition orthostatique des volontaires ayant participés au « bed-rest ».

II.1.1. Surface du statokinésigramme :

Le tableau et la figure ci après représentent les résultats du paramètre surface du statokinésigramme (mm²) mesuré dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, RO, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre, il n'y a pas d'effet groupe significatif ce qui montre qu'il n'y a pas de différences dans les performances posturales entre les groupes. On observe par contre deux effets significatifs et une interaction:

- Effet « vision » : $F=7.9$; $p<0.05$, qui montre que les performances posturales exprimées par la surface des oscillations sont meilleures les yeux ouverts que les yeux fermés. Cette visuo-dépendance des sujets dans le contrôle postural se retrouvera systématique quel que soit le paramètre étudié ; l'ancrage visuel permet d'améliorer nettement le contrôle moteur postural.

- Effet « période » : $F= 12.8$; $p<0.001$ qui montre que l'alitement prolongé dégrade de manière importante les performances posturales dans la mesure où ce paramètre augmente significativement à R0. L'analyse post-hoc des résultats montre que cette altération des performances perdure tout en s'atténuant jusqu'à R+10.

- Une interaction « période*vision » : $F=3.7$; $p<0.01$. L'interaction « période*vision » met en évidence que le « bed-rest » implique une dégradation des performances posturales et ce d'autant plus à la fermeture des yeux.

		SURFACE CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																	
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION						
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	
YO	93,53	149,32	254,31	137,04	138,06	199,88	104,18	80,19	230,00	153,87	114,80	122,05	131,36	145,24	185,16	138,15	185,24	177,37	
	+/- 38,70	+/- 85,47	+/- 156,28	+/- 78,77	+/- 85,39	+/- 101,64	+/- 55,85	+/- 30,92	+/- 101,58	+/- 65,61	+/- 35,54	+/- 60,23	+/- 52,41	+/- 45,65	+/- 48,76	+/- 61,31	+/- 51,22	+/- 60,51	
YF	145,73	201,40	266,61	211,60	174,57	219,86	96,85	86,68	429,97	223,63	130,94	175,51	117,44	161,06	349,36	247,55	225,53	200,50	
	+/- 119,16	+/- 212,73	+/- 149,41	+/- 154,63	+/- 143,02	+/- 215,86	+/- 51,25	+/- 31,62	+/- 415,36	+/- 131,28	+/- 59,88	+/- 79,49	+/- 43,91	+/- 86,71	+/- 155,00	+/- 97,91	+/- 108,47	+/- 80,63	

Tab. 28 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de la surface (mm²; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

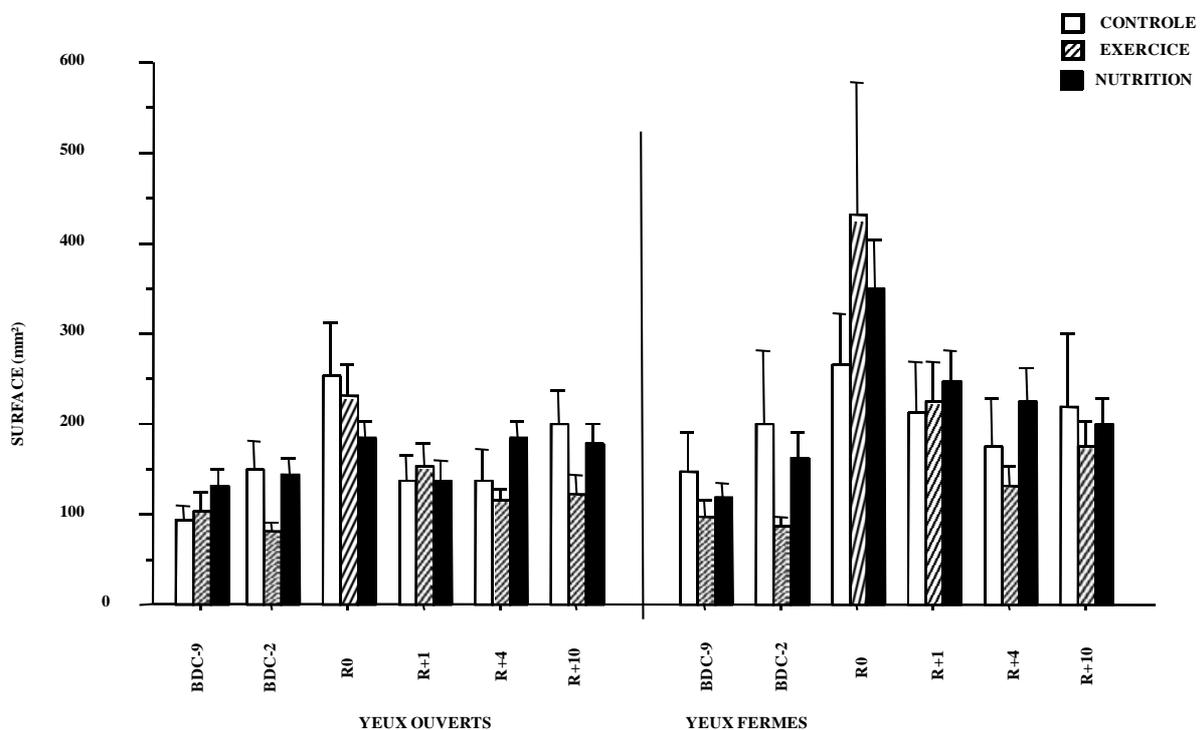


Fig. 60 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de la surface (mm²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

II.1.2. Longueur du statokinésigramme :

Le tableau et la figure ci après représentent les résultats du paramètre longueur du statokinésigramme (mm) mesuré dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre d'équilibration orthostatique nous retrouvons :

- un effet « vision » : $F=86.33$; $p<0.001$,
- effet « période » : $F= 16.58$; $p<0.001$,
- une interaction « vision*groupe » à la limite de la significativité : $F= 3.38$; $p=0.054$,
- une interaction « période*vision » : $F=8.88$; $p<0.001$
- une interaction « période*vision*groupe » : $F=2.18$; $p<0.05$.

		LONGUEUR CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																	
G		TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P		BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO		411,19 +/- 126,18	476,89 +/- 235,35	700,90 +/- 277,97	644,27 +/- 286,17	522,39 +/- 170,04	449,07 +/- 93,24	327,53 +/- 75,38	306,59 +/- 52,89	604,71 +/- 250,78	632,49 +/- 414,07	386,25 +/- 49,64	374,13 +/- 60,88	439,71 +/- 96,38	417,01 +/- 91,06	564,14 +/- 96,89	565,36 +/- 113,50	634,16 +/- 163,96	477,20 +/- 82,67
YF		477,19 +/- 170,76	749,51 +/- 467,41	855,81 +/- 373,42	962,11 +/- 440,17	722,31 +/- 312,96	656,23 +/- 207,31	392,66 +/- 59,80	426,74 +/- 102,29	884,79 +/- 390,20	851,71 +/- 414,71	534,79 +/- 108,10	529,00 +/- 79,47	588,46 +/- 163,28	634,28 +/- 148,22	1022,01 +/- 206,94	987,88 +/- 226,75	994,64 +/- 310,37	739,84 +/- 91,95

Tab. 29 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de la longueur (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

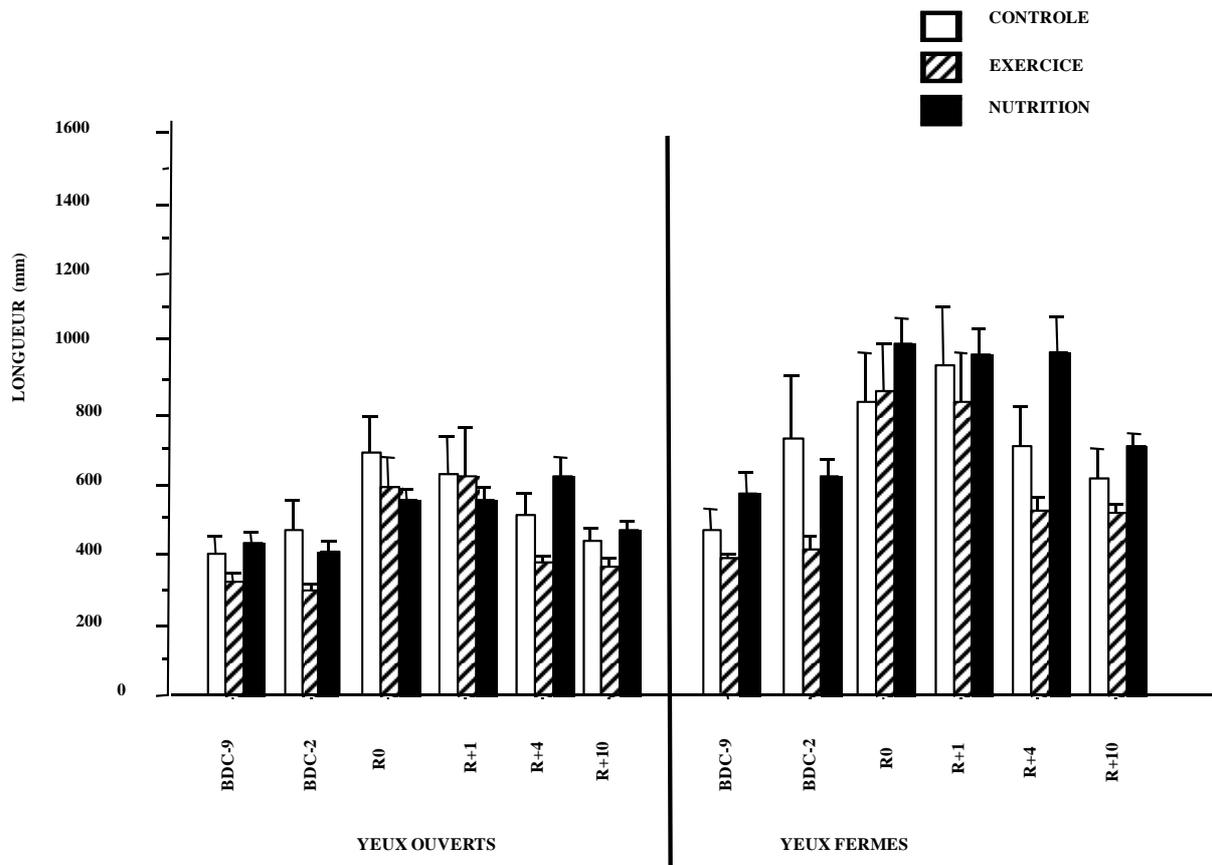


Fig. 61 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de la longueur (mm) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre, l'effet « période » montre, comme pour le paramètre précédent, une dégradation des performances d'équilibration provoquée par l'alitement prolongé. En effet, c'est à R0 que les performances posturales sont les plus dégradées et ce quel que soit le groupe. L'interaction « période*vision*groupe » englobant les interactions « vision*groupe » et « période*vision » montre une altération des performances posturales à la fermeture des yeux et ce d'autant plus le jour du lever pour tous les groupes avec la même intensité. Ceci dit, la récupération et le retour au niveau initial des performances (avant alitement) est plus rapide pour le groupe exercice que pour les deux autres groupes.

II.1.3. Analyse spectrale du stabilogramme en X.

II.1.3.1. Energie spectrale des bandes de basses (0-0.5Hz) et moyennes (0.5-2Hz) fréquences et énergie spectrale totale :

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale (V^2) du stabilogramme en X (Energie spectrale de la bande de basse (0-0.5Hz), moyenne (0.5-2Hz) fréquences et énergie spectrale totale). Cette analyse a été faite en mesurant l'énergie spectrale totale et en exprimant la part, en pourcentages, de cette énergie spectrale totale en 3 bandes de fréquences. Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, RO, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale totale en X, nous avons relevé les effets et interactions significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=17.9$; $p<0.001$,
- Un effet « période » : $F=15.4$; $p<0.001$,
- Une interaction « période*groupe » : $F=2.5$; $p<0.05$,
- Une interaction « période*vision » : $F=4.9$; $p<0.001$.

ENERGIE SPECTRALE TOTALE EN X CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	11,90 +/- 3,81	17,53 +/- 11,89	21,32 +/- 7,64	15,74 +/- 7,46	15,09 +/- 6,72	15,03 +/- 5,03	11,32 +/- 4,29	9,67 +/- 2,19	20,07 +/- 6,55	15,88 +/- 8,34	12,19 +/- 2,69	13,68 +/- 4,08	13,56 +/- 2,33	14,13 +/- 3,89	20,34 +/- 4,52	18,46 +/- 4,17	21,55 +/- 5,46	15,84 +/- 2,74
YF	12,44 +/- 4,48	22,62 +/- 19,75	23,22 +/- 10,21	21,35 +/- 10,18	17,30 +/- 9,56	17,17 +/- 11,30	11,16 +/- 3,56	10,44 +/- 2,83	28,88 +/- 15,61	21,34 +/- 9,68	14,01 +/- 4,24	17,71 +/- 6,91	13,70 +/- 4,60	14,80 +/- 3,76	28,88 +/- 8,43	24,15 +/- 5,35	24,07 +/- 7,08	18,42 +/- 4,71

Tab. 30 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale totale en X (V² ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

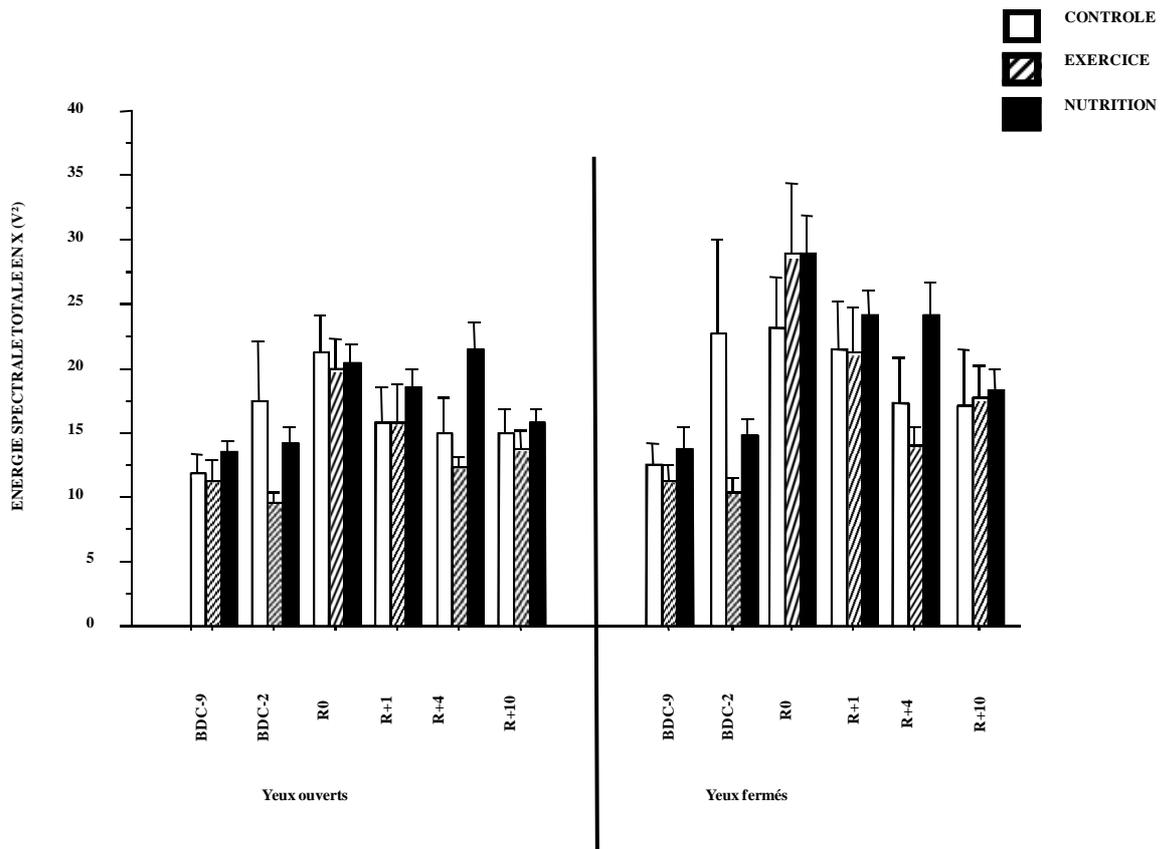


Fig. 62 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale totale en X (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de basses fréquences (0-0.5Hz), nous avons relevé les effets et interactions significatifs suivants :

- Un effet « vision » : F=5.5 ; p<0.05,
- Un effet « période » : F=17.4 ; p<0.001,
- Une interaction « période*groupe » : F=2.2 ; p<0.05,

- Une interaction « période*vision » : $F=2,9$; $p<0,05$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE BASSES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	5,67	8,47	11,04	7,09	6,86	8,90	6,21	5,55	11,40	8,17	6,54	8,36	6,91	7,88	11,65	9,66	11,79	9,13
	+/- 1,85	+/- 5,79	+/- 3,84	+/- 3,28	+/- 2,72	+/- 3,66	+/- 2,48	+/- 1,86	+/- 4,07	+/- 4,39	+/- 1,81	+/- 2,68	+/- 1,23	+/- 2,47	+/- 3,67	+/- 2,17	+/- 3,22	+/- 2,65
YF	6,56	9,89	11,06	9,73	8,28	9,20	5,86	5,69	15,90	10,67	7,47	9,90	6,53	7,42	15,40	11,95	11,41	9,42
	+/- 2,88	+/- 8,05	+/- 4,87	+/- 4,28	+/- 4,99	+/- 7,02	+/- 3,02	+/- 2,58	+/- 9,07	+/- 4,98	+/- 2,69	+/- 4,48	+/- 2,57	+/- 2,92	+/- 4,46	+/- 4,23	+/- 3,42	+/- 3,13

Tab. 31 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en X, bandes de basse fréquence (V² ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

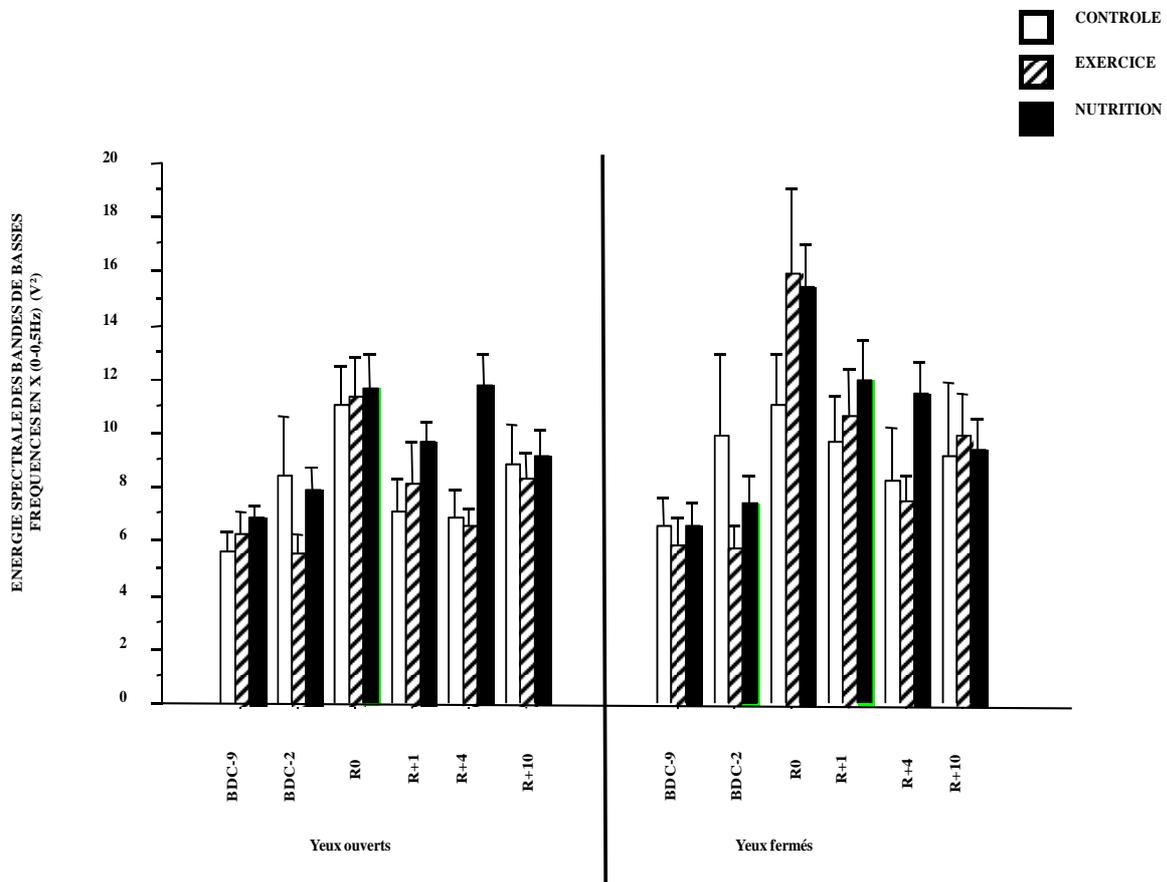


Fig. 63 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en X, bandes de basse fréquence (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de fréquences intermédiaires (0.5-2Hz), nous avons relevé les effets et interactions significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=37.5$; $p<0.001$,
- Un effet « période » : $F=8.1$; $p<0.001$,
- Une interaction « période*groupe » : $F=2.4$; $p<0.05$,
- Une interaction « période*vision » : $F=4.7$; $p<0.001$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE FREQUENCES INTERMEDIAIRES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	4,24 +/- 1,91	5,88 +/- 4,25	6,00 +/- 3,13	5,42 +/- 3,23	5,08 +/- 3,08	3,84 +/- 1,26	3,50 +/- 1,64	2,73 +/- 0,86	5,70 +/- 2,18	4,85 +/- 2,17	3,65 +/- 1,03	3,44 +/- 1,37	4,49 +/- 1,69	4,11 +/- 1,21	5,39 +/- 1,47	5,73 +/- 1,96	6,11 +/- 2,16	4,07 +/- 0,94
YF	3,84 +/- 1,17	8,40 +/- 8,19	7,66 +/- 3,93	7,15 +/- 4,13	5,29 +/- 2,76	5,23 +/- 3,58	3,65 +/- 1,33	3,11 +/- 0,88	9,26 +/- 5,55	7,25 +/- 3,53	4,19 +/- 1,49	5,42 +/- 2,48	4,72 +/- 2,19	4,95 +/- 1,09	8,07 +/- 2,46	7,56 +/- 2,19	7,60 +/- 2,46	5,76 +/- 1,40

Tab. 32 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en X (bandes de fréquences intermédiaires (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

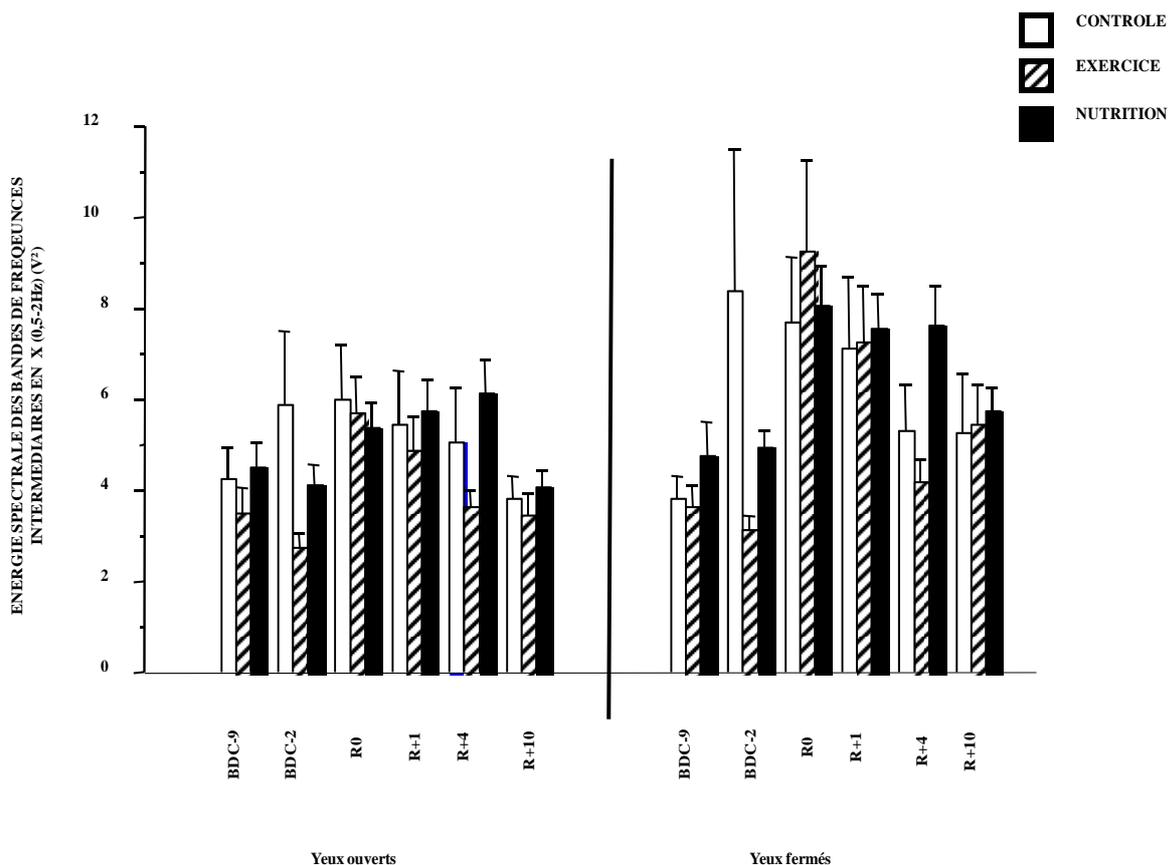


Fig. 64 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en X (bandes de fréquence intermédiaires (V^2)) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Nous rappelons que, l'énergie spectrale totale en X est corrélée avec l'amplitude et la fréquence des oscillations posturales qui sont liées à l'efficacité du contrôle postural statique. La part de cette énergie spectrale qui se répartit dans les bandes des basses fréquences, rendant plutôt compte de la régulation à point de départ visuo-vestibulaires alors que la part de cette énergie spectrale se répartissant dans les bandes des moyennes fréquences est plutôt le reflet de la régulation à point de départ proprioceptive musculo-articulaire et cutanée consciente ou inconsciente (cervelet). Les résultats montrent une dégradation des performances avec le « bed-rest ». En effet, c'est à R0 que l'énergie est la plus élevée quelle que soit la bande de fréquence étudiée signant donc un sur-contrôle (donc une certaine inefficacité de ce contrôle) dans les boucles de régulation utilisant ces bandes de fréquences là. Ces performances d'équilibration sont altérées jusqu'à R+10 pour les bandes de basses fréquences alors que concernant l'énergie spectrale totale et les bandes de fréquences intermédiaires l'altération perdure jusqu'à R+4 tout en s'atténuant avec un retour effectif à leur valeur initiale à R+10.

L'interaction « période*vision » met en évidence une augmentation de l'énergie spectrale dans ces bandes de fréquence due à l'alitement prolongé (à R0) et ce d'autant plus que les yeux sont fermés ; augmentation qui perdure tout en s'atténuant jusqu'à R+4.

L'interaction « période*groupe » montre que le bed-rest dégrade les stratégies utilisées dans l'équilibration orthostatique, pour tous les groupes, mais que la récupération du niveau initial de performances est plus rapide pour le groupe exercice que pour le groupe témoin et nutrition.

II.1.3.2. Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz) :

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V^2). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, RO, R+1, R+4, R+10 (voir pages 70 et 71) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de haute fréquence (2-maxHz) en X, nous avons relevé les effets et interactions significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=26.4$; $p<0.001$,
- Un effet « période » : $F=12.6$; $p<0.001$,
- Une interaction « période*vision » : $F=4.9$; $p<0.001$,

- Une interaction « période*vision*groupe » : $F=2.8$; $p<0.01$.

		ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	2,00 +/- 0,49	3,18 +/- 2,25	4,28 +/- 1,99	3,23 +/- 1,33	3,15 +/- 1,24	2,28 +/- 0,61	1,61 +/- 0,59	1,39 +/- 0,30	2,97 +/- 1,52	2,86 +/- 2,24	2,00 +/- 0,43	1,88 +/- 0,56	2,16 +/- 0,26	2,14 +/- 0,41	3,30 +/- 0,89	3,07 +/- 0,62	3,65 +/- 1,03	2,63 +/- 0,56
YF	2,04 +/- 0,56	4,32 +/- 3,62	4,51 +/- 2,22	4,46 +/- 2,66	3,73 +/- 2,28	2,74 +/- 1,18	1,65 +/- 0,38	1,64 +/- 0,27	3,72 +/- 1,80	3,43 +/- 1,80	2,35 +/- 0,65	2,38 +/- 0,68	2,45 +/- 0,46	2,43 +/- 0,32	5,42 +/- 2,28	4,63 +/- 1,09	5,06 +/- 2,26	3,24 +/- 0,93

Tab. 33 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en X (bandes de hautes fréquences (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

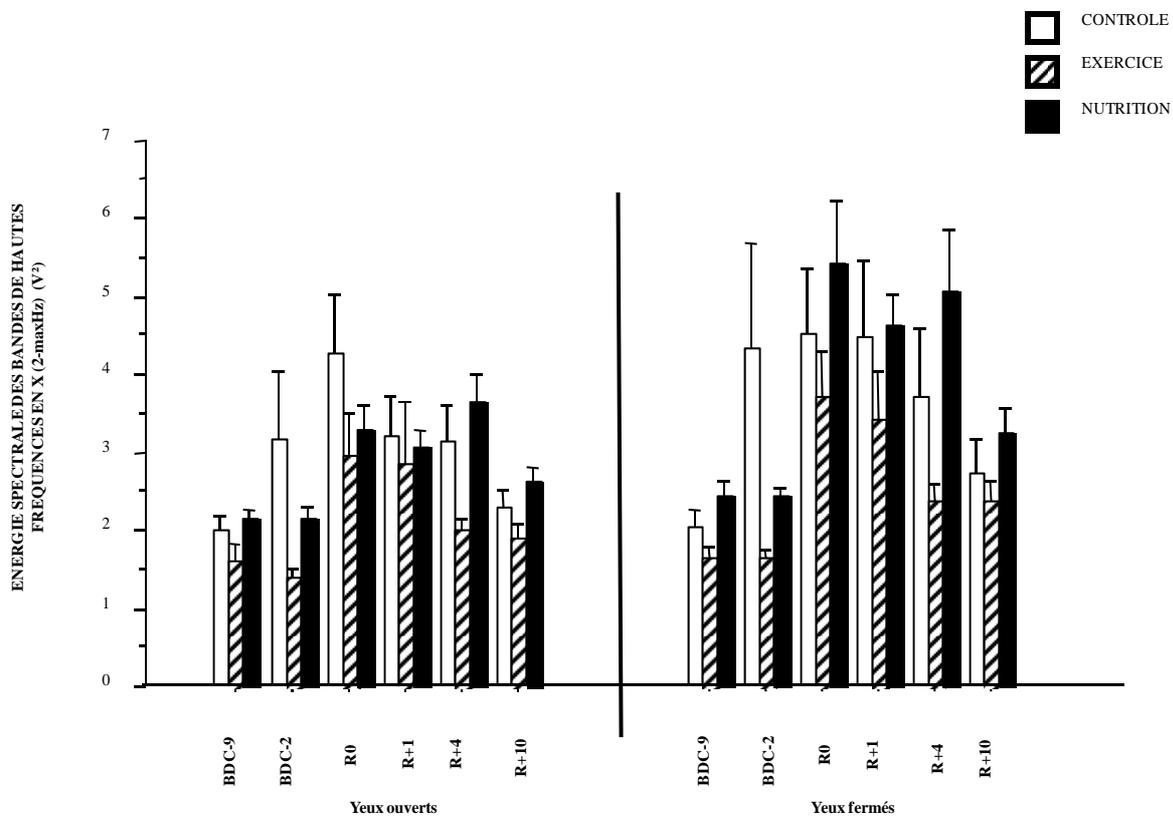


Fig. 65 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en X (bandes de haute fréquence (V^2) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences, qui rendent compte de la participation des boucles courtes, myotatiques, l'effet « période » et l'interaction « période*vision » nous permettent de tirer les mêmes conclusions que pour les bandes de basses et de moyennes fréquences : le « bed-rest » altère les performances posturales (effet « période ») et ce surtout à la fermeture des yeux (interaction « période*vision »).

L'interaction « période*vision *groupe » met en évidence que cette altération des performances due au « bed-rest », est encore plus accentuée par la fermeture des yeux et touche tous les groupes de la même manière à R0. Par contre, la récupération des performances initiales c'est-à-dire d'avant l'alitement est plus rapide pour le groupe exercice et ce surtout les yeux fermés.

II.1.4 Analyse spectrale du stabilogramme en Y : énergie spectrale totale et énergie spectrale des bandes de basses fréquences (0-0.5Hz) :

L'analyse spectrale du stabilogramme en Y, qui rend compte de la régulation des oscillations posturales dans le plan AP, montre qu'il existe, pour l'énergie totale en Y un effet « période », un effet « vision » et une interaction « période*vision ». Il n'y a pas d'interaction « période*groupe » ni d'effet « groupe ». On relève les mêmes effets et interaction pour les bandes de basses fréquences.

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale du stabilogramme en Y (Energie spectrale totale et énergie spectrale des bandes de basses fréquences ; V²). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale totale en Y, nous avons relevé les effets et interactions significatifs suivants :

- Un effet « vision » : F=59.6 ; p<0.001,
- Un effet « période » : F=18.4 ; p<0.001,
- Une interaction « période*vision » : F=7.4 ; p<0.001.

		ENERGIE SPECTRALE TOTALE EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																	
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION						
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	
YO	18,14 +/- 3,67	21,24 +/- 6,54	27,21 +/- 9,15	23,34 +/- 7,38	21,26 +/- 5,29	22,14 +/- 7,74	16,25 +/- 2,60	15,11 +/- 3,71	22,79 +/- 4,38	21,20 +/- 6,61	20,42 +/- 2,84	16,19 +/- 2,34	19,89 +/- 4,85	19,75 +/- 6,89	22,52 +/- 3,79	21,19 +/- 4,54	26,53 +/- 5,82	22,60 +/- 3,85	
YF	23,07 +/- 9,38	22,90 +/- 10,21	34,28 +/- 9,96	31,74 +/- 11,22	28,24 +/- 8,82	24,10 +/- 7,92	21,06 +/- 6,27	19,47 +/- 4,09	34,07 +/- 9,99	31,61 +/- 9,91	24,00 +/- 5,28	22,80 +/- 3,88	25,23 +/- 8,09	27,16 +/- 7,77	40,45 +/- 13,13	38,48 +/- 9,19	35,35 +/- 9,10	30,16 +/- 5,34	

Tab. 34 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale totale en Y (V² ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

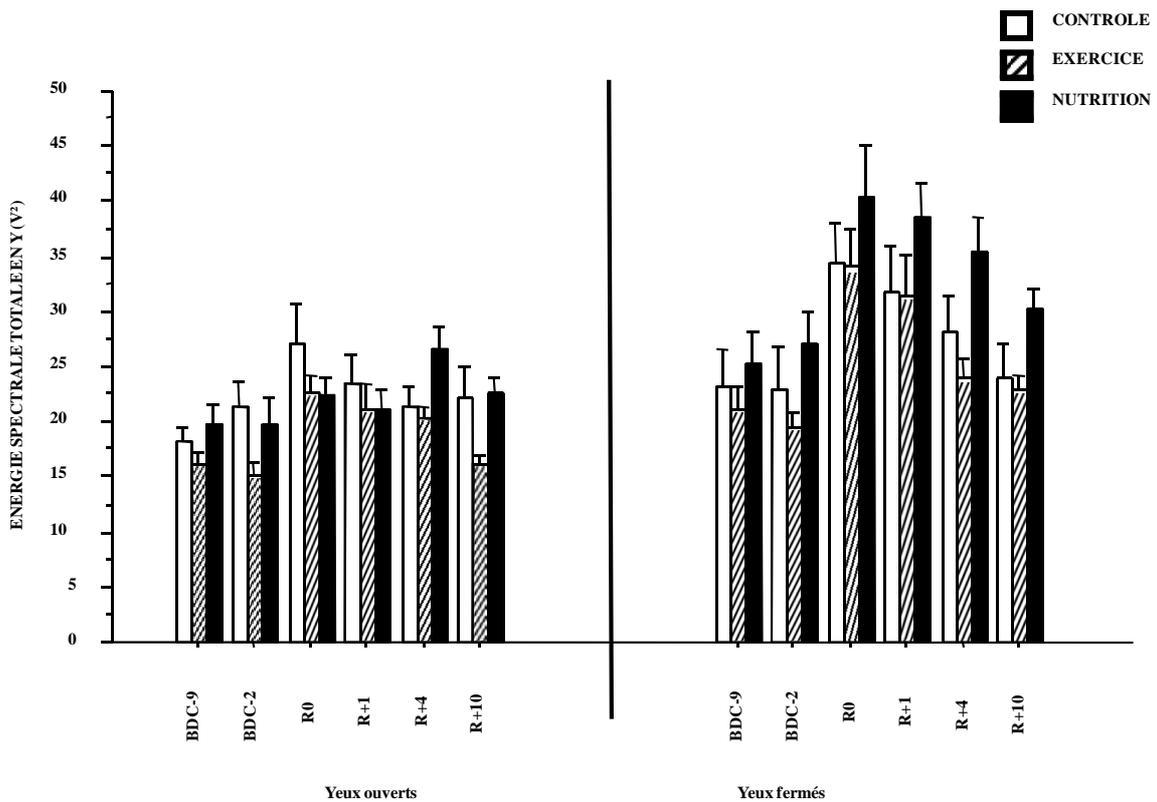


Fig. 66 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale totale en Y (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de basses fréquences (0-0.5Hz), nous avons relevé les effets et interactions significatifs suivants :

- Un effet « vision » : F=27.3 ; p<0.001,
- Un effet « période » : F=7.9 ; p<0.001,
- Une interaction « période*vision » : F=3.5 ; p<0.01.

		ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE BASSES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION STATIQUE																	
G		TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P		BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO		10,78	12,27	15,88	12,34	11,59	12,91	10,10	9,53	12,99	10,91	12,52	8,97	11,63	11,11	12,29	10,09	13,72	12,30
	+/-	2,00	4,59	5,85	4,28	2,56	6,02	2,24	2,65	2,91	3,00	2,09	1,74	4,72	4,78	3,08	3,02	4,51	2,54
YF		12,85	11,06	17,28	14,20	13,74	12,30	12,69	10,95	19,68	15,48	13,28	12,52	13,41	13,30	17,81	16,23	14,51	14,50
	+/-	5,31	3,64	4,60	4,54	3,89	4,62	4,26	2,08	7,05	5,53	3,50	3,07	5,00	3,84	7,38	3,62	5,58	3,97

Tab. 35 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en Y bandes de basse fréquence (V²; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

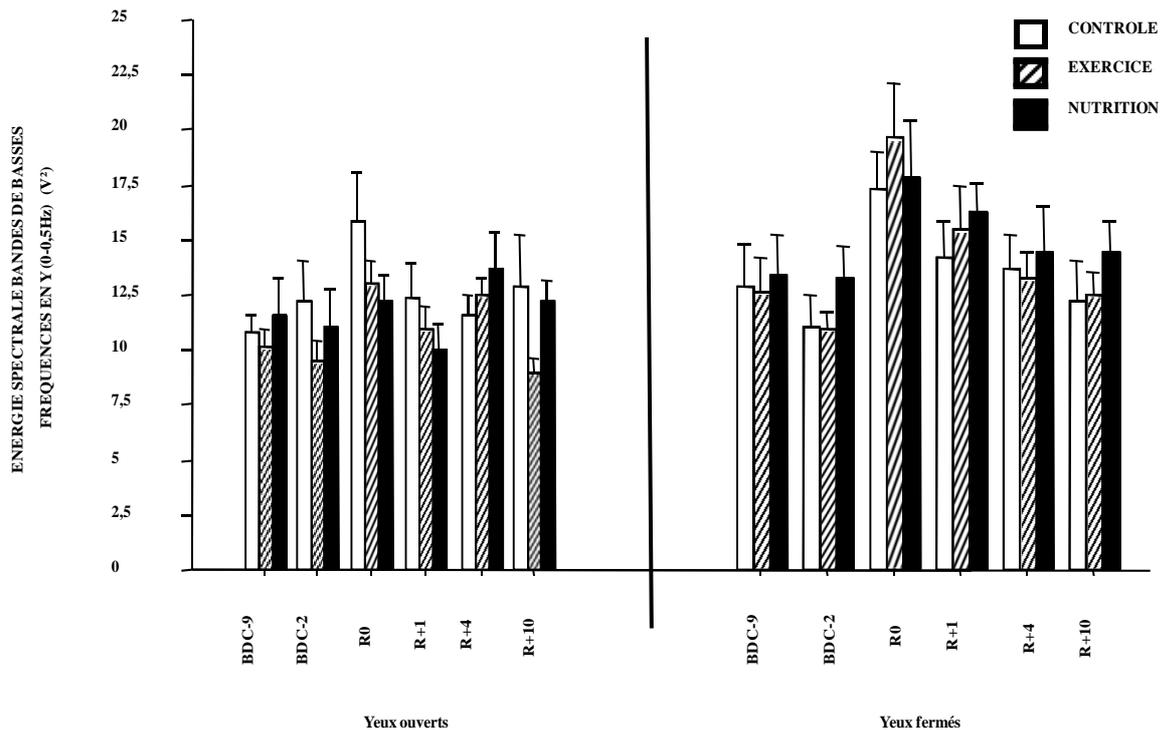


Fig. 67 : Condition d'équilibration orthostatique : Evolution de l'énergie spectrale en Y bandes de basse fréquence (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

L'effet « période » pour ces deux paramètres montre une sur-utilisation des boucles de régulation (énergie spectrale totale) avec surtout une sur-utilisation des boucles de régulation à point de départ visuel ou vestibulaire (bandes de fréquences basses) le jour du levé (R0). Ce sur-contrôle perdure tout en s'atténuant jusqu'à R+4 et a disparu à R+10.

De plus, cette dégradation est d'autant plus élevée à la fermeture des yeux et ceci de manière indifférenciée pour tous les groupes (interaction « période*vision » significative).

II.2. Evolution des performances d'équilibration dynamique dans le sens antero-postérieur des volontaires au « bed-rest ».

II.2.1. Surface du dynamogramme :

Le tableau et la figure ci après représentent les résultats du paramètre surface du dynamogramme (mm²) mesuré dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre, nous avons deux effets et une interaction significatifs à savoir :

- Un effet « vision » : $F=39.7$; $p<0.001$
- Un effet « période » $F=6.2$; $p<0.001$

- Une interaction « période*vision » : $F=4.3$; $p<0.01$.

		SURFACE CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																	
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION						
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	
YO	239,78 +/- 58,88	287,38 +/- 141,21	306,33 +/- 297,37	151,29 +/- 62,36	129,30 +/- 61,45	194,32 +/- 77,13	289,95 +/- 254,40	179,39 +/- 77,69	238,59 +/- 90,85	198,20 +/- 63,93	207,64 +/- 72,97	241,06 +/- 101,60	251,73 +/- 105,22	192,47 +/- 87,59	292,03 +/- 65,29	185,25 +/- 62,98	191,86 +/- 33,18	203,23 +/- 94,33	
YF	714,00 +/- 425,00	1281,5 4 +/- 857,88	1495,7 0 +/- 1309,8 0	771,97 +/- 763,01	710,75 +/- 561,01	617,44 +/- 472,21	710,26 +/- 257,48	636,60 +/- 244,83	1160,6 0 +/- 814,84	657,26 +/- 458,02	542,69 +/- 392,41	546,19 +/- 386,37	993,96 +/- 297,38	698,50 +/- 403,60	1245,7 4 +/- 904,25	1039,2 3 +/- 909,26	927,03 +/- 614,90	742,39 +/- 381,50	

Tab. 36 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur : Evolution de la surface (mm² ; valeur moyenne +/- déviation standard) du dynamogramme en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

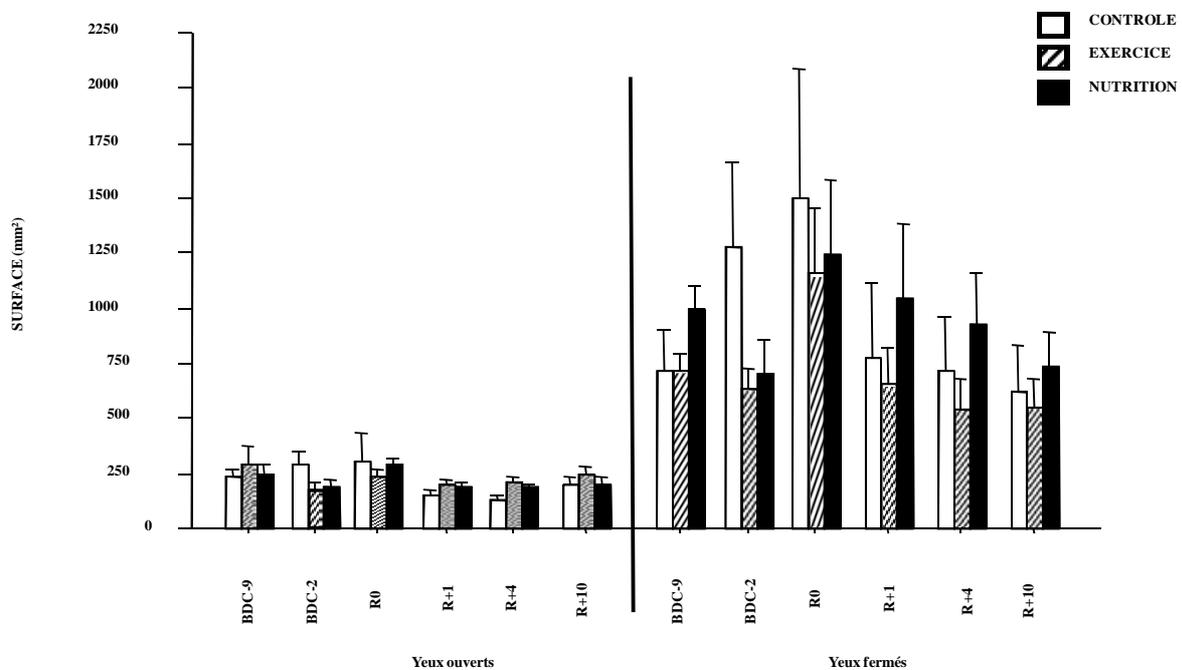


Fig. 68 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur : Evolution de la surface (mm² ; valeurs moyennes +/- déviations standard) du dynamogramme en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant la surface du dynamogramme et l'effet « vision », on remarque, comme en condition statique, la grande visuo-dépendance (importance de l'ancrage visuel pour s'équilibrer de manière efficace) des personnes étudiées dans la mesure où il y a une dégradation du contrôle moteur dynamique à la fermeture des yeux. On retrouvera, pour l'ensemble des paramètres étudiés en condition dynamique, cet effet vision très prononcé.

L'effet « période » significatif met en évidence la dégradation des performances posturales le jour du lever (R0); l'interaction « période*vision » montrant que cette dégradation du contrôle moteur en condition dynamique après alitement est exacerbée par la fermeture des yeux. Cette dégradation perdure tout en s'atténuant jusqu'à R+4; à R+10, les valeurs du paramètre étudié sont conforme aux valeurs enregistrées avant le bed-rest.

II.2.2. Longueur du dynamogramme :

Le tableau et la figure ci après représentent les résultats du paramètre longueur du dynamogramme (mm) mesuré dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour le paramètre longueur du dynamogramme, nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=66.5$; $p<0.001$
- Un effet « période » : $F=7.7$; $p<0.001$.

		LONGUEUR CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	389,86 +/- 68,43	360,66 +/- 142,35	752,28 +/- 749,95	372,06 +/- 117,98	324,26 +/- 108,31	315,54 +/- 42,44	349,44 +/- 82,48	295,08 +/- 68,06	448,05 +/- 196,99	463,91 +/- 386,96	337,85 +/- 32,81	332,70 +/- 78,41	399,64 +/- 83,27	376,44 +/- 96,60	567,49 +/- 228,02	458,37 +/- 118,20	466,91 +/- 172,31	394,30 +/- 176,63
YF	764,28 +/- 183,75	911,42 +/- 206,70	1275,8 8 +/- 689,31	804,86 +/- 466,07	772,94 +/- 330,55	737,68 +/- 361,96	761,28 +/- 170,44	685,48 +/- 199,67	920,75 +/- 295,54	695,65 +/- 224,05	641,40 +/- 188,59	587,65 +/- 133,92	905,74 +/- 197,49	795,54 +/- 291,68	1105,6 3 +/- 622,56	1110,3 9 +/- 498,42	1018,3 4 +/- 515,69	877,63 +/- 361,03

Tab. 37 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts)

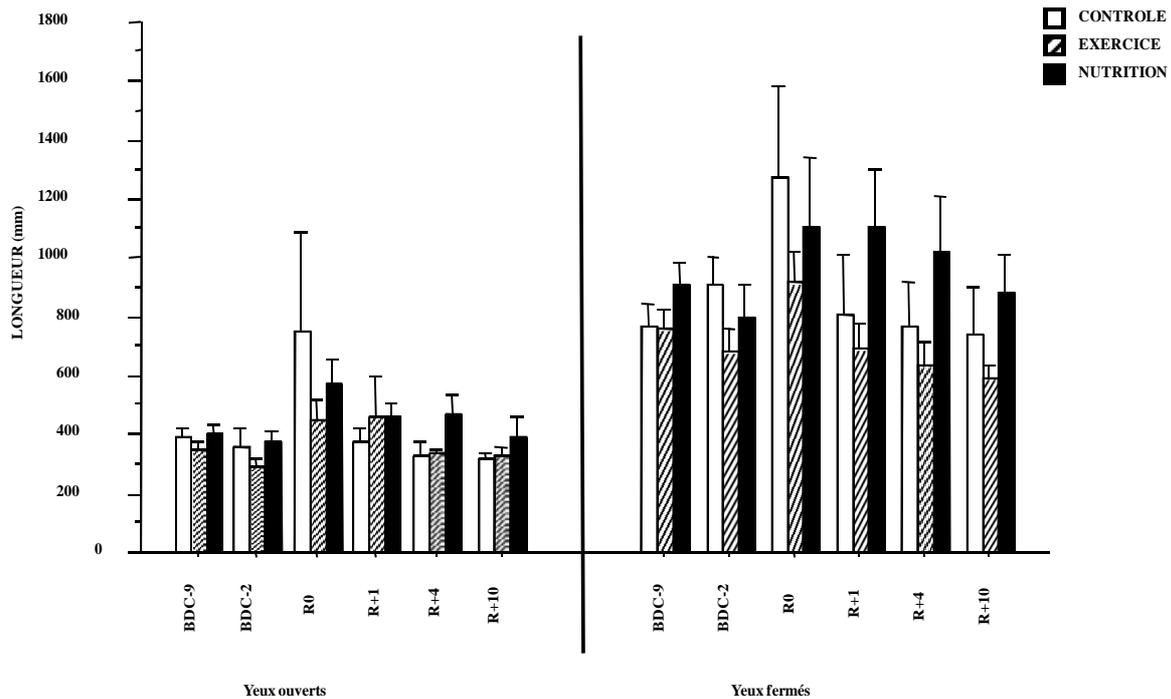


Fig. 69 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm ; valeurs moyennes +/- déviations standard) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Nous retrouvons pour le paramètre longueur du dynamogramme l'effet « période » qui confirme la dégradation des performances posturales après l'alitement prolongé. Cet effet étant maximum comme pour la surface à R0, s'atténuant à R+4 et les valeurs ayant retrouvé leur niveau d'avant alitement.

II.2.3. Analyse spectrale du stabilogramme en X.

II.2.3.1. Energie spectrale totale :

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale totale du stabilogramme en X (V^2). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale totale en X nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=64.6$; $p<0.001$.
- Un effet « période » : $F=5.6$; $p<0.001$.

ENERGIE SPECTRALE TOTALE EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	14,10	18,84	23,85	13,29	12,82	14,40	14,27	11,32	16,76	15,69	14,17	13,22	15,96	12,86	17,79	16,21	17,19	13,70
	+/- 5,08	+/- 9,75	+/- 19,62	+/- 4,57	+/- 3,16	+/- 1,52	+/- 3,60	+/- 2,68	+/- 4,42	+/- 6,94	+/- 2,70	+/- 3,53	+/- 4,15	+/- 3,84	+/- 5,35	+/- 4,72	+/- 3,84	+/- 6,61
YF	27,21	37,02	43,31	26,45	26,29	24,62	24,46	23,27	29,93	25,75	22,62	19,66	29,94	26,99	39,73	36,88	32,37	29,01
	+/- 9,65	+/- 14,49	+/- 25,07	+/- 17,98	+/- 12,23	+/- 12,68	+/- 7,87	+/- 5,83	+/- 9,73	+/- 8,61	+/- 9,78	+/- 8,83	+/- 8,56	+/- 9,66	+/- 22,86	+/- 19,47	+/- 15,93	+/- 11,25

Tab. 38 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale totale en X (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

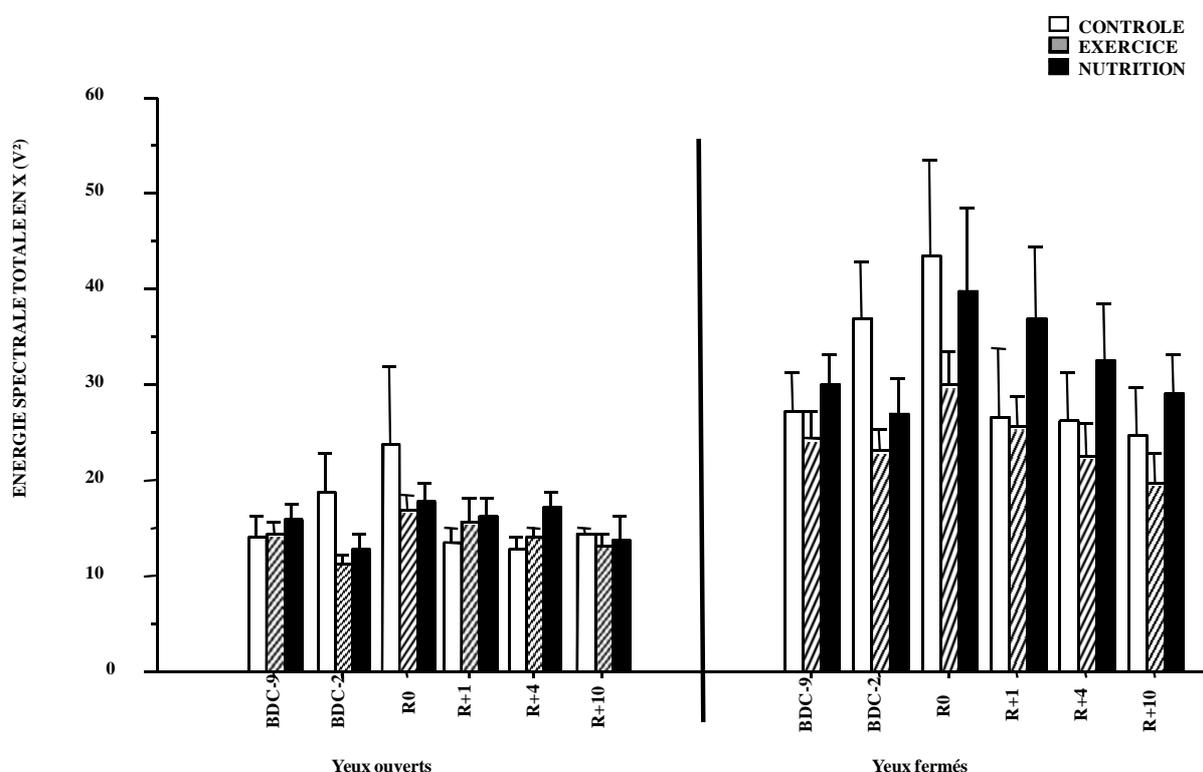


Fig. 70 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale totale en X (V^2) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

L'effet « période » qui met en évidence le fait que l'alitement prolongé en position anti-orthostatique dégrade l'efficacité des boucles de régulations du contrôle moteur dynamique dans le sens AP. Cette interaction signe un sur-contrôle et une sur-utilisation des boucles de régulation reflet d'une certaine inefficacité de celles-ci. Cette inefficacité est maximale à R, perdue tout en s'atténuant jusqu'à R+1 et R+4; à R+10, toutes les volontaires ont retrouvé leur efficacité dans le contrôle moteur dynamique dans le sens AP d'avant le « bed-rest ».

Lorsque l'on cherche à étudier si cette inefficacité des boucles de régulations touche les 3 bandes de fréquences, on peut observer qu'effectivement, elles sont perturbées puisque l'on retrouve des effets significatifs dans les bandes de basses, moyennes et hautes fréquences.

II.2.3.2. Energie spectrale des bandes de basses (0-0.5Hz), moyennes (0.5-2Hz), hautes fréquences (2-maxHz):

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale du stabilogramme en X (énergie des bandes de basses, moyennes et hautes fréquences ; V²). Cette analyse a été faite en mesurant l'énergie spectrale totale et en exprimant la part, en pourcentages, de cette énergie spectrale totale en 3 bandes de fréquences. Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de basses fréquences (0-0.5Hz), nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : F=45.3 ; p<0.001.
- Un effet « période » : F=2.9 ; p<0.05.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE BASSES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	6,52	8,94	8,60	5,87	6,19	7,41	6,98	5,86	8,50	7,44	7,27	6,92	6,64	5,79	8,01	7,13	7,85	6,77
	+/- 2,12	+/- 3,92	+/- 3,58	+/- 2,43	+/- 1,32	+/- 2,20	+/- 2,09	+/- 1,92	+/- 2,39	+/- 3,80	+/- 1,39	+/- 2,29	+/- 2,34	+/- 1,69	+/- 1,70	+/- 3,18	+/- 2,32	+/- 3,45
YF	9,09	13,31	12,73	8,64	8,95	8,80	8,71	8,50	11,97	10,05	8,48	8,37	10,57	8,68	13,57	10,35	11,66	11,42
	+/- 3,79	+/- 7,28	+/- 4,59	+/- 4,91	+/- 4,03	+/- 1,73	+/- 2,87	+/- 2,44	+/- 4,83	+/- 3,82	+/- 2,31	+/- 5,57	+/- 4,13	+/- 2,72	+/- 7,91	+/- 4,77	+/- 5,23	+/- 4,11

Tab. 39 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en X des bandes de basse fréquence (V² ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

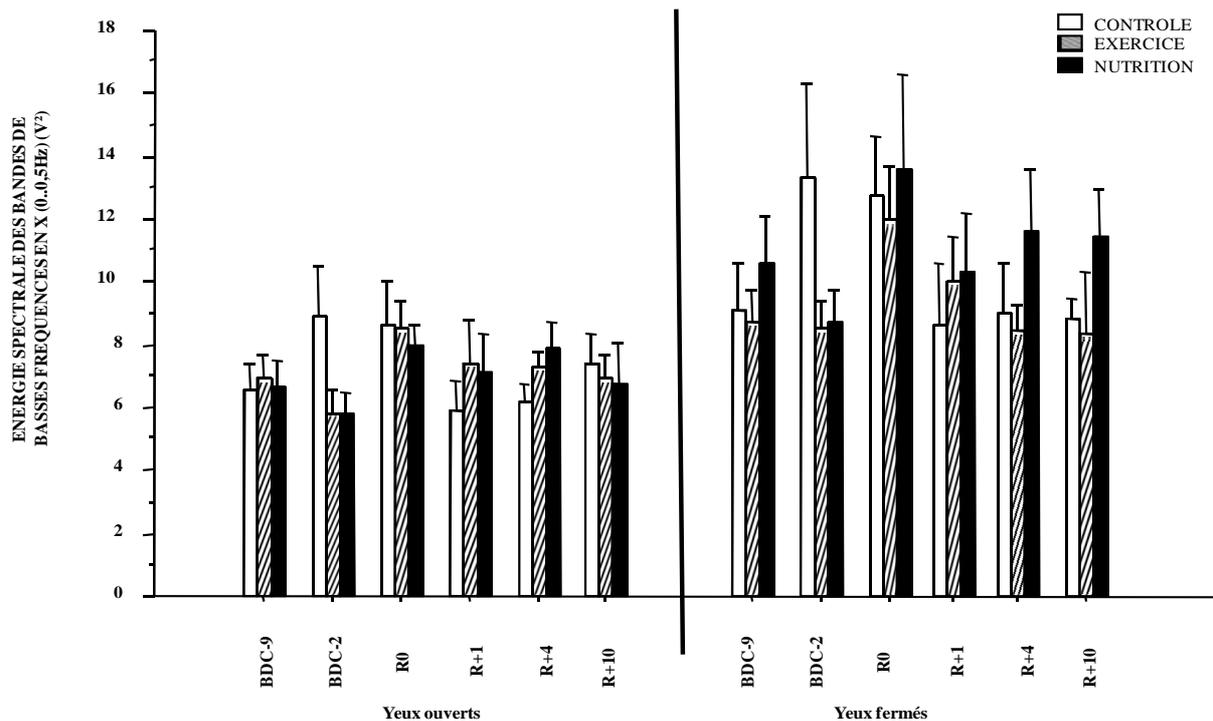


Fig. 71 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en X des bandes de basse fréquence (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de fréquences intermédiaires (0.5-2Hz), nous avons relevé les effets et l'interaction significatifs suivants :

- Un effet « vision » : F=57.4 ; p<0.001.
- Un effet « période » : F=4.7 ; p<0.001,
- Une interaction « période*vision » : F=2.5 ; p<0.05.

		ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE MOYENNES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																	
G		TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P		BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO		5,11 +/- 1,68	7,02 +/- 4,31	7,74 +/- 7,33	4,78 +/- 1,55	4,13 +/- 1,70	4,75 +/- 1,20	5,31 +/- 2,02	3,74 +/- 1,04	5,07 +/- 1,26	5,76 +/- 2,05	4,82 +/- 1,56	4,35 +/- 1,86	6,45 +/- 1,83	4,76 +/- 1,90	5,42 +/- 2,24	5,73 +/- 1,62	5,48 +/- 1,37	4,17 +/- 2,09
YF		13,58 +/- 6,05	17,84 +/- 7,53	20,70 +/- 13,21	12,31 +/- 9,19	12,06 +/- 6,36	11,46 +/- 8,69	11,53 +/- 4,14	10,83 +/- 4,47	12,97 +/- 5,41	11,41 +/- 4,94	10,43 +/- 6,86	8,01 +/- 3,76	13,38 +/- 3,94	12,79 +/- 5,56	16,79 +/- 9,39	18,65 +/- 11,33	14,13 +/- 7,69	11,81 +/- 5,69

Tab. 40 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en X des bandes de fréquence intermédiaires (V² ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

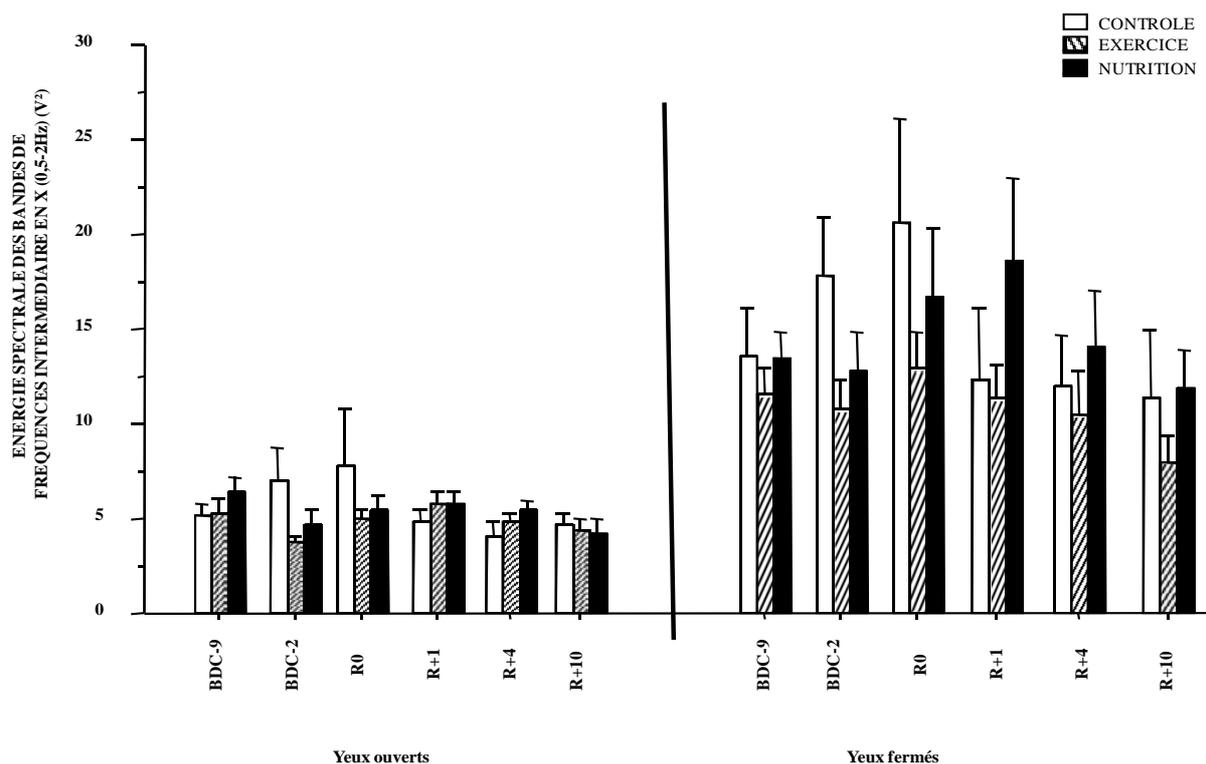


Fig. 72 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en X des bandes de fréquence intermédiaires (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz), nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : F=39.7 ; p<0.001,
- Un effet « période » : F=6.8 ; p<0.001.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	2,47 +/- 1,73	2,87 +/- 1,96	7,52 +/- 9,15	2,64 +/- 1,47	2,50 +/- 0,86	2,23 +/- 0,63	1,97 +/- 0,78	1,73 +/- 0,44	3,20 +/- 1,58	2,50 +/- 1,68	2,08 +/- 0,71	1,96 +/- 0,59	2,88 +/- 0,98	2,32 +/- 0,97	4,36 +/- 2,78	3,35 +/- 1,13	3,86 +/- 2,31	2,76 +/- 1,64
YF	4,54 +/- 2,57	5,89 +/- 2,41	9,89 +/- 9,44	5,51 +/- 4,91	5,28 +/- 3,21	4,36 +/- 2,84	4,22 +/- 2,60	3,94 +/- 1,44	4,99 +/- 2,27	4,29 +/- 2,15	3,72 +/- 1,95	3,28 +/- 1,48	5,99 +/- 2,09	5,51 +/- 2,45	9,37 +/- 6,91	7,89 +/- 4,44	6,59 +/- 4,63	5,78 +/- 3,51

Tab. 41 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en X des bandes de hautes fréquences (V²; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

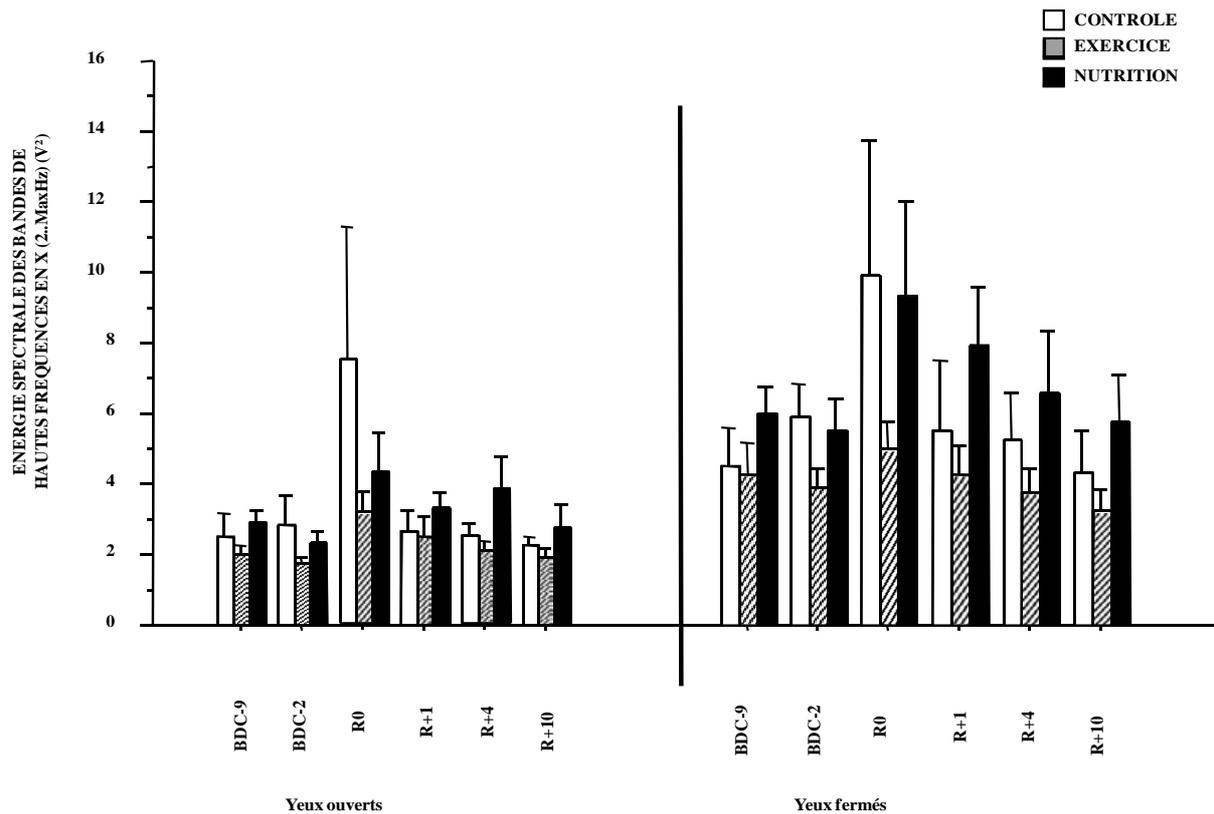


Fig. 73 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en X des bandes de hautes fréquences (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour tous ces paramètres, l'effet « période » montre un sur-contrôle et une sur-utilisation des boucles de régulation concernées (courtes, intermédiaires et longues) à R0 qui perdure tout en s'atténuant jusqu'à R+4 et qui retrouve son niveau initial à R+10.

L'interaction « période*vision » concernant l'énergie spectrale des bandes de fréquences intermédiaires exprime le fait que le « bed-rest » couplé avec la fermeture des yeux lors de la prise de donnée accentue ce sur-contrôle.

II.2.4. Analyse spectrale du stabilogramme en Y.

II.2.4.1. Energie spectrale totale :

Le tableau et la figure ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale totale du stabilogramme en Y (V²). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale totale en Y, nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=92.6$; $p<0.001$,

- Un effet « période » : $F=6.6$; $p<0.001$,
- Une interaction « période*vision » : $F=2.8$; $p<0.05$.

		ENERGIE SPECTRALE TOTALE EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																	
G		TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P		BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO		24,20	20,59	27,16	18,22	17,13	18,81	24,39	20,22	21,99	23,08	23,22	22,76	23,57	20,57	26,71	23,96	26,00	20,17
		+/- 6,18	+/- 5,15	+/- 19,10	+/- 3,37	+/- 4,41	+/- 7,13	+/- 8,34	+/- 3,58	+/- 5,73	+/- 7,88	+/- 4,87	+/- 6,61	+/- 3,61	+/- 5,48	+/- 6,25	+/- 7,05	+/- 4,32	+/- 8,57
YF		45,30	46,95	64,37	41,84	44,98	42,69	49,03	46,88	59,61	48,17	42,04	38,35	55,04	43,90	63,39	53,91	47,11	56,11
		+/- 6,73	+/- 16,47	+/- 15,06	+/- 19,63	+/- 18,56	+/- 15,77	+/- 14,96	+/- 14,81	+/- 17,76	+/- 19,22	+/- 13,15	+/- 18,06	+/- 14,82	+/- 16,13	+/- 32,85	+/- 26,13	+/- 22,95	+/- 23,24

Tab. 42 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale totale en Y (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

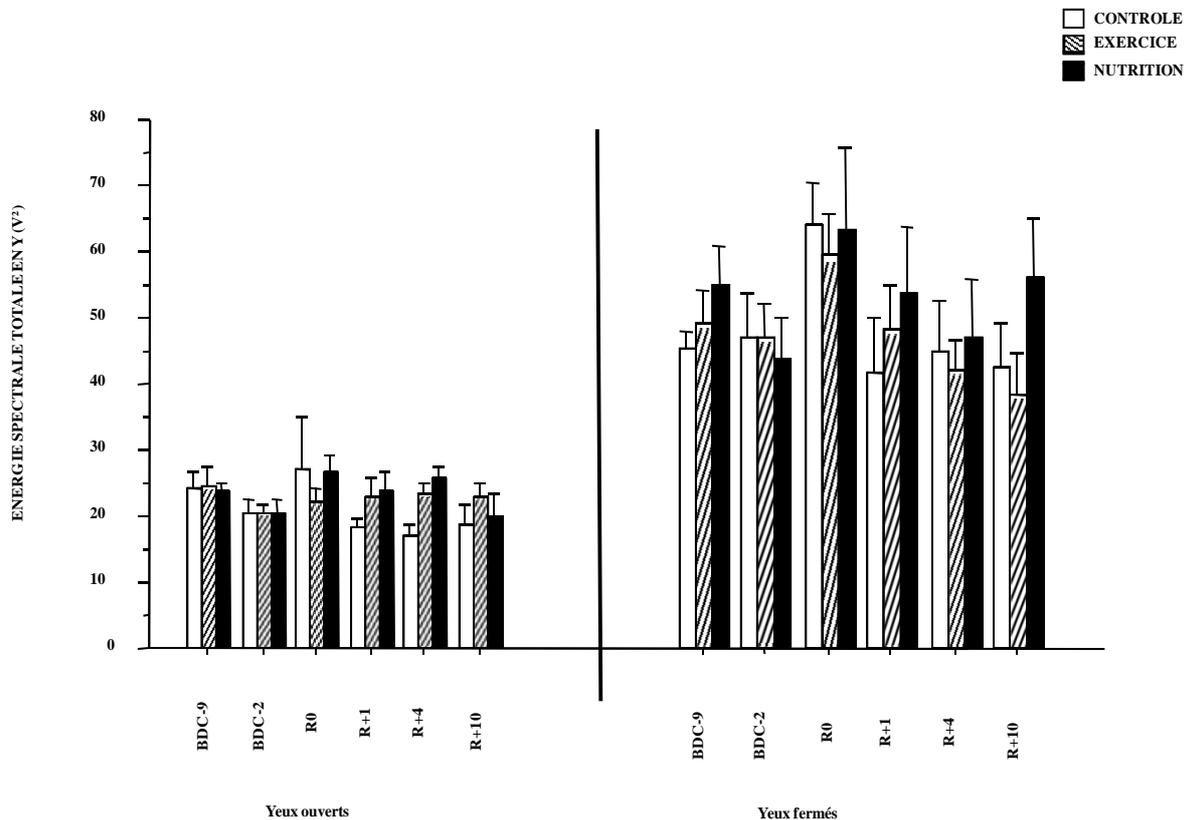


Fig. 74 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale totale en Y (V^2) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale totale en Y, les effets et l'interaction relevés permettent de tirer les mêmes conclusions que lors de l'analyse spectrale en X. En effet, nous avons pu relever

une sur-utilisation de toutes les boucles de régulations mises en jeu pour s'équilibrer à la fermeture des yeux et ce surtout à RO pour tous les groupes.

II.2.4.2. Energie spectrale des bandes de basses (0-0.5Hz) et hautes fréquences (2-maxHz) :

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale du stabilogramme en Y (énergie des bandes de basses et hautes fréquences ; V²). Cette analyse a été faite en mesurant l'énergie spectrale totale et en exprimant la part, en pourcentages, de cette énergie spectrale totale en 3 bandes de fréquences. Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, RO, R+1, R+4, R+10 et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de basses fréquences (0-0.5Hz), nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : F=72.1 ; p<0.001,
- Un effet « période » : F=5.3 ; p<0.001,
- Une interaction « période*vision » : F=5.5 ; p<0.001.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE BASSES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	11.65	11.15	9.08	8.36	7.13	8.84	12.64	10.52	10.20	10.77	12.49	11.63	9.90	8.02	10.44	9.96	11.56	7.17
	+/- 4.51	+/- 3.74	+/- 3.43	+/- 3.61	+/- 1.86	+/- 3.42	+/- 5.70	+/- 2.71	+/- 3.85	+/- 3.82	+/- 3.71	+/- 3.57	+/- 2.16	+/- 2.23	+/- 2.10	+/- 4.32	+/- 4.32	+/- 1.89
YF	24.64	25.07	37.66	22.69	25.01	20.92	24.46	24.70	33.62	26.16	21.93	21.55	30.99	22.05	32.51	23.66	18.84	27.32
	+/- 6.51	+/- 11.21	+/- 12.48	+/- 11.43	+/- 13.53	+/- 8.83	+/- 7.20	+/- 8.01	+/- 12.61	+/- 12.94	+/- 9.42	+/- 13.05	+/- 10.36	+/- 7.44	+/- 18.58	+/- 15.85	+/- 11.89	+/- 13.42

Tab. 43 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en Y des bandes de basses fréquences (V²; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

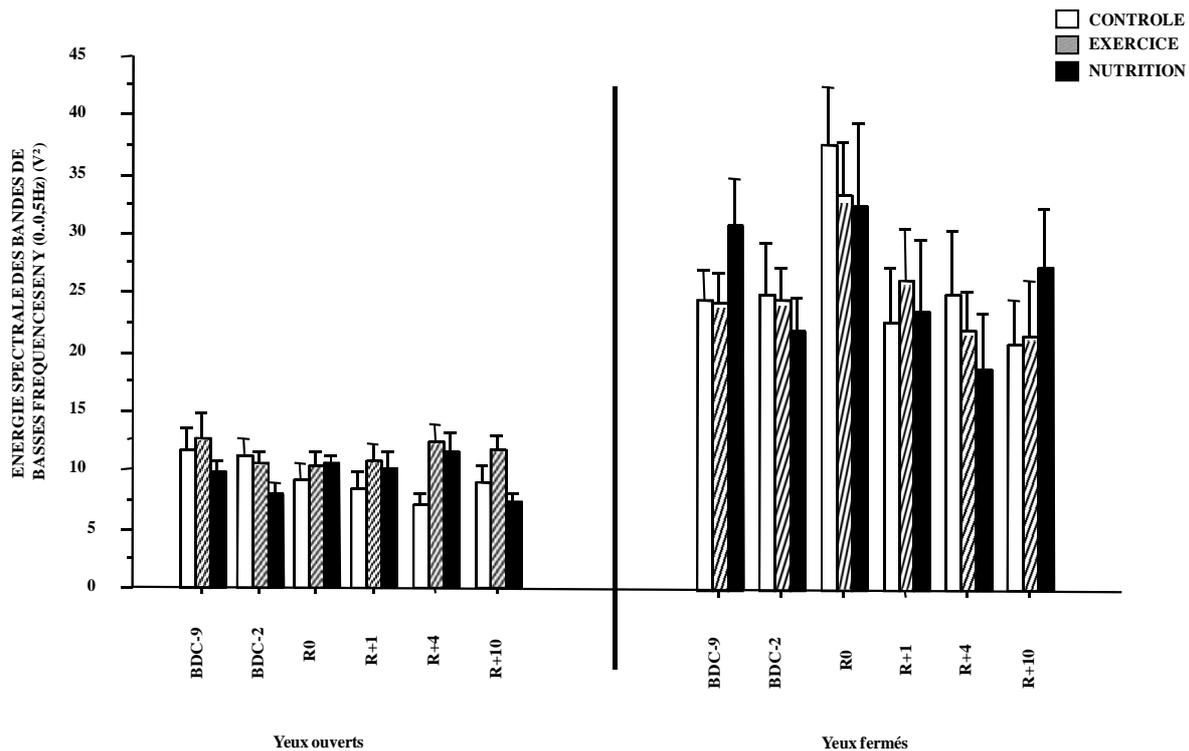


Fig. 75 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en Y des bandes de basses fréquences (V^2) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz), nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=56.5$; $p<0.001$.
- Un effet « période » : $F=7.1$; $p<0.001$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS AP																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	3,52 +/- 1,16	2,87 +/- 0,77	7,98 +/- 10,08	3,62 +/- 1,17	3,66 +/- 1,30	3,17 +/- 0,66	3,40 +/- 1,18	2,93 +/- 0,79	4,66 +/- 2,16	4,51 +/- 3,97	3,26 +/- 0,85	3,35 +/- 1,31	3,60 +/- 0,66	3,38 +/- 1,02	6,84 +/- 3,50	5,09 +/- 1,43	5,53 +/- 2,76	4,32 +/- 2,61
YF	6,43 +/- 1,33	7,00 +/- 2,62	10,84 +/- 6,55	6,45 +/- 3,38	7,09 +/- 3,24	6,71 +/- 3,72	6,25 +/- 1,96	5,99 +/- 1,98	8,72 +/- 2,78	7,19 +/- 2,55	6,09 +/- 1,60	5,00 +/- 1,86	7,77 +/- 2,30	6,56 +/- 2,44	11,81 +/- 7,45	11,27 +/- 5,23	11,09 +/- 7,73	10,09 +/- 5,29

Tab. 44 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en Y des bandes de haute fréquence (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

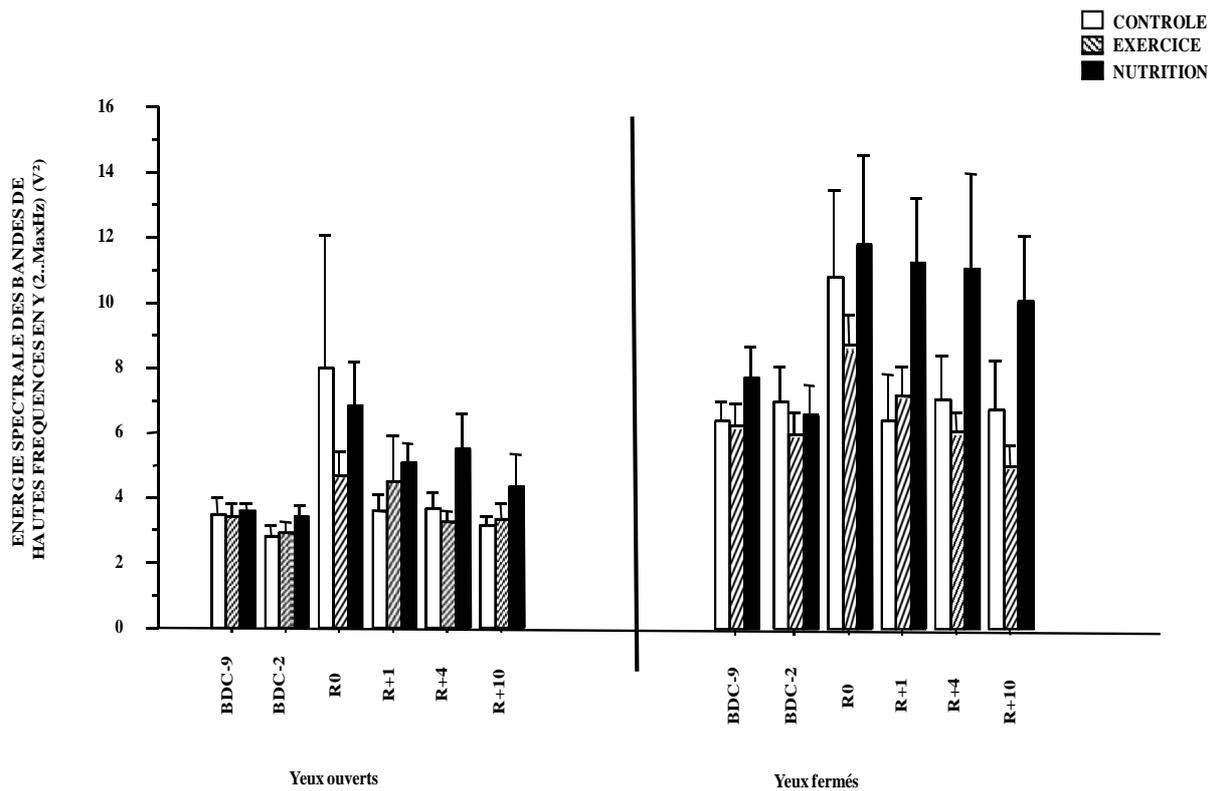


Fig. 76 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens antéro-postérieur: Evolution de l'énergie spectrale en Y des bandes de haute fréquence (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ces paramètres, nous pouvons dire que l'effet « période » signe une sur-utilisation de boucles de régulation concernées le jour du levé (R0). Ce sur-contrôle perdure tout en s'atténuant jusqu'à R+4 voire R+1 (énergie des bandes de basses fréquences et énergie spectrale totale) mais à R+10, celle-ci a disparu.

L'interaction « période*vision » montre que cette altération est d'autant plus importante à la fermeture des yeux.

II.3. Evolution des performances d'équilibration dynamique dans le sens medio-lateral des volontaires au « bed-rest ».

II.3.1. Surface du dynamogramme:

Le tableau et la figure ci après représentent les résultats du paramètre surface du dynamogramme (mm²) mesuré dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour le paramètre surface nous avons relevé deux effets et une interaction significatifs à savoir:

- Un effet « vision » : $F=23.5$; $p<0.001$ qui montre, dans cette condition d'équilibration dynamique dans le sens ML comme dans le sens AP et en condition d'équilibration statique, l'importance de l'ancrage visuel (effet « vision » significatif) pour s'équilibrer.

- Un effet « période » : $F=3.5$; $p<0.01$,

- Une interaction « période*vision » : $F=3.7$; $p<0.01$.

		SURFACE CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	315,07 +/- 157,63	213,51 +/- 94,57	239,23 +/- 152,86	526,57 +/- 602,83	168,87 +/- 113,63	285,68 +/- 231,03	359,93 +/- 225,28	259,55 +/- 117,81	325,73 +/- 168,79	327,15 +/- 135,25	321,58 +/- 343,95	277,70 +/- 88,95	239,28 +/- 130,90	254,43 +/- 151,78	236,70 +/- 145,11	199,05 +/- 106,86	267,55 +/- 182,65	282,73 +/- 229,84
YF	1292,7 2 1036,6 4	1019,1 3 +/- 933,26	1625,0 8 +/- 1760,9 0	1052,5 1 +/- 776,73	1198,5 3 +/- 1204,8 5	941,57 +/- 753,53	1069,6 5 +/- 540,37	850,71 +/- 557,86	1436,0 8 +/- 1494,0 2	1130,3 1 +/- 581,85	679,01 +/- 486,55	664,19 +/- 430,49	936,16 +/- 674,81	975,16 +/- 429,39	1244,7 0 +/- 1115,1 0	898,94 +/- 645,16	739,53 +/- 582,40	923,64 +/- 560,57

Tab. 45 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral : Evolution de la surface du dynamogramme (mm² ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

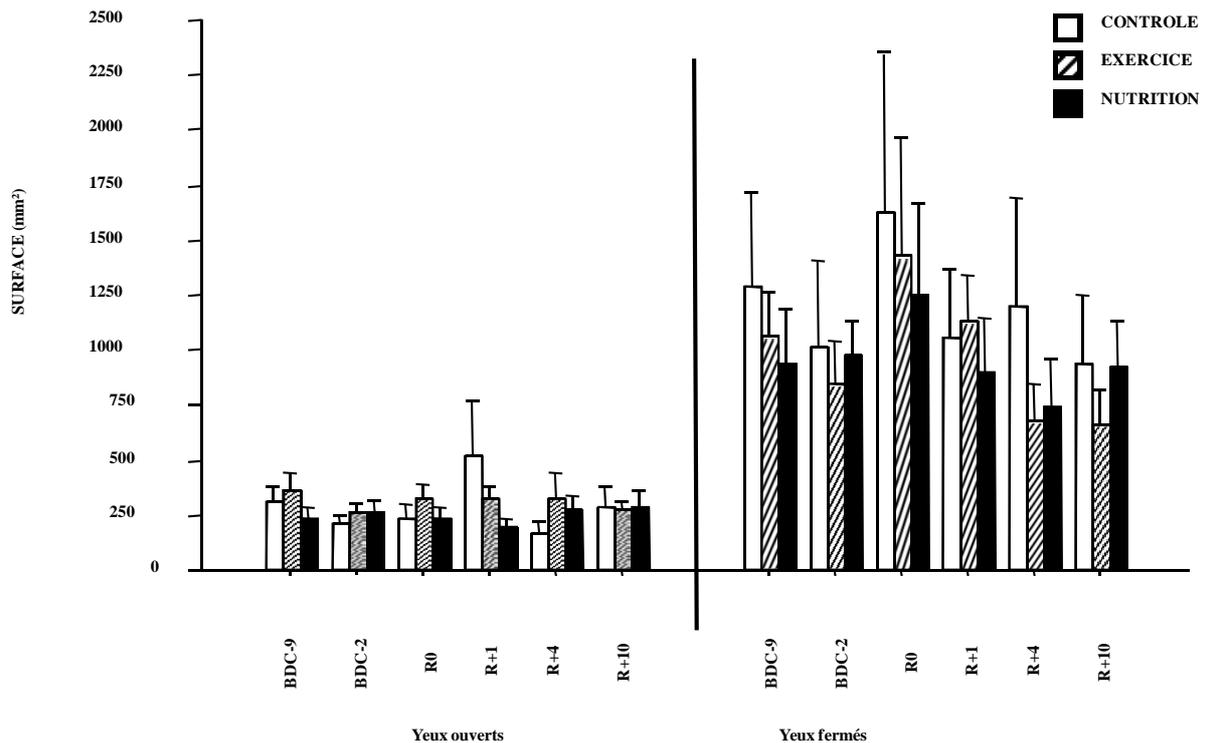


Fig. 77 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral : Evolution de la surface du dynamogramme (mm²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre, les conclusions relatives à l'effet « période » sont identiques à celles qui concernent tous les autres paramètres. En effet, la dégradation des performances posturale est la plus forte à R0. Celle-ci perdure tout en diminuant jusqu'à R+1. Surface et disparaît totalement à R+10.

L'interaction « période*vision » montre que cette dégradation du contrôle moteur en condition dynamique après alitement est exacerbée par la fermeture des yeux.

II.3.2. Longueur du dynamogramme:

Les tableaux et les figures ci après représentent l'évolution de la longueur des oscillations posturales (mm). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre, nous avons 2 effets importants et aucune interaction significative :

- Un effet « vision » $F=46.2$; $p<0.001$
- Un effet « période » : $F=6.9$; $p<0.001$.

		LONGUEUR CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																	
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION						
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	
YO	485,37	402,52	596,05	529,98	450,75	399,58	456,49	361,84	420,11	449,21	367,75	333,91	446,54	413,60	481,89	463,54	442,66	343,26	
	+/- 167,90	+/- 140,99	+/- 446,54	+/- 218,87	+/- 225,76	+/- 145,12	+/- 93,79	+/- 49,89	+/- 106,69	+/- 182,47	+/- 108,09	+/- 28,49	+/- 93,48	+/- 77,11	+/- 186,72	+/- 157,11	+/- 131,34	+/- 103,15	
YF	1003,7	955,07	1117,9	1044,9	1040,6	834,90	848,76	764,55	891,48	894,99	694,55	616,58	910,00	878,34	1109,4	965,33	880,51	856,37	
	5 +/- 667,41	5 +/- 653,14	5 +/- 816,56	0 +/- 571,90	2 +/- 684,53	473,55	216,38	235,04	393,62	237,17	251,10	192,10	305,26	264,63	7 +/- 584,58	324,25	422,42	327,12	

Tab. 46 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

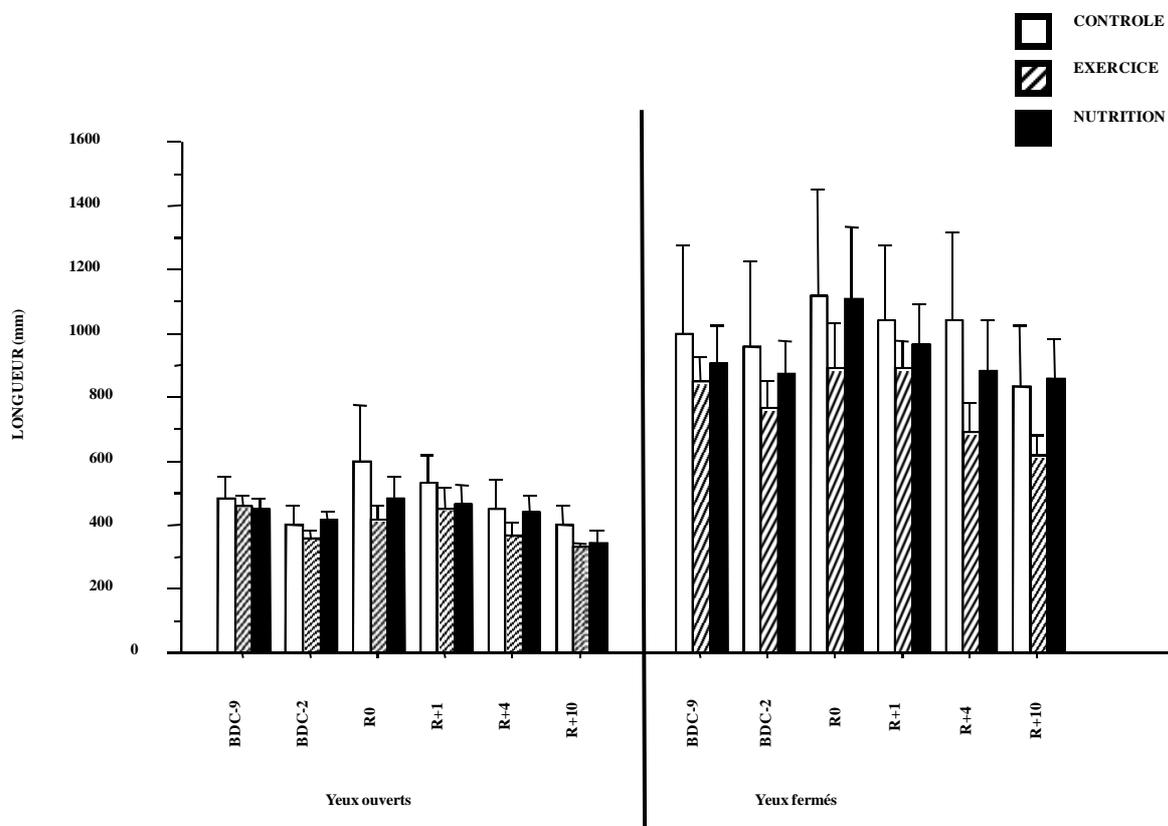


Fig. 78 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral : Evolution de la longueur du dynamogramme (mm) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Les conclusions concernant l'effet « période » significatif pour le paramètre longueur du dynamogramme sont les mêmes que pour le paramètre surface des oscillations posturales à savoir que l'alitement anti-orthostatique est accompagné d'une dégradation des performances posturales qui est, donc, la plus élevée à R0. Cette dégradation perdue tout est diminuant

jusqu'à R+1 voire R+4 et c'est à R+10 que les performances ont retrouvé leur niveau initial c'est-à-dire d'avant alitement.

II.3.3. Analyse spectrale du stabilogramme en X : Energie spectrale des bandes de hautes fréquences (2-maxHz) et énergie spectrale totale :

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale totale du stabilogramme en X (V^2). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale totale en X, nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=42.5$; $p<0.001$
- Un effet « période » : $F=3.9$; $p<0.01$.

ENERGIE SPECTRALE TOTALE EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	22,40	20,83	20,04	27,27	21,44	19,66	25,65	22,52	22,20	20,32	18,33	19,55	20,15	21,42	20,21	21,85	21,77	17,55
	+/- 5,65	+/- 5,32	+/- 7,40	+/- 12,35	+/- 10,47	+/- 8,56	+/- 6,11	+/- 6,60	+/- 4,61	+/- 3,85	+/- 7,67	+/- 3,47	+/- 6,18	+/- 7,10	+/- 5,54	+/- 9,50	+/- 10,26	+/- 10,35
YF	52,28	46,57	52,61	52,70	54,75	45,14	50,11	43,03	53,72	50,51	35,09	34,47	44,99	48,17	50,64	47,71	40,32	42,77
	+/- 28,77	+/- 24,86	+/- 38,80	+/- 30,92	+/- 36,08	+/- 22,28	+/- 20,11	+/- 12,61	+/- 19,45	+/- 15,53	+/- 13,23	+/- 13,73	+/- 20,68	+/- 17,19	+/- 28,61	+/- 22,02	+/- 25,46	+/- 24,02

Tab. 47 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale totale en X (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

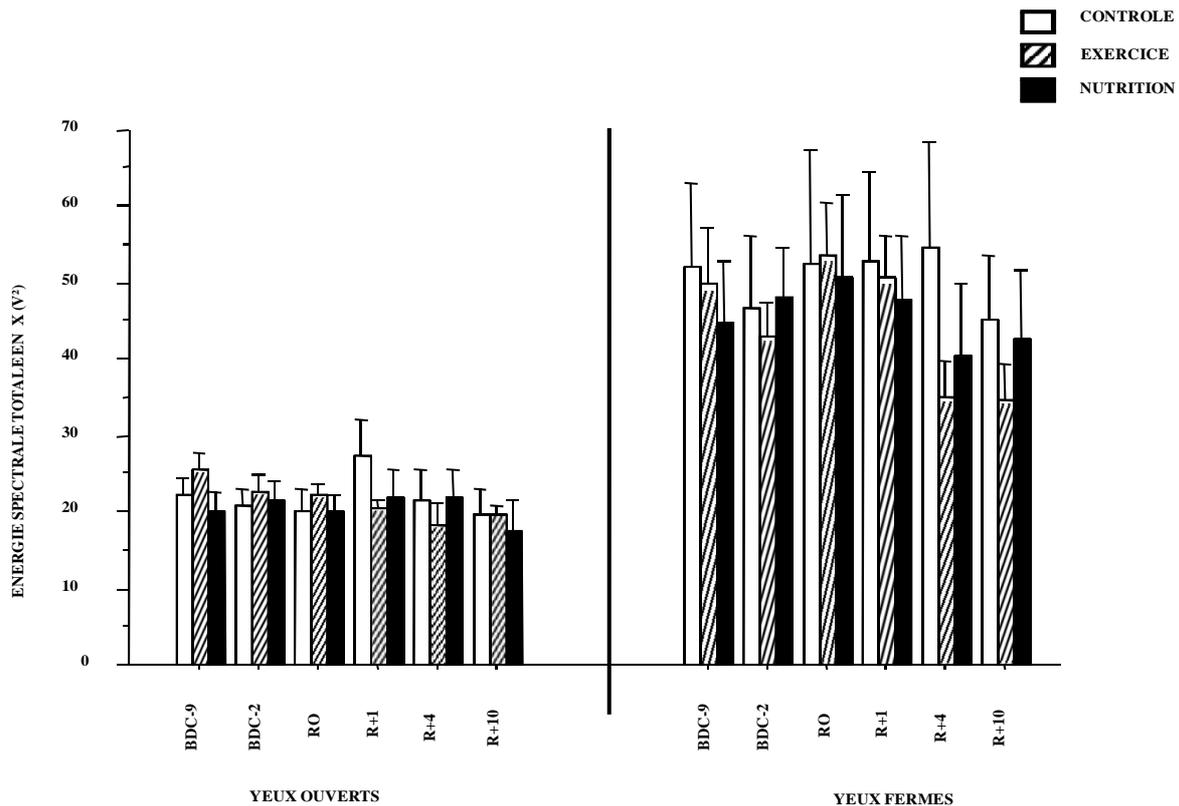


Fig. 79 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale totale en X (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Cet effet « période » montre un sur-contrôle et une sur-utilisation de toutes les boucles de régulation qui entrent en jeu dans l'équilibration ici en situation dynamique. Cette dégradation est la plus importante à R0. Elle perdure jusqu'à R+1. A R+10 les performances posturales ont retrouvées leur niveau initial.

Concernant l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X, nous avons relevé les effets et l'interaction significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=32.9$; $p<0.001$,
- Un effet « période » : $F=4,01$; $p<0.01$,
- Une interaction « période*vision » à la limite de la significativité : $F=2.3$; $p=0.0509$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN X CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	4,16 +/- 2,36	3,32 +/- 1,21	4,69 +/- 4,03	4,42 +/- 1,83	4,27 +/- 2,42	3,07 +/- 1,25	4,40 +/- 1,50	3,54 +/- 0,93	3,25 +/- 0,74	3,44 +/- 1,08	3,17 +/- 1,33	2,91 +/- 0,50	4,33 +/- 1,16	4,15 +/- 1,58	4,15 +/- 1,76	4,55 +/- 2,30	4,55 +/- 1,79	3,49 +/- 2,02
YF	7,83 +/- 6,20	7,31 +/- 5,29	9,58 +/- 9,66	8,78 +/- 6,07	8,07 +/- 5,87	6,41 +/- 3,79	6,67 +/- 1,43	6,32 +/- 1,79	7,28 +/- 3,08	7,21 +/- 2,58	5,16 +/- 1,73	4,60 +/- 1,21	8,06 +/- 4,71	7,52 +/- 2,50	9,74 +/- 6,61	8,88 +/- 3,68	7,57 +/- 4,31	7,26 +/- 3,48

Tab. 48 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V²; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

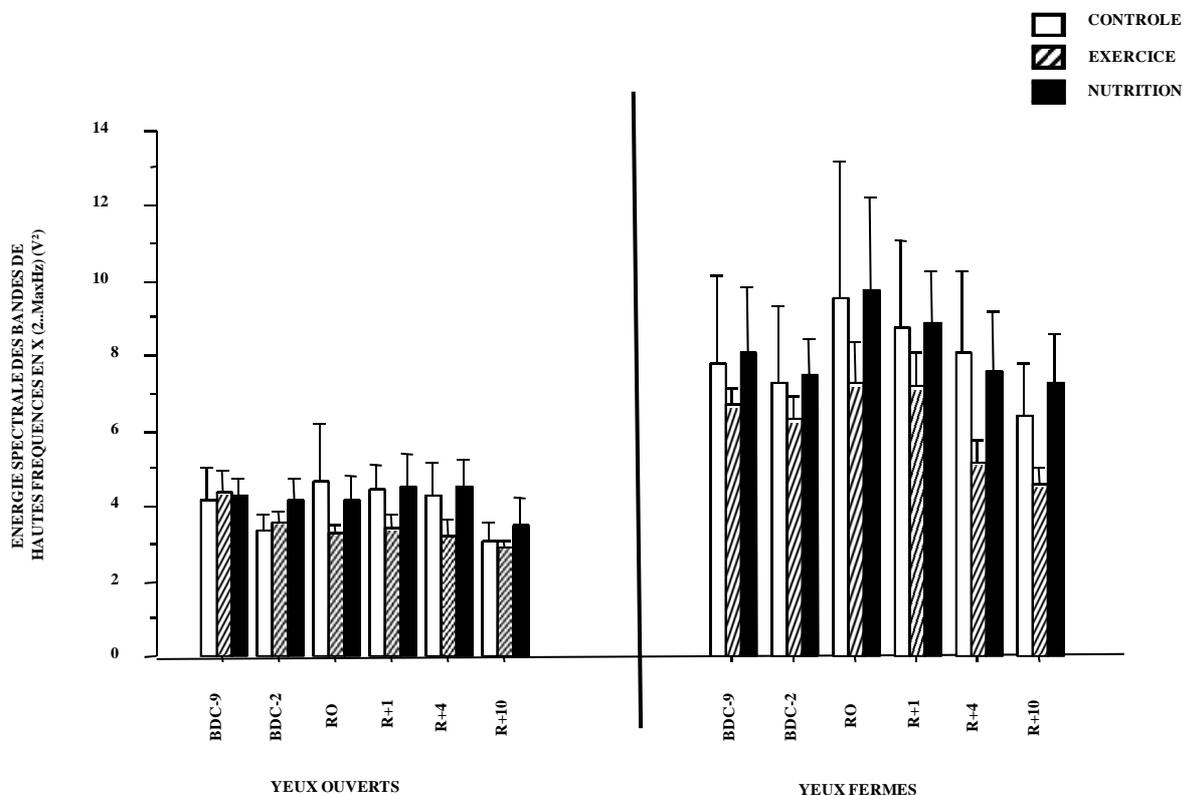


Fig. 80 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en X (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre, dont on sait qu'il est le reflet de l'utilisation préférentielle de boucles de régulations courtes (myotatiques), l'effet « période » permet de dire que l'état de tension des muscles de la loge postérieure des membres inférieurs augmente et est le plus élevé le jour du lever. Cet état de tension perdure jusqu'à R+1. Les jours suivant, celui-ci retrouve son niveau

initial d'avant « bed-rest ». L'interaction « période*vision » exprime une sur-utilisation de ces boucles courtes due à l'alitement prolongé et ce d'autant plus que les yeux sont fermés.

II.3.4. Analyse spectrale du stabilogramme en Y.

II.3.4.1. Energie spectrale totale :

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale totale du stabilogramme en Y (V^2). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 (voir page X dans le chapitre matériel et méthode) et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale totale en Y nous avons relevé les effets et l'interaction suivants :

- Un effet « vision » : $F=45.2$; $p<0.001$,
- Un effet « période » : $F=7.1$; $p<0.001$,
- Une interaction « période*vision » : $F=3.4$; $p<0.01$.

ENERGIE SPECTRALE TOTALE EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	19,25 +/- 7,11	16,18 +/- 2,59	19,73 +/- 6,33	21,44 +/- 7,39	15,80 +/- 4,59	18,23 +/- 5,46	19,96 +/- 4,02	17,41 +/- 4,18	19,15 +/- 4,55	18,40 +/- 5,07	17,41 +/- 6,59	15,94 +/- 3,05	19,23 +/- 5,39	19,40 +/- 4,78	20,14 +/- 5,50	18,59 +/- 4,68	17,83 +/- 3,32	16,39 +/- 5,58
YF	39,62 +/- 16,23	32,42 +/- 16,55	44,53 +/- 25,83	37,36 +/- 17,98	37,87 +/- 22,66	30,24 +/- 14,49	34,56 +/- 14,88	31,40 +/- 12,49	44,48 +/- 29,23	37,34 +/- 11,13	26,85 +/- 9,04	27,93 +/- 8,76	40,03 +/- 20,79	35,81 +/- 8,86	47,13 +/- 26,84	39,93 +/- 12,21	34,93 +/- 15,54	36,05 +/- 14,31

Tab. 49 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral : Evolution de l'énergie spectrale totale en Y (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

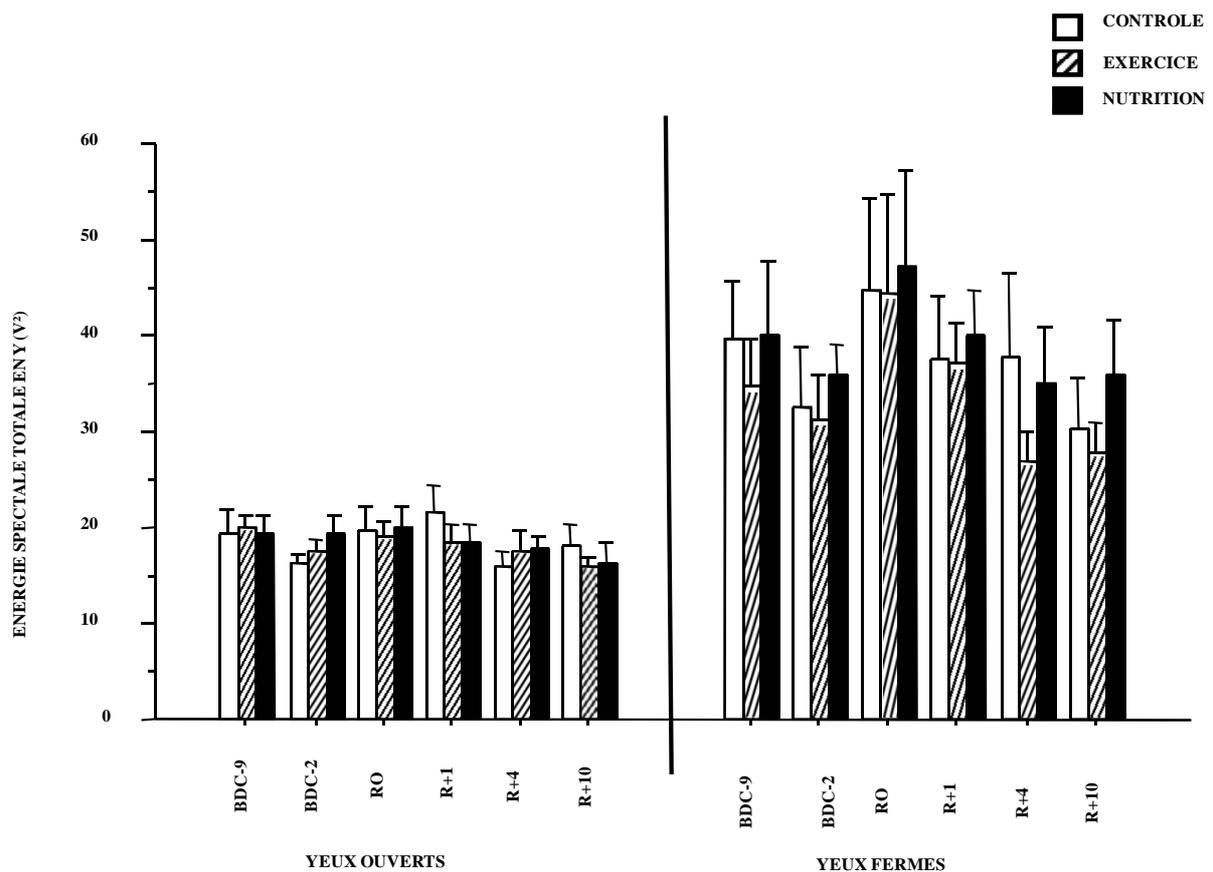


Fig. 81 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale totale en Y (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ce paramètre, l'effet « période » exprime une altération des stratégies d'équilibration plus importante à R0. Cette altération perdure tout en s'atténuant jusqu'à R+1 voire R+4. A R+10, elles ont retrouvé leur niveau initial. L'interaction « période*vision » montre que cette altération est d'autant plus élevée que les yeux sont fermés.

II.3.4.2. Energie spectrale des bandes de basses, moyennes, hautes fréquences (2-maxHz :)

Les tableaux et les figures ci après représentent les résultats de l'analyse spectrale des différentes bandes de fréquences (basses, moyennes et hautes) du stabilogramme en Y (V²). Elle a été mesurée dans deux conditions visuelles (YO, YF) et aux différentes périodes du protocole : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10 et pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Concernant l'énergie spectrale des bandes de basses fréquences, nous avons relevé les effets significatifs suivants :

- Un effet « vision » : $F=39.0$; $p<0.001$,
- Un effet « période » : $F=3.1$; $p<0.05$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE BASSES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	7,64	7,16	8,85	9,65	6,05	9,48	9,12	9,47	9,89	8,69	9,62	8,11	7,88	9,08	8,63	7,75	7,38	7,67
	+/- 3,20	+/- 1,76	+/- 3,63	+/- 3,73	+/- 2,05	+/- 3,79	+/- 3,13	+/- 3,05	+/- 2,87	+/- 2,80	+/- 6,09	+/- 1,67	+/- 1,87	+/- 2,93	+/- 2,00	+/- 2,48	+/- 1,60	+/- 3,77
YF	14,74	10,74	16,58	12,45	12,96	12,34	14,97	13,59	18,66	15,76	10,75	12,56	12,98	11,67	15,07	12,95	12,16	12,45
	+/- 2,70	+/- 2,72	+/- 8,41	+/- 5,58	+/- 6,06	+/- 4,68	+/- 7,26	+/- 4,63	+/- 12,81	+/- 6,01	+/- 3,72	+/- 4,91	+/- 7,53	+/- 2,62	+/- 8,83	+/- 6,15	+/- 5,27	+/- 4,33

Tab. 50 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral : Evolution de l'énergie spectrale des bandes de basses fréquences en Y (V^2 ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

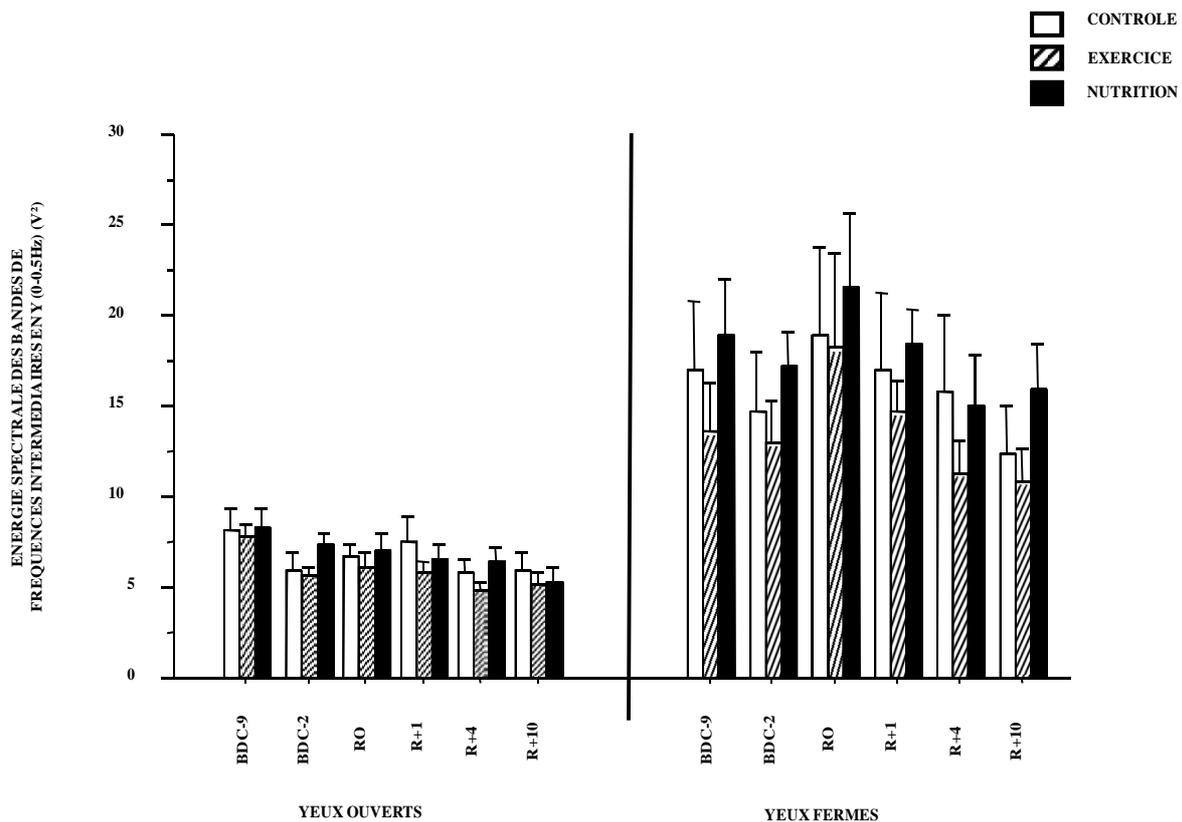


Fig. 82 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale des bandes de basses fréquences en Y (V^2) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

En ce qui concerne les paramètres énergie spectrale des bandes de moyennes et hautes fréquences plusieurs effets et une interaction significatifs ont été relevés.

Energie spectrale des bandes de fréquences intermédiaires :

- Un effet « vision » : $F=47.2$; $p<0.001$
- Un effet « période » : $F=6.9$; $p<0.001$,
- Une interaction « période*vision » : $F=3.9$; $p<0.01$.

ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE MOYENNES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																		
G	TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO	8,16	5,98	6,75	7,57	5,76	6,01	7,76	5,59	6,06	5,75	4,81	5,19	8,23	7,30	6,97	6,59	6,39	5,34
	+/- 3,32	+/- 2,19	+/- 1,60	+/- 3,55	+/- 1,98	+/- 2,14	+/- 2,06	+/- 1,30	+/- 2,48	+/- 1,85	+/- 1,38	+/- 1,87	+/- 3,01	+/- 1,81	+/- 2,65	+/- 2,15	+/- 1,93	+/- 2,15
YF	17,07	14,63	18,91	17,09	15,86	12,27	13,66	12,99	18,35	14,68	11,26	10,79	18,91	17,15	21,54	18,43	14,94	15,89
	+/- 9,78	+/- 8,80	+/- 12,81	+/- 10,88	+/- 10,84	+/- 7,04	+/- 7,46	+/- 6,58	+/- 14,20	+/- 5,05	+/- 5,24	+/- 5,26	+/- 8,45	+/- 4,94	+/- 10,62	+/- 5,09	+/- 7,52	+/- 6,82

Tab. 51 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale des bandes de fréquences intermédiaires en Y (V² ; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

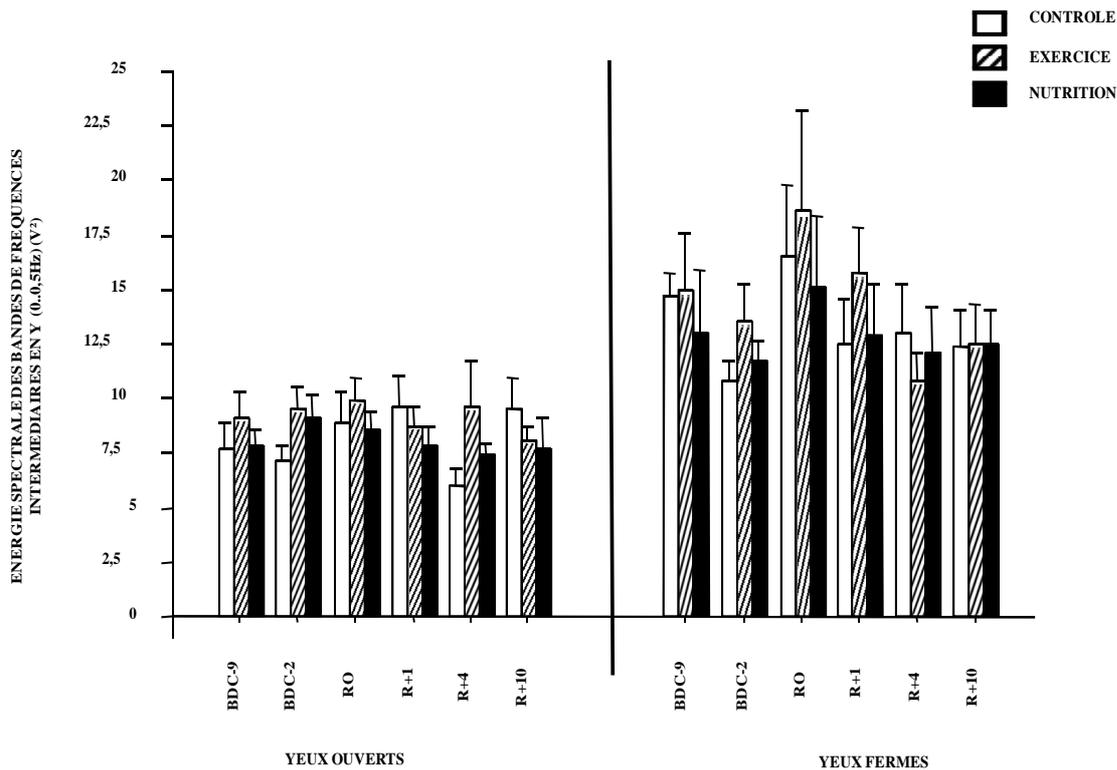


Fig. 83 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale des bandes de fréquences intermédiaires en Y (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Energie spectrale des bandes de hautes fréquences:

- Un effet « vision » : F=28.9 ; p<0.001
- Un effet « période » : F=7.6 ; p<0.001,
- Une interaction « période*vision » : F=2.4 ; p<0.05.

		ENERGIE SPECTRALE DES BANDES DE HAUTES FREQUENCES EN Y CONDITION D'EQUILIBRATION DYNAMIQUE DANS LE SENS ML																	
G		TEMOIN						EXERCICE						NUTRITION					
P		BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10	BDC-9	BDC-2	R0	R+1	R+4	R+10
YO		3,46	3,04	4,13	4,22	3,99	2,73	3,08	2,35	3,20	3,96	2,99	2,64	3,13	3,03	4,54	4,25	4,06	3,39
	+/-	1,49	0,89	2,92	1,58	1,75	0,70	0,91	0,60	1,33	2,28	1,31	0,60	1,03	1,03	2,42	1,55	1,71	1,18
YF		7,81	7,05	9,05	7,82	9,06	5,63	5,93	4,82	7,47	6,89	4,84	4,59	8,14	7,00	10,52	8,55	7,83	7,71
	+/-	6,89	5,37	7,49	5,23	7,30	3,71	2,14	2,26	3,43	2,97	1,99	1,84	5,17	2,78	7,95	3,20	4,19	3,99

Tab. 52 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V²; valeur moyenne +/- déviation standard) en fonction de la période (P : BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (G : contrôle, exercice, nutrition).

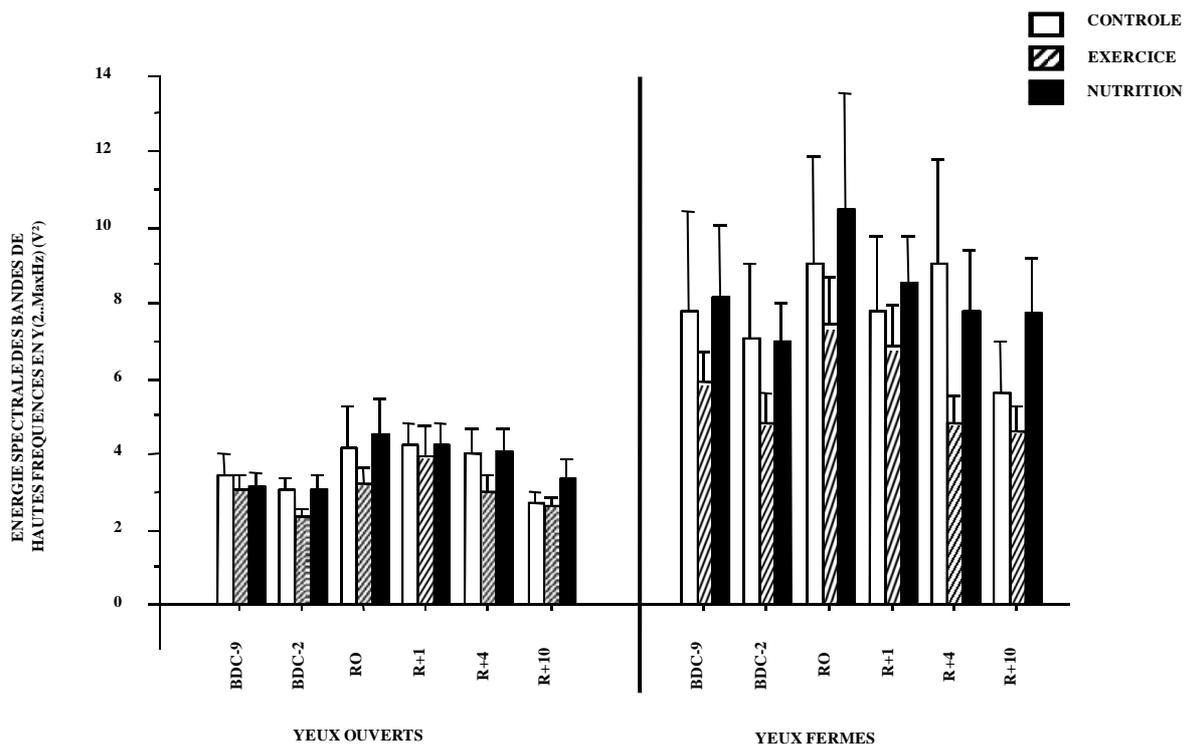


Fig. 84 : Condition d'équilibration dynamique dans le sens médio-latéral: Evolution de l'énergie spectrale des bandes de hautes fréquences en Y (V²) en fonction de la période (BDC-9, BDC-2, R0, R+1, R+4, R+10) de la condition visuelle (yeux ouverts ou yeux fermés) pour les trois groupes (contrôle, exercice, nutrition).

Pour ces différents paramètres, l'effet « période » exprime un sur-contrôle et une sur-utilisation des boucles de régulations utilisées dans le contrôle moteur en condition dynamique. Cette altération est la plus forte le jour du levé (R0), elle perdure jusqu'à R+1 et c'est à R+10 que cette dégradation a disparu. L'interaction « période*vision » montre que cette sur-utilisation est d'autant plus élevée que les yeux sont fermés.

En résumé :

On peut dire que l'alitement anti-orthostatique de longue durée, et donc l'augmentation de la durée des phases au cours desquelles le vecteur gravitationnel n'est plus confondu avec le grand axe du corps, entraîne un désordre important dans le contrôle moteur postural que ce soit en condition statique ou dynamique.

- En statique, on observe une dégradation des performances posturales (longueur, surface des oscillations...) qui est maximale à R0 et s'atténue progressivement pour disparaître dans les jours qui suivent. Il faut à l'ensemble des volontaires quelques jours pour récupérer l'efficacité de leur contrôle moteur postural statique.

Cette récupération à la même durée dans le groupe contrôle et dans le groupe nutrition puisqu'il a fallu dans ces deux groupes 10 jours pour récupérer leur niveau de contrôle moteur postural d'avant alitement.

Cette récupération est plus rapide dans le groupe exercice puisque ce groupe retrouve ses performances initiales 4 jours après le lever. Les exercices proposés dans ce groupe sont donc efficaces dans l'accélération de la récupération. S'ils n'ont pas été efficaces pour diminuer l'importance de la dégradation, ils ont permis néanmoins de faciliter la vitesse de récupération.

- En contrôle moteur dynamique, on retrouve également une importante dégradation des performances du contrôle moteur postural, à la fois dans sa composante AP et dans sa composante ML. Ces effets sont également maximaux à R0 mais la différence essentielle que l'on peut noter avec le statique, est qu'il n'y a aucune différence dans la vitesse de récupération entre les différents groupes. Les exercices musculaires proposés n'ont pas permis d'accélérer la récupération des performances initiales.

On peut noter également que la proposition d'un régime spécial destiné à favoriser la fabrication du muscle dans le groupe nutrition n'a pas permis de protéger ce groupe des effets délétères d'un alitement longue durée ni d'accélérer la récupération des performances au lever et ceci aussi bien dans le contrôle moteur postural statique que dynamique.

PARTIE IV : DISCUSSION

L'objectif de ce travail était d'étudier le rôle de la modification de l'angle d'incidence formé par le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps sur le contrôle postural d'un sujet. Cet angle se modifie naturellement suivant les circonstances de la vie lorsqu'on passe de la position debout aux positions assise et couchée.

La physiologie nous a appris depuis les travaux pionniers de Sherrington (1906), Magnus (1924) et Radmaker (1931) que la posture orthostatique spécifique de l'espèce bipède humaine, qui consiste en le maintien, dans des positions de références, des différents segments corporels par rapport au vecteur gravitationnel, était essentiellement contrôlée par des réflexes posturaux. On sait aujourd'hui que le contrôle de la posture est une tâche motrice complexe qui met en jeu l'intégration de nombreuses informations sensorielles et la planification et l'exécution d'actes moteurs dotés d'une certaine flexibilité de façon à permettre d'atteindre de nombreux buts posturaux potentiels (Horak 1997, Horak et Macpherson 1996, Massion 1998). L'intégration des nombreuses informations sensorielles et donc l'exécution des différents actes moteurs sont sous la dépendance de la manière dont le vecteur gravitationnel s'exerce sur le corps, ce qui va conditionner la rigidité des articulations et permettre aux différents segments corporels de résister aux forces gravitaires en développant, à partir du sol, une force de réaction au vecteur gravitationnel (Massion et al., 1998). Cette force de réaction dans les conditions statiques est développée par le tonus postural qui est essentiellement le tonus des muscles extenseurs antigravitaires.

Le second aspect du maintien de la posture est, en condition orthostatique, le maintien de la projection du centre de gravité dans le polygone de sustentation (Mittelstaedt 1983). La posture de l'individu est donc en quelque sorte une interface, entre l'individu et son monde extérieur, qui va conditionner la perception de son schéma corporel et de son activité motrice. Nous avons rapproché deux conditions expérimentales dans lesquelles l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel avec le grand axe du corps est modifié par rapport aux conditions usuelles de la vie courante. Ces modifications ont porté sur les deux situations naturelles qui accompagnent, dans la vie d'un individu, la position debout : la position assise et la position couchée. Nous avons donc étudié les répercussions, sur la qualité de la stabilité, mesurée en position orthostatique, d'un changement de la position assise à travers l'utilisation d'un mobilier ergonomique pendant la durée des études secondaires et d'une modification de la position couchée à travers un alitement antiorthostatique de longue durée. Ces deux conditions correspondent bien à une modification, par rapport aux situations naturelles (assise

ou couchée) adoptées dans la vie courante, de l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel avec le grand axe du corps.

I. ETUDE POSTUROGRAPHIQUE AU COLLEGE AVEC LA MODIFICATION DE LA POSITION ASSISE PROVOQUEE PAR L'UTILISATION D'UN MOBILIER SPECIFIQUE.

I.1. Relevé des indices de posturologie statique et dynamique des élèves au collège.

I.1.1. Comparaison avec d'autres études de ce type réalisées chez l'enfant en milieu scolaire et avec les normes publiées chez l'adulte.

I.1.1.1. Relevés stabilométriques réalisés chez les enfants :

L'étude de la posture de l'enfant a été abordée sous l'angle comportemental ou avec des tests simples comme les tests de Fukuda, de Romberg, le test des index de Baron et le profil de Barré (Bourgeois, 1997, 1998, 2000, Bullinger, 2003). Quelques études ont été réalisées avec des plate-formes de forces en mesurant les déplacements du centre de pression podal (Figura et al., 1991, Hytönen et al., 1993, Wolff et al., 1998, Bourgeois et Ouaknine, 2002, 2003, Kapoula et Bucci 2008). Les seuls travaux que nous ayons trouvés avec une étude réalisée dans des conditions techniques comparables à celles que nous avons utilisées (plate-forme de force 40Hz de fréquence d'acquisition, codage 16 Bits et durée de 51.2s) pour des enfants dans les mêmes tranches d'âge (11-15 ans) ont été réalisés par Kapoula et Bucci (2008) avec néanmoins un but expérimental différent puisque ces auteurs étudiaient le contrôle postural chez les enfants dyslexiques et non dyslexiques. Leurs relevés de posturographie ont été réalisés sur un groupe de 13 enfants dyslexiques comparés à 13 enfants non dyslexiques d'âges similaires (13 +/- 1,5 ans). Les surfaces des oscillations posturales (déplacement du CoP) obtenues chez les sujets normaux, non dyslexiques, par ces auteurs sont tout à fait superposables (230 à 290 mm²) à celles que nous avons obtenues dans notre étude.

Toujours dans les mêmes conditions techniques mais sur des enfants plus jeunes, Bourgeois et Ouaknine (2002 et 2003) ont fait des relevés posturographiques en condition statique sur 81 enfants (filles et garçons) de 8 à 10 ans. Ils ont trouvé des valeurs moyennes de la longueur totale des oscillations posturales (déplacement du CoP), dans la condition YO, pour leur population posturalement normale de 690 mm +/- 127 alors que ce paramètre était pour notre population, YO, en 6ème (11-12 ans), de 578mm +/- 109. En ce qui concerne la surface, toujours YO, leur valeur était de 162mm² +/- 56, alors que la nôtre était de 234mm² +/- 99. Il semblerait donc que leurs résultats soient un peu plus faibles que les nôtres concernant la surface des oscillations posturales et un peu plus élevés concernant la longueur totale des

oscillations posturales. Ceci peut s'expliquer par le fait que ces enfants (8-10 ans) étaient un peu plus jeunes que les nôtres (11-12 ans au départ du protocole). Assaiante en 2001 a montré qu'il existait chez l'enfant différentes étapes de maturation du contrôle postural qui imposent, aux différents âges, une évolution des stratégies posturales de stabilisation segmentaire : stabilisation des chevilles, du bassin et tête-épaules. Selon cet auteur, ces différentes stratégies se mettent en place avant l'âge de 10 ans. Ces changements de stratégies sont en cours d'installation dans les populations de Bourgeois et Ouaknine expliquant ainsi la forte variabilité inter-individuelle des performances de leurs sujets qui sont à des stades différents de mise en place de stratégies. Dans notre population (11/15ans) ces stratégies sont probablement déjà en place mais des éléments "posturalement perturbateurs" nouveaux surgissent avec la survenue des changements anthropométriques liés à la poussée pubertaire. Les valeurs de surface des oscillations posturales, un peu plus élevées dans notre étude, peuvent s'expliquer par la taille et le poids un peu plus élevés des sujets dans notre population. En effet, il a été montré par Peterka et Black (1991), Colné et al. (2008), Vieira et al. (2008) et Hsu et al. (2009), que l'amplitude des oscillations du centre de pression qui conditionne la surface des oscillations posturales, était corrélée à la taille et au poids du sujet. Nous avons trouvé, comme Bourgeois et Ouaknine (2002), un léger niveau d'asymétrie sur le plan frontal avec une position du CoP sur l'axe des X (X moyen) très légèrement latéralisé vers la gauche. Ces auteurs qui ont utilisé, pour leurs mesures, des sabots dynamométriques qui permettent d'enregistrer le déplacement des centres de pression de chaque pied (cf p 65) émettent l'hypothèse d'un pied pilier et d'un pied moteur. Jusqu'à présent ils n'ont pu faire aucune corrélation avec la latéralité de l'enfant, cependant il faut reconnaître que dans la population explorée, les droitiers sont plus représentés que les gauchers. Une augmentation de l'effectif des gauchers devrait permettre d'apporter des précisions sur ce point. Bourgeois et Ouaknine (2003) pensent donc que l'enfant (droitier ?) s'ancrerait sur son pied gauche et régulerait son équilibre avec son pied droit. En ce qui concerne le paramètre Y moyen, on retrouve, comme eux, un assez bon centrage sur l'axe avant arrière.

1.1.1.2. Comparaison des performances avec celles des adultes:

Cette comparaison est donnée à titre tout à fait informel car n'étant pas le but de notre travail. En effet, les seules normes publiées, pour des adultes, avec une plate-forme de force, sont les normes 85 qui ont été obtenues avec une plate-forme de force un peu différente (cf p 78). Ceci ne permet pas une comparaison directe de tous les paramètres car certains de ces paramètres sont très influencés par la fréquence d'échantillonnage comme la longueur du stabilogramme

tandis que d'autres, comme la surface, le sont moins parce que la fréquence d'acquisition du signal n'a pratiquement pas d'effets sur eux. Pour cette comparaison avec les adultes (tableau 7 et 12) nous avons choisi les valeurs du groupe témoin c'est-à-dire utilisant un mobilier conventionnel, en début de chaque année, de la 6^{ème} à la 3^{ème}.

En ce qui concerne l'équilibre orthostatique, on observe des performances posturologiques de l'élève moins bonnes que celles de l'adulte (tab.7). Nos résultats confirment les observations réalisées par d'autres auteurs (Bourgeois, 2000, Bourgeois et Ouaknine, 2002).

Concernant le paramètre surface (mm²) des oscillations du CoP, on peut noter :

- chez l'adulte des valeurs de 91+/- 52 YO et 225+/-146 YF,
- chez l'élève de 6^{ème} ces valeurs sont de 234+/-99 YO et 268+/-167 YF,
- chez l'élève de 3^{ème} ces valeurs deviennent : 290+/-156 YO et 320+/-202 YF.

On observe donc que les valeurs de l'élève de 6^{ème} sont moins bonnes que celle de l'adulte et qu'elles se détériorent tout le long du protocole pour être encore moins bonnes en 3^{ème}.

L'élève de 6^{ème}, YO, a une surface de 157% (234/91) plus élevée que celle de l'adulte alors que YF, sa surface est seulement de 19% (268/225) plus élevée que l'adulte.

La fermeture des yeux, chez les adultes, provoque une augmentation de 150% (91/225) alors que chez l'élève de 6^{ème} ce passage est de (234/268) 13% uniquement. Ces valeurs montrent donc que YF, les élèves ont des surfaces qui se rapprochent plus de celles de l'adulte alors que YO, ces valeurs sont nettement plus élevées. Bourgeois et Ouaknine (2002) ont trouvé la même chose. Cela tendrait à prouver, puisque les enfants ont des performances posturales YF qui se rapprochent de celles de l'adulte, que le canal sensoriel somesthésique (qui comprend la sensibilité proprioceptive musculo-articulaire, la sensibilité vestibulaire et la sensibilité des gravicepteurs cutanés plantaires) qui est principalement impliqué dans cette situation (appui stable YF) aurait un niveau de maturité comparable à celui de l'adulte. On doit alors interpréter, comme l'ont fait Ouaknine et Bourgeois, cette absence de performances YO par l'hypothèse d'un conflit qui s'instaure entre le canal visuel et le canal somesthésique. Ce conflit pourrait naître d'informations discordantes concernant la position du corps dans l'espace fournies par le canal visuel et par le canal somesthésique. De nombreux auteurs ont souligné l'absence de maturation du canal visuel avant 15 ans (Hirabayashi et Iwasaki, 1995, Sparto et al., 2006) et l'importance qu'il revêt dans les stratégies posturales chez l'enfant. Ce conflit sensoriel serait d'ailleurs renforcé, comme le soulignent Viel et al. (2009) dans une publication récente réalisée chez des adolescents (14-15 ans), par une perturbation des informations proprioceptives qui se produit au cours de la poussée pubertaire, induisant des

modifications du schéma corporel qui accompagneraient la croissance. Ceci pourrait expliquer la dégradation des performances orthostatiques de la 6^{ème} à la 3^{ème}, période qui encadre la poussée pubertaire.

De nombreux auteurs (Odenrick et Sandstedt, 1984, Riach et Hayes, 1987, Peterka, et Black, 1990, Hytönen et al., 1993, Wolff et al., 1998, Figura et al., 1991, Sakaguchi et al., 1994) ont relevé cette baisse des performances posturales en condition statique des enfants par rapport aux adultes tout au long de la croissance. Comme le soulignent Assaiante et Amblard (1995), les enfants, comme les adultes, utilisent des informations visuelles, vestibulaires et somesthésiques pour contrôler leur posture mais la part respective de ces différentes afférences sensorielles, peut varier au cours de l'ontogenèse. Nous rejoignons alors l'hypothèse formulée par Viel et al., (2009) selon laquelle le développement postural n'est pas linéaire et l'adolescence pourrait être une phase critique spécifique au cours du développement du contrôle postural.

Ces perturbations du contrôle postural tout au long des quatre années du protocole s'expriment également par des modifications significatives de l'analyse spectrale du signal. On observe essentiellement une augmentation systématique de la part prise, dans l'énergie spectrale, par les oscillations de hautes fréquences (>2Hz). On sait qu'une sur-utilisation de ces boucles réflexes dans cette gamme de fréquences signe l'exacerbation du contrôle à point de départ proprioceptif et rend compte en particulier d'un gain plus important du réflexe myotatique qui s'accompagne d'une augmentation de la raideur musculaire (Gurfinkel 1973, Dietz et al., 1980 et Nagy et al., 2004). Ce phénomène a également été observé par Berger et al., en 1985 qui ont analysé chez des enfants la latence des boucles de régulation des réponses posturales à la suite de perturbations posturales. Ils ont montré un raccourcissement de ces latences au cours de la maturation du système nerveux. Ceci montre donc que la part prise par les oscillations posturales de fréquences élevées augmente. Les travaux de Golomer et al., 1997, ont confirmé également que la puberté est accompagnée d'une augmentation progressive de la fréquence des oscillations posturales.

Ceci peut certainement être rattaché aux perturbations des deux principes fonctionnels du contrôle postural décrits par Assaiante et Amblard (1995) : le choix du référentiel stable et la maîtrise des degrés de liberté des différentes articulations du corps. Les modifications des différentes afférences sensorielles impliquées dans le contrôle postural, à la suite des changements du schéma corporel, aboutissent à un changement du modèle interne de la représentation spatiale du corps proposé par Gurfinkel 1994 et repris par Massion et al., 1998.

Ceci entraîne nécessairement des recalibrations des différentes boucles de régulation. Ces recalibrations vont essentiellement impliquer le canal somato-sensoriel qui est le plus affecté par les modifications anthropométriques brutales qui accompagnent la puberté. Comme ces recalibrations vont se faire avec des délais variables on assiste, donc, à une certaine inefficacité de ces boucles du contrôle moteur entraînant une sur-utilisation de celles-ci.

En ce qui concerne l'équilibre dynamique, nous pouvons également observer des performances dans le sens AP moins bonnes pour les élèves en début de protocole (6^{ème}) que pour les adultes (tab. 12). Dans le sens AP, on relève des valeurs de déplacement du pivot de la plate-forme (mm) de 437 YO/1083 YF pour les adultes (Costes-salon, 1987, Bessou et al., 1988, Viguiet et al., 2008) ; 553 YO/1217 YF pour les élèves de 6^{ème} du groupe témoin et en 3^{ème}, 402 YO/838 YF. On observe au cours des 4 années du protocole que les performances globales d'équilibration dynamique des élèves, sur une plate-forme mobile à bascule dans le sens AP, s'améliorent. Elles sont moins bonnes en 6^{ème} pour devenir identiques voire légèrement meilleures que celles des adultes en 3^{ème}. Les pourcentages d'augmentation du paramètre longueur du déplacement du pivot de la plate-forme à la fermeture des yeux sont dans le sens AP de 150% pour l'adulte contre 120% pour l'élève de 6^{ème}. En ML ces valeurs (mm) sont, pour les adultes de 507 YO/919 YF, et pour l'élève de 6^{ème} : YO 442 /812 YF ; en 3^{ème} ces valeurs sont de 426 YO/807 YF. Dans le sens ML elles sont légèrement meilleures en 6^{ème} pour devenir un peu moins bonnes en 5^{ème} pour s'améliorer ensuite jusqu'à devenir meilleures que celles des adultes en 3^{ème}. Les pourcentages d'augmentation à la fermeture des yeux sont donc de 81% pour l'adulte et 89% pour l'élève de 6^{ème}. On peut donc dire que la fermeture des yeux entraîne approximativement la même dégradation posturale, en dynamique, chez l'adulte et l'enfant et ce quel que soit le sens du pivot de la plateforme. ***Contrairement aux performances posturales statiques, qui se dégradent tout au long des 4 années du protocole, les performances posturales dynamiques s'améliorent.*** Cette amélioration des performances posturales s'accompagne également d'une diminution significative de l'énergie spectrale dans les bandes de hautes fréquences ce qui permettrait de conclure à une meilleure efficacité des boucles de contrôle à point de départ proprioceptif.

Assez peu d'études ont été consacrées à la comparaison de l'équilibre dynamique des adolescents par rapport aux adultes. Shumway-Cook et Woollacott (1985) ont utilisé une plate-forme servo-commandée mobile et ont comparé les performances dynamiques posturales d'enfants de 3 groupes (1-3 ans ; 4-6 ans ; 7-10 ans) avec les performances d'adultes. Ils arrivent à la conclusion qu'à l'âge de 7-10 ans, les enfants ont des performances

comparables à celles de l'adulte et concluent donc que les principaux mécanismes de contrôle moteur dynamique sont en place à cet âge là. Müller et al., 1992, utilisant également une plate-forme dynamique servo-commandée, ont placé des enfants de 1 à 10 ans et des adultes dans des situations déstabilisantes et comparé les réponses électromyographiques. Ils ont montré que les synergies de contrôle de l'équilibre dynamique étaient présentes très tôt et les réponses aux déséquilibres des enfants étaient comparables dès 10 ans à celles des adultes. Quelques travaux ont été réalisés également avec des techniques dites de CDP (computerized dynamic posturography : Equitest ® développées par Nashner, 1993). C'est le cas de Hirabayashi et Iwasaki (1995) qui ont étudié les performances de posturographie dynamique à l'aide des techniques CDP dans 3 groupes de sujets : 3-4 ans, 14-15 ans et adultes. Ils ont montré que les performances des enfants deviennent comparables à celles de l'adulte dans le groupe 14-15 ans. Plus récemment, les auteurs utilisant toujours les techniques CDP (Equitest ®) Peterson et al., 2006, Sparto et al., 2006, Cumberworth et al., 2007 et Ferber-Viart et al., (2007) ont montré effectivement que les mécanismes de contrôle moteur dynamique sont en place dès les âges de 12-15 ans et que les valeurs obtenues sont alors identiques ou légèrement meilleures que celles des adultes. Avec une plate-forme dynamique à bascule spontanément instable identique à la nôtre, Golomer et al., 1997, 1999, ont montré que des adolescents d'âges compris entre 12 et 14 ans avaient des performances légèrement meilleures que celles d'adultes d'âges compris entre 18 et 23 ans. ***Il semblerait donc, à la lumière de nos travaux et des divers travaux précédemment cités, qu'à partir des âges 12-14 ans, les mécanismes du contrôle moteur dynamique soient en place.***

On voit donc qu'en conditions dynamiques de régulation de l'équilibre, les performances posturales de l'enfant ne sont pas dégradées comme elles le sont en conditions statiques. Si l'on reprend le schéma de l'organisation centrale du contrôle postural fourni par Massion et al., 1998 qui est une version modifiée du schéma de Horack et Nashner 1986, on peut voir que deux composantes s'articulent dans le contrôle moteur : le contrôle postural et le contrôle du mouvement. Le contrôle du mouvement peut être assimilé à un contrôle dynamique alors que le contrôle postural concerne un contrôle statique de répartition du tonus musculaire. On peut donc en conclure que le contrôle postural dynamique des adolescents a atteint son niveau de maturité plus tôt que le contrôle moteur statique. Ceci pourrait s'expliquer par plusieurs facteurs :

i) les effecteurs musculaires mis en jeu ne sont pas les mêmes. Le contrôle orthostatique est obtenu essentiellement par des changements de répartition du tonus musculaire et sollicite principalement les petites unités motrices toniques constituées de fibres striées squelettiques lentes oxydatives et résistantes à la fatigue (type S) qui représentent la majorité des fibres musculaires des muscles rouges. Le contrôle moteur dynamique sollicite les unités motrices phasiques constituées soit de fibres rouges rapides et résistantes à la fatigue (type FR), impliquées dans des mouvements de faible amplitude et vitesse, ou les fibres blanches rapides et fatigables (type FF) mises en jeu dans des mouvements de contrôle moteur dynamique plus explosifs (voir la revue faite par Kernell en 1998 sur la voie terminale commune du contrôle postural dans une perspective développementale).

ii) la nature et l'importance des afférences sensorielles visuelles, vestibulaires et somesthésiques (proprioceptives musculo-articulaires et cutanées) sont différentes. Pour toutes les entrées sensorielles on note un renforcement de « l'input » sensoriel dans les conditions dynamiques. La vision est bien davantage sollicitée : le flux visuel est augmenté (surtout en AP). Fitzpatrick et McCloskey (1994) ont montré que les seuils de sensibilité visuelle, pour des mouvements de la scène visuelle (flux visuel) de faibles amplitude et fréquence comme ceux que l'on observe lorsque le sujet est en position orthostatique, sont beaucoup plus élevés que pour des mouvements enregistrés lors de l'équilibration dynamique qui ont des amplitudes et des fréquences oscillatoires plus importantes. Viel et al., 2009 ont observé la même chose et ont pu voir une augmentation de l'index d'ancrage visuel lorsque la fréquence des oscillations du support du sujet était augmentée. Ces auteurs adoptent l'hypothèse selon laquelle les perturbations du schéma corporel qui se produisent au cours de l'adolescence peuvent conduire les sujets à négliger les informations proprioceptives et à se reposer de manière plus importante sur la vision pour contrôler leur orientation et stabiliser leur corps et ceci davantage dans des conditions dynamiques. Les informations proprioceptives oculaires sont également plus importantes, dans la condition dynamique, en raison de l'augmentation des mouvements oculaires nécessaires à la vergence du regard lors de la fixation de la cible. Roll et Roll 1988 ont montré l'importance fondamentale de ces informations dans la régulation de la posture. Les informations vestibulaires sont renforcées en raison des accélérations linéaires et rotatoires de la tête. Les stimulations galvaniques, labyrinthiques, qui ont été réalisées au cours de diverses positions de tête ont pu montrer, surtout lorsque le sujet est placé en condition d'équilibre dynamique, d'importants ajustements posturaux (Lund et Broberg 1983, Gurfinkel et al., 1988, Hlavacka et al., 1995).

Les informations somesthésiques sont également beaucoup plus nombreuses en raison de l'étirement des muscles, de l'augmentation de l'amplitude des mouvements articulaires et de la sollicitation plus importante des gravicepteurs de la sole cutanée plantaire en raison des déplacements augmentés du CoP. De nombreux travaux faisant appel à des vibrations de tendons réalisées en normogravité ou en microgravité (voir revue Massion 1998) ont pu rapporter l'existence d'une chaîne proprioceptive allant de la tête aux pieds et donnant des informations sur la position de chaque segment corporel les uns par rapport aux autres (Roll et Roll 1988). Dans les conditions dynamiques, cette chaîne proprioceptive est davantage sollicitée.

iii) les conditions d'équilibre étant plus précaires, la tâche motrice augmentant en difficulté, la vigilance s'accroît. Woollacott et Shumway-Cook (2002) ont montré qu'il y avait des relations entre l'attention et le contrôle de la posture et de la locomotion. L'augmentation de la réafférentation dans les systèmes sensoriels spécifiques (vision, vestibule, proprioception musculo-articulaire, somesthésie cutanée) est accompagnée d'une augmentation de la réafférentation dans le système sensoriel non spécifique faisant intervenir la formation réticulée et le thalamus non spécifique. Ceci entraîne un renforcement de la dynamogénie c'est-à-dire de l'action facilitatrice des centres nerveux supérieurs sur le contrôle moteur dynamique. Les recalibrations et réajustements des programmes moteurs se font plus rapidement et plus efficacement. La priorité serait donnée au contrôle du mouvement sur le contrôle de la posture.

Le contrôle moteur dans ses composantes statique et dynamique repose sur les interactions qui existent entre les systèmes visuels, vestibulaires et somesthésiques. Assaiante et Amblard en 1992 ont montré qu'avant l'âge de 7 ans, la vision est le canal sensoriel prédominant chez l'enfant. A cet âge, la contribution visuelle dans le contrôle de l'équilibre s'effondre avant d'augmenter progressivement à partir de 8-9 ans jusqu'à l'âge adulte. Selon Hirabayashi et Iwasaki (1995) utilisant le système CDP (Equitest®) qui permettrait d'apprécier le poids de chaque entrée sensorielle dans le contrôle postural, la fonction somato-sensorielle se développerait très tôt et deviendrait comparable à celle de l'adulte dès l'âge de 3-4 ans, tandis que la fonction visuelle pourrait atteindre son niveau de l'état adulte qu'à l'âge de 15 ans. La fonction vestibulaire aurait un développement plus tardif et même à l'âge de 15 ans, elle n'atteindrait pas tout à fait son niveau de l'âge adulte. Ferber-Viart et al., (2007), émettent l'hypothèse que le développement du contrôle moteur postural ne s'achèverait qu'après l'âge

de 14 ans. Les enfants perdent souvent leur équilibre dans des situations conflictuelles dans lesquelles est impliqué le canal visuel (Forssberg et Nashner, 1982, Shumway-Cook et Woollacott, 1985). L'hypothèse de Ferber-Viart et al., (2007) est que les jeunes enfants sont incapables de supprimer les informations visuelles conflictuelles. Il a été montré par ailleurs chez les enfants, que des désordres oculaires étaient souvent responsables d'anomalies d'équilibre (Anoh-Tanon et al., 2000). D'autre part, dans une publication récente Hsu et al., (2009) utilisant une plate-forme de force, ont montré, sur une population d'enfants âgés de 3 à 12 ans, qu'il y avait une corrélation significative entre les caractéristiques anthropométriques (taille-poids) des enfants et les performances posturales. Celles-ci se dégradent lorsque la taille et le poids augmentent à âge égal. Comme le soulignent Casselbrant et al., 2007, les moins bonnes performances posturales de l'enfant par rapport à l'adulte seraient dues à la nécessité de recalibrer en permanence les informations visuelles et vestibulaires par rapport aux informations somato-sensorielles qui sont en constant changement tout au long de la croissance. La puberté, qui provoquerait une modification brutale de la taille et du poids du sujet, entrainerait donc un conflit sensoriel entre les afférences somato-sensorielles et visuo-vestibulaires. Viel et al., (2009) ont d'ailleurs montré clairement, en comparant leurs résultats obtenus chez des adolescents avec ceux qu'ils avaient obtenus précédemment chez les jeunes adultes (Vaugoyeau et al., 2008) que les adolescents utilisaient des stratégies posturales différentes. Ces auteurs concluent à l'existence d'un retard de maturation dans la chaîne proprioceptive par rapport aux adultes. L'enfant et l'adolescent fonctionnant avec une priorité importante aux informations visuelles seraient donc perturbés dans leur contrôle moteur postural (Sparto et al., 2006). Cette perturbation est plus sensible dans les conditions statiques parce que les afférences visuelles et vestibulaires sont moins importantes et prennent moins le dessus sur les informations sensorielles qu'en conditions d'équilibration dynamique.

Barela et al. 2003 émettent l'hypothèse selon laquelle la variabilité plus importante des paramètres d'oscillations posturales chez l'enfant par rapport à l'adulte ne résulterait pas d'un défaut de feedback sensoriel mais plutôt d'un sous-développement de la capacité d'avoir un modèle performant de la représentation interne de la position et de l'orientation du corps dans l'espace qui a été décrite par Gurfinkel en 1994.

Nous pouvons donc souscrire à cette hypothèse : la plus grande variabilité des oscillations posturales des enfants par rapport aux adultes serait due à un processus inadéquat de recalibration des informations sensorielles provenant des différentes sources pour générer ce modèle de représentation interne de la position et de l'orientation du corps. Ce n'est que plus

tard que de tels processus de recalibrations arrivent à un niveau de maturité comparable à celui des adultes.

Selon Bouisset et Do (2008), le système moteur comprend deux types d'organisation : un qui concerne la posture et l'autre le mouvement. Cette dualité d'organisation a été décrite très tôt (Babinski 1899 et André-Thomas 1940). Le maintien de la posture que l'on appelle souvent le maintien statique de la posture, survient en réponse à la gravité terrestre et à la force de réaction du support. La stabilisation posturale, que l'on appelle, équilibre dynamique, survient en réponse à une perturbation et le développement moteur peut expliquer la différence, que l'on a observée dans notre étude, entre les performances posturales statiques et dynamiques. Hess (1943) disait déjà que le maintien de la posture fait appel à des mécanismes différents des mécanismes impliqués dans la stabilisation de la posture. Un mouvement volontaire ou non est une perturbation de la posture et par conséquent, de l'équilibre du corps. Les deux aspects mouvement volontaire et posture en relation avec ce mouvement, coopèrent dans l'organisation de l'acte moteur. Bernstein 1935 et Gelfand 1966, formulent l'hypothèse que le contrôle moteur inclu deux composantes : une composante focale, et une composante posturale. La composante focale se réfère aux différents segments du corps qui sont mobilisés pour accomplir un mouvement volontaire. La composante posturale est en relation avec la position de repos du corps qui est impliquée dans des réactions de stabilisation. Le corps se répartissant ainsi en une chaîne focale et en une chaîne posturale (Bouisset et Zattara 1981). Il faudrait donc admettre, dans notre étude, que la chaîne focale atteint un niveau de maturation avant la chaîne posturale.

I.1.2. Influence de la poussée pubertaire sur les performances posturales :

Nous allons maintenant essayer de dégager le rôle de la poussée pubertaire dans la dégradation des performances observées chez l'enfant par rapport à l'adulte.

I.1.2.1. Mise en évidence de la poussée pubertaire et son effet sur les performances posturales :

De la naissance à l'âge adulte, l'individu a une augmentation de taille de 1,2 mètre environ. La vitesse de croissance est régulière jusqu'à la poussée pubertaire où cette vitesse de croissance augmente brutalement créant le pic de poussée pubertaire qui permet de dater celle-ci. Cette vitesse de croissance entraîne donc une augmentation de taille des différents segments corporels, et en particulier du tronc (Goussard 2008).

Notre étude montre, en accord avec de nombreux auteurs, que la poussée pubertaire survient entre 12 et 13 ans pour la fille (Fig. 46 et 47) et entre 13 et 14 ans pour le garçon (Taner et al., 1975, Barnes, 1975, Taner, 1999 et Rogol, et al., 2002). Cette poussée pubertaire survient donc en moyenne en 5^{ème} chez les filles et en 4^{ème} chez les garçons.

I.1.2.2. Influence de la poussée pubertaire sur les performances en statique :

Nos travaux ont montré (dans la partie résultats à partir de la page 112) que 90 %, YO, de l'effectif total (garçon et filles) du groupe témoin et 95%, YF, ont des performances posturales dégradées liées à la survenue de la puberté.

Nous avons vu dans le cadre théorique que le contrôle postural s'organisait en 3 étapes essentielles :

- une phase d'acquisition des informations sensorielles impliquées dans le contrôle postural avec 3 canaux sensoriels essentiels (visuel, vestibulaire et somesthésique),
- une phase de traitement des informations avec des intégrations successives à différents niveaux du SNC, qui aboutit à la reconnaissance de la position du corps dans l'espace. Celle-ci est confrontée avec le modèle interne de la position et de l'orientation du corps dans l'espace,
- à l'issue de cette confrontation, une phase d'élaboration des stratégies motrices correctrices qui va aboutir à la commande motrice des unités motrices statiques et/ou phasiques.

Les modifications entraînées par la puberté sont donc susceptibles d'agir à chacun de ces 3 niveaux. La transmission des informations sensorielles au SNC et le traitement de celles-ci dépendent de la conduction nerveuse et donc de la myélinisation des fibres nerveuses. Il a été montré par plusieurs travaux (Yakovlev et LeCours 1967, Huttenlocher 1979, Giedd et al., 1999, Thompson et al., 2000 et De bellis et al., 2001) que la myélinisation du système nerveux périphérique et central n'était terminée qu'après l'adolescence. Par conséquent, la rapidité d'acheminement des informations sensorielles au SNC, le traitement de ces informations et la rapidité de la commande motrice peuvent être légèrement moins bonnes chez l'adolescent que chez l'adulte. Les différents canaux sensoriels peuvent également être perturbés puisque les modifications importantes des caractéristiques anthropométriques (taille, poids, longueur des segments corporels et rapport masse maigre/masse grasse) vont avoir, invariablement, une répercussion au niveau des récepteurs somesthésiques. D'autre part, il a été montré (Hirabaiashi et Iwasaki 1995) que la maturation du canal visuel n'était atteinte qu'à l'âge de 15 ans tandis que la fonction vestibulaire n'atteignait sa maturité que plus tard, vers 17-18 ans (Ferber-Viart 2007). L'acquisition de la représentation interne de la position et

de l'orientation du corps dans l'espace va se faire par une recalibration de divers canaux sensoriels entre eux et tout déséquilibre d'un canal par rapport à l'autre peut entraîner, comme évoqué précédemment, un conflit sensoriel générateur d'une perturbation du contrôle postural. Enfin, concernant les effecteurs musculaires, la poussée pubertaire est marquée par une augmentation importante de la masse musculaire. L'hypertrophie des fibres musculaires en est la cause principale et le muscle, suivant l'allongement osseux, va aussi voir sa longueur croître par un allongement des sarcomères existant et nouvellement créés aux extrémités du muscle. La plus grande augmentation de cette masse musculaire se fait pendant la phase de poussée pubertaire et nécessite une recalibration de l'acte moteur qui peut entraîner un défaut d'efficacité temporaire dans les contrôles moteurs posturaux.

I.1.2.3. Influence de la poussée pubertaire sur les performances en dynamique :

Nous avons pu observer (tableau p 59) que dans le groupe témoin, le pourcentage de sujets non concernés par une dégradation des performances au cours de la poussée pubertaire, augmentait puisque il passe de 10% en statique à 20% en dynamique AP, et à 41.5% dans le sens ML, ceci dans la condition YO. Dans la condition YF, ces pourcentages de « non concernés » passaient de 5% en statique à 29% dans le sens AP ou ML. La poussée pubertaire entraîne donc moins de perturbations des performances en dynamique qu'en statique. Les performances posturales dynamiques s'améliorent légèrement tout au long des 4 années du protocole pour devenir aussi bonnes voire même meilleures que celles des adultes. Cependant, même si le nombre de sujets qui n'ont pas de perturbations des performances dynamiques en relation avec la poussée pubertaire augmente, il reste néanmoins une majorité d'élèves perturbés par cette poussée pubertaire. L'effet moins important de la poussée pubertaire sur les performances posturales dynamiques peut s'expliquer comme évoqué plus haut et qui peuvent se résumer par une augmentation plus importante de toutes les afférences sensorielles et donc par un changement du poids respectif de chacun des canaux sensoriels les uns par rapport aux autres.

D'autre part, la poussée pubertaire qui entraîne une augmentation de la masse musculaire provoque un changement de la répartition des UM avec une augmentation privilégiée des UM rapides et résistantes (IIa) et rapides et fatigables (IIb) (Glenmark et al., 1994, Temfemo et al., 2009). Nous pouvons donc souscrire à l'hypothèse de Bouisset et Zattara (1981) selon laquelle la chaîne focale, sollicitée en condition d'équilibration dynamique, atteint un niveau de maturation avant la chaîne posturale et est moins affectée par la poussée pubertaire.

I.1.2.4. Différences de comportement suivant le sexe :

En statique l'incidence de la poussée pubertaire sur la baisse des performances se fait de manière un peu différente pour les garçons et les filles. On peut voir dans les résultats que cette dégradation des performances posturales se fait de manière synchrone avec la poussée pubertaire ou un an après, pour les garçons. Pour les filles, cette dégradation des performances posturales par rapport à la poussée pubertaire est un peu plus étalée dans le temps puisqu'elle se partage entre synchrone, un an et deux ans. Cette observation peut être rattachée aux études de quelques auteurs (Taner (1965), Barnes (1975) et Rogol (2002)) qui ont montré que les pics de la vitesse de croissance de la taille et du poids sont simultanés chez le garçon, tandis que chez la fille, le pic de prise de poids est en décalage au moins de 6 mois avec le pic de vitesse de croissance de la taille. Cette différence serait liée aux différences de sécrétions hormonales. En effet, sous l'influence de la testostérone, les garçons auraient une augmentation simultanée de croissance de l'os, du muscle et une perte de masse grasse (Taner et al., 1965). Chez les filles, sous l'influence des œstrogènes, l'acquisition de la masse corporelle se fait plus au profit de la masse grasse et est plus étalée dans le temps (Rogol 2002) ; les perturbations posturales suivraient également cet étalement dans le temps.

I.2. Utilisation d'un mobilier scolaire ergonomique, faisant varier l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et l'axe du rachis, par rapport à un mobilier scolaire conventionnel.

I.2.1. Avantages du mobilier ergonomique par rapport au mobilier conventionnel :

On a vu qu'un enfant, lors de sa scolarité, passait pendant 8 mois par an entre 25 et 30 heures par semaine sur son poste de travail scolaire. Ceci pendant au moins 15 ans, entre les âges de 3 à 18 ans, voire plus en cas d'études supérieures ; soit un total compris entre 12000 et 20000 heures. Nul doute que la qualité et la nature de cette position assise conditionne la maturation du contrôle moteur postural qui se met en place pendant cette partie de la vie de l'individu. Les différents mobiliers ergonomiques qui ont été proposés à l'homme à ce jour modifient tous l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel avec les divers segments corporels dont le rachis cervical, dorsal et lombaire par rapport à un mobilier conventionnel.

Le mobilier ergonomique Hephaïstos de la gamme Europa ® que nous avons utilisé propose en particulier :

I°) une inclinaison à 20° du plan de travail vers le haut par rapport à l'horizontale, ce qui entraîne :

- des conséquences visuelles : Harmon en 1958 établit une distance physiologique égale à la distance entre le coude et la première phalange du majeur comme étant la distance de travail

(pour la lecture et l'écriture) qui correspond à la distance de moindre effort pour le système visuel. L'optométriste évalue la distance où le sujet place son texte spontanément : c'est le réflexe visuo-postural (REVIP). Avec le REVIP, le sujet établit une relation entre la posture du corps et la coordination œil-main. Plus l'enfant se rapproche de son texte, plus il dépense de l'énergie pour maintenir une image visuelle à la fois nette et simple; énergie qui lui fera défaut pour la compréhension et le maintien de l'attention (Sampedro et al., 1997). Le mobilier ergonomique utilisé (Hephaïstos) permet une optimisation du REVIP en respectant la distance de Harmon (Mateos, 1997 Piquet, 1999, Lamouret, 1998, Etievant, 2003).

- des conséquences biomécaniques sur le rachis : cette inclinaison limite aussi la flexion excessive cervico-dorsale, source de cervicalgies, de compression de la cage thoracique et de la cavité abdominale (association départementale d'éducation pour la santé, Lyon, 1999).

2°) une élévation et une inclinaison en avant et vers le bas du plan de l'assise qui passe de 90° à 120° par rapport au plan vertical : ceci entraîne une ouverture de l'angle du corps (tronc-cuisse) qui atténue les lordoses cervicale et lombaire et la cyphose dorsale et permet:

- une amélioration de l'efficacité ventilatoire et une facilitation du travail digestif en diminuant la compression abdominale.

- une diminution des pressions intradiscales au niveau des disques intervertébraux en particulier des 3 derniers disques lombaires.

Andersson et Ortengren en 1974 enregistraient simultanément la pression du disque intervertébral entre les étages L3-L4 lors d'un passage de l'angle du siège (entre le dossier et l'assise) de 80 à 130° et l'activité électromyographique, dans les muscles du dos (au niveau de la 8^{ème} vertèbre dorsale). Ils constataient alors (Fig. 85) une diminution spectaculaire à la fois des pressions et des activités électromyographiques quand l'angle tronc-cuisse passe de 80 à 130°.

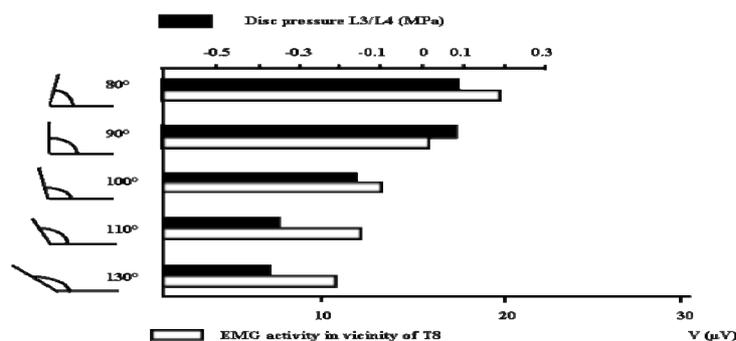


Fig. 85 : Evolution de la pression du disque intervertébral (MPa) entre les étages L3-L4 et de l'activité électromyographique (µV) dans les muscles du dos au niveau de la 8^{ème} vertèbre dorsale en fonction de l'angle formé entre le dossier et l'assise. Schéma de Andersson et Ortengren (1974)

Nachemson et al., en 1981 et 1992, ont implanté des capteurs de force dans le noyau pulpeux des disques entre L3-L4, L4-L5 et ont mesuré les forces intradiscales au cours de diverses positions (debout ou assises) de la vie courante. En prenant comme valeur de référence la force relevée en station debout (à =100%), ils ont pu montrer que la position assise entraînait une augmentation des contraintes discales de 140%, celles-ci passant à 190% lors de la flexion du tronc vers l'avant dans la position classique de l'enfant posant ses coudes sur sa table scolaire horizontale de travail. Si le sujet soulevait alors un poids (cartable, livre lourd...), cette augmentation de force pouvait atteindre jusqu'à 220%. En penchant l'assise (plan du siège) vers l'avant, de façon à faire passer l'angle tronc-cuisse de 90° (assise conventionnelle) à 120° (assise ergonomique), Chaffin et al (1999) ont montré (tableau 53) que cela revenait à faire passer la force intra-discale de 370N à 150N ce qui correspond à une diminution de 60% pour la position assise conventionnelle et à une diminution de 54% de cette force pour la position debout (330N à 150N).

	NACHEMSON 1985	NACHEMSON 1992	CHAFFIN ET AL 1999
POSITION DEBOUT ORTHOSTATIQUE	700N	500N	330N
POSITION ASSISE SANS DOSSIER	1000N	700N	410N
POSITION ASSISE AVEC DOSSIER ANGLE TRONC CUISSE 90°	-	-	370N
POSITION ASSISE AVEC DOSSIER ANGLE TRONC CUISSE 100°	-	450N	300N
POSITION ASSISE AVEC DOSSIER ANGLE TRONC CUISSE 120°	-	-	150N

Tab. 53 : Forces de contraintes (Newton) intra-discales vertébrales en L3-L4 et L4-L5 au cours de la position orthostatique et de diverses positions assises.

Une augmentation importante des pressions au niveau du noyau pulpeux du disque intervertébral peut avoir de fâcheuses conséquences : à minima, cela va entraîner une moins bonne hydratation du disque et à maxima, une hernie discale. Dans tous les cas, cela peut entraîner la dégénérescence discale, cause fréquente des lombalgies chroniques (Kujala et al., 1996, Claus et al., 2008).

- le mobilier Hephaïstos utilisé autorise également un appui tibial (Fig. 86) qui permet de transférer une partie des pressions du bassin et du rachis lombaire vers les tibias. Ceci

provoque une diminution supplémentaire des pressions au niveau des disques intervertébraux lombaires par rapport aux mesures effectuées par les auteurs ci-dessus (Tab. 53). Lelong en 1986, a montré que l'utilisation d'un mobilier ergonomique semblable permettait de réduire de 55% l'ensemble des contraintes au niveau des 3 derniers disques lombaires par rapport à la station de travail assise conventionnelle (siège à assise horizontale, plan de travail horizontal, imposant nécessairement une flexion du tronc vers l'avant pour maintenir une distance (REVIP) entre les yeux et le plan de travail de 30 à 40cm).

3°) un ajustement fin à la taille du sujet : De nombreux auteurs ont souligné que des postures inconfortables sur le mobilier scolaire pouvaient être douloureuses compte tenu des périodes prolongées que l'enfant passe à l'école (Aagaard-hansen et Storr-paulsen, 1995, Murphy et al., 2004). Il a été défini un syndrome douloureux postural chez les élèves travaillant sur un mobilier inadapté (Knight et Noyes, 1999, Troussier et al., 1999, Milanese et Grimmer, 2004) et quelques auteurs ont même montré que les enfants pouvaient conserver ce mauvais maintien postural, acquis à l'école, pour le reste de leur vie (Floyd et Ward 1969, Cardon et al., 2004). Dans une étude récente, Gouvali et Boudolos (2006), ont comparé, dans une population âgée de 6 à 18 ans, les mesures anthropométriques de ces enfants et adolescents et les mesures des caractéristiques du mobilier qu'ils utilisaient en classe (hauteurs du bureau, hauteur et profondeur du siège). Ils ont montré que les mobiliers n'étaient pas adaptés aux caractéristiques anthropométriques des utilisateurs dans 82% des cas pour la hauteur de la table, 72% pour la hauteur du siège et 39% pour la profondeur des sièges. Ce qui entraîne de mauvaises postures au travail et le cortège de douleurs qui les accompagne. Le mobilier ergonomique Hephaïstos utilisé, par ses nombreuses possibilités de réglages (figure ci-après), permet d'adapter parfaitement ce mobilier aux caractéristiques anthropométriques de l'élève.

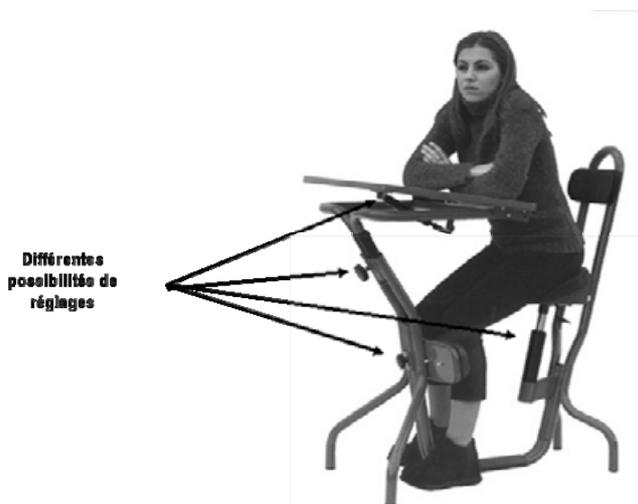


Fig. 86 : Présentation des différentes possibilités de réglage du mobilier ergonomique Hephaïstos utilisé dans notre étude.

Les radios de la figure 86 nous montrent bien les variations de la lordose à la cyphose que prend la courbure lombaire lorsque l'on change d'assise :

- en position debout, on note une lordose lombaire qui est maximale ;
- en cas d'assise droite avec appuis pédieux et appuis sur les avant-bras d'une table horizontale, on note l'apparition au contraire d'une légère cyphose lombaire ;
- assis en arrière avec appuis pédieux (position de repos sur mobilier conventionnel) on peut relever à nouveau une lordose lombaire importante ; alors qu'en position assise normale, sans appui dorsal et avec appuis pédieux, on observe un relâchement de la lordose lombaire et une détente du muscle psoas-iliaque provoquée par la flexion de la hanche.

L'intérêt du changement d'inclinaison du plan de travail et de l'assise n'est donc pas seulement dans une répartition différente des contraintes gravitationnelles sur le squelette, sur les disques intervertébraux et sur les articulations, il est aussi et peut être surtout dans l'atténuation des tensions et les sollicitations variables des muscles toniques du rachis comme les muscles transversaires épineux et la masse commune sacro-lombaire.

En conclusion, ce mobilier ergonomique permet, en position assise, avec l'ouverture de l'angle tronc-cuisse, un respect des courbures du rachis. Par ses multiples réglages, il respecte les différences et les évolutions morphologiques. Il permet de faire varier la position d'assise en classe, facilitant le changement de position entre la position debout, la position assise d'écoute (fond de siège) ou la position assise de travail (glissement vers l'avant du siège). Magora à montré en 1972 qu'une variation régulière de la position assise entraînait une réduction de la prévalence à la lombalgie. Cette variation de position d'assise permet de faire varier le niveau d'étirement et donc des contractions toniques des divers muscles du rachis. Il favorise ainsi, grâce aux différents points d'appuis qu'offrent les supports, une bonne répartition du poids du corps et un changement facile de cette répartition. Il permet grâce à l'inclinaison du plan de travail, une distance et une géométrie œil-table correcte et une courbure de la nuque naturelle impliquant une sollicitation à minima des muscles toniques du cou. Enfin, en libérant la cage thoracique et la paroi abdominale, il favorise la respiration, la circulation sanguine et le travail digestif. Comme le soulignent quelques auteurs qui ont utilisé ce mobilier (Guerlin et Serfaty, 1997, Sauveplane et De Saint André 2005, Bourgeois 2008), un des avantages fondamentaux de ce mobilier est d'entraîner une diminution considérable de la quantité d'énergie dépensée sur le plan postural au cours du travail scolaire et donc de favoriser l'efficacité de celui-ci.



Fig 86. Radios du rachis dans diverses postures du corps au cours desquelles l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et l'axe sagittal du rachis a été changé : 1/ Debout pieds joints ; 2/ assis droit, appuis pédieux, sans appuis dorsal ; 3/ assis penché en AV, appuis pédieux et sur les avant bras ; 4/ assis penché en AR, appuis pédieux et dorsal.

Bien entendu, il faut que les différents réglages soient effectués, pour adapter le mobilier à la morphologie de chaque élève, ce qui impose:

- soit de conserver pour le même élève, le même mobilier, en faisant régulièrement le réglage, une à deux fois par an, compte tenu de la croissance. Ceci revient, en collège, à conserver une salle pour chaque classe et c'est donc le professeur qui change de classe par discipline et non pas l'élève.

- soit de refaire les réglages si le même mobilier est utilisé par plusieurs élèves. Cette dernière solution est rarement acceptée par les enseignants car génératrice de perte de temps et d'indiscipline.

I.2.2. Incidence du mobilier ergonomique sur la dégradation des performances statiques et dynamiques entraînées par la poussée pubertaire :

En ce qui concerne les performances d'équilibration orthostatique, les élèves qui ont travaillé sur un mobilier scolaire ergonomique, ont une altération des performances posturales moins importante que les élèves travaillant sur mobilier scolaire conventionnel. Cet effet protecteur de la dégradation des performances posturales s'exerce non seulement entre le début et la fin d'année (interaction « période*mobilier ») mais aussi d'une année sur l'autre (interaction « année*mobilier ») et protège le sujet de la dégradation supplémentaire entraînée par la fermeture des yeux (interaction « vision*mobilier »).

Le mobilier ergonomique agit également sur l'utilisation des différentes boucles de régulation du contrôle postural statique puisqu'on note, notamment, une diminution de la sur-utilisation des boucles de régulations courtes aussi bien YO que YF, ce qui est en faveur d'une diminution de la raideur musculaire tant au niveau des muscles distaux (membres inférieurs) que proximaux (muscles du tronc) puisque cette diminution peut s'observer dans l'analyse spectrale en X (oscillation droite-gauche sollicitant plus une musculature proximale ; stratégie de hanche de Nashner 1993) et en Y (oscillation avant-arrière impliquant davantage les muscles distaux ; stratégie de cheville de Nashner 1993).

Concernant les performances d'équilibration dynamique, et bien que l'on ait observé non pas une dégradation comme en statique, mais au contraire une amélioration de celles-ci au cours des 4 années du protocole, on observe que le mobilier ergonomique permet une optimisation des performances posturales quels que soient le sens des oscillations (AP ou ML) et la condition visuelle (YO ou YF). Il permet d'éviter le retentissement de la poussée pubertaire

qui entraîne un ralentissement temporaire de l'acquisition du contrôle moteur dynamique comme on le voit avec l'augmentation, dans le groupe mobilier ergonomique du nombre d'élèves non concernés par un effet de la poussée pubertaire sur la dégradation des performances posturales dynamiques. Le mobilier ergonomique exerce également une action en diminuant spécifiquement, par rapport au mobilier conventionnel, la sur-utilisation des boucles courtes de contrôle (fréquences supérieures à 2Hz). Il améliore donc, également, en dynamique, la raideur des muscles distaux des membres inférieurs et proximaux du tronc et du rachis.

Nous n'avons pas trouvé, dans la littérature scientifique, de travaux relatant des études posturographiques instrumentalisées comparant un mobilier ergonomique par rapport à un mobilier conventionnel. Les quelques études réalisées, afin de comparer un mobilier ergonomique scolaire par rapport à un mobilier conventionnel ont toutes été focalisées sur la comparaison de la survenue de troubles musculo-squelettiques quantifiés la plupart du temps à l'aide d'échelles (questionnaires) de douleur ou de confort.

En effet, ces études étaient toutes orientées sur l'incidence du mal de dos chez l'enfant, l'adolescent ou le jeune adulte. De nombreuses études font état de mal de dos chez les adolescents avec une prévalence estimée à environ 30% dans des tranches d'âges compris entre 10 et 16 ans (Balagué et al., 1988 ; Balagué et al., 1994 ; Mierau et al., 1989 ; Olsen 1992 ; Feldman et al., 2001). Olsen et al. (1992) ont conduit une étude épidémiologique sur la survenue de lombalgie sur une population de 1246 adolescents (âge compris entre 11 et 17 ans). Ils ont pu montrer que :

- la plainte de lombalgie était rare en dessous de l'âge de 10 ans,
- 30% de la population (11-17 ans) ont rapporté un épisode de mal de dos,
- l'âge moyen d'apparition du mal de dos était de 13,6 années et ce mal de dos augmentait progressivement jusqu'à l'âge de 15 ans.

Oster et Nielson (1972) montrent, eux, que la prévalence des maux de dos se fait à 11 ans chez les filles contre 13 ans chez les garçons.

Leboeuf-Yde et Kyvik (1998) dans leur étude épidémiologique constatent que la prévalence des maux de dos apparaît vers 12-13 ans chez les filles et 13-14 ans chez les garçons. Ils en concluent que cette augmentation de la prévalence des maux de dos pendant l'adolescence plus tôt pour les filles que pour les garçons est reliée à la puberté. Cette hypothèse est défendue également par Feldman et al. (2001), Burton et al. (1996) qui pensent que ce phénomène est associé avec la brusque augmentation de croissance et de développement des os et des muscles de l'adolescent à la poussée pubertaire.

Le poste de travail à l'école fait partie des éléments incriminés dans les douleurs musculo-squelettiques rencontrées chez les enfants en âge scolaire. Au cours des études, les enfants sont souvent assis dans des postures inadaptées avec le tronc et la nuque fléchis et voire même en rotation pendant de longues périodes (Murphy et al., 2002, 2004, Saarni et al., 2007, 2009). Ces mauvaises postures statiques sur le plan de travail et cette assise inadaptée pendant des périodes prolongées sont autant de facteurs de risques pour la survenue des lombalgies (Kumar et Mital 1992, Murphy et al., 2004, Saarni 2009). En effet, ces auteurs constatent que l'assise prolongée dans une posture inadaptée provoque l'étirement des tissus souples, augmente les pressions de certains disques intervertébraux, peut entraîner une irritation et/ou une compression des nerfs au niveau de la sortie de la moelle épinière ce qui provoque des sensations douloureuses et des contractures réflexes responsables, elles mêmes, de troubles musculo-squelettiques. Par une modification de l'assise du mobilier scolaire, comme cela est obtenu avec un mobilier ergonomique, la posture assise de l'enfant peut être amenée à une situation, par rapport au vecteur gravitationnel, plus favorable qui permettrait de s'opposer aux effets précédemment décrits. De nombreux mobiliers ergonomiques scolaires ont été proposés et entraînent tous plus ou moins une diminution de la flexion de la nuque (Marschall, et al., 1995) et une augmentation de l'angle tronc-cuisse (Marschall, et al., 1995, Koskelo 2006). Quelques uns de ces mobiliers proposent également une assise très inclinée vers l'avant transférant une partie des appuis antigravifiques soit au niveau des genoux (Chlebicka 2004) soit au niveau des tibias ce qui provoque une protection de la lordose lombaire et de la cyphose dorsale. Quelques études ont pu montrer que ces mobiliers ergonomiques entraînaient une diminution significative des troubles musculo-squelettiques appréciée soit par une échelle dichotomique (oui/non) soit par un barème de douleur (Linton et al., 1994 ; Koskelo 2006, ; Saarni 2007, 2009). L'augmentation du confort postural relevée par ces auteurs et la diminution des douleurs sont à rapprocher d'une diminution de l'état de tension et de raideur des muscles antigravifiques. En effet, Feldman et al. (2001) ont montré qu'il y avait une corrélation significative entre la prévalence de la lombalgie et un état d'hypertonie au niveau des muscles triceps sural et quadriceps fémoral. Le mobilier ergonomique utilisé dans notre étude entraîne une diminution significative de la part prise dans les oscillations posturales par les boucles de fréquences supérieures à 2Hz et ceci aussi bien en statique qu'en dynamique.

On peut donc dire que le changement de l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel avec le grand axe du corps, entraîné par l'utilisation du mobilier ergonomique, a permis de minimiser les pertes de performances posturales consécutives à la poussée pubertaire et d'optimiser la maturation du contrôle moteur dynamique.

On peut remarquer que cet effet bénéfique du mobilier sur le contrôle moteur postural statique et dynamique s'exerce très rapidement puisque, pour certains paramètres, (partie III ; résultats) on peut noter un effet « mobilier ». Ainsi, les performances posturales seraient moins dégradées en statique et plus améliorées en dynamique et ce dès la première prise de données. Ceci peut s'expliquer par le fait que le premier test postural, en 6^{ème}, a été réalisé en décembre (début année 1 alors que pour les autres années les tests étaient mis en place en début d'année scolaire c'est-à-dire en septembre. Le fait d'obtenir des différences entre les groupes dès le début du protocole est dû à la survenue de cette première série de tests 4 mois après la rentrée scolaire en raison de la lenteur administrative pour obtenir les autorisations nécessaires au démarrage de ce protocole. Les élèves du groupe mobilier ergonomique utilisaient donc depuis 4 mois déjà ce type de mobilier et en présentaient déjà les effets bénéfiques.

Les mécanismes de ces actions bénéfiques du mobilier ergonomique sur le contrôle moteur postural statique et dynamique peuvent se résumer par une meilleure réafférentation somato-sensorielle. Les changements rapides et brutaux entraînés par la poussée pubertaire (augmentation du poids et de la taille) ont des effets atténués lorsqu'on multiplie les appuis antigravifiques et que l'on respecte certains principes biomécaniques comme c'est le cas avec le mobilier ergonomique. Cela minimise donc les conflits sensoriels entre le canal somesthésique et les canaux visuo-vestibulaires et permet donc une recalibration plus rapide des informations sensorielles ce qui conduit à une meilleure réactualisation de la représentation interne de la position et de l'orientation du corps dans l'espace. La multiplication des appuis antigravifiques diminue également les effets de la pesanteur sur l'étirement de certains muscles en particulier les muscles de la loge postérieure des jambes, du tronc et du rachis. Ceci qui entraîne une réduction de la contraction réflexe myotatique (boucles courtes) et donc de la raideur de ces muscles. Cela permet d'obtenir une souplesse musculaire supplémentaire et donc une meilleure efficacité des corrections motrices posturales statiques ou dynamiques. En d'autres termes, on peut dire avec Bouisset et Zatarra (1981) que les chaînes posturales et focales deviennent plus opérationnelles et plus efficaces dans la régulation du contrôle moteur.

I.3. Incidence du mobilier ergonomique sur la prévalence du mal de dos :

De nombreux travaux ont montré que la prévalence des maux de dos des enfants en âge scolaire était élevée et en relation majoritairement avec la position assise. Ainsi, dans la recherche de la prévention du mal de dos chez l'enfant scolarisé, il a été évoqué de multiples causes parmi lesquelles, le poids excessif des cartables (Hamimi 2008), et la mauvaise qualité ou ajustement du mobilier scolaire (Gouvali et Boudolos 2006). Cependant, dans les recommandations qui sont issues des travaux d'une commission européenne sous la direction de Kim Burton en novembre 2004 (Research Directorate-General, Department of Policy, Coordination and Strategy) et qui ont été publiés sous le titre *European Guidelines for Prevention in Low Back Pain*, dont les directives publiées (disponibles au site www.backpaineurope.org) il est établi clairement qu'il n'y a pas à ce jour d'évidence formelle pour recommander ou pour s'opposer à l'utilisation de mobilier scolaire modifié (ergonomique) comme un moyen prophylactique de lutte contre le mal de dos de l'élève (Burton 2005).

Ce travail apporte donc cette preuve manquante puisque l'on montre clairement que le mobilier ergonomique utilisé, non seulement améliore les performances posturales en favorisant l'acquisition du schéma corporel et les recalibrations nécessaires à la maturation du contrôle postural au cours de la puberté mais il permet également de diminuer les tensions musculaires, les pressions inter-discales au niveau des masses lombosacrées et diminue significativement la prévalence du mal de dos.

II. ETUDE POSTUROGRAPHIQUE DES CONSEQUENCES D'UN ALIEMENT DE LONGUE DUREE AVEC MODIFICATION DE LA POSITION COUCHEE PAR UN DECUBITUS ANTIORTHOSTATIQUE.

II.1. L'alitement-repos, l'alitement-forcé pour raisons médicales et l'alitement-expérimental ou HDBR :

Depuis l'aube de l'humanité, la position de repos de l'individu est la position couchée ou position en décubitus : le corps repose sur un plan horizontal, couché, sur le dos (décubitus dorsal), sur le ventre (décubitus ventral) ou sur le côté (décubitus latéral).

C'est une position qui est favorable à l'induction du cycle de sommeil chez l'homme : phase physiologique de restauration anabolique du corps (avec le sommeil lent) et d'acquisition et d'apprentissage (avec le sommeil paradoxal, rêve).

Cette induction du sommeil nécessite une diminution drastique de la réafférentation sensorielle car tous les canaux sensoriels voient le volume des informations qu'ils véhiculent chuter. La position couchée entraîne de faibles contraintes gravitationnelles car le plan du corps devient perpendiculaire à l'action de la pesanteur. Pour un homme standard (70kg, 1m70) le polygone de sustentation passe de 400 à 500cm² en position debout, à 2000 à 3000cm² en position couchée. Les forces de pression au centimètre carré qui s'exercent sur le corps passent donc de 150g/cm² debout, à 25g/cm² en position couchée : elles sont donc six fois plus faibles.

Les différents récepteurs impliqués dans la lutte antigravifique sont donc moins stimulés. Cette diminution de la réafférentation somato-sensorielle est accentuée par l'immobilité relative du corps par rapport à une situation debout, active. Ce corps immobile et le changement de l'incidence du vecteur gravitationnel par rapport au grand axe du corps entraînent également une relative mise au repos des canaux vestibulaire et visuel d'autant plus que le sujet va choisir une ambiance de vie adaptée (obscurité, absence de bruits...).

Le repos éveillé et surtout le sommeil vont entraîner une relaxation musculaire avec en particulier une quasi-disparition du tonus musculaire au cours du sommeil paradoxal. Après un repos de l'ordre de 8 heures, le sujet se retrouve ainsi à nouveau prêt à affronter sa vie active. Nul doute que la qualité de ce repos conditionne la qualité de la première activité motrice de l'individu qui est celle du maintien de sa posture et de son équilibre.

Ce rôle de l'alitement sur la physiologie de l'individu peut avoir des effets bénéfiques (le repos restructurant les performances motrices) mais aussi des effets délétères quand cet

alitement se prolonge pour diverses raisons au-delà de la simple récupération. C'est le cas par exemple de l'alitement prolongé pour des raisons médicales.

Avant le XIX^{ème} siècle, tout alitement d'un individu était mal reçu car synonyme de perte de travail et, à un moment où le système de sécurité sociale n'était pas mis en place, l'alitement conduisait à la dépendance à d'autres individus et rapidement à la déchéance.

Il y a eu, ensuite, une période où le repos alité fut introduit comme un moyen de lutter contre de grandes maladies comme, par exemple, la tuberculose ou plus encore la polyomyélite où les gens atteints de paralysie des membres inférieurs devaient garder le lit.

On a pu alors observer que l'alitement prolongé pouvait avoir de nombreuses conséquences néfastes sur la physiologie de l'individu : perte osseuse, fragilisation du squelette, fonte de la masse musculaire et troubles importants du contrôle postural.

C'est ainsi qu'au cours du XX^{ème} siècle, on a progressivement diminué, chaque fois que c'était possible, la durée des alitements lors des traitements médicaux.

L'alitement de longue durée a pris un nouvel essor avec le début de la conquête spatiale en 1961, lorsque pour la première fois l'homme a pu échapper à l'attraction gravitationnelle terrestre. En effet, dès les premiers vols spatiaux et surtout avec l'avènement des stations orbitales, on a pu observer que l'absence de gravité avait de nombreux effets néfastes sur la physiologie de l'organisme. Afin d'étudier précisément ces effets sur terre, de nombreux protocoles ont été imaginés pour réduire l'impact de la gravité. En effet, on s'est aperçu très tôt que les séjours en microgravité, combinés à une relative inactivité, due aux espaces de vie restreints, entraînait de nombreux problèmes médicaux. On a pu observer : une perturbation du système circulatoire, un trouble de la balance des fluides et des électrolytes, des changements dans la composition de la structure osseuse, des perturbations endocrines, des anomalies de fonctionnement de l'oreille interne et des systèmes proprioceptifs, entraînant des troubles de la posture, de l'équilibre et de la coordination motrice. De nombreuses études ont été réalisées pour mimer les effets de la diminution de la gravité. C'est ainsi qu'il a été proposé des campagnes de vols paraboliques dits « vols zéro G » au cours desquelles un avion spécialement aménagé effectue une succession de vols paraboliques avec une phase ascensionnelle rapide, suivie d'une phase de chute libre pendant laquelle on peut obtenir environ une vingtaine de secondes de microgravité. Ce système, en fait, ne correspond pas uniquement à des phases de microgravité mais au contraire à une succession de phases d'hypergravité (montée) et d'hypogravité (chute libre de l'avion).

D'autre part, les effets dans le temps sont très courts : quelques dizaines de secondes. Il a été proposé, également, des séjours d'immersion dans l'eau pour diminuer les effets de la force gravitationnelle sur le corps. Cependant, ces protocoles sont également difficiles à mettre en place sur de longues durées en raison des difficultés techniques et logistiques à mettre en œuvre. C'est la raison pour laquelle, naturellement, l'alitement a été proposé pour reproduire certains aspects de la microgravité sur l'organisme. Le but de l'alitement, encore appelé « bed-rest », était, non seulement, de se retrouver dans une situation qui se rapprochait du vol spatial, afin d'en mesurer exactement les effets sur l'organisme, mais également de mettre au point des méthodes prophylactiques pour lutter contre ces effets. Ceci devenait d'autant plus urgent que les séjours en station orbitale avaient une durée de plus en plus longue (plusieurs mois).

Selon Pavy-Le-Traon et al., (2007), l'alitement longue durée en décubitus antiorthostatique aurait été proposé parce que, au retour des vols spatiaux, les cosmonautes russes se plaignaient d'avoir des troubles du sommeil car ils avaient la sensation qu'ils glissaient dans leurs lits vers le bas du lit. L'équipe médicale qui les accompagnait lors de leurs retours sur terre a donc essayé de corriger cette sensation en levant le bas du lit, ce qui revenait à les placer en décubitus anti-orthostatique, jusqu'à ce que les cosmonautes aient le sentiment de se retrouver horizontaux et puissent dormir correctement. Ils rétablissaient progressivement, au fur et à mesure que les nuits passaient et que la réadaptation à la gravité terrestre se faisait, l'horizontalité du lit. Les physiologistes spatiaux russes utilisèrent cette observation pour émettre l'hypothèse que la position en décubitus, tête en bas, sur terre, pourrait être un moyen, plus adapté, de s'approcher des conditions rencontrées dans l'espace. Le HDBR ou head-down-bed-rest était né. Les soviétiques testèrent les conditions à -15 , -10 et -5° par rapport à l'horizontale, pour retenir la position de -6° qui était le meilleur compromis entre le confort et la reproduction de certains effets délétères de la microgravité (Atkov et Bednenko 1992). Cette situation nous a intéressés car elle représente effectivement un moyen de faire varier l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel dans la position couchée. Aussi nous avons saisi l'opportunité de participer à une campagne d'étude des effets d'un décubitus antiorthostatique à -6° d'une durée de 60 jours pour un groupe de jeunes femmes. Ce travail qui consistait à étudier la posture de sujets sains lorsqu'on manipulait, dans la position couchée, l'angle d'incidence du vecteur gravitationnel avec l'axe du corps, par rapport à la position conventionnelle couchée, venait donc en complémentarité des observations qui étaient réalisées lorsqu'on manipulait cet angle dans la position assise sur un mobilier ergonomique.

II.2. Modifications des performances posturales à la suite d'un HDBR de 60 jours chez un groupe de sujets féminins :

Le HDBR a provoqué une dégradation des performances posturales statiques et dynamiques dans les 3 groupes de sujets expérimentaux (groupe témoin, exercice et nutrition). Les paramètres de performances posturales : longueur et surface des oscillations posturales en statique et dans les deux sens en dynamique (AP et ML) montrent une dégradation des performances qui est maximale le jour du lever (R0) comparé aux mesures réalisées avant alitement (BDC). La réadaptation aux conditions de vie normale va entraîner un retour progressif de récupération des performances posturales d'avant le HDBR qui prendra une dizaine de jours. On observe également une modification dans l'utilisation des diverses boucles de régulation du contrôle postural puisque l'analyse spectrale du signal en X et en Y et en statique et dynamique (AP et ML) a montré une augmentation de l'énergie totale qui signe une sur-utilisation de toutes les boucles de contrôle et donc une certaine inefficience de ces boucles.

Très peu d'études ont été publiées concernant les effets du HDBR sur les performances posturales quantifiées par stabilométrie. Notre équipe a cependant participé à des études similaires réalisées chez les hommes qui ont permis de relever des résultats comparables à ceux obtenus chez les femmes et ont permis de rapporter des perturbations posturales et d'équilibration dynamique comparables à celles enregistrées chez les cosmonautes au retour des vols spatiaux (Cohen 1986, Dupui et al., 1992, 1993, Reschke et al., 1998, Kouzaki et al., 2007).

Ces modifications du contrôle moteur postural, à la suite d'un alitement de longue durée, peuvent s'expliquer par des perturbations des systèmes sensori-moteurs qui peuvent prendre place à chaque niveau des boucles de contrôle impliquées dans la stabilisation du centre de pression : i) la prise d'information par les récepteurs sensoriels du déplacement du corps, ii) les processus d'intégration centraux qui vont aboutir à la représentation interne de la position et de l'orientation du corps dans l'espace et qui vont conduire à l'élaboration et/ou au choix des stratégies motrices correctrices, iii) pour aboutir finalement à la commande séquentielle des effecteurs musculaires.

Au cours du HDBR, il a été rapporté de nombreuses perturbations des récepteurs sensoriels :

- des perturbations visuelles (Drosdova et Nesterenko 1970, Haines 1973),
- des perturbations vestibulaires (Kotovskaya et al., 1981),
- une diminution drastique des informations cutanées à partir des pressocapteurs cutanés plantaires (Kozlovskaya et al., 2007),

- une diminution des informations en provenance des récepteurs des muscles et des articulations (fuseaux neuromusculaires, organes tendineux de Golgi) qui sont profondément altérées parce que le HDBR induit une atrophie musculaire. Il a été montré également une réduction à la fois de l'activité motrice volontaire et réflexe au cours du HDBR (Yamanaka et al., 1999) avec une perte de force musculaire ce qui renforce la perturbation de la proprioception, spécialement dans les muscles antigravitaires (Trappe et al., 2007, Yelnik et al., 2008.).

L'ensemble des perturbations de ces mécanismes et des structures de la motricité somatique, a été rassemblé sous le nom proposé par Kozlovskaya et al., en 2007 de « hypogravitational muscle detraining syndrome » que l'on pourrait tenter de traduire sous le nom de « syndrome de déconditionnement hypogravitationnel ». Dans ce syndrome, le rôle du déplacement des fluides vers l'extrémité céphalique et l'intolérance orthostatique qui s'en suit, au lever, est certainement une composante à ne pas négliger (Pavy-Le Traon et al., 2007). On retrouverait, pour expliquer les perturbations posturales dues au HDBR, l'hypothèse retenue dans l'influence de la poussée pubertaire à savoir la mise en place de conflits sensoriels entre les différents canaux. Ces conflits sont liés à un problème de recalibration des différentes informations sensorielles. Ils aboutiraient à une mauvaise représentation de la position du corps dans l'espace et donc à une certaine inefficience des stratégies motrices correctrices. Ceci est renforcé par la fonte musculaire qui est accompagnée d'un changement important des proportions UM toniques/phasiques. En effet, on observe une diminution importante des UM toniques ce qui provoque inévitablement une inefficacité des contrôle moteurs mis en place et surtout du contrôle moteur tonique postural (Yelnik et al., 2008).

II.3. Efficacité des contremesures sur les performances posturales comme moyens de lutter contre les effets délétères de l'HDBR :

Deux contremesures étaient proposées comme moyens prophylactiques de lutte contre les effets délétères de l'alitement prolongé : la pratique d'un programme d'exercices physiques spécifiques et un régime nutritionnel hyperprotéiné.

II.3.1. Condition d'équilibration statique :

Dans cette condition d'équilibration, tous les groupes sont affectés avec la même intensité par l'alitement prolongé. Concernant les performances d'équilibration orthostatique, c'est le groupe exercice qui a la récupération la plus rapide. Les exercices proposés, combinés avec les séances de LBNP, permettent d'optimiser la récupération des performances posturales. En

effet, on peut noter que dans le groupe exercice, le retour aux performances d'avant alitement est obtenu à R+4 alors que dans les autres groupes, il faut attendre globalement R+10 pour retrouver le niveau de performance initial. Ceci confirme les résultats précédents observés chez les hommes (Paulus et al., 1984, Dupui et al., 1992, 1993, Cohen 1986).

Cette récupération plus rapide dans le groupe exercice peut s'expliquer par le fait que :

i) *les séances de LBNP* ont des effets bénéfiques pour corriger l'intolérance orthostatique. En effet, l'équipe qui travaillait sur le déconditionnement cardio-vasculaire au cours de ce même « bed-rest » a montré que dans le groupe exercice, le volume sanguin et les réponses réflexes cardio-vasculaires étaient mieux maintenus chez les volontaires qui avaient réalisé des contre-mesures physiques avec des exercices en aérobie et de résistance (Guinet et al. 2009). Cette meilleure tolérance orthostatique avait été relevée également chez les hommes (Pavy-le-Traon 2007),

ii) *l'action de l'exercice musculaire* permet de prévenir la fonte musculaire et la chute des performances motrices qui l'accompagnent en maintenant la force musculaire (Liepert et al., 1995, Kawakami et al., 2001, Akima et al., 2001, 2003, Shinohara et al., 2003, Shackelford et al., 2004, Pavy-le-Traon 2007, Yelnik et al., 2008). Ces observations ont été confirmées au cours de ce même « bed-rest » par l'équipe de Trappe en 2007 qui rapporte que les exercices proposés dans le groupe exercice ont été efficaces pour prévenir la perte de volume et de force musculaire dans les muscles des jambes (cuisses et mollets).

iii) dans le groupe exercice, *l'action combinée des séances de LBNP et des exercices de résistance* a permis de renforcer la réafférentation sensorielle à partir des pressocapteurs de la sole plantaire et des différents propriocepteurs musculo-articulaires. Ainsi, une bonne réafférentation somato-sensorielle a été conservée. Celle-ci est nécessaire pour obtenir une représentation interne correcte de la position du corps et de son orientation dans l'espace, indispensable à un contrôle moteur postural efficient.

Cette étude confirme les résultats obtenus lors de travaux antérieurs qui avaient déjà montré, chez des volontaires de sexe masculin (Haines 1974, Cohen 1986, Dupui et al. 1992, 1993), l'intérêt de pratiquer un exercice physique régulier pour contrebalancer les effets délétères d'un alitement orthostatique prolongé sur les systèmes sensori-moteurs impliqués dans le contrôle de la posture statique.

II.3.2. Condition d'équilibration dynamique :

Concernant les performances d'équilibration dynamique, aucun effet « groupe » ou interaction avec le groupe n'a été mis en évidence. Ceci montre que tous les groupes ont été altérés, comme en statique, de la même manière par l'alitement en position de décubitus antiorthostatique. Par contre, contrairement à la condition d'équilibration statique, tous les groupes ont une récupération comparable et ce quel que soit le sens du pivot de la plate-forme de force (AP ou ML).

L'alimentation enrichie en protéines n'apporte aucun bénéfice par rapport au groupe contrôle et ce quelle que soit la condition d'équilibration (statique ou dynamique). Dans la même étude, Trappe et al. 2007 n'ont observé aucun avantage de cette alimentation sur le volume musculaire et la force musculaire et ont noté même une altération de la fonction musculaire de la cuisse. Peut être aurait-il fallu associer le programme d'exercice physique et la nutrition enrichie en protéines dans un groupe supplémentaire pour voir si l'apport alimentaire supplémentaire en protéines ne pouvait pas exacerber l'effet bénéfique de l'exercice physique. Ceci permettrait d'optimiser les contre-mesures proposées aux astronautes lors de missions de longue durée afin de préparer un retour sur Terre de meilleure qualité sur le plan sensorimoteur.

II.3.3. Différenciation statique, dynamique :

Alors qu'en condition d'équilibration statique, l'effet bénéfique de la pratique d'exercices physiques a été démontré en termes de récupération, en condition d'équilibration dynamique tous les groupes ont un comportement identique.

Pour expliquer cette différence entre les performances statiques et dynamiques entre les groupes concernant la récupération des performances posturales, nous pouvons dire que:

i) l'alitement prolongé modifie la composition en protéines contractiles des fibres musculaires. Il touche de manière plus importante les fibres de type I (lentes) impliquées dans le contrôle postural statique. Les fibres de type IIa ou IIb (fibres musculaires intermédiaires et rapides) impliquées dans la motricité dynamique ne sont pas modifiées dans leurs compositions en protéines contractiles. D'autre part, il a été observé un changement des proportions fibres I/ fibres II, au profit des fibres II (Trappe et al., 2004, Yélnik 2008). Ainsi, l'effet bénéfique de l'exercice physique combiné avec le LBNP renforce davantage les unités motrices mobilisées lors de l'équilibration orthostatique de type I et moins celles mises en jeu dans l'équilibration dynamique de type II. Ces observations rejoignent les résultats de Kozlovskaya et al. 2007 qui ont montré le rôle favorable prépondérant des afférences podales

provoquées par des appuis podaux sur un support dans le contrôle de l'organisation fonctionnelle du système musculaire tonique. L'action combinée de l'exercice aérobie avec le LBNP permet donc d'entretenir une meilleure information proprioceptive du système nerveux central (système sensori-moteur). Elle permet aussi de maintenir une activité musculaire régulière et suffisante pour prévenir la fonte musculaire et conserver un rapport fibres I / fibres II plus favorable, ce qui permettrait d'atteindre plus rapidement la récupération des fibres I et un rapport fibres I / fibres II comparable à ce qu'il était avant l'alitement. Ceci explique la meilleure récupération du groupe exercice.

ii) au cours du bed-rest, si les sujets ont eu une altération de leur messages afférents entrant en jeu dans l'équilibration orthostatique, ils ont gardé la capacité de mouvement et donc de sollicitation des différents systèmes mis en jeu dans l'équilibration dynamique (mouvements phasiques dans le lit comme par exemple au cours des changements de la position du corps) permettant d'expliquer les différences observées entre statique dynamique et la récupération plus facile et plus rapide pour le groupe exercice.

PARTIE V : CONCLUSION

La qualité du contrôle postural conditionne l'adaptation de l'individu à son milieu donc la qualité de sa vie. En effet, dans l'efficacité d'un geste, c'est-à-dire l'atteinte du but fixé, la part prise par le contrôle de la posture et de l'équilibre précèdent le geste et au cours de celui-ci, est fondamentale. Ce travail confirme les travaux d'autres auteurs qui ont montré que la qualité du contrôle postural évolue tout au long de la croissance de l'individu pour atteindre son efficacité maximale à l'âge adulte. Il montre, en outre, que la poussée pubertaire qui précède la fin de la croissance perturbe temporairement l'efficacité du contrôle postural. Enfin, la qualité du contrôle postural se maintient jusqu'à l'apparition des premiers signes du vieillissement.

Cette qualité atteint progressivement son maximum au cours de la maturation du contrôle postural par des calibrations qui s'établissent dans le système nerveux pour aboutir à l'établissement d'un modèle interne de la représentation du corps dans l'espace : le schéma corporel. Ces calibrations se font par comparaison et analyse de concordance des informations sensorielles fournies par les différents canaux sensoriels impliqués dans le contrôle postural avec le modèle de cette représentation mémorisé. Toute différence entre ces deux perceptions va entraîner un changement dans la programmation de l'acte moteur (tonique ou phasique). ***Ces calibrations se font sous l'étroite dépendance de l'incidence du vecteur gravitationnel sur le corps de l'individu.***

L'Homme partage sa vie entre trois postures fondamentales : debout, assise ou couchée et les différentes calibrations se font au cours de ces trois postures. Dans ces calibrations, l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps joue un rôle important. Nous avons vu que toute manipulation de cet angle pendant une durée suffisamment longue au cours des positions assise et couchée, modifie l'efficacité du contrôle postural. Cette modification pouvant se faire par une augmentation de l'efficacité du contrôle postural ou par une diminution de celle-ci. En effet, cette manipulation de l'incidence de l'angle du vecteur gravitationnel entraîne un changement du plan dans lequel les différents récepteurs impliqués dans la régulation de la posture appréhendent ce vecteur et provoquent inévitablement des changements dans les informations fournies par tous les canaux sensoriels impliqués dans le contrôle postural. Le passage de la position debout à la position assise, et couchée ainsi que le changement des positions assises (mobilier ergonomique) ou couchées (décubitus anti-orthostatique à -6°) entraîne des modifications des référentiels exo, allo et ego-centrés. Ces

modifications conduisent à un changement de la représentation interne de la position et de l'orientation du corps dans l'espace qui impliquent des recalibrations.

On sait depuis longtemps que la mauvaise posture d'un individu peut être génératrice de modification de la croissance (scoliose) ou de divers maux de dos. La recommandation célèbre des grands-parents et des parents, concernant la position assise ou debout, « *tiens-toi droit* » vient conforter cette observation.

En position assise, pendant de nombreuses heures, tout au long du cursus scolaire et universitaire, l'enfant peut développer diverses pathologies musculo-squelettiques qui compromettent la qualité de l'apprentissage et la maturation correcte du contrôle postural. Il ne fait aucun doute que ces TMS et cette perturbation de l'acquisition du contrôle postural le suivent ensuite tout au long de sa vie et ce d'autant plus que les conditions des activités professionnelles futures peuvent majorer ces problèmes. Ceci est d'autant plus crucial que, au cours de ces études, l'enfant va connaître une période critique qui correspond à la poussée pubertaire qui est accompagnée de modifications morphologiques et psychologiques qui vont alors perturber la réalisation des calibrations nécessaires à la maturation du contrôle postural.

Nous avons vu dans ce travail, qu'en changeant l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps, en position assise, par l'utilisation d'un mobilier scolaire ergonomique qui offre des appuis antigravifiques différents et nouveaux, on facilitait la maturation du contrôle postural ce qui permet d'absorber plus facilement les perturbations liées à la poussée pubertaire. Nous avons aussi mis en évidence un effet favorable de l'incidence du mobilier ergonomique sur les maux de dos impliquant de fait une amélioration du confort de l'élève en classe et donc une meilleure qualité de concentration et d'apprentissage. Ce travail apporte la preuve de la supériorité de l'utilisation d'un mobilier ergonomique sur un mobilier scolaire conventionnel dans une perspective *d'éducation* et de *santé*. Il permettra, nous l'espérons, d'orienter les acteurs politiques (Conseils Généraux et Régionaux, Académies et Rectorats) dans leurs choix d'équipements des collèges et des lycées.

Ce travail apporte sa pierre à la construction de l'édifice qui établit les relations entre les perturbations de la posture de l'individu, l'acquisition de son schéma corporel et de son identité physique et morale avec des troubles importants de l'apprentissage (comme la dyslexie), l'échec scolaire et son corollaire, la violence scolaire. Il est important dans notre système éducatif de mettre toutes les chances de notre côté afin de faciliter la maturation la plus harmonieuse et précoce possible du contrôle moteur. Le mobilier scolaire ergonomique doit être un de ces éléments facilitant cette maturation tout comme la pratique d'activités

physiques et sportives adaptées. Il permettra de contribuer au développement physique et mental harmonieux de l'élève.

L'étude de la manipulation de l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps en position couchée avait deux implications.

La première était de tenter de reproduire certains effets de la microgravité dans le but d'apprécier, sur Terre, les effets de celle-ci et de proposer des méthodes prophylactiques pour les missions spatiales de longue durée. Cette expérimentation a été organisée par les agences spatiales des pays engagés dans le projet d'un vol spatial de longue durée vers la planète Mars. On sait aujourd'hui, que ce type de vol qui durera au moins 3 ans, doit nécessairement comprendre une commande manuelle du vaisseau. Une question essentielle en recherche spatiale est donc de savoir quelles sont les méthodes prophylactiques à mettre en place pour maintenir l'efficacité maximale du système squelette-moteur pour permettre aux spationautes d'accomplir leur mission d'exploration de cette planète dans de bonnes conditions. Ces méthodes prophylactiques devraient permettre de limiter les conséquences néfastes d'un séjour en microgravité et donc faciliter la réadaptation terrestre lors de leur retour dans de bonnes conditions. Notre laboratoire a participé à différentes campagnes de « bed-rest » chez les hommes et ce travail a porté spécifiquement sur un « bed-rest » féminin car les équipages comprendront systématiquement des spationautes des deux sexes. Le HDBR à -6° a été retenu par la plupart des agences spatiales internationales comme étant la possibilité, sur terre, de reproduire le plus d'effets délétères de la microgravité, rencontrés au cours des vols spatiaux. Cette situation combine à la fois, dans la position couchée, une augmentation de l'angle entre le vecteur gravitationnel et le grand axe du corps par une position légèrement antiorthostatique de l'axe du corps et enfin une durée d'alitement continu beaucoup plus importante que dans les conditions de vie normale où la position couchée (environ de 8 heures sur 24 heures) est alternée avec environ 16 heures de position assise et debout.

Cette situation conduit donc à une deuxième implication de cette manipulation qui est d'essayer, dans la mesure du possible, d'améliorer les conditions de vie des malades contraints de rester en position couchée pendant des durées importantes.

Notre travail montre que cette condition expérimentale génère des troubles de la posture qui s'expriment essentiellement dans la composante statique et que l'on peut attribuer à un défaut dans la qualité de la réafférentation à partir des canaux sensoriels somesthésiques à point de départ cutanés (pressosenseurs de la sole plantaire) ou à point de départ proprioceptif (récepteurs des muscles et des articulations). Ce trouble postural est aussi lié à l'altération des effecteurs musculaires toniques qui ne sont plus sollicités pendant la phase d'alitement.

Un exercice musculaire adapté, comme celui qui a été proposé, et réalisé périodiquement, peut aider à lutter contre ces perturbations et permettre une récupération plus rapide dans l'efficacité du contrôle postural au cours du lever. Ce travail, réalisé sur des volontaires féminins, confirme des travaux précédents réalisés chez les hommes et débouche sur la recommandation d'exercices prophylactiques au cours des vols spatiaux.

Un régime alimentaire spécifique hyperprotéiné, contrairement à ce qui était attendu, ne permet pas de lutter contre la fonte musculaire ni contre les perturbations posturales et ne favorise donc pas la récupération des performances initiales. Il faudrait alors concevoir dans une prochaine expérimentation un groupe combinant le programme nutrition avec celui des exercices physiques spécifiques de façon à tenter d'optimiser la récupération des sujets.

Des observations et des conclusions que l'on peut tirer de cette étude, sur le plan spatial, il est aisé de les transposer sur le plan médical pour promouvoir, chaque fois que cela est possible, la mise au point et la pratique d'exercices physiques spécifiques en appui. Ceux-ci devront stimuler les récepteurs proprioceptifs et cutanés, apporter donc des informations sensorielles et motrices nécessaires au maintien des calibrations du système postural et permettant une lutte plus efficace contre la fonte musculaire et l'ostéoporose et ainsi d'optimiser l'efficacité de la convalescence et les pronostics de guérison.

Les perspectives de ce travail de thèse sont donc de continuer de préciser le rôle de la manipulation du vecteur gravitationnel sur le contrôle postural.

Nous allons maintenant réfléchir à des manipulations permettant d'introduire différentes incidences de ce vecteur sur le corps (par exemple par des manèges des positions assises et/ou couchées en collaboration avec les fabricants de mobilier ergonomique et/ou de la clinique spatiale). Au cours de ces différentes incidences, nous envisageons d'effectuer des manipulations spécifiques des canaux sensoriels (stimulations de la scène visuelle, des gravicepteurs de la sole plantaire, du vestibule ou des propriocepteurs musculo-tendineux) de façon à apprécier le retentissement sur chacun de ces canaux du changement de plan de gravité dans lequel ils fonctionnent. Nous avons déjà démarré ce programme dans une collaboration avec l'agence spatiale européenne (ESA) : le projet ICARE qui vise à tester de nouvelles contre-mesures qui pourraient être utilisées en vol spatial. Ce protocole concerne l'introduction d'un renforcement somato-sensoriel sur les gravicepteurs de la sole plantaire par un dispositif de support adapté ou par un renforcement à la fois sur les gravicepteurs de la sole plantaire et sur les propriocepteurs musculo-articulaires par un simulateur de marche. Nos premières mesures ont été réalisées avec ces dispositifs en condition de normo-gravité.

Des mesures vont maintenant être réalisées au cours d'un HDBR à -6° et il est envisageable de faire des prises de mesures avant et après utilisation de ces dispositifs au cours des vols spatiaux si les dispositifs sont introduits comme moyens prophylactiques lors des prochains vols.

Dans ces futures expériences, nous envisageons également d'enrichir les prises d'informations sur les activités posturo-cinétiques par l'utilisation complémentaire de techniques d'électromyographie, d'accélérométrie et d'analyse quantifiée de la marche et de la posture à l'aide de moyen opto-électroniques. Nous compléterons l'étude de la manipulation du vecteur gravitationnel en position assise en dépouillant la somme considérable de données que nous avons à travers le questionnaire qui a été fourni aux élèves et aux parents (annexe 1). Ces données comportementales (pratiques sportives et niveaux d'activités sportives, cadre de vie, loisirs...) ainsi que l'important relevé des notes des élèves tout au long du protocole, qui nous a été donné par l'académie, devraient nous permettre de préciser les aspects comportementaux et développementaux en relation avec la maturation du contrôle postural ainsi que les relations avec l'apprentissage et les performances scolaires. On pourra alors préciser et approfondir le rôle bénéfique ou non du mobilier ergonomique sur ces relations et donc d'un changement de l'incidence du vecteur gravitationnel.

En conclusion, on peut donc dire qu'afin de favoriser la maturation du contrôle postural et son efficacité, source d'une parfaite adaptation de l'Homme à son milieu, il est nécessaire de prendre en compte et d'aménager, dans chaque activité humaine (scolaire, professionnelle, mode de vie et hospitalière liée à une pathologie de longue durée), l'incidence de l'action du vecteur gravitationnel sur le grand axe du corps de l'individu.

BIBLIOGRAPHIE

Aagaard-Hansen J, Storr-Paulsen A. 1995. A comparative study of three different kinds of school furniture. *Ergonomics*; 38, 1025-1035.

Akima H, Ushiyama J, Kubo J, Tonosaki S, Itoh M, Kawakami Y, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. 2003. Resistance training during unweighting maintains muscle size and function in human calf. *Med Sci Sports Exerc*; 35 : 655-662.

Amblard B, Crémieux J. 1976. Role of visual information concerning movement in the maintenance of postural equilibrium in man. *Aggressologie*; 17, 25-36.

Andersson GBJ, Ortengren R. 1974. Myoelectric back muscle activity during sitting. *Scand J Rehab Med*; 3 : 73-90.

André-Thomas. 1940. Équilibre et équilibration. Masson.

Anoh-Tanon MJ, Bremond-Gignac D, Wiener-Vacher S. 2000. Vertigo is an underestimated symptom of ocular disorders: dizzy children do not always need MRI. *Pediatr Neurol*; 23, 49-53.

Assaiante C, Amblard B. 1992. Peripheral vision and age-related differences in dynamic balance. *Human Movement Science*; 11, 533-548.

Assaiante C, Amblard B. 1995. An ontogenic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*; 14, 13-43.

Åstrand PO, Rodahl K, Lacour JR, Duizabo D. 1994. Précis de physiologie de l'exercice musculaire. Elsevier Masson.

Atkov OY, Bednenko VS. 1992. Hypokinesia and weightlessness: clinical and physiologic aspects. *International University Press Madison*; pp 560.

Babinski J. 1899. De l'asynergie cérébelleuse. *Rev Neurol*; 7 : 806-16.

Balagué F, Dutoit G, Waldburger M. 1988. Low back pain in schoolchildren : an epidemiological study. *Scand J Rehabil Med*; 20 : 175-9.

Balagué F, Nordin M, Skovron ML, Dutoit G, Yee A, Waldburger M. 1994. Non-specific low-back pain among schoolchildren : a field survey with analysis of some associated factors. *J Spinal Disord*; 7 : 374-9.

Balagué F, Troussier B, Salminen JJ. 1999. Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *Eur Spine J*; 8 : 429-438.

Barela JA, Jeka JJ, Clark JE. 2003. Postural control in children, coupling to dynamic somatosensory information. *Exp brain Res*; 150 : 434-442.

Barnes HV. 1975. Physical growth and development during puberty. *Med Clin North Am*; 59 : 1305-17.

- Bejia I, Abid N, Salem KB, Letaief M, Younes M, Touzi M, Bergaoui N. 2005. Low back pain in a cohort of 622 Tunisian schoolchildren and adolescents: an epidemiological study. *Eur Spine J*; 14 : 331-336.
- Berger W, Quintern J, Dietz V. 1985. Stance and gait perturbations in children: developmental aspects of compensatory mechanisms. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* ; 61 : 385-395.
- Bernstein N. 1935. Coordination and regulation of movements. Pergamon Press.
- Berthoz A. 1997. Le sens du mouvement. Odile Jacob- science; p 33.
- Berthoz A, Vidal PP. 1993. Noyaux vestibulaires et vertiges. Arnet.
- Bessou P, Costes-Salon MC, Dupui Ph, Montoya R, Pages B. 1988. Analyse de la fonction d'équilibration dynamique chez l'homme. *Arch. Int Physiol Biol*; 96, 3, A103.
- Bloomfield SA. 1997. Changes in musculoskeletal structure and functions with prolonged bed-rest. *Med Sci Sports Exerc*; 29 : 197-206.
- Boda WL, Watenpaugh DE, Ballard RE, Hargens AR. 2000. Supine lower body negative pressure exercise simulates metabolic and kinetic features of upright exercise. *J Appl Physiol*; 89 : 649-54.
- Bouisset S, Zattara M. 1981. A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neurosci Lett*; 22 : 263-70.
- Bouisset S, Do MC. 2008. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin*. 38 : 345-62.
- Bourgeois P. 1997. Étiologie posturale et échec scolaire. In : Lacour M. ed. *Posture et environnement*. Sauramps médical. Montpellier, 63-73.
- Bourgeois P. 1998. Étiologie posturale et échec scolaire en fin d'étude secondaire. In : Lacour M. Ed. *Posture et équilibre*. Sauramps médical. Montpellier, 59-70.
- Bourgeois P, Masset JB. 2000. La normalité chez l'enfant de 8-9 ans est-elle « l'anormalité posturale » ? 7ème journées de Posturologie. Modena. Italie.
- Bourgeois P. 2000. Interrelations entre les problèmes de posture et les apprentissages scolaires fondamentaux de la lecture chez l'élève de CE2. 7ème journées de Posturologie. Modena. Italie, 1-2 décembre.
- Bourgeois P, Ouaknine M. 2000. Etudes stabilométriques à partir de la plate-forme 40/16 des paramètres standards et séparés de chaque pied des enfants 8 à 9 ans. 7ème journées de Posturologie. Modena. Italie, 1-2 décembre.
- Bourgeois P. 2002. Difficultés de posture et difficultés scolaires. *Les Actes de Lecture*, 79, 41-50.

Bourgeois P, Ouaknine M. 2002. Etudes stabilométrique à partir de la plate forme 40/16 des paramètres standards et séparés de chaque pied de l'enfant de 8-9ans. Pied pilier pied moteur et apprentissage cognitif. In : Lacour M. ed. *Posture et équilibre*. Solal. Marseille, 47-61.

Bourgeois P, Ouaknine M. 2003. Normes et évolutions stabilométriques à partir de la plate forme 40/16 des paramètres standards et séparés de chaque pied des enfants de 8 à 10 ans. In Lacour M. ed. *Physiologie, Techniques, Pathologie*. Solal, Marseille, 91-100.

Bourgeois P. 2008. L'utilisation d'un mobilier ergonomique subit il un effet de genre du à la posture? Communication orale au congrès annuel de l'association posture et équilibre. Toulouse.

Bullinger A. 2003. Place et rôle de l'équilibre sensori-tonique chez l'enfant d'âge scolaire. In neuropsychiatrie de l'enfance et de l'adolescence. *Elsevier*. 51, 299-302.

Burton AK, Clarke RD, McClune TD, Tillotson KM. 1996. The natural history of low back pain in adolescents. *Spine*; 21 : 2323-8.

Cardon G, De clercq D, De bourdeaudhuij I, Breithecker, D. 2004. Sitting habits in elementary school children: a traditionnal versus a Moving school. *Patient educ.couns*. 54, 133-142.

Casselbrant ML, Mandel EM, Sparto PJ, Redfern MS, Furman JM. 2007. Contribution of vision to balance in children four to eight years of age. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol*; 116, 653-657.

Chaffin DB, Andersson Gunnar. Martin, Bernard J. 1999. Occupational biomechanics. Wiley-Interscience Publication.

Chlebicka E. 2004. The effect of the "balance chair" on the shape of spinal curvatures in males and females. *Ergonomia* ; 26, 331-338.

Claparède E. 1937. La psychologie de l'intelligence. Scientas.

Claus A, Hides J, Moseley GL, Hodges P. 2008. Sitting versus standing: does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? *J Electromyogr Kinesiol*; 18 : 550-8.

Cohen MM. 1986. Effects of simulated spaceflight on posture, equilibrium and gait. Moffett Field: Ames Research Center: NASA bed rest study, Washington, DC.

Colné P, Frelut ML, Pérès G, Thoumie P. 2008. Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait and Posture*; 28, 164-169.

Combaret L, Dardevet D, Rieu I, Pouch MN, Béchet D, Tailletier D, Grizard J, Attaix D. 2005. A leucine-supplemented diet restores the defective postprandial inhibition of proteasome-dependent proteolysis in aged rat skeletal muscle. *J Physiol*; 569 : 489-499.

- Costes MC. 1987. Mise au point d'une méthode d'évaluation de la fonction d'équilibration dynamique chez l'homme. Thèse de doctorat en médecine.
- Cumberworth VL, Patel NN, Rogers W, Kenyon GS. 2007. The maturation of balance in children. *J Laryngol Otol*; 121 : 449-54.
- Costill DL, Wilmore JH. 2006. Physiologie du sport et de l'exercice: Adaptations physiologiques à l'exercice physique. De Boeck Université.
- De Bellis, M.D., Keshavan, M.S., Beers, S.R., Hall, J., Frustaci, K., Masalehdan, A., Noll, J., Boring, A.M. 2001. Sex differences in brain maturation during childhood and adolescence. *Cereb. Cortex*; 11 : 552-557.
- Delamarche P, Grélot L. 2002. Bases neurophysiologiques du mouvement. De Boeck Université.
- Dietz V, Mauritz KH, Dichgans J. 1980. Body oscillations in balancing due to segmental stretch reflex activity. *Exp Brain Res*; 38, 117-19.
- Diener H, Dichgans J. 1996. Cerebellar and spinocerebellar gait disorder. In: *clinical disorder of balance posture and gait*. London: Arnold; 147-155.
- Drosdova NT, Nesterenko OP. 1970. State of the visual analyzer during hypodynamia. *Probl Space Biol Moscow*; 13 : 192-5.
- Dupui P, Costes-Salon MC, Montoya R, Séverac A, Lazerges M, Pagès B, Bessou P. 1990. Intérêt de l'analyse fréquentielle des oscillations posturales lors de l'équilibre dynamique. Société d'études et de recherches multi-disciplinaires sur la locomotion. Paris, Collège de France.
- Dupui P, Montoya R, Costes-salon M-C, Séverac A, Güell A. 1992. Balance and gait modifications after a 30 days -6° bed rest: influence of lower-body-negative-pressure sessions. *Aviat Space Environ Med*; 63 : 1004-1010.
- Dupui P, Montoya R, Costes-salon M-C, Severac A, Güell A. 1993. Exercise and lowerbody-negative-pressure as countermeasures of 30 days -6° bed-rest-induced modifications of balance and gait. In: *Man in space symposium*.
- Dupui P, Montoya R. 2001. Analyse instrumentale de la posture: intérêts et limites. In Herisson CH, Cornu JY, Abroukrat P, Belhassem S. eds. *Pied et posturologie*. Sauramps Médical, Montpellier.
- Dupui P, Montoya R. 2003. Approche physiologique des analyses posturographiques statique et dynamique. In : Dupui P, Montoya R, Lacour M. eds, *Pied posture et équilibre : physiologie, technique, pathologie*. Solal.
- Edström L, Nyström B. 1969. histochemical types and sizes of fibers of normal human muscles. *Act Neurol Scand*; 45 : 257-269.

- Etievant Y. 2003. Influence du mobilier ergonomique sur les performances de lecture et certains comportements visuels de l'élève de 5^{ème}. Mémoire MST d'optométrie d'Orsay.
- Feldman DE, Shrier I, Rossignol M, Abenhaim L. 2001. Risk Factors for the Development of Low Back Pain in Adolescence. *Am J Epidemiol*; 1, 154 : 30-6.
- Ferber-Viart C, Ionescu E, Morlet T, Froehlich P, Dubreuil C. 2007. Balance in healthy individuals assessed with Equitest: maturation and normative data for children and young adults. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol*; 71, 1041-1046.
- Figura F, Cama G, Capranica L, Guidetti L, Pulejo C. 1991. Assessment of static balance in children. *J. Sports. Med. Phys. Fitness*; 31 : 235-242.
- Fitzpatrick R, McCloskey DI. 1994. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal of Physiology*; 478, 173-186.
- Floyd WF, Ward JS. 1969. Anthropometric and physiological considerations in school office and factory sitting. *Ergonomics*; 12, 132-139.
- Forsberg H, Nashner LM. 1982. Ontogenic development of postural contour in man : adaptation to altered support and visual condition during stance. *J. Neurosci*; 2, 545-552.
- Fortney SM, Schneider VS, Greenleaf JE. 1996. The physiology of bed rest. In : Handbook of Physiology. *Environmental Physiology*. 39, 889-942.
- Foux A, Seliktar R, Valero A. 1976. Effects of lower body negative pressure (LBNP) on the distribution of body fluids. *J Appl Physiol*; 41 : 719-26.
- Fox EL, Mathews DK. 1984. Bases physiologiques de l'activité physique. Vigot, p.404.
- Gagey PM, Gentaz R, Guillamon JL, Bizzo G, Bodot-Brégarde C, Debrulle C, Baudry C. 1988. Norme 85. Association Française de Posturologie, Paris.
- Gagey PM, Bizzo G, Bonnier L, Gentaz R, Guillaume P, Marucchi C, Villeneuve P. 1990. Huits leçons de posturologie. Association Française de Posturologie, Paris.
- Gagey PM, Weber B. 2004. Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout, Masson, Paris, pp. 199.
- Gardon-Mollard C, Ramelet AA. 2005. La compression médicale. Elsevier Masson.
- Gelfand IM, Gurfinkel VS, Tsetlin ML, Shik ML. 1966. Problems in analysis of movements. In: Gelfand IM, Gurfinkel VS, Fomin SV, Tsetlin ML. Eds, *Models of the structural functional organization of certain biological systems*. Cambridge: Mit Press; p. 330-45.
- Gibson JJ. 1979. The ecological approach to visual perception. Boston: Houghton-mifflin Ed.

- Giedd JN, Blumenthal J, Jeffries NO, Castellanos FX, Liu H, Zijdenbos A, Paus T, Evans AC, Rapoport JL. 1999. Brain development during childhood and adolescence : a longitudinal MRI study. *Nat Neurosci*; 2 : 861-3.
- Glenmark B, Hedberg G, Kaijser L, Jansson E. 1994. Muscle strength from adolescence to adulthood--relationship to muscle fibre types. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*; 68 : 9-19.
- Golomer E, Dupui P, Monod H. 1997. The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance. *Eur J Appl Physiol*; 76 : 140-144.
- Golomer E, Cremieux J, Dupui P, Isableu B, Ohlmann T. 1999. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett*; 267 : 189-192.
- Golomer E, Dupui P, Séréni P, Monod H. 1999. The contribution of vision in dynamic spontaneous sways of male classical dancers according to student or professional level. *J Physiol* ; 93 : 233-7.
- Goubel F. 2003. Biomécanique : Eléments de mécanique musculaire. Elsevier Masson.
- Goussard JP. 1998. Développement de l'enfant, croissance et maturation de l'enfant à l'adulte.
- Gouvali MK, Boudolos K. 2006. Match between school furniture dimensions and children's anthropometry. *Appl ergonom*; 37, 765-773.
- Guerlin B, Serfaty R. 1997. Relation entre les tests oculomoteurs et les performances lexiques. Mémoire MST d'optométrie d'Orsay.
- Guinet P, Schneider SM, Macias BR, Watenpaugh DE, Hughson RL, Pavy Le Traon A, Bansard JY, Hargens AR. 2009. WISE-2005 : effect of aerobic and resistive exercises on orthostatic tolerance during 60 days bed rest in women. *Eur J Appl Physiol*; 106 : 217-227.
- Gurfinkel VS. 1973. Muscle afferentation and postural control in man. *Agressologie*; 14 : 1-8.
- Gurfinkel VS. 1994. The mechanisms of postural regulation in man. *Soviet Sci Rev F Phys Gen Biol*; 7 : 59-89.
- Gurfinkel VS, Levik Yu. S, Popov KE et Smetanin BN. 1988. Body scheme in the control of postural activity. In Gurfinkel VS, Ioffé ME, Massion J et Roll JP eds : *Stance and Motion: Facts and Concepts*. Plenum Press, New York, pp. 185–193.
- Haines RF. 1973. Effect of passive 70° head-up tilt upon peripheral visual response time. *J Appl Physiol*; 34 : 329–33.
- Haines RF. 1974. Effects of bed rest and exercise on body balance. *J Appl Physiol*; 36 : 323-327.
- Hamimi R. 2008. Enquête auprès des jeunes sur « le dos ». *Kinésithérapie* ; 8, 19-25.

Handbook of sensory physiology, vestibular system. Part I : basic mechanisms. Kornhuber HH, Ed. Springer-verlag.

Harmon DB. 1951. The Coordinated Classroom. *American Seating So*; p46.

Hartvigsen J, Leboeuf-yde C, Lings S, Corder EH. 2000. Is sitting-while-at-work associated with low back pain? A systematic, critical literature review. *Scand J Public Health*; 28 : 230-239.

Henneman E. 1981. Recruitment of motoneurons : The size principle. In : Desmedt JE. Ed, *Progress in clinical neurophysiology*. Motor unit types, recruitment and plasticity in health and disease. Karger.

Hess WR. 1943. Teleokinetisches und ereismatisches Kräftesystem in der. *Biomotorik Helv Physiol Pharmacol Acta*; 1 : 62-3.

Hirabayashi SI, Iwasaki Y. 1995. Developmental perspective of sensory organization on postural Control. *Brain and Development*; 17, 111-3.

Hlavacka F, Kriskova M et Horak FB. 1995. Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neuroscience Letters*; 189 : 9-12.

Horak FB, Nashner LM. 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*; 55, 1369-1381.

Horak FB, Macpherson JM. 1996. Postural orientation and equilibrium. In: Smith JL. Ed, *Handbook of Physiology : Section 12 : Exercise : Regulation and Integration of Multiple Systems*. Oxford University Press, pp. 255–292.

Horak FB. 1997. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*; 6, 76-84.

Hsu YS, Kuan CC, Young YH. 2009. Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*; 73, 737-740.

Huttenlocher PR. 1979. Synaptic density in human frontal cortex-developmental changes and effects of again. *Brain Res*; 163 : 195-205.

Hugo V. 1864. Lettre-préface adressée de Guernesey à NADAR au moment de la publication du Manifeste (janvier). Publiée (extraits) pour la première fois dans François PEYREY, L'idée aérienne-Les oiseaux artificiels, Paris, H. DUNOD et E. PINAT, 1909, pp. 47-50.

Hytonen M, Pyykko I, Aalto H, Starck J. 1993. Postural control and age. *Acta Oto-Laryngologica*; 113, 119-122.

Isableu B, Ohlmann T, Cremieux J, Amblard B. 2003. Differential approach to strategies of segmental stabilisation in postural control. *Experimental Brain Research*; 150, 208-221.

Kandel EK, Schwartz JH, Jessel TM. 2000. principes of neurol sciences. 4th Edition, Mc Graw Hill.

Kapoula Z, Bucci MP. 2008. Contrôle postural chez les enfants dyslexiques et non dyslexiques. In: Thoumie P. et Lacour M. (eds). *Posture et équilibre de la recherche à la pratique clinique*. Solal, Marseille, 163-173.

Kawakami Y, Akima H, Kubo K, Muraoka Y, Hasegawa H, Kouzaki M, Imai M, Suzuki Y, Gunji A, Kanehisa H, Fukunaga T. 2001. Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*; 84 : 7-12.

Keegan JJ. 1953. Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *J Bone Joint Surg*; 35 : 589-603.

Kernell D. 1998. The final common pathway in postural control-developmental perspective. *Neurosci Biobehav Rev*; 22 : 479-84.

Kim H, Iwasaki K, Miyake T, Shiozawa T, Nozaki S, Yajima K. 2003. Changes in bone turnover markers during 14-days 6 degrees head-down bed rest. *J Bone Miner Metab*; 21 : 311-5.

Knight G, Noyes J. 1999. Childrens behavior and the design of school furniture. *Ergonomics*, 42, 747-760.

Koskelo R. 2006. Säädetävien kalusteiden vaikutukset tuki- ja liikuntaelimityn terveyteen lukiolaisilla. Doctoral dissertation, Kuopio University publications D. Medical sciences 394, University of Kuopio.

Kotovskaya AR, Gavrilova LN, Gallel RR. 1981. Effects of hypokinesia in head-down position on man's equilibrium function. *Space Biol And Aerospace Med*; 15 : 34-38.

Kouzaki M, Masani K, Akima H, Shirasawa H, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. 2007. Effects of 20-day bed rest with and without strength training on postural sway during quiet standing. *Acta Physiol*; 189 : 279-92.

Kozlovskaya IB, Sayenko IV, Sayenko DG, Miller TF, Khusnutdinova DR, Melnik KA. 2007. Role of support afferentation in control of the tonic muscle activity. *Acta Astronautica*; 60 : 285-294.

Kristjansdottir G, Rhee H. 2002. Risk factors of back pain frequency in schoolchildren: a search for explanations to a public health problem. *Acta Paediatr*; 91 : 849-54.

Kujala UM, Salminen JJ, Taimela S, Oksanen A, Jaakkola L. 1992. Subject characteristics and low back pain in young athletes and nonathletes. *Med Sci Sports Exerc*; 24 : 627-632.

Kujala UM, Taimela S, Salminen JJ, Oksanen A. 1994. Baseline anthropometry, flexibility and strength characteristics and future low back pain in adolescent athletes and nonathletes. *Scand J Med Sci Sports*; 4:200-205 .

Kujala UM, Taimela S, Erkintalo M, Salminen JJ, Kaprio J. 1996. Low-back pain in adolescent athletes. *Med Sci Sports Exerc*; 28 : 165-70.

Kujala UM, Taimela S, Viljanen T. 1999. Leisure physical activity and various pain symptoms among adolescents. *Br J Sports Med*; 33 : 325-328.

Kumar S, Mital A. 1992. Margin of safety for the human back: a probable consensus based on published studies. *Ergonomics*; 35, 769-781.

Lacours M, Borel L. 1993. Vestibular control of posture and gait. *Arch. Ital. Biol.* 131 : 81-104.

Lamouret V. 1998. Incidence d'un programme de gymnastique posturale et d'un mobilier ergonomique sur les paramètres statiques posturaux de la fonction visuelle des élèves de C.E.2. Mémoire MST d'optométrie d'Orsay.

Lane NE, Kaneps AJ, Stover SM, Modin G, Kimmel DB. 1996. Bone Mineral Density and Turnover Following Forelimb Immobilization and Recovery in Young Adult Dogs. *Calcified Tissue International*; 59, 5.

Leblanc AD, Schneider VS, Evans HJ, Engelbretson DA, Krebs JM. 1990. Bone mineral loss and recovery after 17 weeks of bed rest. *J Bone Miner Res*; 5 : 843-50.

Leboeuf-Yde C, Kyvik KO. 1998. At what age does low back pain become a common problem? A study of 29,424 individuals aged 12-41 years. *Spine*; 15, 23 : 228-34.

Lelong C. 1986. La station assise de travail : réflexions et biomécanique. Médecine Thesis.

Liepert J, Tegenthoff M, Malin JP. 1995. Changes of cortical motor area size during immobilization. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*; 97 : 382-6.

Linton S, Hellsing AL, Halme T, Åkerstedt K. 1994. The effects of ergonomically designed school workstation on pupils' attitudes, symptoms and behaviour. *Appl Ergon*; 25, 299-304.

Lund S et Broberg C. 1983. Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiologica Scandinavica*; 117: 307-309.

Magnus R. 1924. Körperstellung. Springer, Berlin.

Magora A. 1972. Investigation between low back pain and occupation. 3, physical requirements: sitting, standing, and weight lifting. *Ind Med Surg*; 41, 5-9.

Mandal AC. 1984. The correct height of school furniture. *Physiotherapy*; 70 , 48-53.

Mandal AC. 1987. Influence of furniture height on back pain. *Behav Inf Techn* ; 6, 347-352.

Martin J. 1967. The basal ganglia and posture. London : Pitman.

Martins da Cunha H. 1986. Le syndrome de déficience posturale, son intérêt en ophtalmologie. *Jour. Fr. d'ophtalmologie* ; 9 : 747-755.

- Marschall M, Harrington A, Steele J. 1995. Effect of work station design on sitting posture in young children. *Ergonomics*; 38, 1932-1940.
- Massion J. 1992. Mouvement posture and equilibrium interaction and coordination. *Prog. Neurobiol.* 38 : 35-56.
- Massion J. 1994. Fonctions motrices. Editions techniques. *Encycl. Med. Chir.* (Paris-France); 17-002-D-10.
- Massion J. 1997. Cerveau et motricité. Paris : PUF.
- Massion J. 1998. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*; 22, 465-472.
- 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.
- Mateos M. 1997. Incidence d'un mobilier ergonomique et d'un programme de gymnastique posturale sur certains comportements visuels de l'élève de C.E.2. Mémoire MST d'optométrie d'Orsay.
- Meyer J, Baron JB. 1976. Participation des afférences trigéminales à la régulation tonique posturale. Aspects statiques et dynamiques. *Agressologie* ;17 :33-40.
- Mierau D, Cassidy JD, Yong-Hing K. 1989. Low-back pain and straight leg raising in children and adolescents. *Spine*; 14 : 526-8.
- Milanese S, Grimmer K. 2004. School furniture and the user population an anthropometric perspective. *Ergonomics*; 47, 416-426.
- Mittelstaedt, H. 1983. A new solution to the problem of the subjective vertical. *Naturwissenschaften*; 70 : 272-281.
- Montoya R. 2006. Neurophysiologie du controle postural. Cahiers du C.E.O.P.S. n°4. Actes du Symposium, 9.
- Müller K, Hömberg V, Copenrath P, Lenard HG. 1992. Maturation of set-modulation of lower extremity EMG responses to postural perturbations. *Neuropediatrics*; 23 : 82-91.
- Murphy S, Buckle P, Stubbs D. 2002. The use of the portable ergonomic observation method (PEO) to monitor the sitting posture of schoolchildren in the classroom. *Appl. Ergon*; 33, 365-370.
- Murphy S, Buckle P, Stubbs D. 2004. Classroom posture and self-reported back and neck pain in school children. *Appl. Ergon*; 35, 113-120.
- Nachemson A. 1960. Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop Scand*; 43.
- Nachemson A. 1981. Disc pressure measurements. *Spine*; 6 : 93-97.
- Nachemson A. 1985. Advances in low-back pain. *Clin Orthop Relat Res*; 200 : 266-78.

Nachemson A. 1992. Newest knowledge of low back pain. A critical look. *Clin Orthop*; 279 : 8-20.

Nagy E, Toth K, Janositz G. 2004. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol*; 92 : 407-413.

Nashner LM. 1977. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Exp Brain Res*; 24 : 13-24.

Nashner LM. 1993. Computerised Dynamic Posturography. In: Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Eds, *Handbook of Balance Function Testing*. St. Louis: Mosby Year Book. 280-307.

Newcomer K, Sinaki M. 1996. Low back pain and its relationship to back strength and physical activity in children. *Acta Paediatr*; 85 : 1433-1439.

Nicogossian AE. 1994. Microgravity simulations and analogues. In Nicogossian AE, Leach-Huntoon C, Pool SL. Eds, *Space physiology and medicine*. In Pavy-Le-Traon A. Intolérance orthostatique après simulation des effets de l'impesanteur. Thèse. 1997.

Odenrick P, Sandstedt P. 1984. Development of postural sway in the normal child. *Human Neurobiology*; 3, 241-244.

Olsen TL, Anderson RL, Dearwater SR, Kriska AM, Cauley JA. 1992 . The epidemiology of low back pain in an adolescent. *Am J Public Health*; 82 : 606-8.

Orsal D, Richard D. 2002. Neurophysiologie. Dunod.

Oster J, Nielson A. 1972. Growing pains: a clinical investigation of a school population. *Acta Paediatr Scand*; 61: 329-34.

Papaxanthis C, Pozzo T, McIntyre J, Berthoz A, Stapley P. 1996. Arm trajectories during vertical movements in changed gravity, , *European Soc. Neurosci. Abstr. 2nd Meeting of ENA, Strasbourg, 24–28 September*; 77, 04 : 129.

Papaxanthis C, Pozzo T, Popov C, McIntyre J. 1997. Arm end-point trajectories under normal and microgravity environments, 12th Man in Space Symposium: The Future of Human in Space, 8–13 June, Washington, DC, pp. 115–116.

Papaxanthis C, Pozzo T, Popov C, McIntyre J. 1998. Hand trajectories of vertical arm movements in one-G and zero-G environments: evidence for a central representation of gravitational force. *Exp. Brain Res*; 120 : 496-502.

Patat A, Foulhoux P. 1985. Effect on postural sway of various benzodiazepine tranquilizers. *Br. J. clin. Pharmac* ; 20, 9-16.

Paulus WM, Staube A, Brett TH. 1984. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* ; 107: 1143-1164.

- Pavy-Le-Traon A, Vasseur P, Maillet A, Güell A, Bes A, Gharib C. 1994. *La Presse médicale* ; 23, 1031-1036.
- Pavy-Le-Traon A, Heer M, Narici MV, Rittweger J, Vernikos J. 2007. From space to Earth: advances in human physiology from 20 years of bed rest studies (1986– 2006). *Eur J Appl Physiol*; 101 : 143-94.
- Peterka RJ, Black FO. 1990. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *J Vest Res*; 1 : 73-85.
- Peterka RJ, Black FO. 1991. Age, related changes in human posture control: motor coordination test. *J Vestib Res*; 1 : 87-96.
- Peterson ML, Christou E , Rosengren KS. 2006. Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait and Posture*; 23, 455-463.
- Piquet H. 1999. Evolution de la posture sur deux années scolaires, d'élèves bénéficiant d'un programme de gymnastique posturale et de mobilier ergonomique. Mémoire MST d'optométrie d'Orsay.
- Pozzo T, Berthoz A, Popov C. 1994. The effect of gravity on the coordination between posture and movement, in: Taguchi, Igarashi, Mori, eds., *Vestibular and Neural Front*, Elsevier, 589- 601.
- Pozzo T, Papaxanthis C, Stapley P, Berthoz A. 1998. The sensorimotor and cognitive integration of gravity. *Brain Research Reviews*; 28 : 92-101.
- Rademaker GGJ. 1931. Das stehen: Statische Reactionen, Gleichwichtsreaktionen und Muskeltonus unter besonders Berücksichtigung ihres Verhaltens bei kleinhirnlosen Tieren. Springer, Berlin.
- Regis H, Trouche E, Massion J. 1996. Movement and associated postural ajustement. In : Shahani M. Ed, *The motor system: neurophysiology and muscle mecanisms*. Amsterdam: Elsevier, 349-361.
- Reschke MF, Bloomberg JJ, Deborah LH, William HP, Layne C, McDonald V. 1998. Posture, locomotion, spatial orientation, and motion sickness as a function of space flight. *Brain Res*; 28 : 102–17.
- Riach CL, Hayes KC. 1987. Maturation of postural sway in young children. *Developmental Medicine and Child Neurology*; 29, 650-658.
- Rine RM, Rubish K, Feeney C. 1998. Measurement of sensory system effectiveness and maturational changes in postural control in young children. *Pediatr Phys Ther*; 10 : 16-22.
- Rogol AD, Roemmich JN, Clark PA. 2002. Growth at Puberty. *Journal of adolescent health*; 31 : 192-200.

Roll JP et Roll R. 1987. La proprioception extra-oculaire comme élément de référence posturale et de lecture spatiale des données rétinienne. *Agressologie* ; 28 : 906-12.

Roll J.-P. et Roll R. 1988. Extraocular proprioception and body postural references. In. Gurfinkel VS, Ioffé ME., Massion J. Roll and JP. *Stance and Motion: Facts and Concepts*, eds. Plenum Press, New York; pp. 23–36.

Roll J.-P. et Roll R. 1988. From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control. In Amblard B, Berthoz A, Clarac F, Eds. *Posture and gait*. Amsterdam, Elsevier; 155-164.

Rougier P, Van Themsche C. 2005. Le maintien de la station debout non perturbée chez l'enfant prépubère. *Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation* ; 25, 76-82.

Saarni LA, Rimpelä AH, Nummi TH, Kaukiainen A, Salminen JJ, Nygård CH. 2009. Do ergonomically designed school workstations decrease musculoskeletal symptoms in children? A 26-month prospective follow-up study. *Appl Ergon*; 40 : 491-9.

Sakaguchi M, Taguchi K, Miyashita Y, Katsuno S. 1994. Changes with aging in head and center of foot pressure sway in children. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*; 29 : 101-9.

Salminen JJ, Maki P, Oksanen A, Pentti J. 1992. Spinal mobility trunk muscle strength in 15 year old schoolchildren with and without low back pain. *Spine*; 17 : 405-411.

Salminen JJ, Erkintalo-erri MO, Paajanen HE. 1993. Magnetic resonance imaging findings of lumbar spine in the young: Correlation with leisure time physical activity spinal mobility and trunk muscle strength in 15 year old pupils with or without low back pain. *J Spinal Disord*; 6: 386-391.

Salminen JJ, Erkintalo MO, Pentti J, Oksanen A, Kormano MJ. 1999. Recurrent low back pain and early disc degeneration in the young. *Spine*; 24 : 1316-1321.

Sampedro AG, Montalt JC, Alemany AL. 1997. Estudio del reflejo visuopostural. *Gaceta Optica*; 307.

Sandler H, Winter DL. 1978. Physiological responses of women to simulated weightlessness (NASA SP-430). *National Aeronautics and space Administration*; Washington.

Schneider V, Oganov V, Leblanc A, Rakmonov A, Taggart L, Bakulin A, Huntoon C, Grogoriev A, Varonin L. 1995. Bone and body mass changes during space flight. *Acta astronaut.*; 36 : 463-6.

Schoberth H. 1962. Sitzhaltung, Sitzschaden, Sitzmudel. *Springer-Verlag*; 1 : 1-100.

Sessle BJ. 1991. Physiology of trigeminal system. In Fromm GH, Sessle BJ (Eds). *Trigeminal neuralgia : current concepts regarding pathogenesis and treatment*. Butterworth-Heinemamm, Boston; pp 71-96.

Shackelford LC, LeBlanc AD, Driscoll TB, Evans HJ, Rianon NJ, Smith SM, Spector E, Feedback DL, Lai D (2004) Resistance exercise as a countermeasure to disuse-induced bone loss. *J Appl Physiol* 97 : 119-129.

Sharifi Milani R, Deville De Perriere D., Lapeyre L et Pourreyron L.2000. Relationship between dental occlusion and posture. *J. Craniomandib. Pract*; 18 : 127–134.

Sherrington C S. 1906. *The Integrative Action of the Nervous System*. Constable, London.

Shinohara M, Yoshitake Y, Kouzaki M, Fukuoka H, Fukunaga T. 2003. Strength training counteracts motor performance losses during bed rest. *J Appl Physiol*; 95 : 1485-1492.

Shumway-Cook A, Woollacott MH. 1985. The growth of stability: postural control from a developmental perspective. *J Motor Behav*; 17, 131-147.

Skoffer B, Foldspang A. 2008. Physical activity and low-back pain in schoolchildren. *Eur Spine J. Mar*; 17 : 373-9.

Smith SM, Davis-Street JE, Fesperman JV, Calkins DS, Bawa M, Macias BR, et al. 2003. Evaluation of treadmill exercise in a lower body negative pressure chamber as a countermeasure for weightlessness-induced bone loss: a bed rest study with identical twins. *J Bone Miner Res*; 18 : 2223-30.

Sparto PJ, Redfern MS, Jasko JG, Casselbrant ML, Mandel EM, Furman JM. 2006. The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years. *Exp Brain Res* ; 168, 505–516.

Staffel F. 1884. *Allgem Gesundheitspflg*. 3, 403-411.

Sauveplane M. 2005. Synthèse de quatre études sur l'incidence du mobilier et de la gymnastique posturale sur certains comportements visuels. Mémoire de recherche. Université de Paris-Sud, Centre Scientifique d'Orsay; Maîtrise d'Optique physiologique, d'Optique de contact et d'Optométrie.

Tanner JM. 1965. The relationship of puberty to other maturity indicators and body composition in man. *Symp Soc Stud Hum Biol*; 6 : 211.

Tanner JM, Whitehouse RH, Marshall WA, Carter BS. 1975. Prediction of adult height, bone age, and occurrence of menarche, at ages 4 to 16 with allowance for midparental height. *Arch Dis Child*; 50 :14-26.

Tanner JM. 1999. The growth and development of the Annals of Human Biology: a 25-year retrospective. *Ann Hum Biol*; 26 : 3-18.

Temfemo A, Hugues J, Chardon K, Mandengue SH, Ahmaidi S. 2009. Relationship between vertical jumping performance and anthropometric characteristics during growth in boys and girls. *Eur J Pediatr*; 168 : 457-64.

Thiebault CM, Sprumont P. 1997. L'enfant et le sport: Introduction à un traité de médecine du sport chez l'enfant. De Boeck Université.

Thomas MR, Michel C, Thomas J, De Landsheere G. 1994. Théories du développement de l'enfant: Études comparatives. De Boeck Université.

Thompson PM, Giedd JN, Woods RP, MacDonald D, Evans AC, Toga AW. 2000. Growth patterns in the developing brain detected by using continuum mechanical tensor maps. *Nature*. Mar 9; 404 :190-3.

Trappe S, Trappe T, Gallagher P, Harber M, Alkner B, Tesch P. 2004. Human single muscle fibre function with 84 day bed-rest and resistance exercise. *J Physiol*; 557 : 501–513.

Trappe TA, Burd NA, Louis ES, Lee GA, Trappe SW. 2007. Influence of concurrent exercise or nutrition countermeasures on thigh and calf muscle size and function during 60 days of bed rest in women. *Acta Physiologica*; 13 : 147-159.

Troussier B, Davoine P, de Gaudemaris R, Fauconnier J, Phelip X. 1994. Back pain in school children. A study among 1178 pupils. *Scand J Rehabil Med* ; 26 : 143-6.

Troussier B, Tesniere C, Fauconnier J, Grison J, Juvin R, Phelip X. 1999. Comparative study of two different kinds of school furniture among children. *Ergonomics*; 42, 516-526.

Troussier B, Balague, F. 1999. Epidémiologie des lombalgies et des rachialgies chez l'enfant et l'adolescent. In Troussier B, Phelip X. Eds, *Le dos de l'enfant et de l'adolescent et la prévention des lombalgies*. Masson, Paris, 27-40.

Univers de la psychologie. 1977. 2, Libis, Paris pp 40. In Thill E, Thomas R, Caja J. 1982. Manuel de l'éducateur sportif, préparation au brevet d'état. Vigot.

Vaugoyeau M, Viel S, Amblard B, Azulay J P, Assaiante C. 2008. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait & posture*; 27 : 294-302.

Vico L, Collet P, Guignandon A, Lafage-Proust MH, Thomas T, Rehaillia M, Alexandre C. 2000. Effects of long-term microgravity exposure on cancellous and cortical weight-bearing bones of cosmonauts. *Lancet*; 355 : 1607-11.

Vieira TD, Oliveira LF, Nadal J. 2008. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. *J Electromyogr Kinesiol*. 3.

Viel S, Vaugoyeau M, Assaiante C. 2009. Adolescence: a transient period of proprioceptive neglect in sensory integration of postural control. *Motor Control* ; 13 : 25-42.

Viguiier M, Dupui Ph, Montoya R. 2007. Analyse de la posture statique avant et après un alitement anti-orthostatique de longue durée chez la femme. *Clin neurophysiol* ; 290 : 37-4.

- Viguiet M, Dupui Ph, Montoya R. 2008. Analyse de la posture statique avant et après un alitement anti-orthostatique de longue durée chez la femme in posture et équilibre de la recherche à la pratique clinique. *Solal* p : 109-119.
- Viguiet M, Dupui Ph, Montoya R. 2008. Posture analysis on young women before and after 60 days of -6° head down bed rest (Wise 2005). *Gait and Posture*; 29 : 188-193.
- Watson KD, Papageorgiou AC, Jones GT, Taylor S, Symmons DPM, Silman AJ, Macfarlane GJ. 2002. Low back pain in schoolchildren: occurrence and characteristics. *Pain*; 97 : 87-92.
- Watson KD, Papageorgiou AC, Jones GT, Taylor S, Symmons DP, Silman AJ, Macfarlane GJ. 2003. Low back pain in schoolchildren: the role of mechanical and psychosocial factors. *Arch Dis Child*; 88 : 12-17.
- Wilmore JH, Costill DL. 1998. Physiologie du sport et de l'exercice physique. De Boeck université.
- Wilson V. 1979. Mammalian vestibular physiology. New York: Plenum Press.
- Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. 1996. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol*; 75 : 2334-43.
- Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. 1998. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*; 80 : 1211-21.
- Wolff DR, Rose J, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW, Gamble JG. 1998. Postural balance measurements for children and adolescents. *Journal of Orthopaedic Research*; 16, 271-275.
- Woollacott M, Shumway-Cook A. 2002. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*; 16 : 1-14.
- Yakovlev PI, LeCours AR. 1967. The myelogenetic cycles of regional maturation of the brain. In: Minkowski A. Ed, *Regional development of the brain in early life*. pp. 3-70. Philadelphie, PA : Davis.
- Yamanaka K, Yamamoto S, Nakazawa K, Yano H, Suzuki Y, Fukunaga T. 1999. The effects of long-term bed rest on H-reflex and motor evoked potential in the human soleus muscle during standing. *Neurosci Lett*; 266 : 101-4.
- Yelnik A, Hantkic O, Bradai N. 2008. Déconditionnement, atrophie musculaire et rééducation. *Revue du Rhumatisme* ; 75, 137-141.
- Zasler ND, Katz DI, Zafonte RD. 2006. Brain injury medicine : principles and practice. Demos Medical Publishing.
- Zerath E. 1995. Les conséquences de la diminution de la contrainte physique sur le tissu osseux . *Science & sports* ; 10, 115-122.

Sites internet utilisés :

De Kerdanet 1999:

La croissance. Institut Mère-Enfant, annexe pédiatrique, Hôpital sud, 1999.

<http://www.med.univ-rennes1.fr/etud/pediatrie/croissance.htm>

Pascal prevost 2005:

http://www.multisport.qc.ca/app/DocRepository/1/INFE/Plan_de_match/20051101_Pascal_Prevost_INFE_specificite_physiol_enfant.pdf

Mobilier ergonomique:

http://www.hephaistos.fr/V10_info_heph/info_ergo_scol_05.html

http://www.camif-collectivites.fr/wwwSurf/pages/interaction/pdfLettre/Norme_mobilier.pdf

Porcher L. 1982. Autour de L'ergonomie scolaire. L'Éducation. (p. 8-11) in.

<http://www.fse.ulaval.ca/pelletier/module4.html>

ANNEXES

QUESTIONNAIRE

Nom : Prénom : Sexe : M F Age :
Taille : Poids : Pointure :

CADRE DE VIE

- Avez-vous des frère(s) : oui non combien : Age :
 - Avez-vous des sœur(s) : oui non combien : Age :
 - Vivez-vous avec vos deux parents : oui non
 - Si ils sont divorcés, vous vivez avec votre : père mère
 - Vivez-vous dans un appartement ? oui non
 - Vivez-vous dans une maison ? oui non
- Votre logement se situe-t-il en dans le centre ville, en périphérie de la ville ou à la campagne ?

SANTE

- Avez-vous subi des opérations chirurgicales ? oui non
- Si oui la ou lesquelles ?.....
- Avez-vous des antécédents médicaux ?.....
- Avez-vous des maux de dos ? beaucoup moyennement peu jamais
- Avez-vous une scoliose ? oui non
- Portez-vous ou avez-vous porté un appareil dentaire ? oui non
- Portez-vous ou avez-vous porté des lunettes ? oui non
- Si oui, quelle est votre type de déficience visuelle ?.....
- Faites-vous ou avez-vous fait des séances d'orthophonie ? oui non
- Faites-vous ou avez-vous fait des séances d'orthoptie ? oui non
- Portez-vous des semelles et/ou des chaussures orthopédiques ? oui non
- Etes vous ou avez-vous été dyslexique ? oui non

PASSE TEMPS

- **Quelles sont vos activités de loisir ?**
 - Sortie avec ou chez des amis(es) : jamais peu moyennement souvent
 - Aller au cinéma : jamais peu moyennement souvent
 - Jouer à des consoles de jeux, regarder la télévision : jamais peu moyennement souvent
 - Lire : jamais peu moyennement souvent
 - Autre :
 - **Pratiquez vous des activités physiques et sportives ?**
 - Suivez vous l'activité physique et sportive proposée à l'école ?
jamais parfois souvent toujours
 - Pratiquez vous une activité physique et sportive en dehors de l'école : oui non
- Si oui quelle est cette activité ? (indiquez a côté de la famille de l'activité le sport précis pratiqué !)
- sport de raquette
 - sport collectif
 - sport de combat
 - athlétisme
 - natation
 - activité d'expression corporelle (ex : danse classique ou moderne...)
 - gymnastique
 - activité physique de pleine nature (ex : escalade, équitation...)
 - A quel niveau pratiquez vous ce sport ? sport loisir, sport en club
 - Intensité ou fréquence des entraînements : 1h 2h 3h 4h et plus / par semaine

IMPACT DE L'UTILISATION DU MOBILIER ERGONOMIQUE

- L'enfant se plaint-il de maux divers depuis qu'il utilise le mobilier ergonomique ?
jamais parfois souvent toujours
- Quels changements positifs ou négatifs l'enfant observe-t-il depuis qu'il utilise le mobilier ergonomique par rapport au mobilier traditionnel ?(expliquer).....
.....
- Quand l'enfant est installé sur le mobilier ergonomique, prend-il le temps d'adapter son mobilier ? (au niveau de l'assise, du plan de travail, inclinaisons du mobilier en fonction de sa morphologie.....)
.....

- **Position de confort. Entourez la position que votre enfant adopte spontanément :**



Comportements

- Depuis au moins six mois, votre enfant présente-t-il ces comportements :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- Ne fait pas attention aux détails et commet des erreurs grossières dans son travail ou ses activités :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- Éprouve de la difficulté à maintenir son attention sur un travail ou un jeu :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- A l'air de ne pas écouter ce qu'on lui dit
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- Ne suit pas les instructions, les consignes, reçues :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- A des difficultés à organiser son travail ou ses activités :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- Essaie d'éviter tout travail demandant un effort intellectuel soutenu :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- Perd des objets nécessaires à un travail :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- Est facilement distrait par un signal extérieur :
 Jamais Parfois Souvent Toujours
- Oublie des choses dans les activités quotidiennes :
 Jamais Parfois Souvent Toujours

Annexe 1 : questionnaire proposé aux élèves ayant participé au protocole collège.

DURING BEDREST (60 days)

PRE BEDREST and POST BEDREST

NUTRIENTS INTAKE	Control group	Exercise group	Nutrition group	Control group	Exercise group	Nutrition group
Water (until recovery period)	60 ml/kg/day	60 ml/kg/day (without Ex) 75 ml/kg/day (with Ex)	60 ml/kg/day	60 ml/kg/day	60 ml/kg/day (without Ex) 75 ml/kg/day (with Ex)	60 ml/kg/day
calories	140% RMR	140% RMR	140% RMR	120% RMR	120% RMR + Energy due to Ex	120% RMR
Glucids	caloric ratio carbohydrate/fat : 65/35					
Lipids	caloric ratio carbohydrate/fat : 65/35					
Proteins	1 g/kg/day (13-16% total Energy) 0,62g/kg/animal proteins (40% cereals, 40% legumes)	1 g/kg/day (13-16% total Energy) 0,62g/kg/animal protein + 0,38 g/kg/vegetable proteins (40% cereals, 40% legumes)	1 g/kg/day (13-16% total Energy) 0,62g/kg/vegetable proteins (40% cereals, 40% legumes)	1g/kg/day (13-16% total Energy) 0,62g/kg/animal protein + 0,38 g/kg/vegetable proteins (40% cereals, 40% legumes)	1,45g/kg/day (23-28% Energy intake) g/kg/animal proteins + 0,55g/kg/vegetable proteins (40% cereals, 40% legumes), 0,18g free leucine (supplementation P1)	
Minerals						
Na	2,0 mmol/kg/day (0,046 g/kg/day)					
K	1,3 mmol/kg/day (0,051 g/kg/day)		1,3 mmol/kg/day (0,051 g/kg/day)	1,3 mmol/kg/day (0,051 g/kg/day)		1,5 mmol/kg/day (0,058 g/kg/day)
Ca	1 g/day					
P	1,2 - 1,6 mmole/kg/day (0,037 to 0,05 g/kg/day)					

Three main meals per day (Breakfast 30%, Lunch 40%, Diner 30%)
 Restrictions: no caffeine, no methylxanthine, no alcohol, no chocolate
 RMR: Rasting Metabolic Rate (kilocalories per day)

Annexe 2 : Régime alimentaire de chaque groupe avant pendant et après l'alitement prolongé (document fourni par Vasseur P de l'équipe du MEDES).

**INFLUENCE OF A MODIFICATION OF THE ANGLE BETWEEN THE
GRAVITATIONAL VECTOR AND THE RACHIS AXIS ON HUMAN STATIC AND
DYNAMIC POSTURAL PERFORMANCES**

The gravitational loading governs all the Human activities and particularly the ability to stand and control balance. The angle of incidence of the gravitational vector on the main body axis depends on the way the subject stands. The three more important postures in Human life are: standing, sitting or lying. This study consists on analyzing the postural control in a stand up position after a modification of the quality and the duration of the two others positions. Two experimental conditions have been used : a modification of the sitting position by the use of ergonomic furnitures for the same students from the 6th to the 3thd degree and a modification of the lying position by placing subjects on a head-down-bed-rest (antiorthostatic position, -6°) during 60 days. We can notice postural modifications: comparing to the conventional furnitures, the ergonomic furnitures improve the postural performances and allowed to minimize the decrease of performances due to the puberty; the long duration bed-rest involve a postural control perturbation comparable to what has been observed during space flights. So, it is important, in sitting position, to promote, during the student life, the utilization of ergonomic furnitures and if a bed rest position has to be maintain during a long period (for medical reasons) prophylactic methods (such as physical exercises) have to be preconized in order to prevent the deconditioning effects. The same treatment can also be applied to the long duration missions in microgravity (space flights) in order to allowed all the efficiency of the motor control in particular for the return to Earth.

AUTEUR :
VIGUIER Marion.

TITRE :
INFLUENCE DU CHANGEMENT DE L'ANGLE D'INCIDENCE ENTRE LE VECTEUR GRAVITATIONNEL TERRESTRE ET L'AXE SAGITTAL DU RACHIS SUR LES PERFORMANCES POSTURALES STATIQUES ET DYNAMIQUES D'UN INDIVIDU.

DIRECTEUR DE THESE :
DUPUI Philippe, MONTOYA Richard.

LIEU ET DATE DE SOUTENANCE :
Université Paul Sabatier. 26/11/2009

RESUMES

Le vecteur gravitationnel conditionne chacune des activités de l'Homme et en particulier son aptitude à s'ériger et contrôler sa posture et son équilibre. La manière (l'incidence) dont ce vecteur s'exerce sur le grand axe du corps dépend de la posture de l'individu. L'Homme partage sa vie entre trois postures fondamentales : debout, assise ou couchée. Ce travail a consisté à mesurer la posture en position debout après avoir modifié la durée et la qualité des deux autres postures. Deux situations expérimentales ont été utilisées : une modification de la posture assise en proposant un mobilier ergonomique aux mêmes élèves au cours de la scolarité de la 6ème à la 3ème et une modification de la posture couchée en plaçant des sujets en décubitus anti-orthostatique (-6°) pendant 60 jours. On observe des modifications posturales : le mobilier ergonomique améliore les performances par rapport au mobilier conventionnel et permet d'atténuer la perte de performances induite par la puberté ; l'alitement de longue durée entraîne des perturbations du contrôle postural comparables à celles observées au cours des vols spatiaux. En position assise il faut donc promouvoir, pendant les années collège, l'utilisation d'un mobilier ergonomique. Si une position couchée doit être maintenue pendant une longue période (raison médicale) il faut alors mettre en place des méthodes prophylactiques (exercices physiques) pour lutter contre ses effets délétères. Ceci est valable, aussi, pour les séjours de longue durée en microgravité (vols spatiaux) afin de conserver au contrôle moteur toute son efficacité notamment lors du retour sur terre.

The gravitational loading governs all the Human activities and particularly the ability to stand and control balance. The angle of incidence of the gravitational vector on the main body axis depends on the way the subject stands. The three more important postures in Human life are: standing, sitting or lying. This study consists on analyzing the postural control in a stand up position after a modification of the quality and the duration of the two others positions. Two experimental conditions have been used : a modification of the sitting position by the use of ergonomic furnitures for the same students from the 6th to the 3thd degree and a modification of the lying position by placing subjects on a head-down-bed-rest (antiorthostatic position, -6°) during 60 days. We can notice postural modifications: comparing to the conventional furnitures, the ergonomic furnitures improve the postural performances and allowed to minimize the decrease of performances due to the puberty; the long duration bed-rest involve a postural control perturbation comparable to what has been observed during space flights. So, it is important, in sitting position, to promote, during the student life, the utilization of ergonomic furnitures and if a bed rest position has to be maintain during a long period (for medical reasons) prophylactic methods (such as physical exercises) have to be preconized in order to prevent the deconditioning effects. The same treatment can also be applied to the long duration missions in microgravity (space flights) in order to allowed all the efficiency of the motor control in particular for the return to Earth.

MOTS-CLES

Posture, vecteur gravitationnel, mobilier ergonomique, alitement prolongé, microgravité, adolescence, puberté.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE

STAPS, Performances motrices, adaptation, santé et sport.

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE :

Laboratoire de Physiologie de la Faculté de Médecine de Toulouse.