

N° d'ordre :

THÈSE

présentée à

L' UNIVERSITÉ BORDEAUX 1

ÉCOLE DOCTORALE DES SCIENCES PHYSIQUES ET DE L'INGÉNIEUR

par **Cédric BAZERT**

POUR OBTENIR LE GRADE DE

DOCTEUR

SPÉCIALITÉ : MÉCANIQUE

Influence de l'avancement de la mandibule sur la posture générale. Etude stabilométrique et compléments électromyographiques

soutenue le : 16 décembre 2008

après avis de :

M. Pierre CANAL, Professeur des Universités et
M. Olivier GILLE, Professeur des Universités

devant la commission d'examen formée de :

M. Alain GERARD, Professeur des Universités (Bordeaux 1),	Président
M. Pierre CANAL, Professeur des Universités (Montpellier),	
M. Olivier GILLE, Professeur des Universités (Bordeaux 2),	Rapporteurs
Mlle. Marie-Josée BOILEAU, Professeur des Universités (Bordeaux 2)	
M. Mariano CID, Professeur des Universités (Bordeaux 1),	Directeurs
M. Michel MESNARD, Professeur Agrégé, Docteur (Bordeaux 1)	Examineur
M. Philippe DELIAC, Maître de Conférences (Université Bordeaux 2)	Invité

PLAN

<i><u>Introduction générale</u></i>	7
<i><u>CHAPITRE 1 : Contexte Général</u></i>	9
<u>I. Introduction :</u>	10
<u>II. Influence d'une modification des rapports inter-maxillaires sur la posture de la tête et la posture générale : revue de littérature :</u>	11
<u>II.1 Dans le plan frontal :</u>	12
II.1.1 Au niveau articulaire:	12
II.1.2 Au niveau musculaire:	12
II.1.3 Au niveau stabilométrique:	12
<u>II.2. Dans le plan sagittal, sens vertical :</u>	12
II.2.1 Au niveau articulaire:	12
II.2.2 Au niveau musculaire et stabilométrique:	15
<u>II.3 Dans le plan sagittal, sens antéro-postérieur :</u>	16
II.3.1 Au niveau articulaire:	16
II.3.2 Au niveau musculaire:	16
II.3.3 Au niveau stabilométrique:	17
Conclusions :	18
<u>III Intérêts de la stabilométrie:</u>	19
<u>III.1 Justification de l'utilisation de la stabilométrie :</u>	19
III.1.1 Statique naturelle :	19
III.1.2 Modification de la statique naturelle :	21
III.1.3 Analyse expérimentale :	22
<u>III.2 Principaux paramètres stabilométriques :</u>	23
III.2.1 Longueur du déplacement du CDP:	23
III.2.2 Surface du déplacement du CdP:	24

III.2.3 LFS :	24
III.2.4 X moyen ou X0, Y moyen ou Y0:	26
III.2.5 Amplitude des oscillations en X et en Y :	27
III.2.6 VFY :	27
III.2.7 Quotient de Romberg, QR :	28
III.2.8 Quotient plantaire, QP :	29
III.2.9 La transformée de Fourier (FFT) :	29
III.2.10 Fonction d'intercorrélation :	29
Bibliographie chapitre 1	31
 <i><u>CHAPITRE 2 : Etude Stabilométrique</u></i>	36
<u>I Protocole d'étude :</u>	37
<u>I.1 Echantillon principal:</u>	37
<u>I.2 Matériel et méthode:</u>	37
I.2.1 L'orthèse occlusale :	37
I.2.1.1 Critères de conception :	37
I.2.1.2 Choix du matériau :	38
I.2.1.3 Propulsion imposée et épaisseur des orthèses:	42
I.2.2 Enregistrements stabilométriques :	43
I.2.2.1 Acquisition des paramètres stabilométriques :	43
- La plateforme de forces à six composantes :	43
- Acquisitions des signaux de la plate-forme :	48
I.2.2.2 Paramètres stabilométriques :	50
I.2.2.3 Tests préliminaires :	51
I.2.2.4 Durée des tests :	53
I.2.2.5 Séquence des enregistrements :	54
I.2.2.6 Ordre de prise des orthèses :	56
I.2.2.7 Méthode statistique :	56
 <u>II Résultats :</u>	56
<u>II.1 Résultats par situation occlusale :</u>	56
II.1.1 Enregistrements sans orthèse (WS) :	56
II.1.2 Evaluation de la réponse à la perturbation immédiate:	57
II.1.3 Enregistrements avec Sp0 portée 40 minutes :	58
II.1.4 Enregistrements avec Sp45 portée 40 minutes :	61

II.1.5 Enregistrements avec Sp90 portée 40 minutes :	65
II.2 <u>Comparaison des différentes situations occlusales entre elles:</u>	70
II.2.1 Comparaison des résultats entre orthèse au cours du temps :	70
II.2.2 Comparaison des résultats entre Sp0, Sp45 et Sp90 et la situation sans orthèse :	75
II.3 <u>Influence de la quantité de propulsion :</u>	77
II.4 <u>Influence de l'épaisseur de l'orthèse :</u>	79
II.5 <u>Influence de l'angle de propulsion (Pente):</u>	84
Bibliographie chapitre 2	89
 <i><u>CHAPITRE 3 :Discussion des résultats.</u></i>	
<i><u>Compléments électromyographiques.</u></i>	90
I <u>Discussion des résultats stabilométriques:</u>	91
I.1 <u>Augmentation de l'amplitude des oscillations / Position plus postérieure du Cdp :</u>	91
I.2 Conclusions :	93
II <u>Complément d'étude / électromyographie :</u>	93
II.1 <u>Choix des muscles enregistrés :</u>	94
II.1.1 Au niveau de la tête :	94
II.1.2 Au niveau du cou :	95
II.1.3 Au niveau du membre supérieur :	97
II.1.4 Au niveau du Tronc :	97
II.1.5 Au niveau de la cuisse :	99
II.1.6 Au niveau de la jambe :	100
II.2 : <u>Matériel :</u>	102

II.3 : Méthode :	103
II.3.1 Echantillon :	103
II.3.2 Séquence d'enregistrement :	103
II.3.3 Paramètres EMG étudiés :	104
- Valeur RMS :	104
- EMG intégrée :	105
II.3.4 Mode de présentation des résultats :	107
II.4 Présentation et analyse des résultats :	107
II.4.1 Au niveau des muscles masticateurs :	107
II.4.2 Au niveau des muscles du cou et de la nuque :	109
II.4.3 Au niveau des muscles de la partie inférieure du tronc :	111
II.4.4 Au niveau de la cuisse :	112
II.4.5 Au niveau de la jambe :	113
II.4.6 Membre supérieur :	115
II.4.7 Comparaison des résultats entre muscles gauches et droits :	115
<u>III Synthèse des résultats. Hypothèse de mécanisme d'adaptation posturale :</u>	116
III.1 Synthèses et essai d'interprétation des résultats :	116
- Au niveau de l'extrémité céphalique :	116
- La région du bassin :	118
- La chaîne des gîtes :	120
- Au niveau de la jambe :	121
- Au niveau du genou :	122
III.2 Régulation du contrôle postural :	123
- L'oreille interne :	123
- Les informations visuelles :	123
- Les muscles oculomoteurs :	123
- Au niveau du pied :	123
- La mandibule :	124
- Le rachis :	125
Conclusion :	125
Bibliographie chapitre 3	127

CHAPITRE 4 : Critique et évolution du protocole .

Perspectives. 133

I Critique et évolution du protocole: 134

I.1 Réalisation des orthèses : 134

I.1.1 Le matériau : 134

I.1.2 L'indentation : 134

I.1.3 L'épaisseur : 135

I.2 Conditions d'enregistrement : 137

I.2.1 Moment de la journée : 137

I.2.2 Ordre de passage : 140

I.2.3 Durée des tests : 142

I.2.4 Influence du bruit : 143

I.3 L'échantillon : 143

I.3.1 Caractéristiques cranio-faciales des volontaires : 143

I.3.2 Caractéristiques posturales des volontaires : 144

I.3.3 Différence Homme-Femme : 149

I.3.4 Anthropométrie : 151

I.3.5 Age : 151

I.3.6 Taille de l'échantillon : 152

I.4 Choix des paramètres stabilométriques : 152

I.4.1 Longueur : 152

I.4.2 LFS : 152

I.4.3 VFY : 152

I.4.4 X moyen et Pente : 153

I.4.5 Quotient de Romberg : 153

I.4.6 Précision du paramètre Y moyen : 154

I.4.7 Fonction d'intercorrélation : 154

I.5 Décalage des enregistrements stabilométriques et électromyographiques : 155

II <u>Perspectives :</u>	155
II.1 : <u>Evolution du matériel stabilométrique et électromyographique :</u>	155
II.1.1 Coordonner Stabilométrie et Electromyographie :	155
II.1.2 Associer une seconde plateforme :	155
II.1.3 Acquisition d'un accéléromètre.	
Evaluation des anticipations posturales :	156
II.2 <u>Les capteurs de force :</u>	158
III.2.1 Capteurs de pression podale :	159
III.2.2 Capteurs de pression occlusale :	159
II.3 <u>Stéréoradiographie :</u>	160
II.4 <u>Etude d'une population de patients :</u>	160
Bibliographie chapitre 4	161
<u>CONCLUSION GENERALE</u>	165

INTRODUCTION GENERALE

Les thérapeutiques d'avancement mandibulaire sont fréquemment utilisées en orthodontie pour les corrections orthopédiques ou chirurgicales des rétrognathies mandibulaires ou lors du traitement de certaines apnées obstructives du sommeil. Elles provoquent localement des modifications des relations intermaxillaires et des rapports mandibulo-craniens, mais aussi des sollicitations de l'ATM (tensions ligamentaires, méniscales, musculaires), des étirements et des contractions des muscles masticateurs et des muscles rétropulseurs mandibulaires.

Par contre très peu de travaux nous renseignent sur l'influence à distance de ces grands déplacements mandibulaires.

A une époque où une approche globale du patient est privilégiée, il est essentiel de mieux évaluer les effets de ces traitements au-delà de l'extrémité céphalique, pour diminuer leur potentiel iatrogène éventuel et pour mieux cerner leur influence bénéfique sur certains troubles de l'appareil locomoteur notamment.

La propulsion mandibulaire perturbant l'équilibre hyo-cranio-mandibulaire, doit induire une adaptation posturale globale. Il est donc indispensable d'étudier l'influence sur la posture générale des orthèses d'avancement mandibulaire et plus particulièrement l'influence de la quantité de propulsion qui diffère suivant les concepts orthopédiques. Propulsion progressive ou propulsion d'emblée de grande amplitude semblent avoir une efficacité orthopédique similaire mais pourraient avoir un impact postural peut-être différent.

Nous avons donc étudié à l'aide d'une plateforme de stabilométrie le comportement du centre d'appui podal (CdP) qui renseigne sur les oscillations du centre de gravité du corps, auquel il généralement assimilé, et sur les efforts exercés par l'individu, debout, pour conserver son équilibre.

Au cours du premier chapitre nous effectuerons une revue de littérature sur l'influence de modifications des rapports inter-maxillaires sur la posture de la tête et sur la posture générale, puis nous détaillerons l'apport de la stabilométrie et les principales mesures qui s'y rapportent.

Un second chapitre sera consacré à une étude stabilométrique dont le principal objectif est la mise en évidence d'une réponse posturale à l'avancement de la mandibule. Plusieurs orthèses imposant une quantité de propulsion mandibulaire différente ont été testées.

Au cours d'un troisième chapitre nous discuterons tout d'abord des résultats stabilométriques. Ils seront renforcés par des compléments d'étude électromyographiques pour rechercher les muscles impliqués dans l'adaptation posturale observée. Une hypothèse d'équilibre général est formulée.

Enfin, la dernière partie de ce travail sera consacrée à la critique et à l'évolution du protocole d'étude avant d'évoquer les perspectives pouvant prolonger ce travail.

CHAPITRE 1

CONTEXTE GENERAL

I Introduction:

Tous les aspects et moyens thérapeutiques orthodontiques ne peuvent être abordés dans un seul travail. Nous avons décidé de concentrer nos recherches sur l'impact des dispositifs assurant une propulsion mandibulaire. Outre son utilisation fréquente, elle représente un des moyens orthopédiques les plus « perturbants » de par la puissance de la stimulation imposée, son encombrement et l'importance du changement des rapports inter-maxillaires réalisés dès sa mise en place.

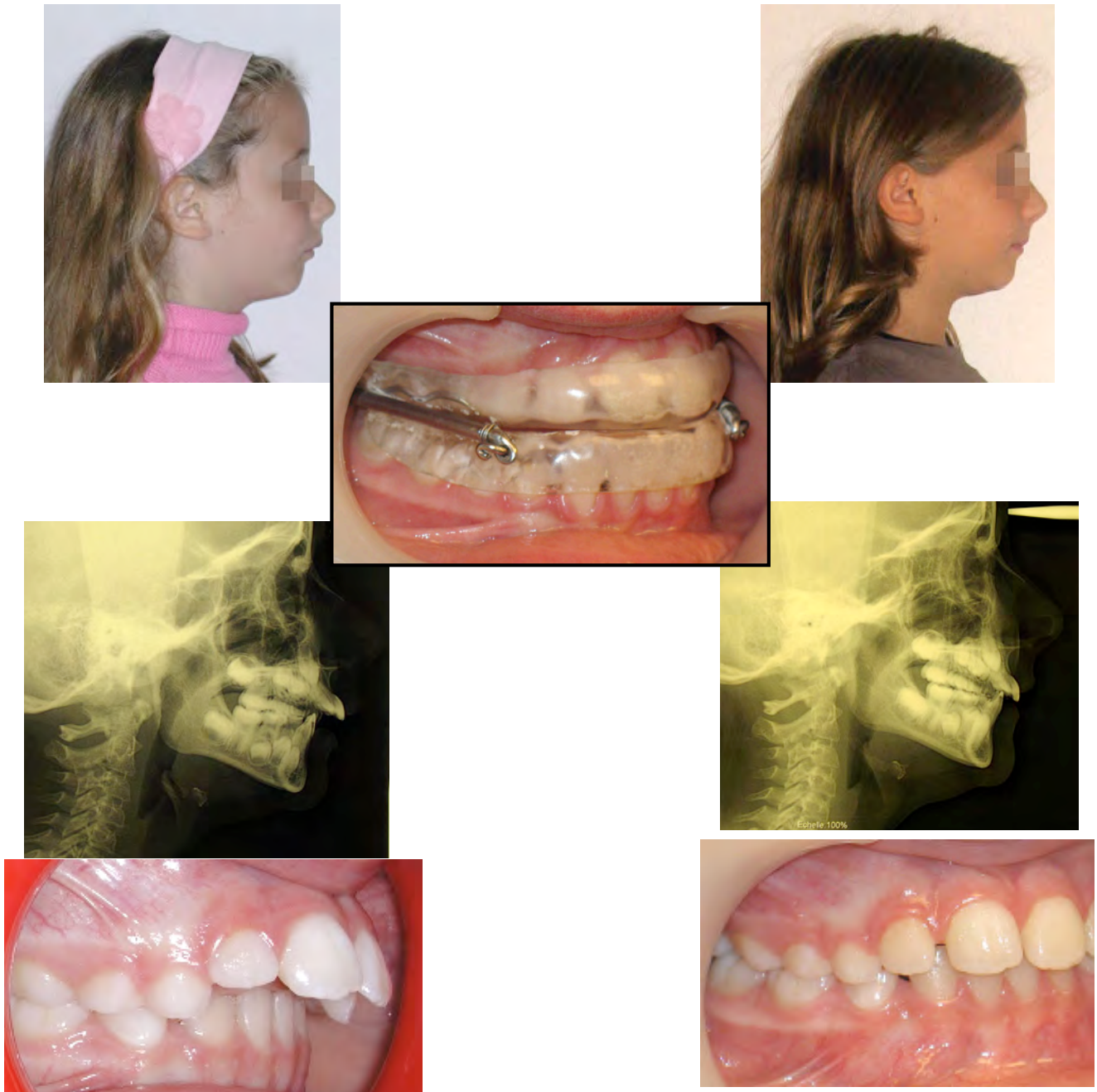


Figure Ch1.1 : Correction orthopédique d'une rétrognathie mandibulaire par appareil de Herbst sur gouttière (photo centrale). Photos exobuccales, téléradiographies de profil, photos endobuccales avant traitement (à gauche) et après traitement (à droite).

Un appareil de Herbst sur gouttière, dispositif assez proche de celui envisagé pour notre étude, entraîne (Darqué²⁰⁰³):

- au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire : un recentrage du condyle mandibulaire sous l'effet d'une croissance cartilagineuse et périostée. La croissance condylienne est plus postérieure, plus horizontale, alors que la cavité glénoïde subit une translation antérieure et verticale,
- au niveau mandibulaire : un allongement de la mandibule, illustré par l'augmentation significative des mesures squelettiques linéaires (condylion-pogonion, articulaire-pogonion), une déflexion de la forme du ramus, avec une ouverture de l'angle condylo-mandibulaire, ainsi qu'une diminution de la profondeur de la face moyenne,
- au niveau neuro-musculaire : une modification des relations spatiales du plan d'occlusion par rapport à la sangle musculaire élévatrice, un allongement musculaire, augmentant la tension passive des muscles, un changement des influx sensoriels et proprioceptifs muqueux et desmodontaux, musculaires et articulaires.

Les adaptations locales musculaires et articulaires qu'il impose sont donc importantes. Ces éléments sollicités ont d'étroites liaisons anatomiques et fonctionnelles avec les structures qui les entourent (muscles, aponévroses, vertèbres cervicales, oreille interne, trachée...). Le retentissement de l'avancement mandibulaire est ainsi d'emblée loco-régional.

Ce déplacement vers l'avant s'accompagne aussi de celui du centre de gravité de la mandibule et de l'arbre trachéo-bronchique qui lui est appendu par l'intermédiaire de l'os hyoïde et des muscles antérieurs du cou. Un retentissement plus général est donc envisageable (Adamidis¹⁹⁹²).

Une revue de la littérature exposera les connaissances actuelles sur les liaisons existant entre rapports inter-maxillaires, posture de la tête et posture générale. Elle sera suivie d'une présentation de la stabilométrie et de l'intérêt qu'elle présente pour notre recherche.

II. Influence d'une modification des rapports inter-maxillaires sur la posture de la tête et la posture générale : revue de littérature.

Nous n'avons pas trouvé d'étude traitant spécifiquement de l'influence de la propulsion mandibulaire sur la posture générale.

Les différents travaux que nous avons pu recueillir nous rapportent les liaisons existant entre une perturbation de l'occlusion dentaire, le plus souvent dans le sens vertical, et les adaptations aux niveaux de l'extrémité céphalique (articulaires et musculaires) et du rachis dans son ensemble.

Nous en présentons dans cette revue de littérature une synthèse qui montre le chemin à parcourir pour aboutir à une compréhension des phénomènes adaptatifs posturaux

(céphaliques et généraux) face à ce type de perturbation.

II.1 Perturbations dans le plan frontal :

Les observations réalisées dans le plan frontal sont celles qui mettent le plus facilement en évidence les rapports évoqués ci-dessus. Ce sont aussi celles dont la littérature a rendu compte en premier temps, notamment dans le cadre de l'étude des pathologies et de la scoliose en particulier. Elles témoignent essentiellement de l'influence des rapports inter-maxillaires asymétriques sur le développement du squelette axial.

II.1.1 Au niveau articulaire:

Festa¹⁹⁹⁷ lors d'une expérimentation menée chez le rat, constate l'incidence d'une modification de l'occlusion sur le développement de la colonne vertébrale. Introduisant des cales occlusales unilatéralement, il observe chez des rats en croissance, l'apparition en quelques semaines d'une scoliose. Rétablissant l'équilibre dentaire en positionnant une cale similaire sur l'autre côté des arcades, il observe alors un rétablissement de la symétrie rachidienne et la disparition de la scoliose.

Plus récemment, D'Attilio²⁰⁰⁵ a aussi observé expérimentalement, que l'introduction volontaire d'une interférence occlusale unilatérale entraîne une déviation frontale du rachis.

La relation inverse se vérifie aussi. Les travaux de Prager¹⁹⁸⁰, Muller-Wachendorff¹⁹⁶¹, Zepa²⁰⁰³, Huggare et Pirttiniemi¹⁹⁹¹, Huggare¹⁹⁹⁸ ont montré qu'en moyenne suivant les études, un tiers des patients scoliotiques présente des asymétries faciales et/ou dentaires contre environ 10 à 15 % dans une population non atteinte.

II.1.2 Au niveau musculaire:

Sur le plan musculaire l'interposition asymétrique d'un support occlusal (de 4mm d'épaisseur) crée lors d'un serrage dentaire maximal, un déséquilibre de l'activité des muscles du cou, sterno-cléido-mastoïdiens droit et gauche. Une corrélation positive apparaît entre les variations asymétriques électromyographiques des Sterno-cléido-mastoïdiens droit et gauche et l'angle d'inclinaison du cou. Cette observation participe à démontrer l'impact d'une perturbation occlusale sur l'activité de certains muscles du cou (Kibana²⁰⁰², Ferrario²⁰⁰³).

Une expérimentation similaire menée sur les muscles masticateurs provoque aussi une asymétrie de fonction de ces muscles, le muscle temporal homolatéral apparaît le plus actif (Valentino^{1991 a}).

Ce type de perturbation occlusale aurait de plus une répercussion sur l'activité des muscles de la jambe (muscle long fibulaire homolatéral, gastrocnémien controlatéral) (Valentino^{1991 b, 2002}), muscles jouant un rôle essentiel dans l'équilibre orthostatique.

La relation ascendante existerait là aussi. Sakaguchi²⁰⁰⁷ observe que l'interposition d'une semelle sous le pied droit entraîne une augmentation des forces occlusales sur le côté

droit en comparaison à la situation sans semelle interposée.

II.1.3 Au niveau stabilométrique:

Une étude de Michelotti²⁰⁰⁶ modère toutefois l'influence du trouble occlusal sur la symétrie posturale générale. Sur 36 sujets avec articulé croisé postérieur unilatéral, les auteurs constatent que les tests stabilométriques réalisés soit en occlusion (avec latéro-déviation mandibulaire), soit avec deux rouleaux de coton interposés entre les arcades (milieux inter-incisifs centrés, sans latéro-déviation mandibulaire) ne sont pas significativement différents. La répartition de la pression au niveau de la surface d'appui podal et la vitesse des oscillations du corps ne sont pas influencées par la différence des rapports d'occlusion. Ils concluent que le traitement des occlusions inversées dans un souci de prévention d'un trouble postural n'est pas justifié.

II.2. Perturbations verticales :

II.2.1 Au niveau articulaire:

La plupart des études mettent en avant le fait que les modifications apportées aux rapports inter-maxillaires dans le sens vertical sont en relation avec une modification du port de la tête par rapport au rachis cervical.

Chez les sujets édentés, dont la hauteur faciale inférieure (distance base du nez-menton) s'est affaïssée par plusieurs mois passés sans prothèse dentaire, la mise en place d'une nouvelle prothèse permet de retrouver les dimensions normales de la partie inférieure du visage et selon Théron¹⁹⁸⁹, entraîne alors une position de la tête plus en extension chez ces patients. Salonen¹⁹⁹³ aboutit à des conclusions similaires mais plus nuancées.

Chez les patients dentés, Daly¹⁹⁸² trouvent une position de la tête plus en extension par rapport à la verticale (d'environ 3°, $p < 0,001$ en moyenne) après avoir augmenté durant une heure de la hauteur des premières prémolaires de 8mm.

Miralles¹⁹⁹⁷ introduisant une gouttière à vérin médian avec recouvrement occlusal pour une expansion maxillaire, pendant 4 mois, n'observe pas de changements de la position de la tête par rapport au rachis ou à la verticale (résultat en accord avec ceux de Root¹⁹⁸⁷, Huggare et Raustia¹⁹⁹²). Il trouve cependant que la colonne cervicale s'incline en avant (augmentation de la distance des vertèbres par rapport à la verticale) avec tendance à la diminution de la lordose cervicale.

Enfin il constate que les études mettant en évidence des modifications posturales, imposent, expérimentalement, le port d'une gouttière pendant au moins une heure. (Daly¹⁹⁸², Moya¹⁹⁹⁴, Santander¹⁹⁹⁴). Un port réduit de la gouttière est la principale critique formulée

envers l'étude de Root¹⁹⁸⁷, qui en plus d'utiliser des radiographies qui ne sont pas prises en posture naturelle, ne dispose les cales occlusales que huit minutes.

La mise en place d'une gouttière lisse de libération occlusale dans le cadre des traitements des désordres temporo-mandibulaires (DTM) peut entraîner une extension de la tête par rapport au rachis cervical et une diminution de la lordose cervicale (au niveau de C2-C3) mais pas de changement du port de la tête par rapport à la verticale. Il existe donc sans doute une inclinaison antérieure du rachis cervical supérieur. (Moya¹⁹⁹⁴, Santander¹⁹⁹⁴).

Ces adaptations posturales sont vraisemblablement liées à l'augmentation de la hauteur faciale inférieure que provoque la gouttière par son épaisseur (4 à 5,5mm en inter-incisif pour les deux auteurs).

On retrouve alors les caractéristiques de posture céphalique des sujets à forte divergence maxillo-mandibulaire (Huggare et Harkness¹⁹⁹³, Özbek¹⁹⁹³, Solow^{1976, 2002}, Leita²⁰⁰⁰).

Aucune liaison n'est établie au-delà l'extrémité céphalique.

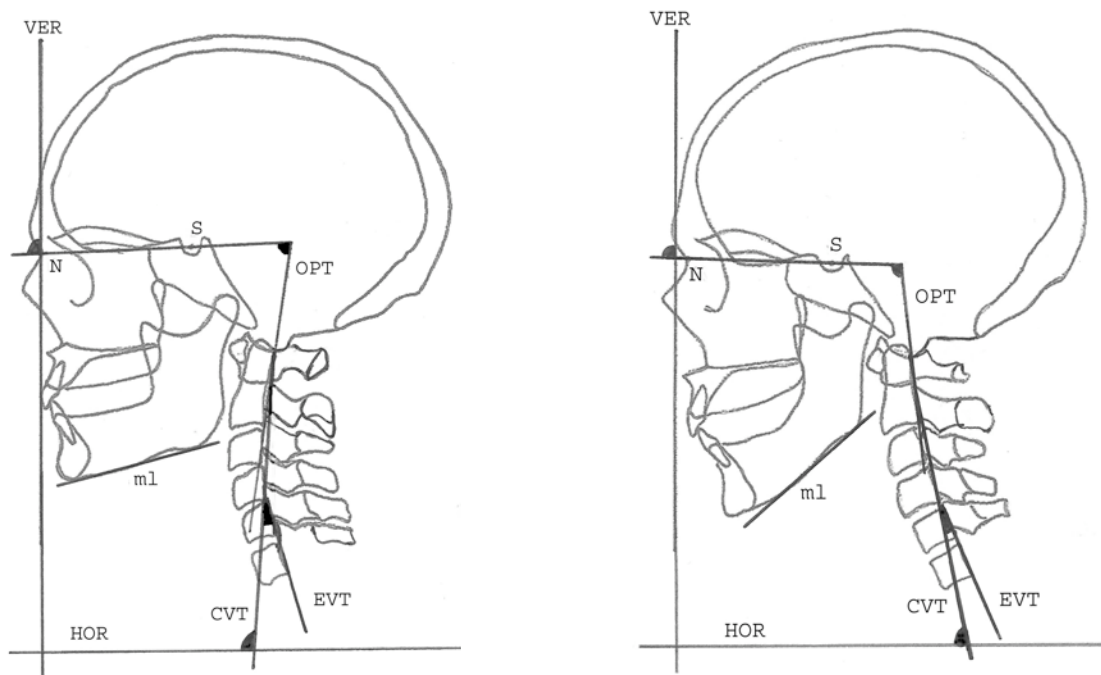


Figure Ch1.2 : Morphologie faciale et statique cranio-cervicale :

OPT / SN : Inclinaison de la tête par rapport au rachis cervical supérieur.

CVT / EVT : Importance de la lordose cervicale mesurée entre C2-C4 (CVT) et C4-C6 (EVT).

CVT / HOR : Inclinaison du rachis cervical supérieur par rapport à l'horizontale.

SN / VER : Inclinaison de la tête par rapport à la verticale.

ml / SN : Inclinaison de la mandibule par rapport à la base du crâne.

Chez les sujets dont la mandibule est peu inclinée par rapport à la base du crâne (ml / SN diminué), sont associées une flexion de la tête sur le rachis cervical (OPT/SN diminué), une flexion de la tête par rapport à la verticale (SN / VER augmenté), une augmentation de la lordose cervicale (CVT / EVT augmenté) et une diminution de l'inclinaison antérieure du rachis cervical par rapport à l'horizontale (CVT / HOR augmenté).

Les sujets présentant une forte inclinaison de la mandibule par rapport à la base du crâne montrent des caractéristiques posturales inverses (Solow et Sandham ²⁰⁰², Solow et Tallgren ¹⁹⁷⁶, Ozbek et Köklü ¹⁹⁹³).

II.2.2 Au niveau musculaire et stabilométrique:

L'effet postural de ces gouttières de libération semble positif.

Chez le sujet sain, Sforza²⁰⁰⁶, constate que l'introduction d'une gouttière occlusale permettant des contacts dentaires postérieurs bien répartis, entraîne une meilleure symétrie de l'activité électromyographique des muscles du cou (sterno-cléido-mastoïdiens) favorisant, de manière significative, une amélioration de la stabilité posturale (surface de statokinésigramme plus réduite). De même, Bergamini²⁰⁰⁸, observent, avec ce type de gouttière, une diminution de l'activité des muscles sterno-cléido-mastoïdiens, des muscles du dos érecteurs du rachis, et de la partie postérieure de la jambe, soléaires.

Ferrario²⁰⁰¹ observe lors de tests d'effort du muscle biceps brachial (charge de 80% de la charge maximale), que le support occlusal (ici rouleaux de coton), utilisé pour masquer l'influence de malocclusion, n'est pas toujours bénéfique. Les individus en malocclusion réalisent cet exercice plus longtemps et avec une plus grande amplitude ($p < 0,005$)

Chez les sujets souffrant de DTM, pour Monzani¹⁹⁹⁹, ce type de gouttière, accompagné d'un traitement myorelaxant, favorise une réduction importante des paramètres stabilométriques de vitesse et de longueur alors que Perinetti²⁰⁰⁷ ne mettent pas en évidence de différence de comportement postural chez 35 patients par rapport à un groupe contrôle ($n=35$).

Kang et Lee¹⁹⁸⁸, in Gelb ¹⁹⁹⁶ observent qu'une orthèse de surélévation portée pendant trente jours, par de 44 jeunes athlètes, augmentent la force des muscles du dos d'environ 15%. Pour Tsukimura¹⁹⁹², in Gelb ¹⁹⁹⁶, cette dernière diminuerait lorsque l'orthèse atteint près de 15mm d'épaisseur. Le maximum de force est obtenu pour des orthèses de 2 à 10mm d'épaisseur.

Yokobori¹⁹⁹³, in Gelb ¹⁹⁹⁶ constate en moyenne, chez cinquante athlètes testés, un meilleur équilibre avec une gouttière de surélévation

Enfin pour Sakaguchi²⁰⁰⁷, les variations de position mandibulaire (passage de la

position de repos à l'occlusion centrée) favorisent la réduction du trajet et de la surface parcourue par le CdP.

Mais l'augmentation artificielle de la divergence maxillo-mandibulaire par interposition de rouleaux de coton entre les arcades ne modifient pas les données stabilométriques (Michelotti²⁰⁰⁶).

Tecco^{2007,a} enregistre que chez les sujets hypodivergents une activité EMG des muscles masseter, temporal antérieur, trapèze supérieur, érecteurs cervicaux, plus forte que chez les sujets méso- et hyperdivergents lorsque la mandibule est au repos. Durant la phase de serrage maximal, l'activité des masticateurs est similaire mais celle des muscles érecteurs cervicaux et du trapèze supérieur est plus grande chez les sujets hypodivergents par rapport aux deux autres groupes.

II.3 Perturbations antéro-postérieures :

II.3.1 Au niveau articulaire:

Pour de très nombreux auteurs (in Bazert²⁰⁰³) l'utilisation d'un appareil de propulsion mandibulaire induit très souvent une divergence maxillo-mandibulaire, une augmentation de l'inclinaison de la mandibule par rapport à la base du crâne et une augmentation de la hauteur faciale antérieure.

Cette augmentation du sens vertical lors de l'avancée mandibulaire pourrait s'accompagner, comme observé avec la pose de cales occlusales, d'une extension de la tête par rapport au rachis cervical.

Lorsque cette avancée mandibulaire est chirurgicale, Phillips¹⁹⁹¹ note d'ailleurs, une flexion de la tête par rapport à la verticale et au rachis cervical, Valk¹⁹⁹² observe alors une position plus antérieure de la tête initiée depuis la partie basse du rachis cervical.

Wenzel¹⁹⁸⁹ fait le constat inverse lorsqu'elle réduit le prognathisme mandibulaire par chirurgie, confirmant cet impact vertébral des chirurgies mandibulaires sagittales.

Toutefois, lorsque l'avancement mandibulaire est plus progressif, notamment lors de l'utilisation d'un activateur de Frankel-2, qui ne crée aussi qu'une faible désocclusion, il entraînerait plutôt une augmentation de la lordose cervicale ($p < 0,05$), notamment par une orientation plus distale du segment cervical supérieur. Le rachis cervical dans son ensemble ne changeant pas d'inclinaison par rapport à la verticale (Tecco²⁰⁰⁵).

II.3.2 Au niveau musculaire:

Par comparaison avec des sujets en classe I et en classe II dont le comportement musculaire est similaire, Tecco^{2007,b} observe au repos mandibulaire une activité EMG des

masseters et des temporaux antérieurs est plus importante chez les sujets en classe III squelettique. Il en est de même pour les muscles érecteurs cervicaux et le trapèze supérieur en position de repos mandibulaire ou en phase de serrage maximal.

Dans une étude au protocole similaire, Tecco²⁰⁰⁶ observe au repos une plus grande activité EMG des muscles temporal antérieur, masseter, sterno-cléido-mastoïdiens et trapèze inférieur chez des individus présentant une lésion des ligaments croisés du genou gauche, comparés à un groupe témoin. Au serrage maximal les sujets atteints montrent une activité plus faible des temporaux antérieurs droits et des masseters ainsi qu'une augmentation de l'activité du trapèze inférieur comparé au groupe contrôle. Ceci traduit, pour cet auteur, l'influence d'un trouble postural sur l'activité des muscles masticateurs.

El Abasi¹⁹⁹⁵, in Miralles¹⁹⁹⁷ constate que chez les sujets à la hauteur faciale inférieure très diminuée, soit par typologie squelettique, soit par perte de calage dentaire, l'activité du muscle du cou sterno-cléido-mastoïdien diminue lorsque la mandibule est en situation de bout à bout incisif, mais pas lorsqu'elle est en position reculée ou latérale. Lorsqu'un dispositif inter-arcade est mis en place pour retrouver une dimension verticale normale, l'activité de ce muscle toujours forte en position reculée de la mandibule, est alors augmentée en position de bout à bout incisif.

L'orthèse de repositionnement mandibulaire (MORA, Mandibular Occlusal Repositioning Appliance), qui guide la mandibule dans une position plus fonctionnelle tout en répartissant et en augmentant le nombre des contacts dentaires) provoque une capacité musculaire accrue tant au niveau des muscles masticateurs, des muscles trapèzes, que des muscles de l'épaule (deltoïdes)(Verban¹⁹⁸⁴).

L'amélioration des capacités d'autres groupes musculaires est aussi observée lors de tests d'efforts (saut vertical, test d'agrippement (Bate¹⁹⁸³, Forgione¹⁹⁹²).

L'activité isométrique émise lors des enregistrements avec MORA est significativement plus grande.

L'amélioration des performances musculaires se caractérise aussi par une réduction du temps de réponse musculaire, Ishijima¹⁹⁹⁸ ou par la capacité à supporter des poids plus longtemps (Wang¹⁹⁹⁶, Forgione¹⁹⁹²).

II.3.3 Au niveau stabilométrique:

Les contacts occlusaux en position reculée de la mandibule augmentent expérimentalement l'activité et les spasmes des muscles sterno-cléido-mastoïdiens et des muscles trapèzes descendants (supérieurs), expliquant peut-être ainsi la fréquence des douleurs du dos chez les sujets souffrant de désordres temporaux-mandibulaires, dont la rétroposition mandibulaire est une des principales étiologies (Santander¹⁹⁹⁴, Zuñiga¹⁹⁹⁵).

Les gouttières de libération occlusale, proposées pour traiter ce type de problèmes, permettent alors un repositionnement antérieur naturel bénéfique de la mandibule au sein de l'articulation temporo-mandibulaire et améliorent dans environ 2/3 des cas le contrôle postural, en réduisant l'amplitude des oscillations du CdP (Chessa^{2001, 2002}). Elles diminuent aussi, l'activité EMG des muscles sterno-cléïdo-mastoïdiens, érecteurs du rachis lombaire et soléaire (jambe), signifiant l'effet bénéfique d'un tel dispositif (Bergamini²⁰⁰⁸).

L'effet d'une orthèse de propulsion se répercuterait aussi sur la capacité de contrôle postural de l'oreille interne (vestibule). Les sujets porteurs d'un MORA pendant 4 semaines effectuent le test de piétinement de Fukuda-Unterberger en déviant anormalement, surtout à partir de deux semaines de port (Milani²⁰⁰⁰). Ce test consiste à piétiner sur place, yeux fermés et bras tendus, 30 pas en 30 secondes, en levant les genoux à 45°. Une déviation de la position de 30° est positive.

Conclusions :

Cette revue de littérature met en évidence l'influence significative descendante de l'occlusion sur la posture de la tête, l'activité musculaire et le contrôle postural. Influence supérieure à celle que pourrait exercer le changement de posture de la tête sur l'occlusion pour Motoyoshi²⁰⁰².

Peu d'éléments bibliographiques témoignent cependant avec précision de l'influence de la propulsion mandibulaire sur la posture générale. Ils laissent toutefois apparaître que ce repositionnement mandibulaire semble modifier le port de la tête sur le rachis cervical, et solliciter des adaptations musculaires et articulaires au niveau du cou, du tronc et des jambes.

L'augmentation de la divergence cranio-mandibulaire qui accompagne la propulsion semble prendre une part non négligeable dans la réponse posturale tant au niveau de l'extrémité céphalique que de l'équilibre général.

La stabilométrie est ainsi un des moyens pour améliorer les connaissances des répercussions à distance de l'avancement de la mandibule.

III Intérêts de la stabilométrie:

III.1 Justification de l'utilisation de la stabilométrie :

III.1.1 Statique naturelle :

Les différentes parties du corps sont organisées entre elles dans des positions relatives selon une attitude d'ensemble, la posture (Bouisset²⁰⁰²). Elle est marquée par la nécessité de vaincre la force d'attraction terrestre, qui tend à entraîner le corps vers le sol.

L'équilibre du corps nécessite que son centre de gravité se projette à l'intérieur du polygone podal de sustentation, délimité par la face interne des pieds.

La ligne de gravité en posture debout immobile passe sur le sujet vu de profil:

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

Elle se projette au sol au centre du quadrilatère de sustentation, à distances quasi-égales des deux pieds. (Duval-Beaupère et Legaye²⁰⁰⁴)

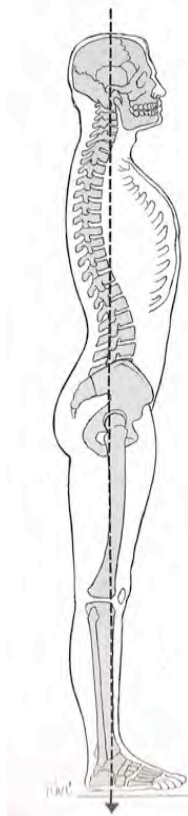


Figure n°Ch1.3 : Position de la ligne de gravité par rapport aux différents segments corporels. D'après Kendall²⁰⁰⁵.

En situation d'équilibre, la résultante des actions des surfaces d'appui doit être égale, et de sens opposé, à la résultante des autres forces extérieures. Le moment résultant des actions des surfaces d'appui doit être égal, et de sens opposé, au moment résultant des actions extérieures (Fig Ch1.4)

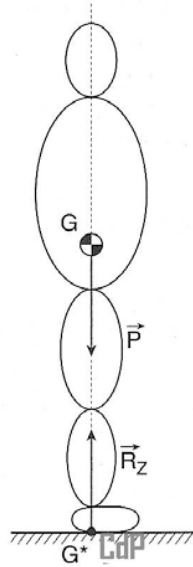


Figure n°Ch1.4 : Lorsque l'on assimile le corps humain à un solide rigide, le système de forces extérieures est réduit au poids du sujet, $\vec{P}$, appliqué au centre de gravité G , et à l'action de l'appui $\vec{R}_z$ appliquée au centre de pression (CdP). Dans le cas d'un équilibre statique, la projection du centre de gravité sur le plan horizontal d'appui, G^* , est confondue avec CdP (Bouisset²⁰⁰²).

De plus, chaque partie indéformable du corps (la tête, les bras, le tronc, le bassin...) repose sur un segment sous-jacent par une zone de contact très réduite. Le poids de chaque segment exerce un moment au niveau de l'articulation sous-jacente, en raison de la localisation excentrée de son centre de gravité propre (Bouisset²⁰⁰²). Il en résulte que les segments corporels ne peuvent, en règle générale, se tenir en équilibre les uns par rapport aux autres sans l'intervention de forces d'origine musculo-tendineuse ou ligamentaire.

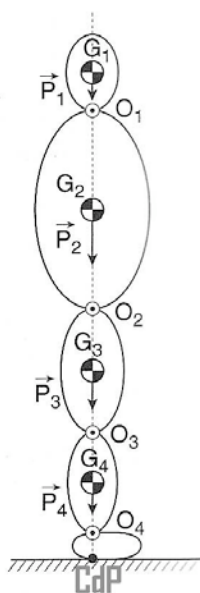


Figure n°Ch1.5 : Si l'on assimile le corps humain à un système de solides rigides, au repos, les conditions précédentes (Fig Ch1.4) sont nécessaires mais non suffisantes : chacune des parties indéformables du corps doit également être en équilibre. Leurs centres de gravité partiels, G_1 , G_2 , G_3 , et G_4 , de poids, $\vec{P}_1$, $\vec{P}_2$, $\vec{P}_3$, $\vec{P}_4$, les axes de rotation O_1 , O_2 , O_3 et O_4 doivent être situés sur la ligne de gravité. Celle-ci doit passer à l'intérieur de la surface de contact entre le sol et le corps (Bouisset²⁰⁰²).

III.1.2 Modification de la statique naturelle :

Lors du port d'une orthèse de propulsion, le déplacement en avant du centre de gravité de la mandibule et de l'appareil aéro-digestif auquel elle est reliée (Fig Ch1.6 et Ch1.7), tend à modifier la position du centre de gravité du corps.

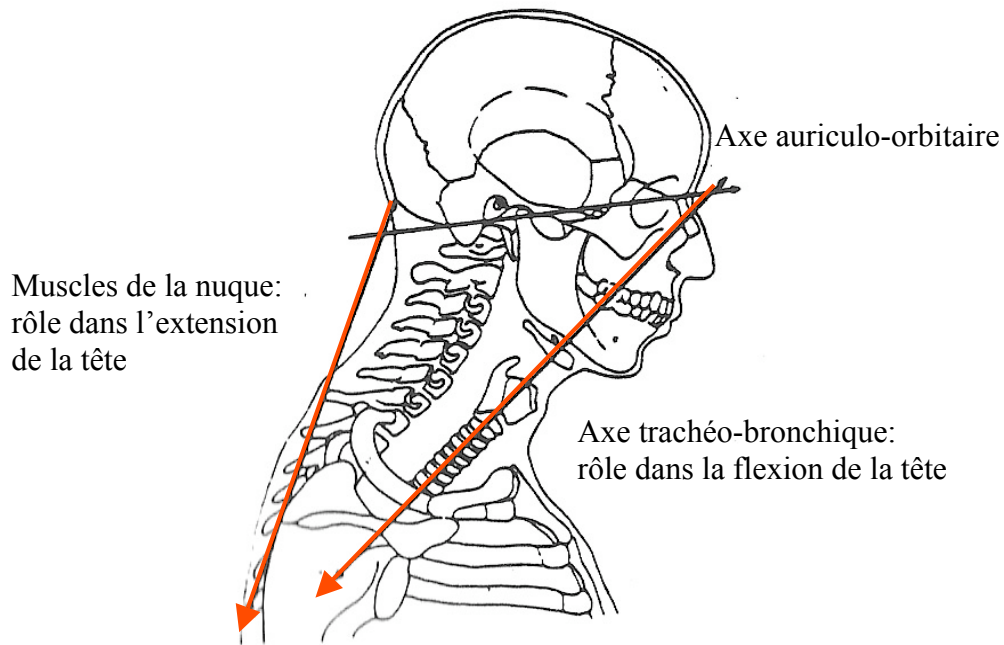


Figure n°Ch1.6 : Statique céphalique. Influence de la traction de l'arc trachéo-bronchique. D'après Talmant¹⁹⁷⁸

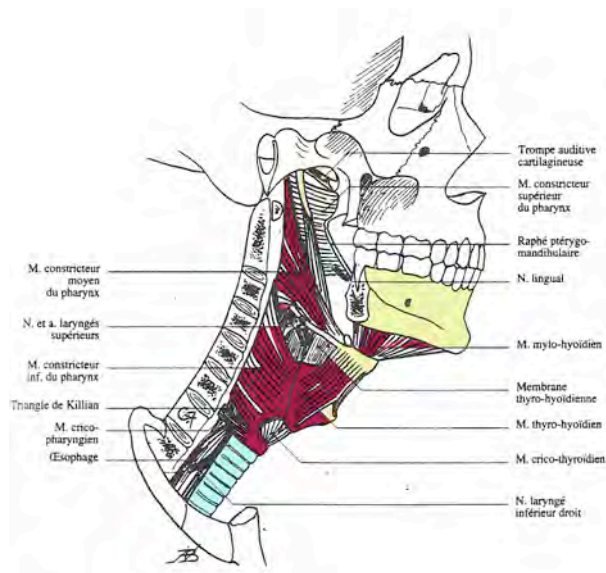


Figure n° Ch1.7: Muscles du pharynx, Liaison anatomique mandibule-os hyoïde-os thyroïde-trachée-bronches. D'après Bastian (in Chevrel¹⁹⁹⁶).

Le déséquilibre postural ainsi créé provoque déplacements relatifs des centres de gravité des différents segments anatomiques et la recherche d'un nouvel équilibre. Ces déplacements génèrent des oscillations du corps et des oscillations de la projection au sol du centre de gravité.

On admet fréquemment (Bouisset²⁰⁰²) que 50 % des oscillations présentent une fréquence inférieure à 1Hz.

Pour King¹⁹⁹⁷ à de faibles fréquences d'oscillations (<0,5 Hz), la trajectoire de la projection au sol de la ligne de gravité est équivalente à celle du centre de pression podal (CdP). Toutefois en cas d'oscillations lentes intentionnelles de la cheville, l'amplitude d'oscillations antéro-postérieures du CdP augmente par rapport à celle de la projection du centre de gravité (PGv) (162 mm au lieu de 125mm). Autour de 4 Hz environ, il n'y a plus de corrélation entre CdP et PGv.

Pour Gagey^{AFP-1988}, jusqu'à 0,6 Hz l'amplitude des oscillations posturales est contrôlée par les capteurs d'entrée du système postural (vision, oreille interne, pression plantaire, proprioception musculaire et articulaire...), au delà de 0,6 Hz elles deviennent aléatoires. CdP et PGv ne peuvent plus être confondus.

III.1.3 Analyse expérimentale :

Caron, Faure, Brénière¹⁹⁹⁷ ont établi une méthode d'estimation des déplacements horizontaux de PGv basés sur ceux du CdP à partir du spectre de fréquence du CdP obtenu par une transformée de Fourier. Ils comparent les accélérations de PGv ainsi obtenues à celles du PGv standard estimées par calcul. La différence moyenne de ces accélérations est très petite (<0,01m/ s²) et inférieure à 6% de la déviation standard de PGv horizontal mesuré avec la plateforme de forces. Pour ces auteurs, plus grande est la fréquence du mouvement, plus grande est la différence entre CdP et PGv.

Des enregistrements simultanés sur plate-forme de forces d'une part et par des procédés optiques d'autre part de sujets normaux, debout, immobiles, montrent que les fluctuations du CdP sont tout à fait comparables aux fluctuations de marqueurs placés près du CGv (Day¹⁹⁹³, Eng et Winter¹⁹⁹³, Schieppati¹⁹⁹⁴).

Gagey²⁰⁰⁴ conclut qu'en assimilant CdP et PGv, on commet une erreur relative faible, inférieure à 10%, si le sujet enregistré, debout, immobile, présente une fondamentale autour de 0,4 Hz.

Pour étudier la stabilité du volontaire, les plate-formes dynamométriques sont donc les instruments de choix. Elles mesurent à chaque instant d'échantillonnage, la position du point

d'application des actions. Chez le sujet debout quasi immobile, elles permettent ainsi d'étudier, les déplacements de la projection au sol du centre de gravité par l'intermédiaire de l'étude de ceux du centre de pression qui lui est assimilé.

Par concordance avec la majorité des études stabilométriques et avec celle ayant déjà utilisé la plateforme pour des mesures en statique (Mouzat²⁰⁰³), les résultats présentés dans l'étude stabilométrique sont relatifs aux déplacements du CdP que l'on assimile donc, dans l'étude de la posture orthostatique, à la projection du centre de gravité au sol.

III.2 Principaux paramètres stabilométriques :

Les normes indiquées ci dessous pour chaque paramètre (AFP¹⁹⁸⁵) sont valables pour les sujets adultes.

III.2.1 Longueur du déplacement du CdP:

Il correspond à la somme des distances entre deux positions successives du CdP. Il augmente avec le temps et avec la fréquence d'échantillonnage, le nombre de points enregistrés étant plus grand.

$$L = \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(X_{i+1} - X_i)^2 + (Y_{i+1} - Y_i)^2}$$

L : Longueur X : axe médio-latéral Y : axe antéro-postérieur
N = nombre de positions successives du CdP.

Longueur mm	Moyenne	Limite inférieure	Limite supérieure
Yeux ouverts	429	307	599
Yeux fermés	613	346	880

Tableau Ch1.1 : Normes AFP 1985, paramètre Longueur (Cad. Echantillonnage 5Hz)

Ce paramètre donne une estimation de l'énergie dépensée pour la régulation de la posture orthostatique et a été retenu dans notre étude.

III.2.2 Surface du déplacement du CdP:

Ce paramètre (S) correspond à la surface couverte par le CdP.

$$S = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} \left| (X_{i+1} - X_0)(Y_i - Y_0) - (X_i - X_0)(Y_{i+1} - Y_0) \right|$$

90% des positions échantillonnées du centre de pression sont contenues dans une ellipse de confiance (Gagey-AFP¹⁹⁸⁸). Cette ellipse permet de modéliser le nuage de points représenté par les positions successives du CdP.

Elle représente l'écart-type, la dispersion des positions successives par rapport à la position moyenne du CDP.

Les différentes positions du centre de pression occupent une surface au sol de l'ordre de 100mm² yeux ouverts.

SURFACE mm ²	Moyenne	Limite inférieure	Limite supérieure
Yeux ouverts	91	39	210
Yeux fermés	225	79	638

Tableau Ch1.2 : Normes AFP 1985 paramètre Surface

La surface indique la précision et l'efficacité du contrôle de la posture orthostatique (contrôle des oscillations).

Des surfaces anormalement élevées ou anormalement basses peuvent se voir chez des sujets présentant une perturbation du système postural. Des surfaces franchement décuplées se rencontrent chez les patients neurologiques ou souffrant de troubles psychologiques.

Ce paramètre important fait partie de ceux retenus dans notre étude.

III.2.3 LFS (Longueur fonction Surface) :

Ce paramètre permet d'évaluer la longueur du trajet du CdP à l'intérieur d'une surface identique. Pour Gagey^{AFP-1988}, la relation qui unit Surface et Longueur n'est pas une simple fonction linéaire (L/S), ce sont deux paramètres évoluant indépendamment. Il a recherché la meilleure expression de cette fonction par diverses régressions et ajustements à des polygones

du troisième et du quatrième ordre, et l'expression qu'il retient actuellement est de type exponentiel.

Chez l'adulte, yeux ouverts :

$$\text{Longueur } L = 396 \times \text{EXP}(0,0008 \times \text{Surface } S)$$

(Longueur calculée à partir de la Surface).

Cette formule compare la longueur mesurée à des valeurs normales expérimentales établies à partir d'une cohorte de 100 sujets (50 hommes, 50 femmes) (Normes 85).

Pour Gagey^{AFP-1988}, la comparaison entre les valeurs expérimentales des deux paramètres, Longueur et Surface, peut alors revêtir la forme du quotient de la longueur mesurée par la longueur calculée à partir de la surface :

$$L (\text{mesurée}) / L (\text{calculée}) = \text{LFS (AFP}^{1985})$$

Ce paramètre permet de fournir une image de l'énergie dépensée par le sujet par rapport à la précision du système postural. Il est plus représentatif que les longueurs ou les vitesses moyennes (Gagey et Weber²⁰⁰⁴).

LFS	Moyenne	Limite inférieure	Limite supérieure
Yeux ouverts	1.03	0.72	1.39
Yeux fermés	1	0.7	1.44

Tableau Ch1.3 : Normes AFP 1985 paramètre LFS

Si LFS est supérieur à 1, le sujet dépense plus d'énergie pour maintenir sa posture orthostatique que la population de référence.

Si LFS est inférieur à 1, le sujet dépense moins d'énergie ou ne réagit pas à son instabilité. LFS peut alors être inférieure à la normale pour des surfaces très importantes.

Cependant la longueur du statokinésigramme dépend de la fréquence d'échantillonnage. Les normes des paramètres qui utilisent la longueur, comme LFS, ne peuvent donc être utilisées que si le traitement du signal a été réalisé sur les données d'un enregistrement réalisé, ou réduit, à une cadence d'échantillonnage de 5 Hz pour une durée de 51,2 sec.

Or, la cadence de notre appareil est de 40 Hz. Les données que nous avons obtenues ne peuvent donc être comparées aux normes de l'Association Française de Posturologie. Un recalcul serait donc nécessaire.

Toutefois, si l'ordre de grandeur du quotient LFS (L / S) que nous avons employé n'est pas le même, la significativité des variations observées reste comparable.

III.2.4 X moyen ou X0, Y moyen ou Y0:

Ces paramètres représentent, en millimètre, la position moyenne du centre de pression suivant l'axe médio-latéral (X) et l'axe antéro-postérieur (Y).

$$X0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i)$$

X moyen, mm	Moy.	Lim. inférieure	Lim. supérieure
Yeux ouverts	1.1	-9.6	11.7
Yeux fermés	0.3	-10.5	11.1

$$Y0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (Y_i)$$

Y moyen, mm	Moy.	Lim. inférieure	Lim. supérieure
Yeux ouverts	-29.2	-57	-1.5
Yeux fermés	0.3	-51.4	-3.6

Tableaux Ch1.4 et Ch1.5 : Normes AFP 1985 paramètres Xmoyen et Y moyen.

Lorsque le paramètre X0 sort de ces limites étroites, il est sûr qu'une anomalie franche de la symétrie du tonus postural ou une cause orthopédique évidente existe.

La position moyenne en Y est beaucoup moins fixe que la position moyenne en X, elle évolue largement autour de 40% de la longueur du pied, à partir des talons (Gagey^{AFP-1988}).

Dans les normes établies par l'AFP, le centre du polygone de sustentation est pris comme origine du référentiel.

Dans notre étude, le logiciel calcule X0 et Y0 à partir du zéro de la plate-forme. Nous ne pouvons donc pas comparer les résultats de notre échantillon avec ceux à partir duquel ont été établies les normes de l'AFP.

Le paramètre X0 n'a pas été retenu dans notre étude car la propulsion mandibulaire est un déplacement antéro-postérieur. Nous n'attendons donc pas de variation significative de X0.

En revanche, le paramètre Y0 a été retenu. Il est utile car il permet d'apprécier, en le comparant à celui d'un autre enregistrement, les variations de position moyenne en Y, d'un enregistrement à un autre, par rapport au zéro de la plate-forme.

III.2.5 Amplitude des oscillations en X et en Y :

On peut résumer les oscillations du sujet selon un axe antéro-postérieur (axe des Y) et selon un axe médio-latéral (axe des X). Les oscillations antéro-postérieures sont de plus grande amplitude que les oscillations droite-gauche, médio-latérales.

Deux paramètres d'amplitude existent donc correspondant à la longueur des rayons de l'ellipse de confiance : pour le rayon antéro-postérieur : $A-P$ et pour le rayon médio-latéral : $M-L$. Ils expriment une dispersion autour de X_0 et Y_0 . Ils sont donnés en millimètres.

Ils ont été retenus dans notre étude. Ils ne sont pas utilisés par l'AFP, il n'existe pas de normes.

Nous avons aussi utilisé le paramètre *Rapport* qui est le quotient $A-P / M-L$. Il permet d'apprécier la proportion relative des deux axes d'oscillations l'un par rapport à l'autre.

Ce sont donc trois paramètres posturaux originaux, propres à notre logiciel.

III.2.6 VFY (Variance vitesse Fonction position Y):

Chez l'homme debout immobile, la verticale de gravité tombe toujours en avant de l'axe des articulations tibio-tarsiennes, ce qui crée, par rapport à cet axe, un couple tendant à faire chuter le sujet en avant. Il existe donc constamment un couple égal et de sens contraire produit par la mise en tension des muscles des loges postérieures des jambes (muscles Gastrocnémiens et Soléaires) et qui s'oppose à cette chute. Plus le sujet est penché en avant, plus la tension de ces muscles s'accroît. Les variations de tension musculaire doivent donc modifier les oscillations antéro-postérieures du CdP.

Il existe une très forte corrélation ($r = 0,92$) entre la position du centre de pression selon l'axe Y et la variance pondérée de la vitesse des déplacements du centre de pression. Cette corrélation peut être représentée par la courbe de régression des points expérimentaux figurant cette variance en fonction de la position moyenne en Y.

$V = f(Y)$; le paramètre VFY mesure ainsi la distance depuis le point représentatif du sujet à cette courbe expérimentale de régression.

La valeur moyenne normale du paramètre est zéro (le sujet est sur la courbe) ; une valeur positive indique que la tension des muscles postérieurs de la jambe décroît, et inversement, une valeur négative indique que la tension de ces muscles croît.

Un tonus augmenté, avec un VFY bas coïncide en pratique avec un LFS bas (réduction de la dépense d'énergie) et une bonne stabilité (surface faible).

VFY	Moyenne	Limite inférieure	Limite supérieure
Yeux ouverts	0.31	-2.61	3.59
Yeux fermés	0.06	-4.73	4.86

Tableau Ch1.6 : Normes AFP 1985 paramètre VFY.

Ce paramètre n'est pas calculé par notre logiciel et les normes 85 ne sont valables là aussi que pour les enregistrements réalisés ou réduits à une cadence d'échantillonnage de 5Hz.

III.2.7 Quotient de Romberg, QR :

L'intégration des afférences visuelles dans le contrôle postural est évaluée par le quotient de Romberg, simple rapport entre les paramètres de surface dans les deux situations visuelles, yeux ouverts et yeux fermés (Njiokikjien¹⁹⁷⁶).

C'est le rapport entre la Surface obtenue les yeux fermés et celle obtenue les yeux ouverts, multiplié par 100.

$$QR = (S_{Yf} / S_{Yo}) \times 100$$

Romberg	Moyenne	Limite inférieure	Limite supérieure
QR	288	112	677

Tableau Ch1.7 : Normes AFP 1985 paramètre QR.

Un quotient égal à 100 signifie que la précision du contrôle postural est identique que les yeux soient ouverts ou fermés, ce qui est anormal.

Un quotient nettement inférieur à 100 pourrait signifier que l'information visuelle perturbe le contrôle postural.

Nous avons choisi de ne pas effectuer d'enregistrements yeux fermés afin de ne pas rajouter des tests supplémentaires à une expérimentation déjà bien fournie et relativement fatigante pour le volontaire.

De plus, lorsque nous effectuons les enregistrements yeux ouverts, les modifications posturales que nous observons ne sont alors dues qu'à la perturbation que nous avons imposée.

III.2.8 Quotient plantaire, QP :

Il correspond au rapport Surface du sujet enregistré sur sol en mousse par Surface du sujet enregistré sur sol dur. La surface est normalement plus importante sur mousse que sur sol dur.

$$QP = (S \text{ mous} / S \text{ dur}) \times 100$$

Il est l'analogue du QR pour l'entrée visuelle et il permet d'apprécier l'intégration de l'entrée podale.

Quand on compare le QP et le QR, on s'aperçoit que le sujet augmente le poids de sa vision sur le sol mou, augmente l'importance de son entrée plantaire les yeux fermés, ce qui traduit bien la complémentarité immédiate des différentes entrées.

Pour les mêmes raisons évoquées pour le QR auxquelles s'ajoutent des difficultés techniques, le quotient plantaire ne figure pas parmi les variables retenues dans notre étude.

III.2.9 La transformée de Fourier (FFT) :

Le stabilogramme est la somme d'oscillations de fréquences et d'amplitudes différentes.

L'analyse de Fourier consiste à séparer et ranger ces différentes oscillations par ordre de fréquence en donnant pour chacune d'elle son amplitude. La transformée de Fourier range en abscisse les fréquences et en ordonnée l'amplitude des oscillations.

Globalement dans la bande de fréquence 0 à 0,5 Hz les oscillations du CDP représentent les oscillations du centre de gravité du sujet, dans la bande de fréquence 0,5 à 1,5 Hz elles reflètent les contractions musculaires de rattrapage de la position d'équilibre (Collins et De Lucas¹⁹⁹³).

Notre logiciel n'est pas conçu pour l'étudier.

III.2.10 Fonction d'intercorrélation :

La fonction d'intercorrélation, que notre logiciel ne calcule pas, compare les oscillations antéro-postérieures aux oscillations médio-latérales. Ces oscillations sont normalement indépendantes (Kapteyn¹⁹⁷³, in Gagey²⁰⁰⁴). Si l'allure de la courbe représentative de cette fonction est franchement et nettement sinusoïdale, alors on ne peut plus dire que les oscillations droite-gauche et avant-arrière sont indépendantes puisqu'elles partagent une même périodicité et sont alors vraisemblablement contrôlées par un seul centre nerveux, sans

doute supérieur (Gagey et Weber²⁰⁰⁴). Elles seraient alors surcontrôlées, ce qui évoque un contrôle conscient ou une simulation, voire une crise de panique.

C'est un paramètre essentiellement clinique.

Ces données de stabilométrie nous permettent de rappeler que les oscillations du centre de pressions, que nous étudions grâce à une plate-forme dynamométrique, correspondent bien à celle du centre de gravité dont la stabilité est peut-être perturbée par l'avancée de la mandibule.

Parmi les paramètres stabilométriques susceptibles d'être étudiés nous en avons retenus sept (Longueur, Surface, LFS, A-P, M-L, Rapport, Y0) en fonction de leur intérêt, des caractéristiques de notre plate-forme et des possibilités de notre logiciel.

Leurs mesures constituent donc la base de notre étude stabilométrique de l'influence de la quantité propulsion mandibulaire sur la posture générale.

Bibliographie Chapitre 1

Adamidis I.P., Spyropoulos M.N. Hyoid bone position and orientation in Class I and Class III malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992,101(4):308-312.

A.F.P. Normes 85. Ed Association Posture et Equilibre, Champigny. 2^{ème} Ed. 1988

Bate R.E., Atkinson W.B. The effects of maxillary MORA's on strength and muscle efficiency tests. *J Craniomandib Pract.* 1983,1(4):37-42.

Bazert C., Rzadkiewicz A. Contrôle vertical et différents appareillages orthopédiques. Les activateurs. *Orthod Fr.* 2003,74(3):387:398.

Bergamini M., Pierleoni F., Gizdulich A., Bergamini C. Dental occlusion and body posture : a surface EMG study. *Cranio.* 2008,26(1):25-32.

Bouisset S. Biomécanique et physiologie du mouvement. 2002, Ed Masson.

Caron O., Faure B., Brenière Y. Estimating the center of gravity of the body on the basis of the center of pressure in standing posture. *J of Biomech* 1997,30:1169-1171.

Caron O., Gélât T., Rougier P., Blanchi J.P. A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness. *J of Applied Biomech.* 2000,16:234-247.

Chessa G., Capobianco S., Lai V. Stabilometria e disturbi cranio-cervico-mandibolari. *Minerva Stomatol.* 2002,51:162-171.

Chessa G., Marino A., Dolci A., Lai V. L'esame baropodometrico nella diagnosi globale dei pazienti con disordini cranio-cervico-mandibolari. *Minerva Stomatol.* 2001,50:271-80.

Chevrel J.P., Fontaine C. Anatomie clinique. Tome tête et cou. 1996, Ed Springer.

Collins J.J., De Luca C.J. Open-loop and closed-loop control of posture. A random-walk analysis of center of pressure trajectories. *Exp Brain Res.* 1993,95:308-318.

Daly P., Preston CB., Evans WG. Postural response of the head to bite opening in adult males. *Am J Orthod.* 1982,82:157-60.

D'Attilio M., Caputi S., Epifania E., Festa F., Tecco S. Evaluation of cervical posture of children in skeletal class I, II, and III. *Cranio* 2005,23(3):219-228.

Darqué F. Contrôle vertical et différents appareillages orthopédiques. L'appareil de Herbst. *Orthod Fr.* 2003,74(3):399:402.

Day B.L., Steiger M.J., Thompson P.D., Marsden C.D. Effect of the vision and stance width on human body motion when standing. Implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol.* 1993,469:479-499.

Duval-Beaupère G., Legaye J. Composante sagittale de la statique rachidienne. *Rev Rhum.* 2004,71:105-119.

Eng J.J., Winter D.A. Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities. *Gait and Posture.* 1993,1:141-144.

Ferrario V.F., Sforza C., Serrao G., Fragnito N., Grassi G. The influence of different jaw positions on the endurance and electromyographic pattern of the biceps brachii muscle in young adults with different occlusal characteristics. *J Oral Rehabil.* 2001,28:732-739.

Ferrario V.F., Sforza C., Dellavia C., Tartaglia G.M. Evidence of an influence of asymmetrical occlusal interferences on the activity of the sternocleidomastoid muscle. *J Oral Rehabil.* 2003,30:34-40.

Festa F., D'Attilio M., Vecchiet F. Studio in vivo degli effetti del basculamento orizzontale della mandibola sulla colonna vertebrale mediante monitorizzazione radiografica. *Ortognat It.* 1997,6:539-550.

Forgione A.G., Mehta N.R., Westcott W.L. Bite and Strength, part I: An analytical review. *J Craniomandib Pract.* 1991,9(4):305-315.

Forgione A.G., Mehta N.R., McQuade C.F., Westcott W.L. Strength and bite, part II: Testing isometric strength using a MORA set to a functional criterion. *J. Craniomandib Pract.* 1992,10(1):13-20.

Gagey PM., Weber B. *Posturologie : régulation et dérèglement de la station debout.* 2004, Paris, Ed Masson, 3^{ème} Ed.

Gelb H., Mehta N.R., Forgione A.G. The relationship between jaw posture and muscular strength in sports dentistry : a reappraisal. *J Craniomandib Pract.* 1996,14(4):320-325.

Huggare J., Pirttiniemi P., Serlo W. Head posture and dentofacial morphology in subjects treated for scoliosis. *Proc Finn Dent Soc.* 1991,87:151-158.

Huggare J. Postural disorders and dentofacial morphology. *Acta Odontol Scand.* 1998,56:383-386.

Huggare J., Raustia A.M. Head posture and craniovertebral and craniofacial morphology in patients with craniomandibular dysfunction. *J Craniomandib Pract.* 1992,10:173-177.

Huggare J., Harkness E. Associations between head posture and dental occlusion. *J Dental Research.* 1993,72:255-267..

Ishijima T., Hirai T., Koshino H., Konishi Y., Yokoyama Y. The relationship between occlusal support and physical exercise ability. *J Oral Rehabil.* 1998,25:468-471.

Kendall F.P., McCreary E.K., Provance P.G., Rodgers M.M.I., Romani W.A. Les muscles. Bilan et étude fonctionnels. 2005, Anomalies et douleurs posturales, Rueil-Malmaison, Ed Pradel, 5^{ème} Ed.

Kibana Y., Ishijima T., Hirai T. Occlusal support and head posture. 2002,29:58-63.

King D.L., Zatsiorsky V.M. Extracting gravity line displacement from stabilometric recordings. Gait and Posture. 1997,6:27-38.

Leitao P., Nanda R.S. Relationship of natural head position to craniofacial morphology. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000,117(4):406-417.

Michelotti A., Buonocore G., Farella M., Pellegrino G., Piergentili C., Altobelli S., Martina R. Postural stability and unilateral crossbite : is there a relationship ? Neurosci Lett. 2006,392(1-2):140-144.

Milani R.S., Periere D.D., Lapeyre L., Pourreyron L. Relationship between dental occlusion and posture. Cranio 2000,18:127-34.

Miralles R., Moya H., Ravera M.J., Santander H., Zuniga C., Carvajal R., Yazigi C. Increase of the vertical occlusal dimension by means of a removable orthodontic appliance and its effect on craniocervical relationships and position of the cervical spine children. J Craniomandib Pract. 1997,15:221-228.

Monzani D., Setti G., Chiesir C., Galetti. Désordres cranio-mandibulaires et phorie : une approche multidisciplinaire. In, Posture et Equilibre, Entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications. 1999, Lacour M., Sauramps médical, Montpellier:165-177.

Motoyoshi M., Shimazaki T., Sugai T., Namura S. Biomechanical influences of head posture on occlusion : an experimental study using finite element analysis. Eur J Orthod. 2002,24:319-326.

Mouzat A. Etude statistique de l'équilibre orthostatique chez l'homme. Thèse d'Université Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives. Clermont-Ferrand II. 2003, n°42.

Moya H., Mirallés R., Zuniga C., Carvajal R., Rocabado M., Santander H. Influence of stabilization occlusal splint on cranio-cervical relationships. Part I: cephalometric analysis. Cranio. 1994,12(1): 47-51.

Müller-Wachendorff R. Untersuchungen über die Häufigkeit des Auftretens von Gebissanmalien in Verbindung mit Skeleedeformierungen mit besondere Berücksichtigung der Skoliosen. Fortschr Kieferorthop. 1961,22:399-408.

Nasher L.M., Mc Collum G. The organization of human postural movements : a formal basis and experimental synthesis. Behaviorial and Brain Sciences. 1985,8:135-137.

Njiokikjien C., Van Parys J.A.P. Romberg's sign expressed in a quotient. II Pathology. Aggressologie. 1976,17:19:24.

Özbek M., Köklü A. Natural cervical inclination and craniofacial structure. *Am J Orthod.* 1993,104:584-591.

Perinetti G. Temporomandibular disorders do not correlate with detectable alterations in body posture. *J Contemp Dent Pract.* 2007,8(5):60-67.

Phillips C., Snow M.D., Turvey T.A., Proffits W.R. The effect of orthognathic surgery on head posture. *Eur J Orthod.* 1991,13:397-403.

Prager A. Vergleichende Untersuchungen über die Häufigkeit von Zahnstellungs- und kieferanomalien bei Patienten mit Deformitäten der Wirbelsäule. *Fortschr Kieferorthop.* 1980,41:163-168.

Root G.R., Kraus S.L., Razook S.J., Samson G.S. Effect of an intraoral splint on head and neck posture. *J Prosthet Dent.* 1987,58:90-95.

Sakagushi K.B., Mehta N.R., Abdallah E.F., Forgione A.G., Hirayama H., Kawasaki T., Yokoyama A. Examination of the relationship between mandibular position and body posture. *Cranio.* 2007,25(4):237-249.

Salonen M.A., Raustia A.M., Huggare J. Head and cervical spine postures in complete denture wearers. *J Craniomandib Pract.* 1993,11:30-33.

Santander H., Miralles R., Jimenez A., Zuniga C., Rocabado M., Moya H. Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part II: electromyographic analysis. *J Craniomandib Pract.* 1994;12:227-233..

Schieppati M., Hugon M., Grasso M., Nardone A., Galante M. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in Parkinsonians. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1994,93:286-298.

Sforza C., Tartaglia G.M., Solimene U., Morgun V., Kaspranskiy R.R., Ferrario V.F. Occlusion, sternocleidomastoid muscle activity, and body sway: a pilot study in male astronauts. *Cranio.* 2006,24(1):43-49.

Solow B., Tallgren A. Head posture and craniofacial morphology. *Am J Phys Anthropol.* 1976,44(3):417-435.

Solow B., Sandham A. Cranio-cervical posture: a factor in the development and function of the dentofacial structures. *Eur J Orthod.* 2002,24:447-456.

Talmant J. Introduction à la statique céphalique. *Rev Orthop Dentofaciale.* 1976,10:321-334.

Tecco S., Farronato G., Salini V., Di Meo S., Filippi M.R., Festa F., D'Attilio M. Evaluation of cervical spine posture after functional therapy with FR-2: a longitudinal study. *Cranio.* 2005,23(1):53-66.

Tecco S., Salini V., Calvisi V., Colucci C., Orso C.A., Festa F., D'Attilio M. Effects of anterior cruciate ligament (ACL) injury on postural control and muscle activity of head, neck and trunk muscles. *J Oral Rehabil.* 2006,33:576-587.

Tecco S., Caputi S., Tete S., Orsini G., Festa F. Electromyographic activity of masticatory, neck and trunk muscles of subjects with different mandibular divergence. A cross-sectional evaluation. *Angle Orthod.* 2007 a,77(2):260-265.

Tecco S., Caputi S., Festa F. Electromyographic activity of masticatory, neck and trunk muscles of subjects with different skeletal facial morphology. A cross-sectional evaluation. *J Oral Rehabil.* 2007 b,34(7):478-486.

Théron W., Slabbert JC., Cleaton-Jones PE., Fatti PL. The effect of the complete dentures on head posture. *J Prosthet Dent.* 1989,78:211-218.

Valentino B., Fabozzo A., Melito F. The functional relationship between the occlusal plane and the plantar arches. An EMG study. *Surg Radiol Anat.* 1991 a,13:171-174.

Valentino B., Melito F. Functional relationship between the muscles of mastication and the muscles of the leg. An electromyographic study. *Surg Radiol Anat.* 1991 b,13:33-37.

Valentino B., Melito F., Aldi B., Valentino T. Correlation between interdental occlusal plane and plantar arches. An EMG study. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol.* 2002,44:10-13.

Valk J.W., Zonnenberg A.J., Van Maanen C.J., Van Wonderen O.G. The biomechanical effects of a sagittal split ramus osteotomy on the relationship of the mandible, the hyoid bone, and the cervical spine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992,102(2):99-108.

Verban E.M., Groppe J.L., Pfautsch E.W., Ramseyer G.C. The effects of a mandibular orthopaedic repositioning appliance on shoulder strength. *J Craniofacial Surg.* 1984, 2(3):233-237.

Wang K., Ueno T., Taniguchi H., Ohyama T. Influence on isometric muscle contraction during shoulder abduction by changing occlusal situation. *Bull Tokyo Med Dent Univ.* 1996,43:1-12.

Wenzel A., Williams S., Ritzau M. Changes in head posture and nasopharyngeal airway following surgical correction of mandibular prognathism. *Eur J Orthod.* 1989,11:37-42.

Zepa I., Hurmerinta K., Kovero O., Nissinen M., Könönen M., Huggare J. Trunk asymmetry and facial symmetry in young adults. *Acta Odontol Scand.* 2003,61:149-153.

Zuniga C., Miralles R., Mena B., Montt R., Moran D., Santander H., Moya H. Influence of variation in jaw posture on sternocleidomastoid and trapezius electromyographic activity. *J Craniofacial Surg.* 1995,13:157-162.

CHAPITRE 2

ETUDE STABILOMETRIQUE

Au cours de cette étude, nous avons tenté de déterminer les modifications dans le maintien de la posture orthostatique survenues lors du port successif de trois orthèses imposant une avancée de la mandibule plus ou moins importante. Les résultats observés sont comparés entre eux et avec ceux obtenus sans orthèse. Leur évolution est aussi analysée dans le temps. Des études par sous-groupes ont permis de mettre en évidence l'influence particulière de certaines caractéristiques des orthèses, de facteurs individuels ou d'éléments liés à la méthodologie.

I Protocole d'étude :

I.1 Echantillon principal:

13 hommes et 12 femmes ont participé à cette étude.

Âges : de 23 à 41 ans.

Sans trouble visuel, de l'équilibre (oreille interne), plantaire, algique, articulaire ou musculaire exprimés.

Un sujet féminin a été éliminé en raison des nombreuses perturbations extérieures survenues lors des séries de tests.

Un autre sujet, homme, a aussi été écarté de l'échantillon, en raison de troubles à une articulation du genou droit, déclarés seulement à l'issue de la manipulation, ce problème pouvant modifier sa posture orthostatique au cours d'un enregistrement.

Notre échantillon final est donc constitué de 23 adultes, 12 hommes et 11 femmes, âgés de 23 à 41 ans.

Pour tenir compte de la différence connue (Gagey^{AFP-1988}, Mouzat²⁰⁰³) entre certains paramètres posturométriques de l'homme et de la femme, notre échantillon a été composé d'hommes et de femmes en nombre équivalent.

I.2 Matériel et méthode:

I.2.1 L'orthèse occlusale :

I.2.1.1 Critères de conception :

- S'apparenter aux dispositifs utilisés en pratique clinique :
 - en orthopédie dento-faciale : à un activateur de croissance mandibulaire, ex :
 - un monobloc de résine type activateur de Robin
 - appareil à bielles propulsives de Herbst, sur gouttières en résine.

- en médecine du sommeil : appareil d'avancement mandibulaire :
 - Snoreflex : gouttières en résine thermoformable maxillaire et mandibulaire. Des élastiques tendus entre les gouttières assurent la propulsion de la mandibule et la solidarisation des deux gouttières.
 - Silensor, orthèse composée de deux gouttières en résine, recouvrant la surface des dents, reliées par des bielles latérales qui tirent la mandibule.



Figure n°Ch2.1: Système Silensor, traction antérieure de la mandibule en prenant appui sur le maxillaire supérieur.

- Orthèse AMC : orthèse similaire mais dont les bielles poussent antérieurement la mandibule, à la manière d'un appareil de Herbst.
- Délais de fabrication courts avec peu de phases intermédiaires
 - Coût limité, car il faut trois orthèses par individus
 - Tenue en bouche sans effort et sans agression mécanique
 - Contrôle de l'épaisseur aisée
 - Conservation dans le temps sans modifications dimensionnelles ou de texture.

I.2.1.2 : Choix du matériau :

- Les premières tentatives de construction de l'orthèse avaient pour objectif une réalisation identique à *l'appareil de Herbst* :
 - avantages :
 - se rapprocher au maximum d'une utilisation clinique
 - les bielles peuvent être réglées en longueur par l'interposition de cales permettant ainsi une bonne quantification de la propulsion mandibulaire imposée.
 - inconvénients :
 - nécessité d'une séance de prise d'empreinte et de cire d'occlusion
 - délais et coûts de prothésiste dentaire : 1 semaine et environ 130 euros par dispositif.



Figure n°Ch2.2 : Appareil de Herbst sur gouttière.

- A ensuite été envisagée une réalisation plus « artisanale » au moyen de deux *gouttières en plastique thermoformable* reliées latéralement par de la résine. Il s'agissait de deux plaques de plastique Duran (RMO) thermomoulées sur des modèles en plâtre à l'aide d'un Ministar (RMO).
 - avantages :
 - tenue en bouche importante, sans effort
 - réalisation relativement facile, sans passer par un laboratoire de prothèse
 - coût faible
 - encombrement modéré
 - inconvénients :
 - nécessité d'une séance de prise d'empreintes (trois paires, une pour chaque orthèse) et de cires d'occlusion (trois aussi)
 - coulée de trois paires de modèles en plâtre, le démoulage des plaques fracturant systématiquement les dents en plâtre.
 - montage sur articulateur nécessaire
 - épaisseur des deux plaques en occlusal (1,5mm x 2)
 - inconvénients principaux : long à réaliser et laborieux.



Figure n°Ch2.3: Gouttières de propulsion en plastique thermoformable reliées par des points de résine.

- Ont aussi été testés des *mordus en cire dure* (Moyco). Elle sert habituellement à enregistrer les rapports inter-maxillaires dans une position mandibulaire donnée.

Des arcs en cire de 7mm d'épaisseur ont été confectionnés. Ramolli par la chaleur d'une lampe à alcool, l'arc est ensuite placé en bouche et le sujet est guidé dans sa fermeture buccale de façon à positionner sa mandibule de la manière souhaitée. Les bords des arcs sont alors plaqués contre les dents et la gencive pour tenter d'obtenir un recouvrement rétentif. L'arc en cire est rigide au bout d'une trentaine de seconde environ et passé ensuite sous l'eau froide.



Figure n°Ch2.4: Mordu en cire dure Moyco.

- avantages :
 - un seul temps de manipulation par situation occlusale
 - rapide
 - très faible coût
- inconvénients :
 - le manque de rétention de la plaque oblige à une contraction des muscles élévateurs
 - précision des mordus parfois insuffisante pour retrouver facilement, lors de la mise en bouche, l'engrènement dentaire enregistré
 - cassable
 - confection assez laborieuse.

- Le matériau retenu pour les orthèses utilisés dans l'expérimentation est *le silicone*.

Il est utilisé en pratique dentaire lors de prise d'empreintes en vue d'une réalisation prothétique. Très précis, il est stable dans le temps et se manipule aisément.

Il se présente en deux boîtes contenant l'une la base du produit, l'autre un catalyseur. Une dose de chacun de ces deux éléments est prélevée. Elles sont mélangées et malaxées du bout des doigts jusqu'à obtenir un mélange homogène (temps maximum de malaxage : 60 secondes). Un arc est alors formé et placé en bouche avant de guider le sujet, lors de la fermeture buccale, dans la position mandibulaire que l'on souhaite enregistrée (temps de positionnement : 30 secondes maximum). Temps de prise du matériau : 3 minutes.

Nous avons ici utilisé du Putty Hard (marque Président).

- avantages :
 - un seul temps de manipulation par situation occlusale
 - confection de la gouttière rapide
 - confortable
 - la propriété élastique du matériau assure une bonne rétention de l'orthèse en bouche, même au niveau gingival, sans blesser
 - coût modéré (60 euros par lot, un lot assurant la fabrication d'une vingtaine d'orthèses environ).
 - les orthèses ainsi réalisées constituent des dispositifs expérimentaux faciles à confectionner et permettent de retrouver avec beaucoup de précision, au cours des différents tests, les rapports occlusaux inter-maxillaires enregistrés.
 - les propriétés élastiques de ce matériau permettent le maintien dimensionnel de l'empreinte mais ne suffisent pas à perturber le comportement des muscles masticateurs lorsque le patient doit seulement se positionner dans l'orthèse sans serrage dentaire.
- inconvénients :
 - conservation limitée dans le temps, 15 jours environ. Le matériau se dessèche et se rigidifie. Il se déforme légèrement. Insertion alors plus difficile et douloureuse.
 - aucun réglage possible, mais seule l'orthèse avec bielles articulées (Herbst) offre cette possibilité.



Figure n°Ch2.5 : Orthèse de propulsion réalisée sur la base d'un mordu en silicone.

I.2.1.3. Propulsion imposée et épaisseur des orthèses:

Trois orthèses ont été fabriquées pour chaque volontaire avec les caractéristiques suivantes :

- Quantité de propulsion :
 - Aucune propulsion : orthèse Sp0 (Splint 0 propulsion)
 - Avancée mandibulaire correspondant à 45 % environ de la propulsion maximale : orthèse Sp45
 - Avancée mandibulaire correspondant à 90 % environ de la propulsion maximale : orthèse Sp90.
- Epaisseur inter-maxillaire (désocclusion): elle est équivalente pour chacune des orthèses et correspond à environ 2,5 mm dans la région de la première molaire maxillaire.

L'orthèse Sp0 permet de tester l'influence de la désocclusion.

	Epaisseur		Propulsion	
	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp0	2.2	0.94	0	0
Sp45	2.51	1.09	3.13	1.55
Sp90	2.55	1.04	6.56	2.65
Comp Sp0/Sp45 (p)	0,14			
Comp Sp45/Sp90 (p)	0,39		0,000027	
Comp Sp0/Sp90 (p)	0,11			

Tableau n°Ch2.1. Valeurs moyennes et déviations standards de l'épaisseur et de la quantité de propulsion mandibulaire. Comparaison entre orthèse. Test de Wilcoxon. Significatif à $p < 0,05$



Figure n°Ch2.6: De gauche à droite : Photos exobuccales de profil sans orthèse portée puis avec le port de Sp0, Sp45, et Sp90. .



Figure n°Ch2.7: Photos endobuciales des différentes situations occlusales.

I.2.2 Enregistrements stabilométriques :

I.2.2.1 : Acquisition des paramètres stabilométriques

La chaîne d'acquisition est constituée d'un dynamomètre (plateforme de forces à six composantes), d'un conditionneur amplificateur, d'un ordinateur PC muni d'une carte d'acquisition de données (carte de conversion analogique/numérique) et d'un logiciel permettant l'acquisition et le traitement des données.

- La plateforme de forces à six composantes (Fig Ch2.11) :

Elle permet de mesurer les six composantes du torseur des efforts de contact généré lors d'un chargement.

La plate-forme dont nous avons disposé a été développée et étalonnée au sein du Laboratoire de Mécanique Physique, UMR CNRS 5469, Université de Bordeaux 1, par le Professeur Couétard. Sa réalisation a fait l'objet d'un brevet national (93-08370 CNRS-LMP) (Morlier¹⁹⁹⁹, Mouzat²⁰⁰³).

Elle est constituée de deux plaques reliées par trois bras formant des angles de 120°. La plaque inférieure assure sa fixation au sol.

La plaque supérieure, « libre », reçoit les efforts extérieurs exercés à sa surface.

La liaison entre les deux plaques du dynamomètre est assurée par trois capteurs fixés sur les trois bras.

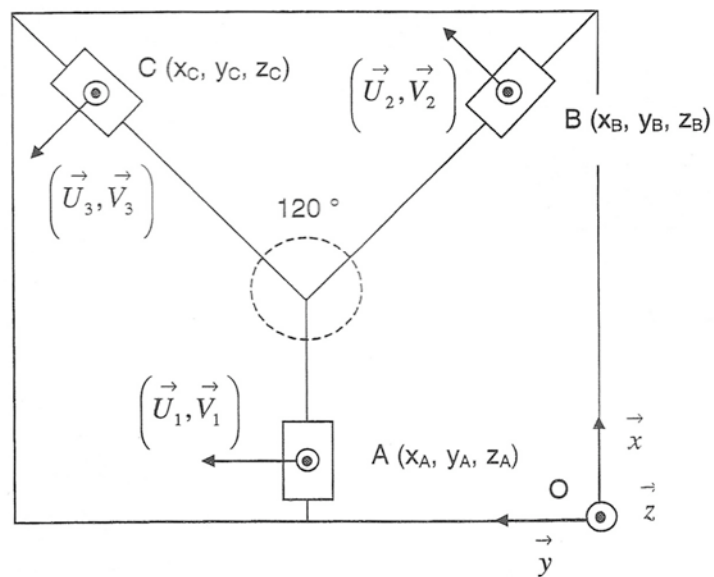


Figure n°Ch2.8: Dynamomètre : vue de dessus (Couétard, Mesnard²⁰⁰⁰).

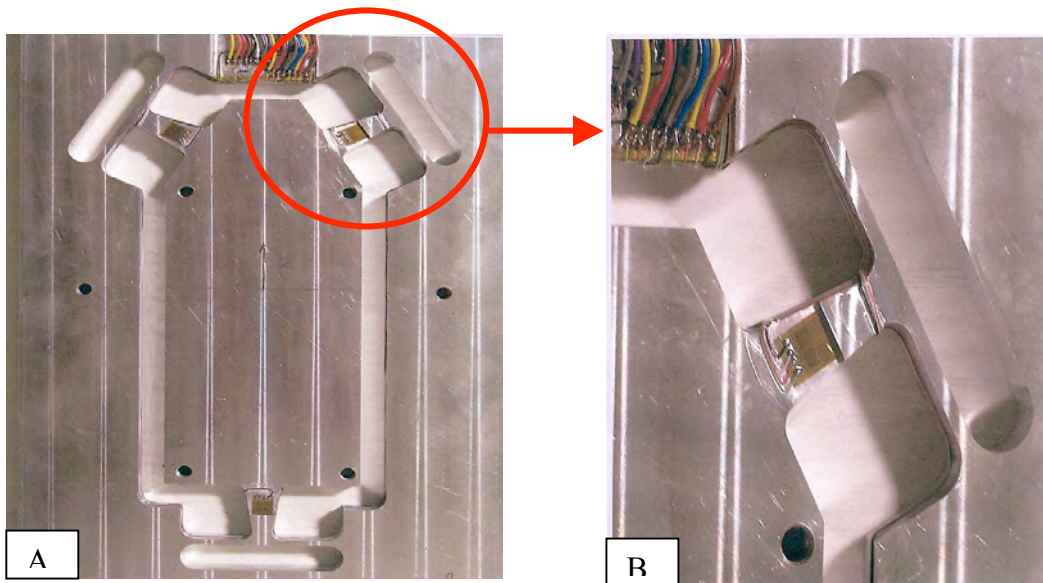


Figure n°Ch2.9 : A : Dynamomètre

B : Capteur d'effort

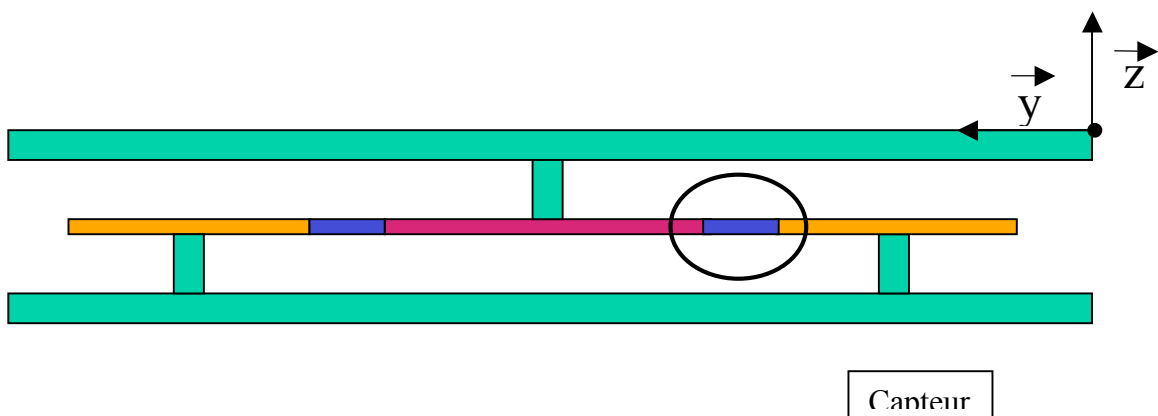


Figure n°Ch2.10 : Dynamomètre : vue de face.

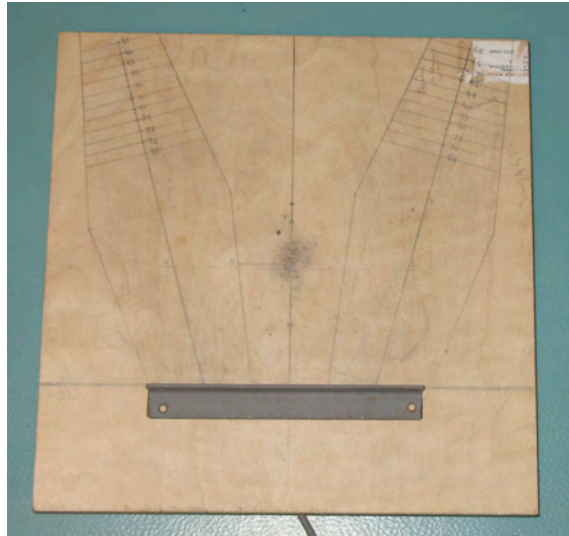


Figure n°Ch2.11 : Plateforme utilisée lors des manipulations. Brevet national (93-08370 CNRS-LMP).

Les capteurs à jauges électriques sont constitués de plusieurs parties :

- le corps d'épreuve : c'est le solide qui réagit sous l'action d'un effort extérieur avec lequel il est en contact.
- le détecteur : c'est l'élément sensible du capteur, il s'agit d'un pont de Wheastone monté sur la partie supérieure du corps d'épreuve. C'est un montage électrique qui permet de mesurer les variations de résistance du constituant des jauges d'extensiométrie collées sur le corps d'épreuve.
- le boîtier : c'est la partie rigide du capteur qui assure la protection du détecteur et permet la fixation du capteur.

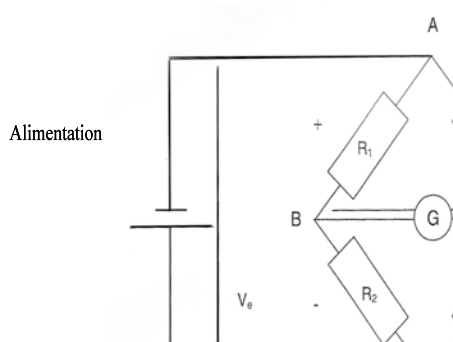


Figure n°Ch2.12 : Branchement des résistances dans un pont de Wheastone (Morlier¹⁹⁹⁹).

Ainsi, lorsqu'un effort est appliqué sur la partie supérieure de la plate-forme de forces, chacun des trois capteurs transmet deux forces suivant les axes $(\vec{U}_i, \vec{V}_i)$.

Il existe alors quatre torseurs : le d'effort extérieur appliqué en un point P de la surface de la plate-forme et trois torseurs appliqués au point A, B, et C. L'expression de ces quatre torseurs est :

$$\begin{aligned} [\tau]_P &= \begin{Bmatrix} \vec{F} \\ \vec{M}(P) \end{Bmatrix} \\ [\tau]_A &= \begin{Bmatrix} F_{11}\vec{U}_1 + F_{12}\vec{V}_1 \\ \vec{O} \end{Bmatrix} \\ [\tau]_B &= \begin{Bmatrix} F_{21}\vec{U}_2 + F_{22}\vec{V}_2 \\ \vec{O} \end{Bmatrix} \\ [\tau]_C &= \begin{Bmatrix} F_{31}\vec{U}_3 + F_{32}\vec{V}_3 \\ \vec{O} \end{Bmatrix} \end{aligned}$$

En condition d'équilibre statique et en réduction au point O, on obtient :

$$\begin{aligned} [\tau]_b + [\tau_1]_b + [\tau_2]_b + [\tau_3]_b &= 0 \\ \Leftrightarrow \\ [\tau]_b &= -[\tau_1]_b - [\tau_2]_b - [\tau_3]_b \end{aligned}$$

La projection des vecteurs unitaires ($\vec{U}_i, \vec{V}_i$) de chacun des capteurs dans le repère (O,x,y,z) donne en fonction de leur orientation :

$$\begin{array}{l} \vec{U}_1 \begin{vmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{vmatrix} \\ \vec{U}_2 \begin{vmatrix} \sqrt{3}/2 \\ 1/2 \\ 0 \end{vmatrix} \\ \vec{U}_3 \begin{vmatrix} -\sqrt{3}/2 \\ 1/2 \\ 0 \end{vmatrix} \end{array} \quad \begin{array}{l} \vec{V}_1 \begin{vmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{vmatrix} \\ \vec{V}_2 \begin{vmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{vmatrix} \\ \vec{V}_3 \begin{vmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{vmatrix} \end{array}$$

En tenant compte de la projection des vecteurs ($\vec{U}_i, \vec{V}_i$) dans le repère (O,x,y,z), la relation A, exprimée sous forme matricielle, devient :

$$\begin{vmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x(O) \\ M_y(O) \\ M_z(O) \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} 0 & 0 & \sqrt{3}/2 & 0 & -\sqrt{3}/2 & 0 \\ 1 & 0 & 1/2 & 0 & 1/2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 1 \\ -Z_A & 0 & -Z_B/2 & Y_B & -Z_C/2 & Y_C \\ 0 & -X_A & Z_B\sqrt{3}/2 & -X_B & -Z_C\sqrt{3}/2 & -X_C \\ X_A & 0 & (X_B - Y_B\sqrt{3})/2 & 0 & (X_B - Y_B\sqrt{3})/2 & 0 \end{vmatrix} \begin{vmatrix} -F_{11} \\ -F_{12} \\ -F_{21} \\ -F_{22} \\ -F_{31} \\ -F_{32} \end{vmatrix}$$

La matrice carrée (6x6) est appelée matrice géométrique de la plate-forme de forces. Elle est notée (M). Afin déterminer le torseur d'effort appliqué sur le dynamomètre, il est nécessaire de mesurer les forces appliquées sur ses trois bras. Pour ce faire, on réalise des capteurs de flexion suivant les deux directions ($\vec{U}_i, \vec{V}_i$) pour chacun des bras.

Ces capteurs vont permettre la mesure des forces représentées par le vecteur $(-F_{11}, -F_{12}, -F_{21}, -F_{22}, -F_{31}, -F_{32})$ où F_{i1} est la norme de la force appliquée sur le capteur i dans la direction $\vec{U}_i$ et où F_{i2} est celle appliquée dans la direction $\vec{V}_i$.

La réalisation de 6 ponts de flexion de Wheastone (2 par corps d'épreuve) est nécessaire pour déterminer les 6 forces exercées.

Les six composantes F_{ij} représentant les forces de chacun des trois capteurs sont proportionnelles aux tensions de sortie (V_{ij}) délivrées par les ponts de Wheastone.

On obtient alors la relation suivante, la matrice diagonale (6x6) étant appelée matrice de sensibilité, notée (K) :

$$\begin{bmatrix} -F_{11} \\ -F_{12} \\ -F_{21} \\ -F_{22} \\ -F_{31} \\ -F_{32} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & K_{12} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{21} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{22} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{31} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & K_{32} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{11} \\ V_{12} \\ V_{21} \\ V_{22} \\ V_{31} \\ V_{32} \end{bmatrix}$$

Finalement, le torseur appliqué à la surface de la plate-forme de forces s'exprime :

$$\begin{aligned} [\tau]_b &= (M)(K)(V) \\ &\Leftrightarrow \\ [\tau]_b &= (E)(V) \end{aligned}$$

Où (E) est appelée matrice d'étalonnage. Elle est fonction des caractéristiques géométriques de la plate-forme de forces et de la sensibilité des capteurs. Elle est déterminée par un étalonnage statique.

Cet étalonnage a été réalisé sous charge connue et positivité connue au Laboratoire de Mécanique Physique de l'Université de Bordeaux 1.

- Acquisitions des signaux de la plate-forme :

Lors des acquisitions est utilisé un conditionneur-amplificateur (P2100, Vishay Intertchnology, Inc.) délivrant une tension d'alimentation de 10V avec un gain de $G_a = 200$.

Il sert à alimenter les ponts de Wheastone et met en forme le signal en amplifiant via le gain, les signaux issus des ponts pour les adapter à la gamme d'entrée du convertisseur analogique-numérique.

Les six signaux analogiques issus du conditionneur-amplificateur sont convertis en valeurs numériques par une carte d'acquisition de résolution 16 bits (NI PCI 6031 E, National Instrument, Corp) c'est à dire $2^{16} = 65536$ niveaux pour une gamme de tension des signaux sortie de +/- 10 V (amplitude 20 V). Le coefficient de conversion vaut $0,000305 \text{ V.bits}^{-1}$.

La conversion des signaux de sortie de la plate-forme (mV/V/N ou mV/V/N.m) en Unités Internationales (N et N.m) a été réalisée grâce à la matrice d'étalonnage.

Les six composantes ($F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$) du torseur des efforts de contact ($[\tau]_O$) par rapport à l'origine (O) du repère de la plate-forme sont obtenues de la façon suivante :

$$[\tau]_O = (E) (V) \times CF$$

avec

$$CF = 10^3 / (G_a \times V_a) = 10^3 / (200 \times 10) = 0,5 \quad CF = \text{facteur de conversion}$$

L'acquisition des signaux de la plate-forme de forces a été réalisé avec un programme développé par le laboratoire, sous LabView (National Instrument, Corp) (Morlier¹⁹⁹⁹). Ce programme permet de sélectionner la fréquence d'échantillonnage (100 Hz), de faire l'offset sur chacune des six voies, d'afficher simultanément les courbes d'évolution des six voies (en V) et de les sauvegarder dans un fichier texte sur disque dur.

Suite à l'acquisition, il permet également de visualiser directement les déplacements du CdP ainsi que les valeurs des principaux paramètres stabilométriques calculés.

I.2.2.2 Paramètres stabilométriques :

Parmi les paramètres stabilométriques classiquement utilisés nous avons retenus les paramètres suivants (Cf Chap 1, III.2) :

- Longueur : Longueur du trajet parcouru par le CdP. (Tracé rouge figure n°Ch2.13)
- Surface : Surface de l'ellipse de confiance rassemblant 90% des points enregistrés (Tracé vert figure n°Ch2.13)
- A-P : Amplitude des oscillations antéro-postérieures, en Y. (cf Ch1.III.2.5 et figure n°Ch2.13).
- M-L : Amplitude des oscillations médio-latérales, en X. (cf Ch1.III.2.5 et figure n°Ch2.13)
- Rapport : Rapport A-P / M-L. Paramètre original, propre à notre étude. (cf Ch1.III.2.5)
- Y0: indique la position moyenne du CdP dans le sens antéro-postérieur. (Fig n°Ch2 .14)
- LFS : Rapport Longueur / Surface.

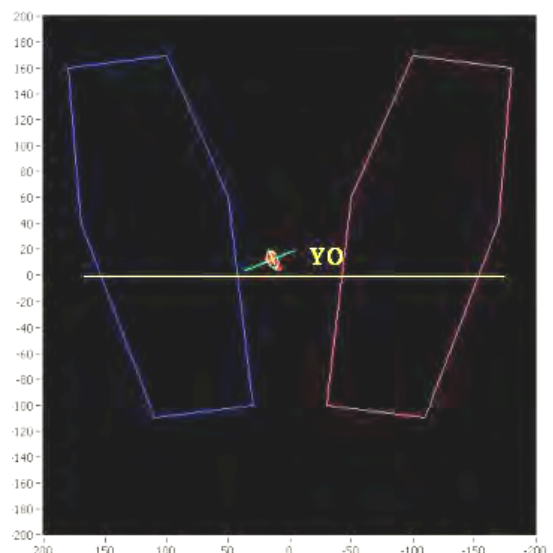
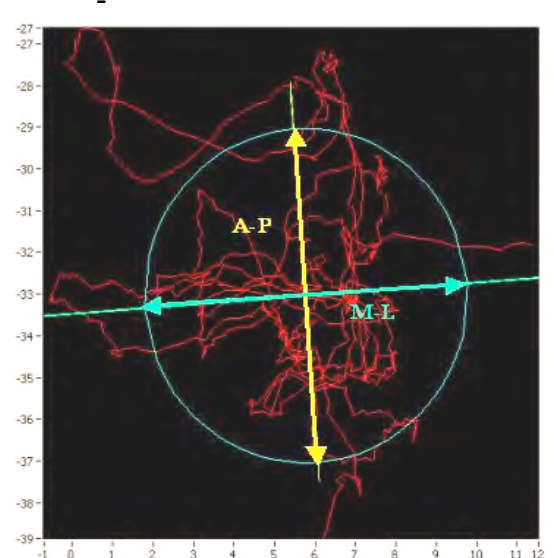


Figure n°Ch2.13 : Statokinogramme. 90 % des points sont délimités par une ellipse de confiance.

Figure n°Ch2.14: Représentation de la position antéro-postérieure du centre de gravité au sein du polygone de sustentation. Dans notre étude, le zéro de la plateforme est pris en référence.

I.2.2.3 Tests préliminaires :

En préalable à cette étude ont été réalisés des essais préliminaires sur 8 volontaires. Seules les variables Surface, A-P, M-L, Y0 avaient alors été considérées.

Chacun des volontaires a effectué une première série d'enregistrements sans orthèse durant 45 minutes environ, avec un enregistrement toutes les trois minutes.

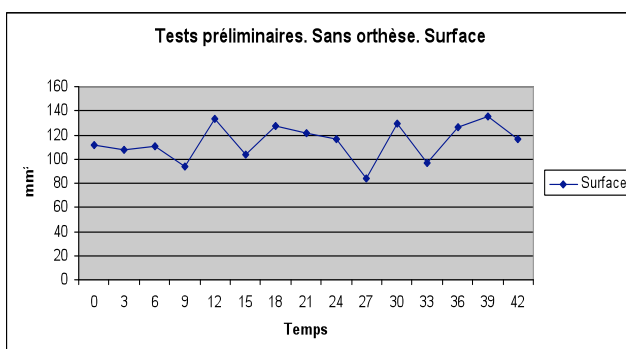
Les données recueillies ont montré une certaine stabilité des résultats dans le temps mais avec une tendance à l'augmentation des valeurs moyennes pour Surface et A-P au cours du temps sans que cela soit significatif (Tabl. Ch2.2, Graph. Ch2.1 et Ch2.2).

Temps (mn)	0	3	6	9	12	15	18	21	24	27	30	33	36	39	42
Surface	111.25	107.73	111.08	93.75	132.88	104.18	127.4	121.13	116.93	84.13	129.25	96.75	126.5	135.25	116.25
A-P	12.98	13.62	14.01	12.65	13.77	12.16	14.41	14.29	14.88	12.21	14.16	12.59	15.24	17.05	16.88
M-L	10.44	9.92	8.9	9.22	10.34	10.76	9.55	9.02	10.05	8.32	11.1	10.13	11.28	9.91	9.68
YO	-2.63	-0.84	-1.16	0.78	-0.95	-1.94	-9.05	-3.59	-0.76	2.14	-6.07	-0.89	-3.52	-6.11	-3.48

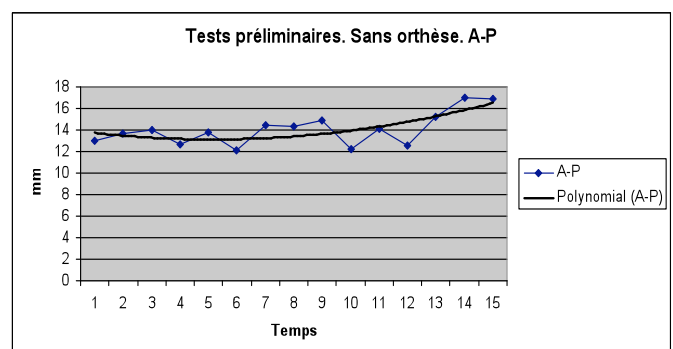
Tableau n°Ch2.2 : Tests préliminaires. Moyenne pour chaque variable posturale des résultats obtenus aux cours de chaque enregistrement sans orthèse. N=8.

	<i>Moy</i>	<i>E-t</i>
Surface	114.30	15.10
A-P	14.06	1.51
M-L	9.91	0.83
YO	-2.54	2.89

Tableau n°Ch2.3 : Tests préliminaires. Moyenne pour chaque variable posturale des résultats obtenus sur l'ensemble des enregistrements sans orthèse. N=8.



Graphique n°Ch2.1
Moyennes des surfaces enregistrées sans orthèse portée. N=8



Graphique n°Ch2.2
Moyennes des valeurs de A-P sans orthèse portée. N=8

Les trois premiers enregistrements semblent en moyenne très proches l'un de l'autre.

C'est la raison pour laquelle seuls deux enregistrements sans orthèse sont réalisés sur l'échantillon principal (n=23) dont on conserve la valeur moyenne comme référence sans orthèse. C'est classiquement le nombre d'essais retenus dans les études de stabilométrie et dans l'examen du patient en pratique clinique (Gagey^{AFP-1988}, Tarantola¹⁹⁹⁷)

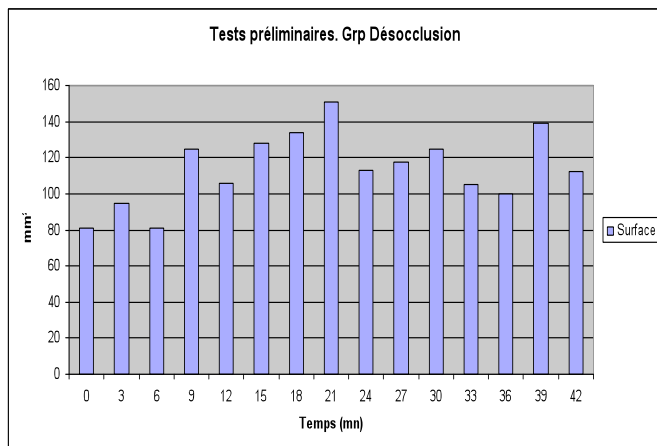
Au cours du temps, il apparaît cependant des variations parfois relativement importantes entre les valeurs observées d'un enregistrement à l'autre. Ces changements peuvent être dus à des variations de concentration ou à une fatigue passagère, mais aussi aux conditions de test qui n'étaient pas alors parfaitement conformes. Les valeurs de Y0 n'ont ainsi ici aucune signification, les volontaires n'ayant pas été positionnés par rapport au zéro de la plateforme.

Quatre de ces volontaires ont effectué la même série d'enregistrements avec une orthèse de désocclusion épaisse (8mm en inter-molaire), les quatre autres avec une orthèse de propulsion maximale mandibulaire. Ces orthèses étaient alors réalisées à partir de plaques de plastique thermoformable (Cf I.2.1.2). L'objectif était de vérifier qu'une réponse posturale puisse être détectée lors d'une perturbation occlusale importante mais compatible avec une thérapeutique.



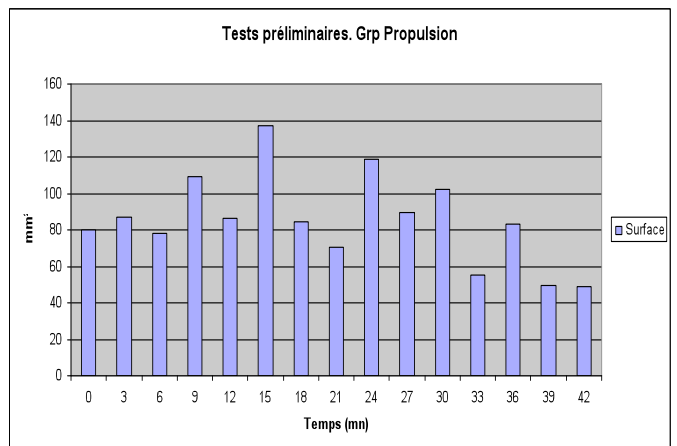
Figure n°Ch2.15 : Orthèse de désocclusion constituée de gouttières thermoformables reliées par une épaisseur de résine. Tests préliminaires.

Au delà de la signification posturale des résultats obtenus, il semble que chacune des orthèses testées provoque une différence de comportement du CdP à partir d'environ 20 minutes (Graph Ch2.3 et Ch2.4). Cela se traduit dans les deux cas par une augmentation de la surface du statokinésigramme. Elle semble perdurer au cours du temps pour le groupe Désocclusion et s'atténuer pour le groupe portant une orthèse de propulsion au sein duquel on observe une plus grande dispersion des valeurs moyennes.



Graphique n°Ch2.3

Moyennes des surfaces enregistrées toutes les 3 minutes lors du port d'une orthèse de désocclusion. N=4



Graphique n°Ch2.4

Moyennes des surfaces enregistrées toutes les 3 minutes lors du port d'une orthèse de propulsion. N=4

Ces essais préliminaires nous ont apporté trois informations :

- les trois premiers essais successifs sans orthèse semblent identiques (Tabl. Ch2.2),
- l'amplitude des oscillations antéro-postérieures du CdP semble augmenter à partir d'une quarantaine de minutes de test, sans doute liée à la répétition des tests (Graph Ch2.2),
- il semble apparaître une réponse posturale autour de vingt minutes de test (augmentation de la surface après insertion d'une des deux orthèses testées, Graph Ch2.3 et Ch2.4)

Root¹⁹⁸⁷ n'observait pas de variation de la posture céphalique après l'interposition d'une cale occlusale pendant huit minutes alors que Daly¹⁹⁸², Santander¹⁹⁹⁴, Moya¹⁹⁹⁴, observaient une extension de la tête par rapport au rachis cervical lorsque la surélévation occlusale était portée pendant près d'une heure.

20 minutes de port d'une orthèse semble nécessaire pour visualiser une adaptation posturale.

Une durée de test d'environ 40 minutes, semble donc suffisante pour observer la survenue et l'évolution immédiate d'une réponse posturale et limiter l'effet fatigue d'une succession de tests trop importante.

I.2.2.4 Durée des tests :

Nous avons ainsi choisi, lors du port des orthèses, de ne réaliser qu'un enregistrement bien mené, toutes les 10 minutes. Ceci afin de laisser suffisamment de temps pour perdre la mémoire des sensations du test précédent (risque d'effet d'apprentissage, Nordhal²⁰⁰⁰),

permettre une réelle phase de repos au sujet et atténuer au maximum la lassitude de la répétition des tests, remarque fréquemment transmise par les participants à ces essais préliminaires.

La durée des tests avec orthèse a été limitée pour l'échantillon principal à 40 minutes. Ce temps semble suffisant, d'après les essais préliminaires, pour mettre en évidence une réponse posturale à la perturbation occlusale.

Nous l'avons aussi limité à cette valeur car deux sujets, un dans chaque sous-groupe ont déclaré des douleurs à l'articulation temporo-mandibulaires (ATM) à l'issue des essais préliminaires. Ces douleurs ont été suivies de claquements articulaires pendant quelques semaines pour l'un d'entre-eux. Ceci nous a amené à une plus grande vigilance dans le choix des volontaires (sans passé de troubles ATM) comme nous le faisons dans celui des patients auxquels on peut proposer une avancée mandibulaire orthopédique.

I.2.2.5 Séquence des enregistrements :

Chaque enregistrement dure 51,2 secondes en conformité avec la durée des enregistrements réalisés par l'Association Française de Posturologie.

Sont réalisés :

- Un essai sans orthèse, non enregistré, pour s'habituer à l'exercice.
- Deux essais, sans orthèse, espacés de 3 minutes.(WS, Without Splint)
- Puis, chaque orthèse est portée seulement le temps d'un enregistrement, puis reposée. Chaque passage avec une orthèse est alors espacé de l'autre par 3 minutes. Les orthèses sont prises dans un ordre aléatoire. Deux enregistrements sont effectués pour chaque orthèse, soit six enregistrements par individu. Il s'agit ici de rechercher une réponse posturale immédiate à la perturbation occlusale.
- Enfin, chaque orthèse est portée 40 minutes sans interruption. Un enregistrement est réalisé toutes les 10 minutes, soit 5 enregistrements par orthèse (t0, t10, t20, t30, t40). Durant le temps qui sépare deux passages sur la plateforme, le sujet est invité à se détendre (lecture, marche...).

Entre chaque test de quarante minutes, une pause d'une quinzaine de minutes est effectuée.

Au cours de ces manipulations, le volontaire est amené à se positionner sur la plateforme de stabilométrie après un trajet de quelques pas destiné à une retonification

musculaire. La plateforme se trouve à l'intérieur d'un isoloir en tissu noir, de deux mètres de long par un mètre de large.



Figure n°Ch2.16 : Plateforme à l'entrée de l'isoloir.

En position de test, le sujet est pieds-nus. Les talons sont séparés de 5cm et les pieds divergents de 30° (Normes 85). Les réglages sont effectués à l'aide de cales amovibles. Le respect de ce positionnement des pieds au cours des enregistrements est important car un écart des pieds augmente la stabilité et une convergence (- de 15°) la réduit (Chairi²⁰⁰², Mouzats²⁰⁰³, Tarantola¹⁹⁹⁷).

Le sujet est invité à être tranquille, ses bras détendus le long du corps. Il regarde alors un fil vertical lesté, phosphorescent, pour se situer dans l'espace.

L'ensemble de la manipulation dure au minimum 3h30. Durant cette période, le sujet effectue 23 enregistrements et reste donc en position de test (enregistrement + mise en position) environ 30 à 35 minutes au total.

Malgré la longueur de la manipulation, réaliser tous les tests durant la même séance permet de conserver globalement les mêmes conditions de tests pour chaque orthèse : horaires, jour de la semaine, état physique ou psychologique...

I.2.2.6 Ordre de prise des orthèses :

L'ordre de prise des orthèses, dans la succession de tests de 40 minutes, est aléatoire mais organisé de manière à ce que chaque type d'orthèse ait été portée pour l'ensemble des manipulations, autant de fois, au cours du premier test, du deuxième test et du troisième test de 40 minutes.

Ceci permet de répartir l'influence de la fatigue de fin de séance sur chacune des orthèses. Par ailleurs cela laisse la possibilité d'observer si une orthèse est plus perturbante qu'une autre en début ou en fin d'expérimentation.

I.2.2.7 Méthode statistique :

Le test de Shapiro-Wilk a montré que la distribution de plusieurs variables ne suivait pas une loi normale, ce qui est fréquent dans l'étude de variables biologiques. Nous avons utilisé des tests statistiques non paramétriques.

Ainsi la comparaison des différentes situations d'enregistrements (type d'orthèse, durée de port) a été réalisée grâce aux tests de Wilcoxon et Anova de Friedman, l'influence de l'importance de l'épaisseur des orthèses, de la pente de propulsion, de l'ordre de prise des orthèses, du moment de la journée, du sexe, des caractéristiques posturales individuelles a été testée par le test U de Mann-Whitney et l'ANOVA de Kruskal-Wallis. Enfin pour évaluer la force de la liaison entre quantité de propulsion et variations des paramètres stabilométriques nous avons utilisé le coefficient de corrélation de Spearman.

II. Résultats :

II.1 Résultats par situation occlusale :

II.1.1 Enregistrements sans orthèse (WS) :

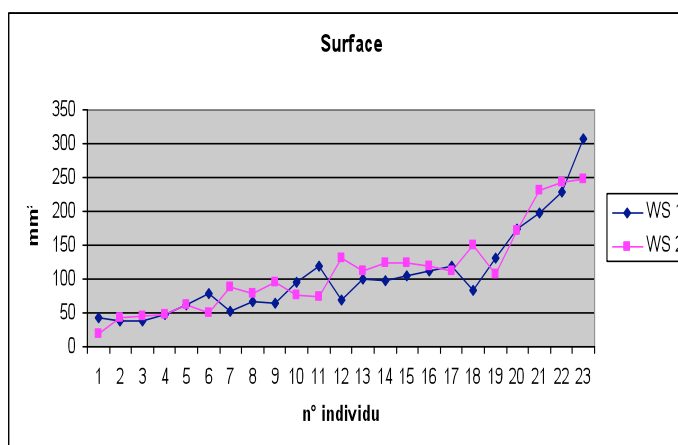
- Deux enregistrements, sans orthèse portée, sont réalisés en début de séance pour chaque individu.

WS	Longueur		Surface		A-P		M-L		Rapport		YO		LFS	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Test 1	364	67.42	105.39	66.36	18.39	6.79	6.96	2.41	2.81	0.91	-0.8	14.66	4.5	2.07
Test 2	353.17	56.6	110.96	63.44	17.26	5.43	7.8	2.87	2.46	1.08	-3.97	14.05	4.31	2.43
Moy	358.59	62.01	108.17	64.9	17.83	6.11	7.38	2.64	2.64	0.99	-2.38	14.35	4.41	2.25

Tableau n°Ch2.4 : Valeurs moyennes et écart-type obtenus pour chaque variable posturale sans orthèse portée.

Les résultats de ces deux enregistrements ne sont pas différents pour 6 variables sur 7. On observe cependant une augmentation significative des oscillations transversales (M-L) au cours du second enregistrement sans orthèse ($p=0,044$).

Les valeurs moyennes de Surface s'inscrivent dans les normes adultes de l'AFP yeux ouverts.



Graphique n°Ch2.5 : Représentation graphique des valeurs de Surface obtenues lors des deux enregistrements sans orthèse pour chaque individu.

II.1.2 Evaluation de la réponse à la perturbation immédiate:

Une première série de 6 enregistrements espacés de 3 minutes a été réalisée avec le port de chacune des 3 orthèses, 2 fois, dans un ordre aléatoire.

Les orthèses n'étaient pas conservées en bouche et déposées à l'issue du test.

Les résultats de ces enregistrements pris à l'insertion de la perturbation occlusale montrent, avec ceux initiant le test de 40mn (à t_0 , cf §Ch2.II.1.3 ; §Ch2.II.1.4 ; §Ch2.II.1.5), une bonne reproductibilité. Ils ne sont pas significativement différents entre eux, ni avec les résultats obtenus sans orthèse.

	WS		Sp0			Sp45			Sp90		
Surface	Essai 1	Essai 2	Essai 1	Essai 2	t0	Essai 1	Essai 2	t0	Essai 1	Essai 2	t0
Moy	105.39	110.96	116.74	106.61	111.65	124.7	99.3	91.83	99.17	91.74	112.04
E-t	66.36	63.44	64.82	40.66	56.3	64.88	39.93	38.95	53.45	38.2	68.64
A-P											
Moy	18.39	17.26	19.29	19.31	18.43	19.4	18.35	16.71	18.37	18.12	20.49
E-t	6.79	5.43	6.87	6.44	5.41	5.76	5.09	2.75	6.98	3.58	9.21
M-L											
Moy	6.96	7.8	7.43	7.13	7.64	7.82	6.81	6.93	6.65	6.28	6.83
E-t	2.41	2.87	1.82	2.19	3.14	2.27	1.87	2.58	2.45	1.99	2.21
YO											
Moy	-0.8	-3.97	-4.92	-5.94	-6.02	-4.21	-7.38	-3.64	-6.77	-3.23	-4.23
E-t	14.66	14.05	15.1	13.74	11.49	12.14	13.42	14.6	15.13	13.65	13.06
LFS											
Moy	4.5	4.31	3.67	3.83	3.84	3.63	4.24	4.47	4.39	4.4	3.96
E-t	2.07	2.43	1.59	1.86	1.79	1.89	2.77	1.89	1.91	2.45	1.6

Tableau n°Ch2.5 : Valeurs moyennes et écart-type des principales variables posturales lors des enregistrements sans orthèse et immédiatement après l'insertion d'une orthèse.

La réponse posturale à la perturbation occlusale n'est pas immédiate, quelque soit l'orthèse, comme observé lors des tests préliminaires.

II.1.3 Enregistrements avec Sp0 portée 40 minutes :

	Longueur		Surface		A-P		M-L		Rapport		YO		LFS	
Sp0	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
T0	354.13	74.27	111.65	56.29	18.42	5.41	7.64	3.13	2.73	1.37	-6.02	11.48	3.84	1.78
T10	352.39	62.34	154.52	98.39	23.61	7.13	7.6	2.68	3.5	1.54	-2.35	11.78	3	1.31
T20	348.82	63.47	132.04	52.72	20.93	4.19	7.82	2.34	2.84	0.78	-3.7	11.82	3.05	1.24
T30	349.26	57.64	129.78	66.26	22.24	8.2	7.42	2.71	3.35	1.54	-4.56	14.13	3.36	1.77
T40	347.87	72.21	116.22	48.98	20.3	4.99	7.28	2.51	3.12	1.32	-5.74	11	3.43	1.31

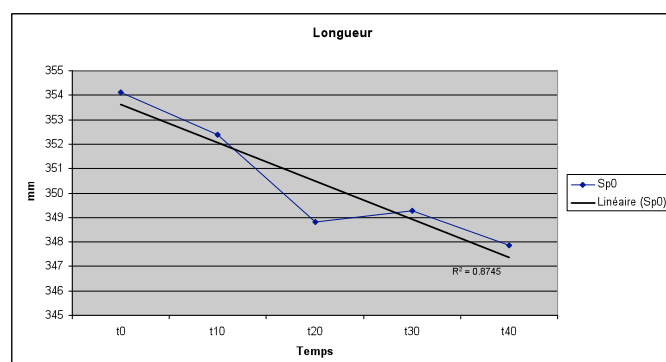
Tableau n°Ch2.6 : Valeurs moyennes et écart-type obtenus pour chaque variable posturale lors du port de Sp0.

Sp 0	to / t1	t0 / t20	t0 / t30	t0 / t40	t10 / t20	t10 / t30	t10 / t40	t20 / t30	t20 / t40	t30 / t40
Longueur	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Surface	0.0085	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
A-P	0.0003	0.0308	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
M-L	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Rapport	0.015	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
YO	ns	ns	ns	ns	0.0403	ns	ns	ns	ns	ns
LFS	0.0037	0.035	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns

Tableau n°Ch2.7 : Comparaison deux à deux des résultats obtenus pour chaque variable lors du port de Sp0. Significatif à $p < 0,05$. Test de Wilcoxon.

Paramètre Longueur :

L'étude graphique de l'évolution de ce paramètre avec le temps de port met en évidence une diminution de la valeur de longueur parcourue par le CdP dont la tendance est confortée par un coefficient de détermination fort $r^2 = 0,87$. Toutefois l'amplitude de cette baisse est faible et les tests statistiques utilisés ne montrent pas de différence significative entre les valeurs enregistrées au cours des tests.

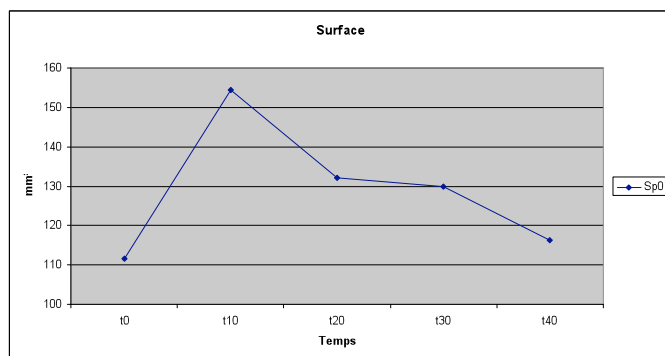


Graphique n°Ch2.6: Evolution au cours du temps du paramètre Longueur lors du port de Sp0. Courbe de tendance.

Paramètre Surface :

Après 10 minutes de port de l'orthèse on observe une augmentation de la surface parcourue par le CdP. Celle-ci est significative ($p < 0,01$) à t10 par rapport à t0 (test de Wilcoxon).

Elle ne perdure pas et ce paramètre tend peu à recouvrer sa valeur moyenne initiale.



Graphique n°Ch2.7 : Evolution au cours du temps du paramètre Surface lors du port de Sp0.
Courbe de tendance.

Paramètre Oscillations antéro-postérieures, A-P :

Là aussi on constate, après 10 minutes de port, une augmentation très significative ($p < 0,001$, Wilcoxon, Friedman) de l'amplitude des oscillations antéro-postérieures du CdP, responsable vraisemblablement de l'augmentation de la surface de l'ellipse.

Cette augmentation est toujours significative à t20 par rapport à t0 ($p < 0,05$) mais est moins marquée. Elle ne l'est plus dans la seconde partie du test, ce paramètre retrouvant des valeurs moyennes proches de celles à l'insertion de l'orthèse (Tabl. Ch2.6 et Ch2.7).

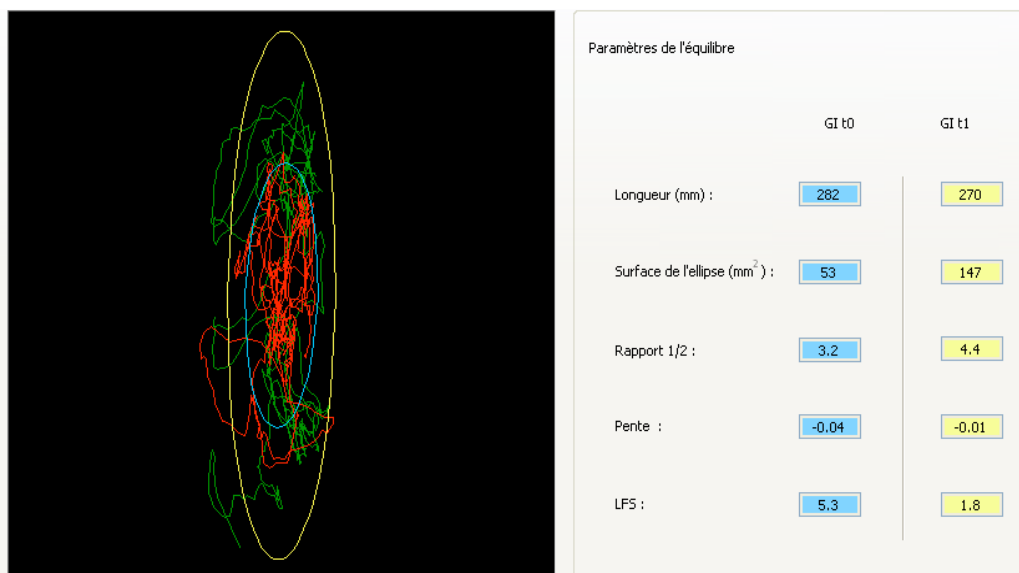


Figure n°Ch2.17 : Sujet n°11. Comparaison des ellipses à t0 (ellipse bleue, trajet CdP rouge) et t10 (ellipse jaune, trajet CdP vert) avec Sp0 portée (GI). On observe une nette augmentation de surface à t10 avec une augmentation du rayon antéro-postérieure de l'ellipse (A-P augmenté).

Paramètre oscillations transversales, M-L :

Ce paramètre montre une bonne stabilité au cours des tests. Ces valeurs moyennes aux différents temps d'enregistrement sont proches les unes des autres. Les deux tests statistiques employés ne révèlent pas de différence significative (Tabl. Ch2.6 et Ch2.7).

Sp0 n'influence pas les oscillations transversales du CdP au cours du temps de port.

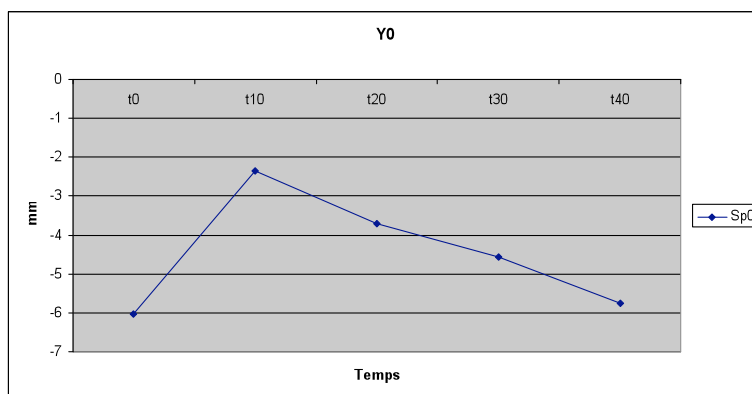
Paramètre Rapport :

Ce paramètre évolue lui aussi à t10 en augmentant significativement ($p < 0,02$) par rapport à t0 puis il décroît dès t20 ($p < 0,05$) suivant ainsi les variations de A-P.

Paramètre YO :

Graphiquement ce paramètre montre en moyenne un net positionnement antérieur du CdP à t10 suggérant que l'augmentation des oscillations antéro-postérieures s'est portée vers l'avant. Puis le CdP moyen reprend progressivement son positionnement initial au sein du polygone de sustentation.

Toutefois, statistiquement, cette avancée n'est pas démontrée, en grande partie en raison des très grands écart-types qui entourent les valeurs moyennes de ce paramètre aux divers temps d'enregistrement.



Graphique n°Ch2.8 : Evolution au cours du temps du paramètre YO lors du port de Sp0.

Paramètre LFS :

LFS va diminuer de t0 à t10 ($p < 0,01$) cette baisse restant significative jusqu'à t20 ($p < 0,05$). Par la suite, LFS va retrouver des valeurs proches de t0. Elle suit l'évolution conjuguée d'une augmentation durant les dix premières minutes de port de la Surface parcourue par le CdP à une diminution légère mais régulière du trajet réalisé par le CdP (Tabl. Ch2.6 et Ch2.7).

II.1.4 Enregistrements avec Sp45 portée 40 minutes :

	Longueur		Surface		A-P		M-L		Rapport		YO		LFS	
Sp45	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
T0	351.17	37.86	91.82	40.47	16.71	2.64	6.92	2.72	2.7	1.02	-3.64	15.43	4.46	1.97
T10	347.17	69.74	117.26	63.11	19.97	7.91	7.44	3.11	3	1.43	-4.93	12.57	3.83	2.26
T20	339.48	56.07	113.87	46.96	19.87	8.26	6.98	1.83	3.06	1.56	-2.59	11.06	3.45	1.15
T30	337.08	72.08	121.08	55.02	19.73	7.37	7.77	2.2	2.75	1.17	-0.18	12.22	3.25	1.49
T40	346.34	65.84	134.6	65.93	21.54	6.54	7.68	2.72	3.08	1.28	-2.04	15.53	3.29	1.75

Tableau n°Ch2.8 : Valeurs moyennes et écart-type obtenus pour chaque variable posturale lors du port de Sp45.

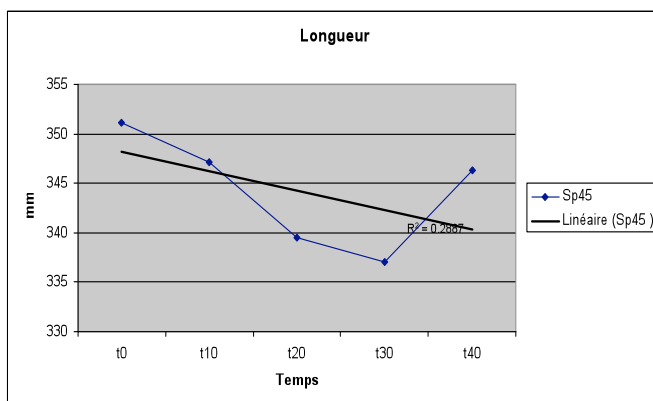
Sp 45	t0 / t1	t0 / t20	t0 / t30	t0 / t40	t10 / t20	t10 / t30	t10 / t40	t20 / t30	t20 / t40	t30 / t40
Longueur	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Surface	0.033	ns	0.0097	0.013	ns	ns	ns	ns	ns	ns
A-P	ns	ns	ns	0.0042	ns	ns	ns	ns	ns	0.019
M-L	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Rapport	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
YO	ns	ns	0.044	ns	ns	0.0013	ns	ns	ns	ns
LFS	ns	ns	0.0021	0.0085	ns	ns	ns	ns	ns	ns

Tableau n°Ch2.9 : Comparaison deux à deux des résultats obtenus pour chaque variable lors du port de Sp45. Significatif à $p < 0,05$. Test de Wilcoxon.

Paramètre Longueur :

Les données recueillies montrent une diminution continue de la distance moyenne parcourue par le CdP durant les 30 premières minutes du test avant un retour à t40 aux valeurs enregistrées en début de test (Tabl. Ch2.8).

Ces variations ne sont pas statistiquement significatives (Tabl. Ch2.9) malgré l'inclinaison de la ligne de tendance, dont le coefficient de détermination correspondant est toutefois faible ($r^2=0,28$).



Graphique n°Ch2.9: Evolution au cours du temps du paramètre Longueur lors du port de Sp45. Courbe de tendance.

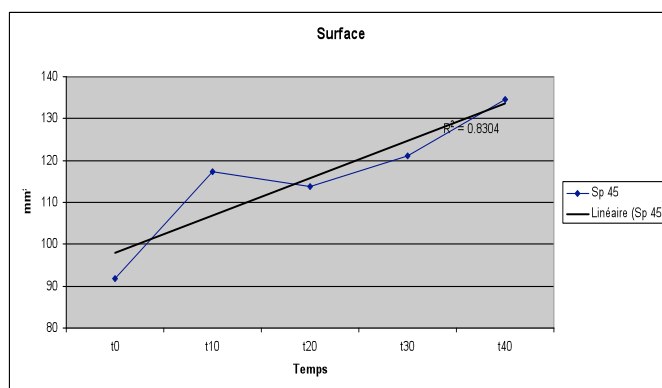
Paramètre Surface :

Les données recueillies montrent une augmentation régulière de la surface moyenne parcourue par le CdP tout au long du test (Tabl. Ch2.8).

Le test Anova de Friedman compare les échantillons des différents temps d'enregistrement. Il ne montre pas de variation significative de la surface suivant le temps d'enregistrement.

Toutefois, le test de Wilcoxon comparant deux à deux les échantillons, met en évidence une augmentation significative de la surface de l'ellipse par rapport à t0 pour les temps t10, t30 et t40 (Tabl. Ch2.9).

La courbe de tendance est ascendante, le coefficient de détermination est fort ($r^2=0,83$) confirmant l'influence de Sp45 sur la valeur de ce paramètre.



Graphique n°Ch2.10: Evolution au cours du temps du paramètre Surface lors du port de Sp45.
Courbe de tendance.

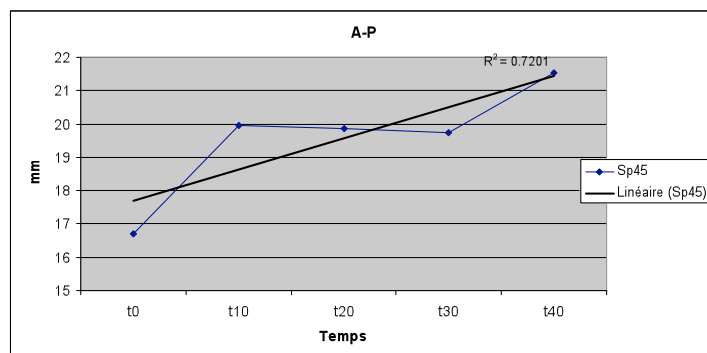
Paramètre Oscillations antéro-postérieures, A-P :

L'amplitude des oscillations antéro-postérieures du CdP augmentent au cours du temps avec cependant une stabilité entre t10 et t30 (Tabl. Ch2.8).

Le test Anova de Friedman ne montre pas de variation significative de ce paramètre suivant le temps d'enregistrement.

Le test de Wilcoxon indique que l'augmentation des valeurs de A-P des sujets testés avec Sp45 n'est significative qu'à partir de 40 minutes (en comparaison aux valeurs à t0 et à t30) (Tabl. Ch2.9).

La courbe de tendance est ascendante et son coefficient de détermination relativement élevé ($r^2=0,72$) confirmant l'impression issue de la lecture des moyennes et du test de Wilcoxon.



Graphique n°Ch2.11 : Evolution au cours du temps du paramètre A-P lors du port de Sp45.
Courbe de tendance.

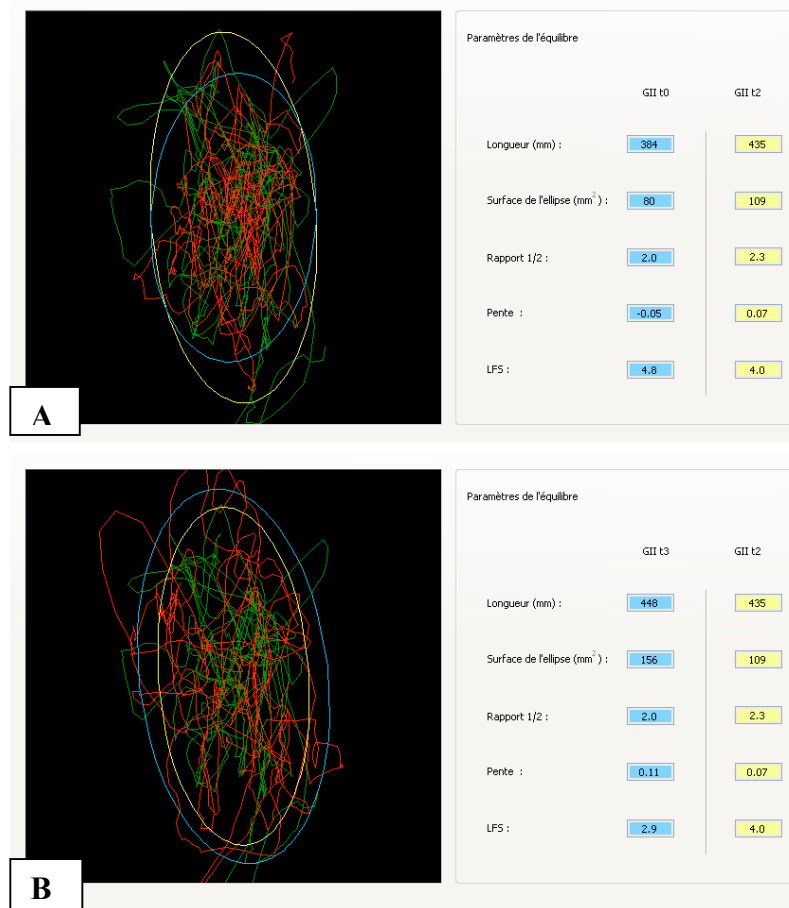
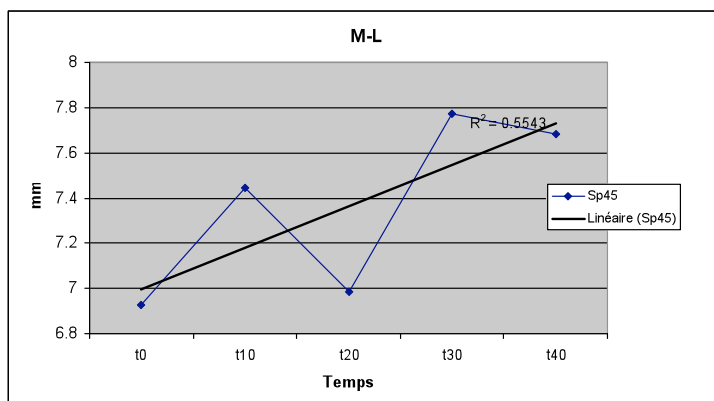


Figure n°Ch2.18 : Sujet n°7. Augmentation régulière des paramètres Surface et A-P entre t0 (ellipse bleue, trajet CdP rouge) et t20 (ellipse jaune, trajet CdP vert) [A] puis entre t20 et t30 [B] lors du port de Sp45 (GII).

Paramètre Oscillations médio-latérales, M-L :

L'amplitude des oscillations médio-latérales augmente à partir de t10 (Tabl.Ch2.8) puis oscille au cours du temps avec une tendance à l'augmentation comme l'indique le graphique. Le coefficient de la courbe est très modéré ($r^2=0,55$)



Graphique n°Ch2.12 : Evolution au cours du temps du paramètre M-L lors du port de Sp45. Courbe de tendance.

Les tests de Friedman et de Wilcoxon ne mettent pas en évidence de différence significative entre les valeurs de ce paramètre aux divers temps d'enregistrement (Tabl. Ch2.9). Sp45 n'a pas d'influence significative sur l'amplitude des oscillations médio-latérales du CdP.

Paramètre Rapport :

Ce paramètre évolue peu au cours du temps. Globalement il a tendance à augmenter suivant l'augmentation de l'amplitude des oscillations antéro-postérieures. On note un pic bas à t30 correspondant à une hausse des oscillations médio-latérales (Tabl Ch2.8).

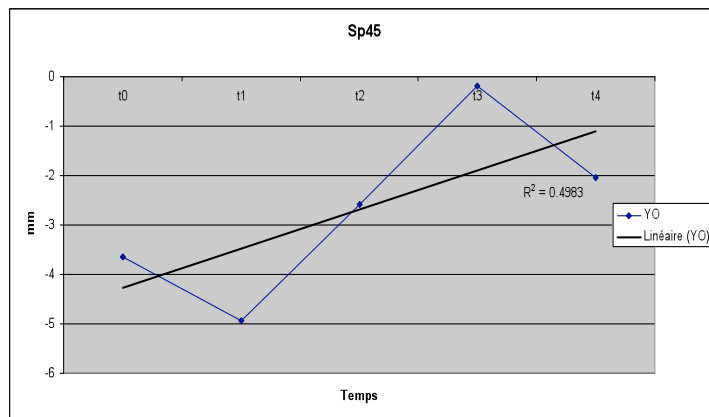
Les tests de Friedman et Wilcoxon n'indiquent pas de variation significative de ce paramètre au cours du test (Tabl. Ch2.9).

Paramètre YO :

Le port de Sp45 tend à induire une position plus antérieure du CdP au cours du test, comme l'indique la droite de tendance. Le coefficient de détermination est modéré ($r^2 = 0,49$).

D'après le test de Wilcoxon, la position moyenne du CdP est significativement plus antérieure à t30 qu'à t10 et t0.

Le test Anova de Friedman n'a pas mis en évidence de différence entre les résultats des divers temps d'enregistrement pour ce paramètre.



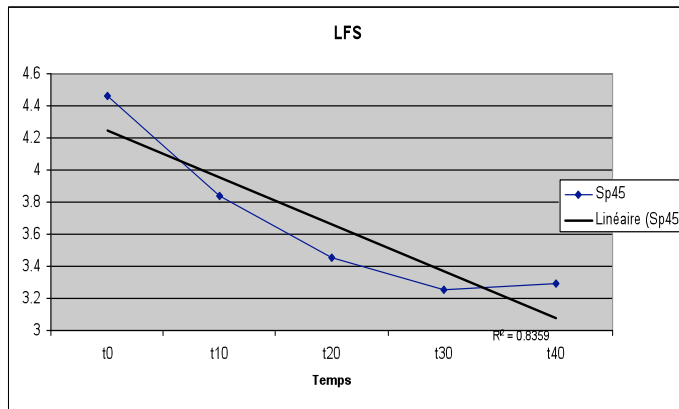
Graphique n°Ch2.13 : Evolution au cours du temps du paramètre YO lors du port de Sp45. Courbe de tendance.

Paramètre LFS :

La valeur moyenne de ce rapport décroît au cours du test, en rapport avec l'augmentation de la surface moyenne décrite par le CdP (Tabl. Ch2.8).

Le test de Friedman indique une différence statistique entre les résultats des divers temps d'enregistrement ($p = 0,05$). Le test de Wilcoxon, en les comparant deux à deux, montre alors une nette diminution de ce paramètre à t30 et t40 par rapport à t0 (Tabl. Ch2.9).

La droite de tendance oblique vers 0 avec le temps s'accompagne d'un coefficient de détermination assez fort ($r^2 = 0,83$) confortant le test précédent .



Graphique n°Ch2.14: Evolution au cours du temps du paramètre LFS lors du port de Sp45.
Courbe de tendance.

II.1.5 Enregistrements avec Sp90 portée 40 minutes :

	Longueur		Surface		A-P		M-L		Rapport		YO		LFS	
Sp90	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
T0	356.3	80.76	112.04	68.64	20.49	9.21	6.83	2.21	3.2	1.53	-4.23	13.06	3.96	1.6
T10	342.57	66.84	150.87	84.74	21.8	7.47	8.83	3.42	2.98	1.85	-5.22	11.96	2.74	1.16
T20	355.39	67.26	124.91	61.31	20.66	8.26	7.69	2.49	2.82	1.38	-4.1	12.69	3.5	1.77
T30	352.04	63.73	143.91	88.63	22.16	9.03	8.23	3.97	3.22	2.17	-5.26	15.07	3.23	1.64
T40	342.91	72.96	145.74	84.46	21.87	6.22	8.29	3.64	3.05	1.33	-7.98	17.26	2.98	1.15

Tableau n°Ch2.10 : Valeurs moyennes et écart-type obtenus pour chaque variable posturale lors du port de Sp90.

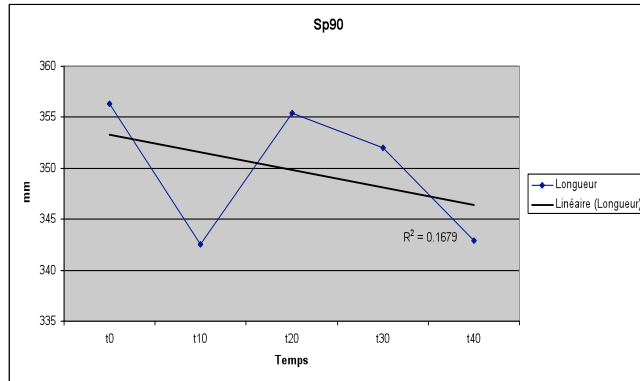
Sp 90	t0 / t1	t0 / t20	t0 / t30	t0 / t40	t10 / t20	t10 / t30	t10 / t40	t20 / t30	t20 / t40	t30 / t40
Longueur	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Surface	0.012	ns	ns	0.042	ns	ns	ns	ns	ns	ns
A-P	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
M-L	0.0097	0.047	0.044	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Rapport	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
YO	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
LFS	0.0051	0.049	0.032	0.0078	0.01	ns	ns	ns	ns	ns

Tableau n°Ch2.11 : Comparaison deux à deux des résultats obtenus pour chaque variable lors du port de Sp90. Significatif à $p < 0,05$. Test de Wilcoxon.

Paramètre Longueur :

L'évolution de ce paramètre au cours du test n'est pas régulière, signe peut-être d'une perturbation induite par l'orthèse.

Toutefois aucun des deux tests de comparaison ni la droite de tendance n'indique de différence de comportement de ce paramètre au cours du temps (Tabl. Ch2.11).



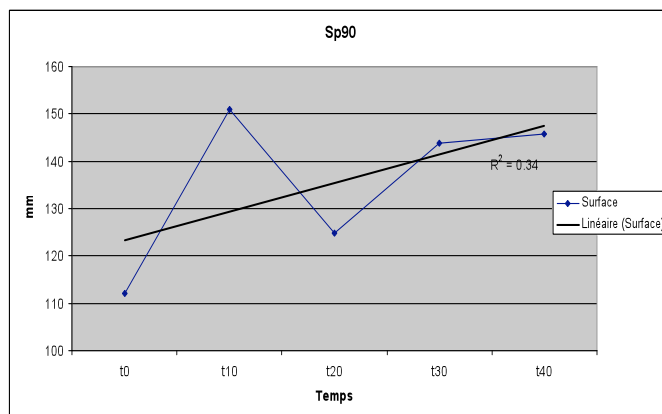
Graphique n°Ch2.15 : Evolution au cours du temps du paramètre Longueur lors du port de Sp90. Courbe de tendance.

Paramètre Surface :

Le port de Sp90 provoque une nette augmentation de la surface parcourue par le CdP à t10 comme le montre le test Wilcoxon (Tabl. Ch2.10 et Ch2.11). Globalement cette hausse persiste jusqu'à t40 où les valeurs enregistrées sont aussi significativement supérieures à celles enregistrées à t0.

Le test de Friedman ne donne pas de différence entre les valeurs moyennes de surface enregistrées aux divers temps.

La droite de tendance est légèrement oblique dans le sens de l'augmentation, le coefficient de détermination est faible ($r^2 = 0,34$).



Graphique n°Ch2.16 : Evolution au cours du temps du paramètre Surface lors du port de Sp90. Courbe de tendance.

Paramètre Oscillations antéro-postérieures, A-P :

L'étude de ce paramètre montre globalement une tendance à l'augmentation des oscillations au cours du test mais qui n'est pas très régulière (Tabl. Ch2.10).

Elle est la plus importante à t30 mais aucun des deux tests de comparaison employés ne met en évidence de différence entre les résultats des divers temps d'enregistrement (Tabl Ch2.11).

Paramètre Oscillations médio-latérales, M-L :

Le test de Friedman montre une différence significative entre les résultats des cinq temps d'enregistrement ($p < 0,036$).

Le test de Wilcoxon précise que l'amplitude des oscillations médio-latérales du CdP est nettement supérieure à t10 par rapport à t0 ($p < 0,01$), toujours significativement supérieure à t20 et à t30 ($p < 0,05$) mais de manière moins intense et ne l'est plus à t40 (Tabl Ch2.11).

La perturbation posturale est maximale à t10 puis tend à se stabiliser sans vraiment régresser (Ch2.10).

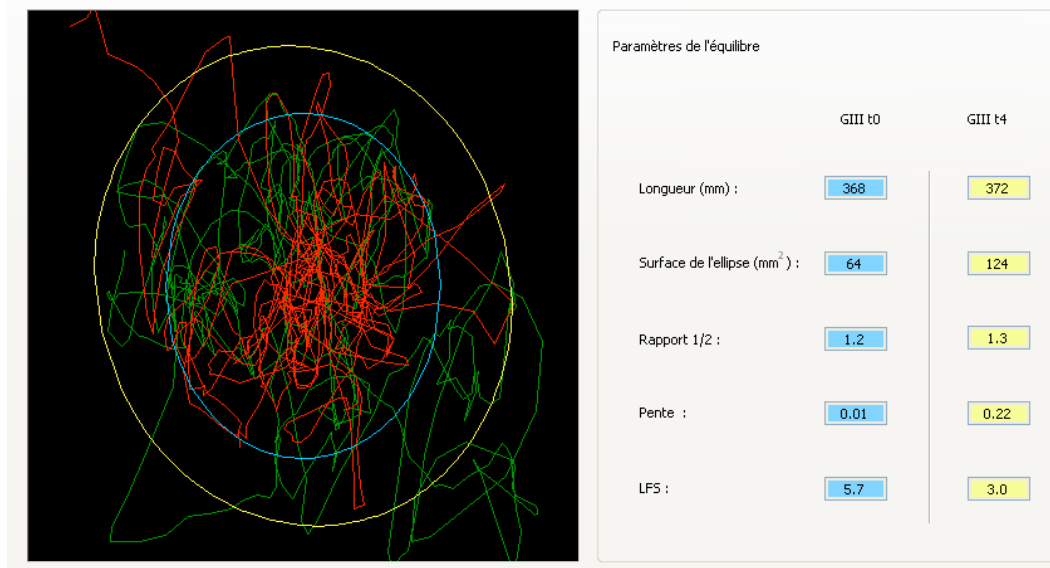


Figure n°Ch2.19 : Sujet n°16. Augmentation des paramètres Surface, A-P, M-L, lors du port de Sp90 (GIII). Comparaison des ellipses à t0 (ellipse bleue, trajet CdP rouge) et t40 (ellipse jaune, trajet CdP vert).

Paramètre Rapport :

Le rapport entre les oscillations antéro-postérieures et les oscillations médio-latérales évolue peu au cours du test (Tabl Ch2.10). Aucune différence significative n'est observée entre les résultats aux divers temps d'enregistrement (Tabl. Ch2.11).

Ce paramètre reste relativement constant, l'augmentation des oscillations dans une direction s'accompagnant d'une augmentation des oscillations dans le sens perpendiculaire.

Paramètre LFS :

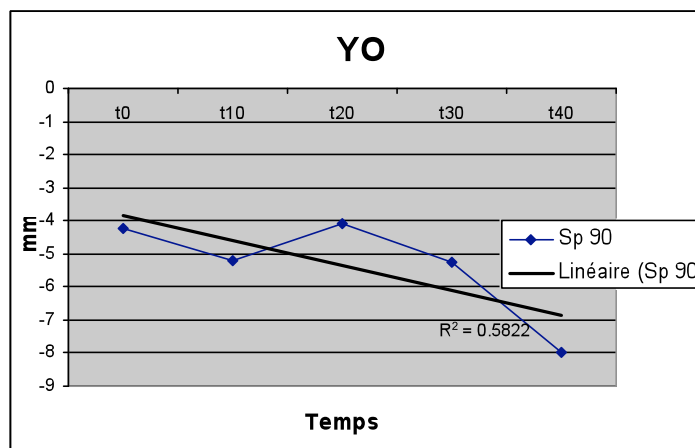
Ce paramètre subit une diminution continue au cours du test (Tabl Ch2.10).

Les résultats des temps d'enregistrement t10, t20, t30 et t40 sont tous significativement inférieurs à ceux enregistrés à t0. La diminution de LFS est particulièrement sensible à t10 (différence significative par rapport à t0 et t20) avant un rebond puis une reprise de la baisse de la valeur moyenne de ce paramètre (Tabl Ch2.11).

Cette variation à t10 correspond à la hausse de la surface de l'ellipse observée à t10. Le sujet ne semble pas réagir à son instabilité posturale.

Paramètre YO :

La courbe représentative de l'évolution de la position antéro-postérieure du CdP au cours du temps montre un positionnement de plus en plus postérieur de l'appui podal. Cependant aucun des deux tests statistiques employés ne révèle de différence significative entre les résultats des divers temps d'enregistrement (Tabl. Ch2.10). Ceci est vraisemblablement dû à un écart-type très grand par rapport à la moyenne observée (Tabl. Ch2.11).



Graphique n°Ch2.17 : Variations au cours du temps de YO avec Sp90 portée

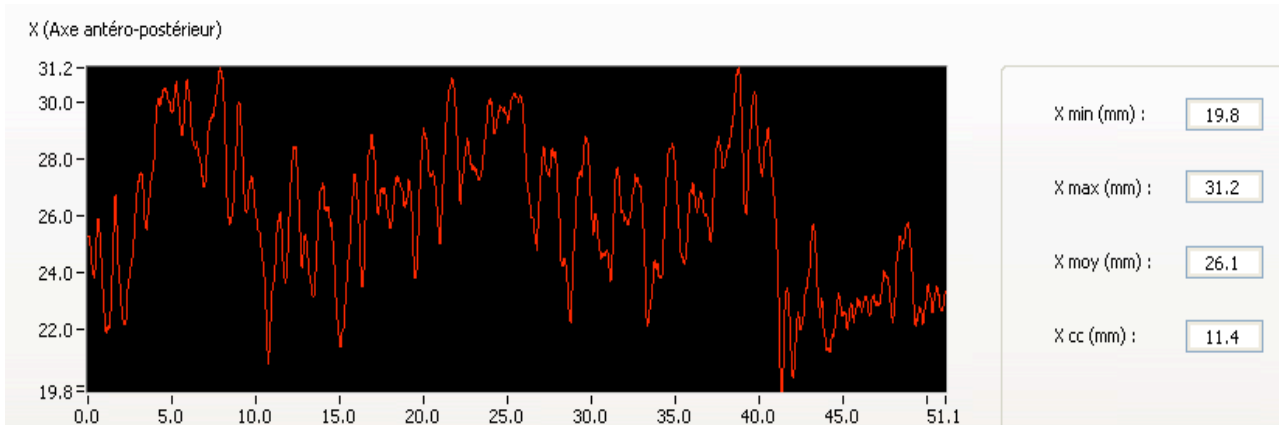


Figure n°Ch2.20: Stabilogramme, avec Sp90 portée, temps t0. Sujet n°11. Représentation des positions successives du CdP sur l'axe antéro-postérieur (X pour le logiciel) et position moyenne du CdP (X moy) sur cet axe.

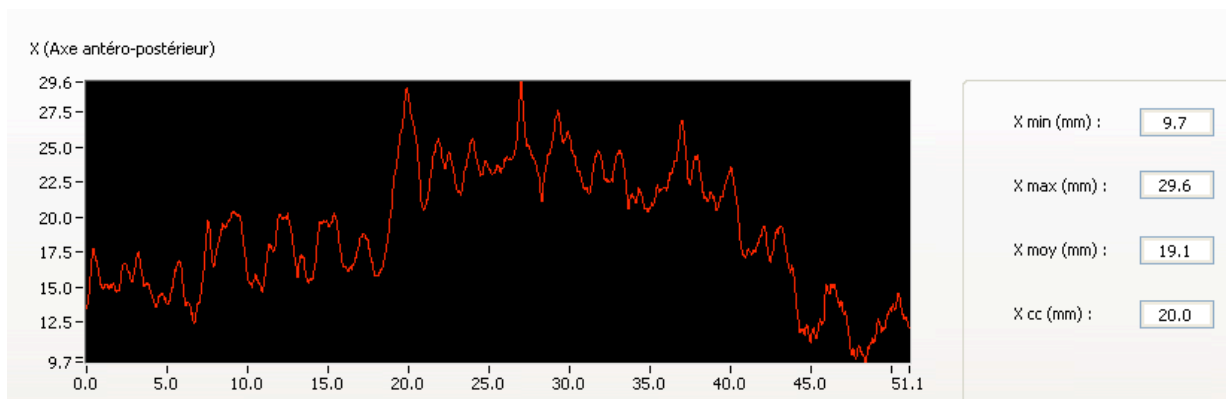


Figure n°Ch2.21: Stabilogramme, avec Sp90 portée, temps t40. Sujet n°11. Représentation des positions successives du CdP sur l'axe antéro-postérieur (X pour le logiciel) et position moyenne du CdP (X moy) sur cet axe.

On observe par rapport au stabilogramme précédent (Fig Ch2.20) un positionnement plus postérieur du CdP (diminution de X min et X moy) .

Dans notre étude, Y0 est mesuré par rapport au zéro de la plate-forme et non par rapport au centre du polygone de sustentation. Toutefois cette représentation graphique permet d'illustrer l'évolution du positionnement du CdP sur l'axe antéro-postérieur.

II.2 Comparaison des différentes situations occlusales entre elles:

II.2.1 Comparaison des résultats entre orthèses au cours du temps :

Comp Sp0-Sp90	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	YO	LFS
	niv p						
t0	0.808	0.976	0.287	0.26	0.207	0.211	0.563
t10	0.661	0.627	0.171	0.078	0.14	0.162	0.385
t20	0.559	0.362	0.429	0.639	0.584	0.773	0.107
t30	0.903	0.709	0.903	0.494	0.867	0.831	0.661
t40	0.249	0.362	0.338	0.316	1	0.693	0.23

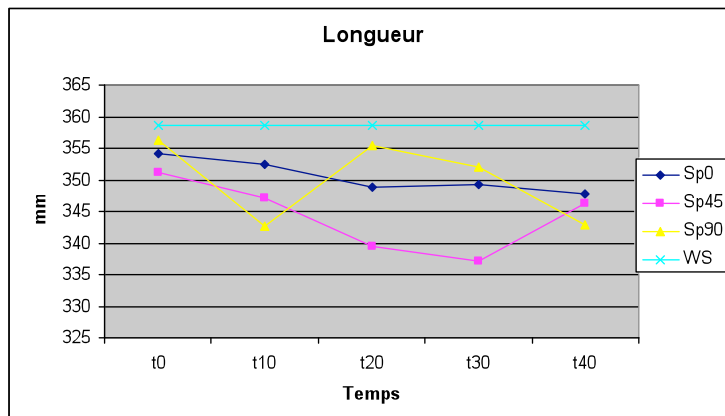
Comp Sp45-Sp90	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	YO	LFS
	niv p						
t0	0.94	0.53	0.26	0.72	0.21	0.83	0.31
t10	0.65	0.06	0.33	0.16	0.95	0.6	0.04
t20	0.17	0.4	0.92	0.33	0.45	0.83	0.82
t30	0.18	0.24	0.12	0.75	0.31	0.16	0.76
t40	0.77	0.39	0.58	0.46	0.71	0.055	0.36

Comp Sp0-Sp45	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	YO	LFS
	niv p						
t0	0.77	0.059	0.25	0.1	0.69	0.57	0.09
t10	0.52	0.075	0.026	0.38	0.12	0.13	0.0634
t20	0.41	0.063	0.23	0.08	0.97	0.73	0.19
t30	0.08	0.71	0.18	0.49	0.048	0.022	0.73
t40	0.92	0.43	0.78	0.6	0.88	0.693	0.81

Tableaux n°Ch2.12 : Comparaison entre deux orthèses des résultats obtenus pour chaque variable suivant les temps d'enregistrement. En rouge $p < 0,05$. En jaune $0,05 < p < 0,08$ Test de Wilcoxon.

Paramètre Longueur :

Les tests de Anova de Friedman et de Wilcoxon ne mettent pas en évidence de différence d'évolution de ce paramètre entre les trois orthèses (Tabl Ch2.12).



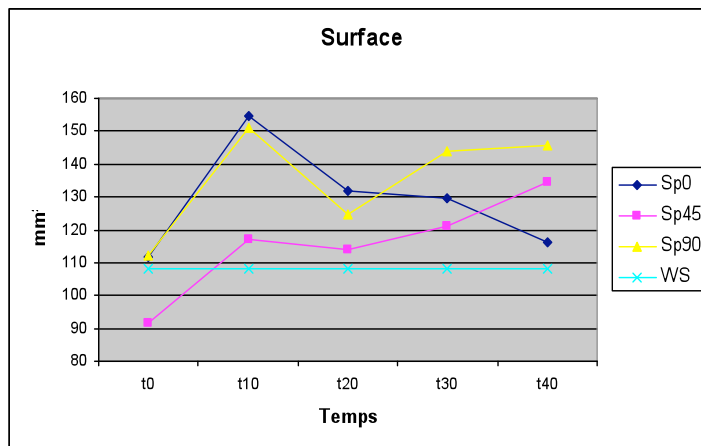
Graphique n°Ch2.18:
Représentations graphiques de l'évolution moyenne au cours du temps du paramètre Longueur suivant la situation occlusale testée.

Paramètre Surface :

Les tests statistiques ne montrent pas de différence de comportement entre les trois orthèses pour chaque temps d'enregistrement (Tabl. Ch2.12).

L'étude graphique montre ainsi une réelle superposition, de t0 à t20 des courbes des valeurs moyennes de ce paramètre pour Sp0 et Sp90, puis elles divergent (croissante pour Sp90, décroissante pour Sp0) sans que cela soit statistiquement significatif.

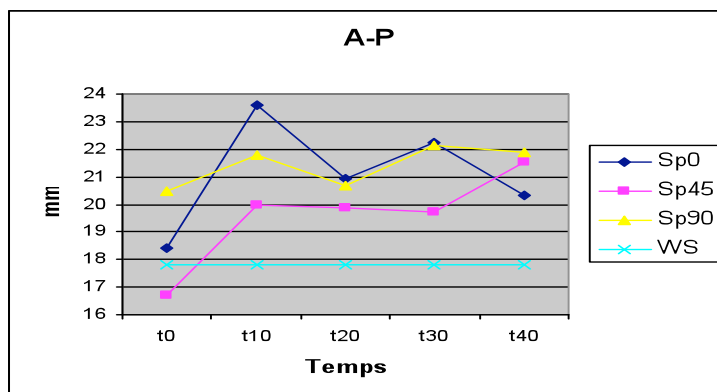
La courbe de Sp45 suit une évolution assez similaire à celle de Sp90, mais avec des valeurs dont la faiblesse est proche d'être significative par rapport à Sp0, à t0 ($p < 0,06$), t10 ($p = 0,075$), t20 ($p = 0,063$). La progression de ce paramètre pour Sp45 est régulièrement ascendante.



Graphique n°Ch2.19 :
Représentations graphiques de
l'évolution moyenne au cours du
temps du paramètre Surface suivant
la situation occlusale testée.

Paramètre A-P :

Les tests statistiques et la représentation graphique n'indiquent pas de différence significative entre l'impact de ces différentes orthèses. Seule la valeur de ce paramètre à t10 apparaît significativement plus faible quand Sp45 est portée par rapport au port de Sp0 (Tabl Ch2.12).



Graphique n°Ch2.20:
Représentations graphiques de
l'évolution moyenne au cours du
temps du paramètre A-P suivant
la situation occlusale testée.

Pour Sp0 et Sp45, les courbes d'évolution de ce paramètre sont d'allure très similaire à celles du paramètre Surface. L'augmentation de l'amplitude antéro-postérieure des oscillations du CdP semble impliquée dans l'augmentation de la surface décrite (Graph. 2.19 et 2.20).

Pour Sp90, l'augmentation de A-P de t0 à t10 semble suivre une progression plus lente que celle de la surface, cependant, contrairement au paramètre précédent, la valeur de A-P à t0 est supérieure à celles de Sp0 et WS bien que cela ne soit pas statistiquement significatif (Graph 2.20. et Tabl. 2.12). A partir de t10. Les rapports avec les autres situations occlusales sont similaires à ceux observés avec le paramètre surface, à partir de t20 (Graph 2.19 et 2.20).

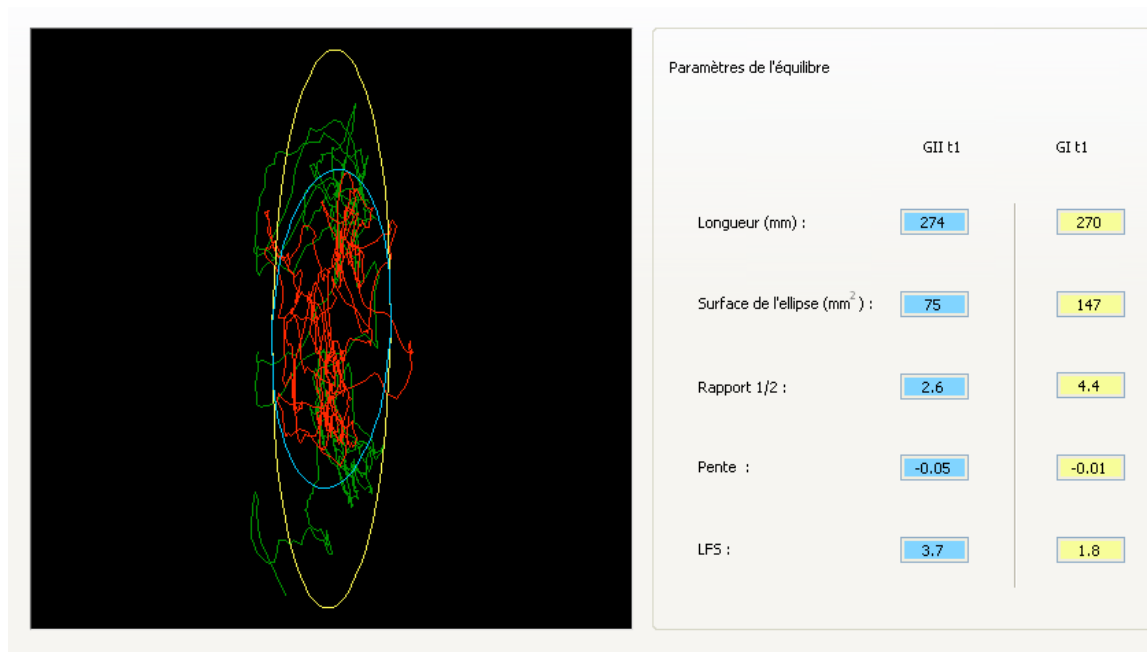


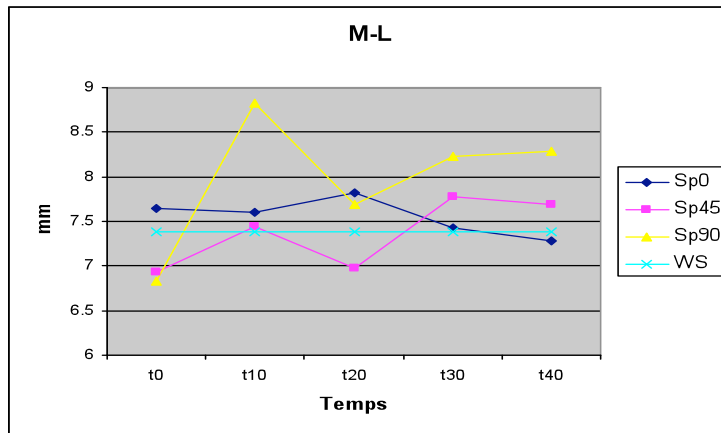
Figure n°Ch2.22 : Sujet n°11. Comparaison des ellipses à t10 lors du port de Sp0 (GI, ellipse jaune, trajet CdP vert) et Sp45 (GII, ellipse bleue, trajet CdP rouge). Augmentation de la Surface et de A-P.

Paramètre M-L :

Pour les trois orthèses ce paramètre évolue de manière similaire, statistiquement non différente (Tabl Ch2.12).

Toutefois on observe graphiquement des oscillations transversales du CdP de plus grande amplitude pour Sp90 à t10 sans que cela soit significatif ($p=0,078$). Elles participent à l'augmentation de la Surface observée à t10. On observe aussi une courbe légèrement ascendante pour Sp45, suivant celles observées pour Surface et A-P (Graph Ch2.19 et 2.20).

Pour Sp0, il n'y a pas de variation de ce paramètre. Il semble ainsi que plus l'orthèse propulse la mandibule, plus l'amplitude des oscillations transversales tend à augmenter.

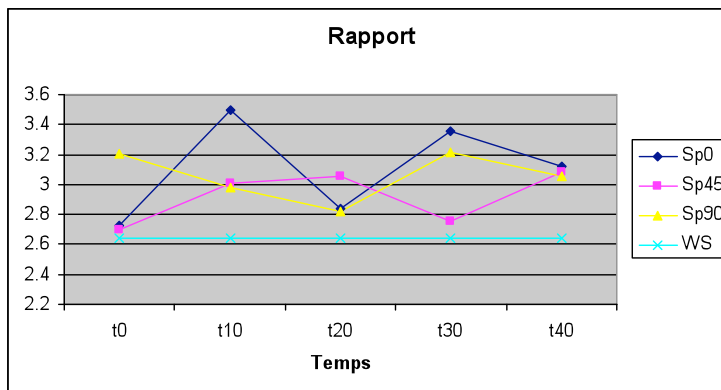


Graphique n° Ch2.21 :
Représentations graphiques de l'évolution moyenne au cours du temps du paramètre M-L suivant la situation occlusale testée.

Paramètre Rapport :

Les tests statistiques ne mettent pas en évidence de différence significative entre les effets de ces trois orthèses sur ce paramètre. Seule est significative la diminution de ce rapport à t30 avec Sp45 portée par rapport à Sp0.

On observe une nette convergence des valeurs moyennes de ce paramètre à t20 et à t40 pour les trois orthèses.



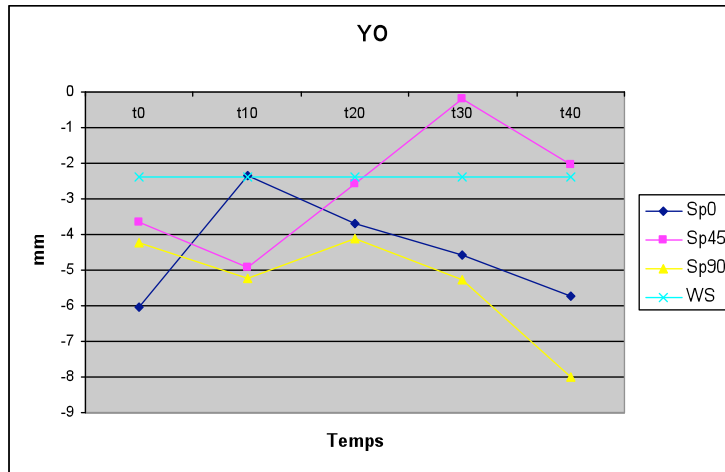
Graphique n° Ch2.22 :
Représentations graphiques de l'évolution moyenne au cours du temps du paramètre Rapport suivant la situation occlusale testée.

Paramètre YO :

Graphiquement les trois orthèses semblent provoquer un déplacement différent de la position antéro-postérieure du CdP dans le temps. On observe toutefois plusieurs périodes d'évolution similaire (entre t0 et t20 pour Sp90 et Sp45, entre t20 et t40 pour Sp0 et Sp90).

La position du CdP semble retrouver sa position d'origine à t40 pour Sp0, évoluée plus antérieurement avec Sp45, évoluée plus postérieurement avec Sp90.

Statistiquement, la position du CdP à t30 est significativement plus antérieure quand Sp45 est portée par rapport à Sp0. Elle est significativement plus postérieure à t40 quand Sp90 est portée par rapport à Sp45 (Tabl Ch2.12).



Graphique n°Ch2.23:
Représentations graphiques de l'évolution moyenne au cours du temps du paramètre Y0 suivant la situation occlusale testée.

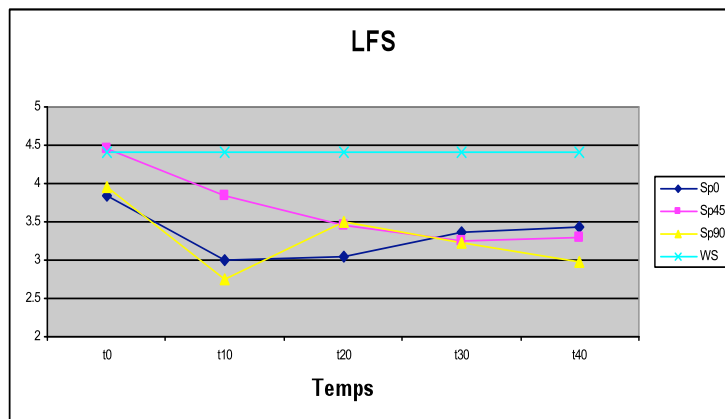
L'allure des courbes pour Sp0 et Sp45 est similaire à celles observées pour les paramètres précédents A-P et Surface : pic à t10 pour Sp0 et retour à l'initial, ascendance régulière pour Sp45 (Graph Ch2.19 et Ch2.20).

Pour Sp90, la courbe du paramètre Y0 est d'allure descendante, à l'inverse de celles observées pour Surface et A-P. La forte propulsion induirait-elle, lorsqu'elle atteint une certaine quantité, une modification des phénomènes d'adaptation représentés par ce déplacement plus postérieur du CdP ?

Paramètre LFS :

Aucune différence de résultats n'est observée pour ce paramètre suivant l'orthèse portée. On note toutefois une valeur significativement plus élevée de LFS à t10 quand Sp45 est portée, la surface du statokinésigramme étant alors plus faible (Tabl. Ch2.12).

La superposition des courbes représentant les variations de ce paramètre dans le temps semble montrer une évolution similaire quelle que soit l'orthèse portée.



Graphique n°Ch2.24:
Représentations graphiques de l'évolution moyenne au cours du temps du paramètre LFS suivant la situation occlusale testée

II.2.2 Comparaison des résultats entre Sp0, Sp45 et Sp90 et la situation sans orthèse :

Comp Sp0-WS	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	YO	LFS
t0	0.5633	0.2735	0.6482	0.6158	0.7843	0.0333	0.1402
t10	0.3301	0.0184	0.0074	0.6702	0.0225	0.738	0.0008
t20	0.1618	0.0636	0.0244	0.3155	0.2238	0.8314	0.0029
t30	0.3536	0.0944	0.0184	0.9757	0.0636	0.2735	0.024
t40	0.1485	0.1402	0.068	0.9152	0.1711	0.1137	0.0254

Comp Sp45-WS	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	YO	LFS
t0	0.5945	0.8076	0.9636	0.8552	0.9757	0.6051	0.3155
t10	0.4202	0.2015	0.3944	0.7151	0.3304	0.1618	0.0008
t20	0.083	0.4115	0.1909	0.6482	0.3458	0.7151	0.0308
t30	0.0386	0.0416	0.2871	0.438	0.9032	0.1361	0.013
t40	0.2296	0.048	0.0308	0.6482	0.2604	0.8552	0.0008

Comp Sp90-WS	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	YO	LFS
t0	0.6373	0.4842	0.3458	0.447	0.5132	0.294	0.3155
t10	0.2416	0.0274	0.0359	0.0658	0.721	0.2478	0.0008
t20	0.7495	0.0727	0.1961	0.3615	0.7843	0.3944	0.0308
t30	0.6265	0.0553	0.0308	0.2356	0.3458	0.6926	0.013
t40	0.1997	0.0116	0.0192	0.1909	0.2172	0.1909	0.0008

Tableaux n°Ch2.13: Comparaison, entre chaque orthèse et WS, des résultats obtenus pour chaque variable suivant les temps d'enregistrement. En rouge $p < 0,05$. En jaune $0,05 < p < 0,08$ Test de Wilcoxon.

Paramètre Longueur :

Graphiquement, (Graph. Ch2.18) les courbes montrent une diminution de longueur du trajet du CdP lors du port d'une orthèse par rapport à la situation sans orthèse.

Statistiquement, le test de Friedman n'indique pas de différence significative. Le test de Wilcoxon montre cependant une diminution significative de ce paramètre à t30 pour Sp45 (Tabl. Ch2.13).

Paramètre Surface :

L'insertion de l'une ou l'autre des orthèses ne provoque pas de variation significative immédiate de ce paramètre par rapport à WS. Néanmoins, graphiquement (Graph. Ch2.19) seule Sp45 entraîne une modification de la valeur de la surface décrite par le CdP (diminution).

Le test de Wilcoxon montre, par rapport à WS, une augmentation significative de ce paramètre à t10 pour Sp0 ($p < 0,02$) ; à t30 et t40 pour Sp45 ($p < 0,05$) et à t10 et t40 pour Sp90 ($p < 0,03$) (Tabl. Ch2.13)

Paramètre A-P :

L'insertion de l'une ou l'autre des trois orthèses n'entraîne pas immédiatement de variation significative de l'amplitude des oscillations antéro-postérieures du CdP (Graph. Ch2.20).

Le port de Sp0 montre une augmentation significative des valeurs de ce paramètre par rapport à celles observées sans orthèse à t10 ($p < 0,01$), t20 et t30 ($p < 0,03$), elle ne l'est plus à t40.

Le test de Friedman ne met pas en évidence d'augmentation significative de l'amplitude des oscillations antéro-postérieures du CdP lors du port de Sp45, celui de Wilcoxon indique toutefois que l'augmentation constatée graphiquement est significative à t40 ($p = 0,031$).

Lors du port de Sp90 l'augmentation de ces oscillations est plus nette et validée statistiquement par les deux tests employés. Elle est notamment significative à t10, t30 ($p < 0,04$) et surtout à t40 ($p < 0,02$) (Tabl Ch2.13).

Paramètre M-L :

Les tests statistiques (Tabl Ch2.13) ne montrent pas de différence significative entre les variations de M-L lorsqu'une orthèse est portée par rapport à la situation sans orthèse.

On notera toutefois que graphiquement (Graph Ch2.21) les valeurs enregistrées avec Sp90 à t10 ($p = 0,065$), t30 et t40 sont supérieures à celles observées sans orthèse et la différence observée entre Sp45 et WS se lit à t0 et t20 (valeurs moyennes inférieures pour Sp45) Les valeurs moyennes de M-L enregistrées avec Sp0 ne montrent pas de différence graphique avec celles sans orthèse, exceptée à t20.

Paramètre Rapport :

Ce paramètre présente peu d'évolution significative de ses valeurs suivant le port ou non d'une orthèse. On observe ainsi seulement, à t10, une augmentation de ce rapport ($p = 0,022$) avec Sp0 par rapport à WS en rapport avec l'augmentation significative de l'amplitude des oscillations antéro-postérieures observées avec Sp0 (Tabl Ch2.13).

Paramètre YO :

La position antéro-postérieure du CdP n'est pas statistiquement différente avec ou sans le port d'une orthèse, sans doute en raison d'un écart-type important (Tabl Ch2.13). On notera seulement que le CdP apparaît plus postérieur à t0 avec Sp0 portée par rapport à la situation sans orthèse ($p = 0,033$). Par ailleurs, YO apparaît graphiquement (Ch2.23) de plus en plus postérieur au cours du temps quand Sp90 est portée.

Paramètre LFS :

Ce paramètre diminue très significativement lorsqu'une orthèse est portée, dès t10 et particulièrement à t10 et t40 ($p < 0,001$) (Tabl. Ch2.13).

Cette diminution n'apparaît pas à l'insertion d'une orthèse (t0).

Le sujet portant une orthèse, quelle qu'elle soit, semble moins consacrer d'énergie au maintien de son équilibre ou ne pas réagir à sa perte de stabilité.

II.3 Influence de la quantité de propulsion :

L'avancée mandibulaire provoquée par Sp90 est environ deux fois plus importante comme souhaité lors de la réalisation des orthèses (Test de comparaison de Wilcoxon, $p < 0,001$).

Propulsion moyenne pour Sp45 : 3,13 mm +/- 1,55mm

Propulsion moyenne pour Sp90 : 6,56 mm +/- 2,65mm

Nous avons utilisé le test non-paramétrique de Spearman pour rechercher les corrélations existant entre la quantité de propulsion millimétrique imposée par l'orthèse et les variations de chaque paramètre entre les divers temps d'enregistrement dès l'insertion de l'orthèse. Ces variations correspondent au calcul de la différence entre les résultats de deux temps d'enregistrement.

Sp45	t10-t0	t20-t0	t30-t0	t40-t0	t20-t10	t40-t10	t40-t20	t40-t30	t30-t10	t30-t20
Longueur	0.056	-0.041	-0.053	0.129	-0.095	0.106	0.217	-0.007	0.061	0.030
Surface	0.338	0.032	0.032	0.165	-0.127	-0.147	0.114	0.191	-0.165	0.051
A-P	0.418	0.191	0.092	0.244	-0.223	-0.221	0.083	0.145	-0.315	0.082
M-D	-0.193	0.054	-0.197	0.081	0.182	0.118	0.059	0.198	-0.132	-0.164
Rapport	0.333	0.223	0.293	0.160	-0.135	-0.236	-0.100	0.007	-0.102	0.130
LFS	-0.326	0.059	0.160	-0.006	0.206	0.263	0.058	-0.309	0.336	0.104
YO	-0.082	-0.226	-0.139	-0.284	-0.229	-0.337	0.007	-0.104	-0.274	0.108

Tableau Ch2.14 : Sp45 portée. Coefficients de corrélation de Rangs de Spearman entre la quantité de propulsion et la différence de valeurs des variables posturales entre deux temps d'enregistrement. Corrélations significatives marquées en rouge à $p < 0,05$.

Pour Sp45, seule l'augmentation de l'amplitude des oscillations antéro-postérieures entre t0 et t10 est liée, modérément ($r=0,42$), à la quantité d'avancée mandibulaire (Tabl. Ch2.14).

Pour Sp90, peu de corrélations existent aussi. Elles concernent les variations des paramètres Longueur et Surface (Tabl. Ch2.15).

La diminution de la Longueur du trajet du CdP observée à t10 est liée assez fortement à la quantité de propulsion mandibulaire (t20-t10 : $r = -0,62$).

Il en est de même pour la Surface dont la courte diminution entre t10 et t20 est corrélée elle aussi à la quantité de propulsion: t20-t10 : $r = -0,45$. (rq : t10-t0 : $r = 0,35$).

Les variations de valeur de Y0 au cours du temps ne sont pas significativement corrélées avec l'importance de l'avancement mandibulaire, mais certaines liaisons en sont proches : t30-t10 : $r = -0,35$ (évolution postérieure du CdP et quantité de propulsion).

Sp90	t10-t0	t20-t0	t30-t0	t40-t0	t20-t10	t40-t10	t40-t20	t40-t30	t30-t10	t30-t20
Longueur	0.341	-0.139	0.339	-0.189	-0.627	-0.123	-0.043	-0.240	-0.157	0.223
Surface	0.353	-0.060	0.018	-0.162	-0.455	-0.302	-0.074	-0.134	-0.244	-0.024
A-P	0.212	-0.105	-0.273	0.021	-0.256	-0.157	0.099	0.258	-0.246	-0.078
M-D	0.130	-0.062	0.040	-0.122	-0.236	-0.316	-0.220	-0.269	-0.115	0.121
Rapport	-0.003	-0.138	-0.266	-0.064	-0.035	0.066	0.147	0.363	-0.182	-0.249
LFS	0.037	0.061	0.179	0.131	0.215	0.048	0.010	0.026	0.024	0.074
YO	-0.075	-0.005	0.232	0.229	0.129	0.249	0.253	-0.107	0.351	0.234

Tableau Ch2.15 : Sp90 portée. Coefficients de corrélation de Rangs de Spearman entre la quantité de propulsion et la différence de valeurs des variables posturales entre deux temps d'enregistrement. Corrélations significatives marquées en rouge à $p < 0,05$.

La réunion des deux échantillons pour bénéficier d'une dispersion plus importante de la quantité d'avancée mandibulaire ne permet pas non plus, à l'aide du test de Spearman, d'établir de liaison forte entre cette propulsion et les variations des paramètres posturaux au cours du port de l'orthèse. Seule, à nouveau, la hausse de l'amplitude des oscillations antéro-postérieures du CdP entre t0 et t10 semble significativement corrélée à la quantité de propulsion ($r = 0,42$) ainsi que le positionnement postérieur du CdP (t40-t10 : $r = -0,34$) (Tabl. Ch2.16).

Nous avons également divisé chacun des deux échantillons Sp45 et Sp90 en deux groupes de nombre équivalents ($n=12$ et $n=11$) regroupant l'un les avancements mandibulaires les plus faibles ($< 2,5\text{mm}$ pour Sp45 ; $< 6\text{mm}$ pour Sp90), l'autre les avancements les plus importants ($> 2,5\text{mm}$ pour Sp45 ; $> 6\text{mm}$ pour Sp90).

Le test U de Mann-Whitney de comparaison d'échantillons non appariés ne met pas en évidence de différence entre les deux sous-groupes, pour chaque orthèse.

Test U de Mann-withney

 $2*(1-p)$ p exact

	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	LFS	YO
Sp45 t0	0.169	0.449	0.566	0.695	0.928	0.134	0.651
Sp45 t10	0.525	0.487	0.190	0.928	0.347	0.260	0.347
Sp45 t20	0.190	0.695	0.976	0.976	0.928	0.833	0.260
Sp45 t30	0.487	0.928	0.976	0.695	0.566	0.740	0.651
Sp45 t40	0.449	0.608	0.651	0.449	0.786	0.651	0.976
Sp90 t0	0.786	0.316	0.449	0.695	0.740	0.288	0.316
Sp90 t10	0.288	0.347	0.190	0.487	0.786	0.379	0.079
Sp90 t20	0.880	0.880	0.566	0.651	0.880	0.976	0.413
Sp90 t30	0.449	0.976	0.651	0.833	0.833	0.608	0.786
Sp90 t40	0.651	0.928	0.169	0.347	0.118	0.928	0.608

Tableau n°Ch2.16: Résultats de la comparaison, aux divers temps d'enregistrement, entre les sous-groupes faible et importante propulsion lors du port de Sp45 et Sp90. Aucun résultat n'est significatif à $p < 0,05$.

II.4 Influence de l'épaisseur de l'orthèse :

Nous avons décrit précédemment (cf Ch2.II.2.2) la comparaison des résultats sans orthèse et avec le port de Sp0, seule orthèse ne propulsant pas. Nous avons donc déjà obtenu certaines informations sur l'influence d'une simple désocclusion, sans propulsion.

Au cours des expérimentations, nous avons tenté de réaliser des orthèses d'épaisseur identique pour chaque individu et d'un individu à l'autre. En moyenne nous y sommes parvenus mais il est apparu quelques différences d'un individu à l'autre en partie liées à la quantité de recouvrement incisif (de 1 à 3,5mm sur cet échantillon) et à la profondeur de la courbe de Spee (courbe sagittale, concave vers le haut, de l'arcade dentaire mandibulaire).

Nous avons donc voulu rechercher l'influence de l'épaisseur des orthèses à partir de ces petites différences entre individus.

Nous avons ainsi répartis les individus, pour chaque orthèse, dans deux sous-groupes, en fonction de l'épaisseur de l'orthèse.

Ainsi ont été créés les sous-groupes PE et GE pour petite épaisseur ($n=12$) et grande épaisseur ($n=11$).

Les épaisseurs moyennes sont pour chaque sous-groupe :

Sp0 PE	: 1,45 mm +/- 0,49		
Sp0 GE	: 3,02 mm +/- 0,56		
Sp45 PE	: 1,71 mm +/- 0,65	Propulsion	: 3,08 mm +/- 2,02
Sp45 GE	: 3,39 mm +/- 0,72		: 3,18mm +/- 0,90
Sp90 PE	: 1,84 mm +/- 0,77		: 6,10mm +/- 1,25
Sp90 GE	: 3,56 mm +/- 0,61		: 6,09mm +/- 1,56

Le test U de Mann-Whitney a été utilisé pour comparer à chaque temps d'enregistrement les résultats obtenus par le groupe PE et le groupe GE (tableau ci-dessous).

Test U de Mann-withney

2*(1-p) p exact

Variable	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	LFS	YO
Sp0 t0	0.091	0.608	0.786	0.566	0.347	0.316	0.608
Sp0 t10	0.608	0.928	0.786	0.976	0.928	0.786	0.608
Sp0 t20	0.566	0.880	0.928	0.880	0.880	0.976	0.740
Sp0 t30	0.833	0.740	0.525	0.740	0.525	0.651	0.651
Sp0 t40	0.525	0.525	0.347	0.169	0.118	0.976	0.880
Sp45 t0	0.651	0.413	0.566	0.566	0.449	0.449	0.134
Sp45 t10	0.833	0.487	0.449	0.347	0.740	0.608	0.211
Sp45 t20	0.651	0.525	0.413	0.651	0.928	0.833	0.928
Sp45 t30	0.695	0.833	0.487	0.976	0.786	0.976	0.059
Sp45 t40	0.880	0.260	0.695	0.260	0.211	0.235	0.134
Sp90 t0	0.566	0.118	0.023	0.449	0.023	0.104	0.059
Sp90 t10	0.928	0.833	0.786	0.740	0.880	0.976	0.169
Sp90 t20	0.413	0.134	0.169	0.608	0.608	0.190	0.449
Sp90 t30	0.651	0.051	0.260	0.169	0.928	0.104	0.044
Sp90 t40	0.487	0.104	0.151	0.487	1.000	0.134	0.118

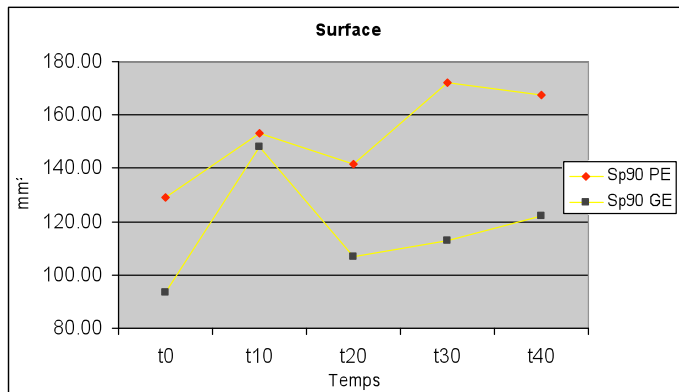
Tableau n°Ch2.17: Résultats de la comparaison entre les sous-groupes PE et GE aux divers temps d'enregistrement. Significatif à $p < 0,05$ (en rouge). $0,05 < p < 0,08$ (en jaune).

Paramètre Longueur :

Pour aucune orthèse, il n'est pas mis en évidence de différence entre les sous-groupes PE et GE (Tabl. Ch2.17).

Paramètre Surface :

Le test U de Mann-Whitney montre une surface de l'ellipse significativement plus grande, à t30 pour l'échantillon Sp90 PE ($p < 0,05$). Les sujets portant l'orthèse Sp90 de faible épaisseur présentent une Surface de statokinésigramme plus importante. Pour les autres temps d'enregistrement et les autres orthèses aucune différence statistiquement significative n'est observée (Tabl. Ch2.17).



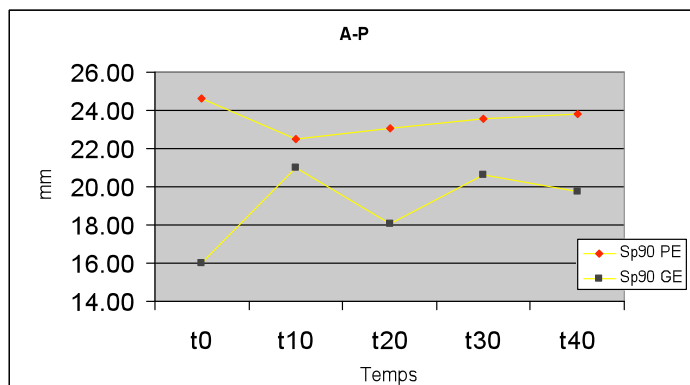
Graphique n°Ch2.25:
Influence de l'épaisseur des orthèses Sp90 sur le paramètre Surface.

Surface		t0	t10	t20	t30	t40
Sp90 PE	Moy	128.92	153.33	141.58	172.25	167.42
	E-t	65.92	82.25	74.66	103.60	97.86
Sp90 GE	Moy	93.64	148.18	106.73	113.00	122.09
	E-t	69.79	91.32	37.96	58.83	63.10

Tableau Ch2.18 : Moyennes et écart-types obtenus pour le paramètre Surface selon l'épaisseur de Sp90.

Paramètre A-P :

L'insertion de Sp90 PE provoque des oscillations antéro-postérieures d'amplitude plus importante qu'avec le port le Sp90 GE ($p=0,023$). Cette différence n'apparaît plus aux autres temps d'enregistrement mais persiste sur la représentation graphique des résultats. Elle n'existe pas pour les autres orthèses (Tabl. Ch2.17).



Graphique n°Ch2.26:
Influence de l'épaisseur des orthèses Sp90 sur le paramètre A-P.

A-P		t0	t10	t20	t30	t40
Sp90 PE	Moy	24.63	22.51	23.06	23.55	23.82
	E-t	10.41	9.25	10.44	6.53	7.00
Sp90 GE	Moy	15.97	21.02	18.05	20.64	19.75
	E-t	4.94	5.24	3.98	11.29	4.66

Tableau Ch2.19 : Moyennes et écart-types obtenus pour le paramètre A-P selon l'épaisseur de Sp90.

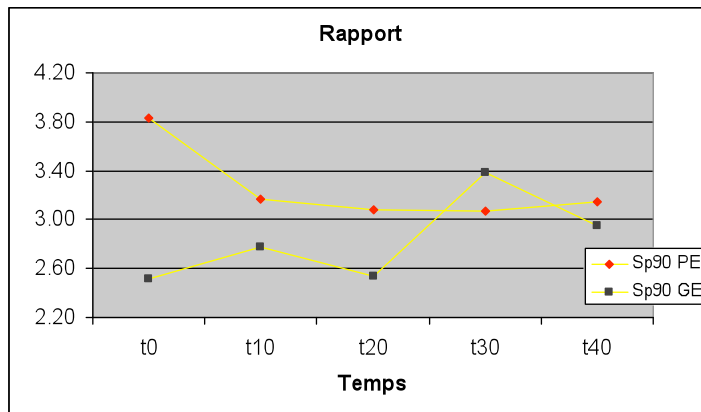
Paramètre M-L :

Aucune différence n'est observée entre les sous-groupes d'épaisseur pour les trois orthèses et quelque soit le temps d'enregistrement. L'épaisseur des orthèses n'influence pas sur ce paramètre (Tabl. Ch2.17).

Paramètre Rapport :

L'amplitude plus grande des oscillations antéro-postérieures du CdP provoquée par Sp90 PE par rapport au port de Sp 90 GE à t0 a une influence sur l'étude du paramètre Rapport qui montre aussi, à t0, une valeur plus importante pour Sp90 PE par rapport à Sp90 GE ($p=0,023$) (Tabl. Ch2.17).

Aucune différence n'apparaît aux autres temps d'enregistrement et pour les autres orthèses.



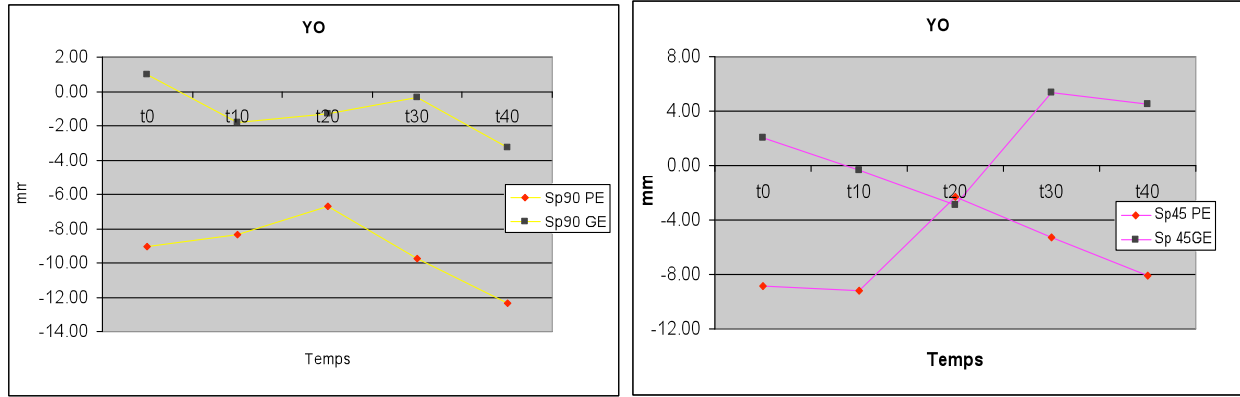
Graphique n°Ch2.27:
Influence de l'épaisseur des
orthèses Sp90 sur le
paramètre Rapport.

Rapport		t0	t10	t20	t30	t40
Sp90 PE	Moy	3.83	3.17	3.08	3.07	3.14
	E-t	1.58	2.21	1.76	1.33	1.32
Sp90 GE	Moy	2.52	2.77	2.54	3.38	2.95
	E-t	1.17	1.45	0.79	2.89	1.39

Tableau Ch2.20 : Moyennes et écart-types obtenus pour le paramètre Rapport selon l'épaisseur de Sp90.

Paramètre YO :

L'influence de l'épaisseur de l'orthèse pour une même quantité de propulsion est observée à t0 et t30 pour Sp90. Sp90 PE entraîne un positionnement significativement plus postérieur du CdP au sein du polygone de sustentation ($p=0,059$ à t0, $p=0,044$ à t30) (Tabl. Ch2.17). La force de cette liaison n'est pas très importante statistiquement sans doute en raison des grands écart-types entourant les valeurs moyennes. Toutefois elle est importante en valeur absolue et très nette graphiquement.



Graphique n°Ch2.28 : Influence de l'épaisseur des orthèses Sp45 et Sp90 sur le paramètre Y0.

	Y0	t0	t10	t20	t30	t40
Sp90 PE	Moy	-9.03	-8.35	-6.69	-9.73	-12.33
	E-t	13.10	10.90	13.58	13.35	13.94
Sp90 GE	Moy	0.99	-1.80	-1.28	-0.37	-3.25
	E-t	11.36	12.61	11.60	15.92	19.86
Sp45 PE	Moy	-8.82	-9.18	-2.28	-5.27	-8.05
	E-t	13.86	14.06	15.05	12.02	14.58
Sp45 GE	Moy	2.01	-0.30	-2.93	5.35	4.50
	E-t	13.80	9.43	7.87	9.75	12.65

Tableau Ch2.21 : Moyennes et écart-types obtenus pour le paramètre Y0 selon l'épaisseur des orthèses Sp45 et Sp90.

Il en est de même lors du port de Sp45 (différence à t30, $p=0,059$).

En revanche aucune différence n'est observée suivant l'épaisseur de Sp0.

Ces résultats sont importants. L'épaisseur des orthèses d'avancement mandibulaire semble être responsable de la position antéro-postérieure du CdP.

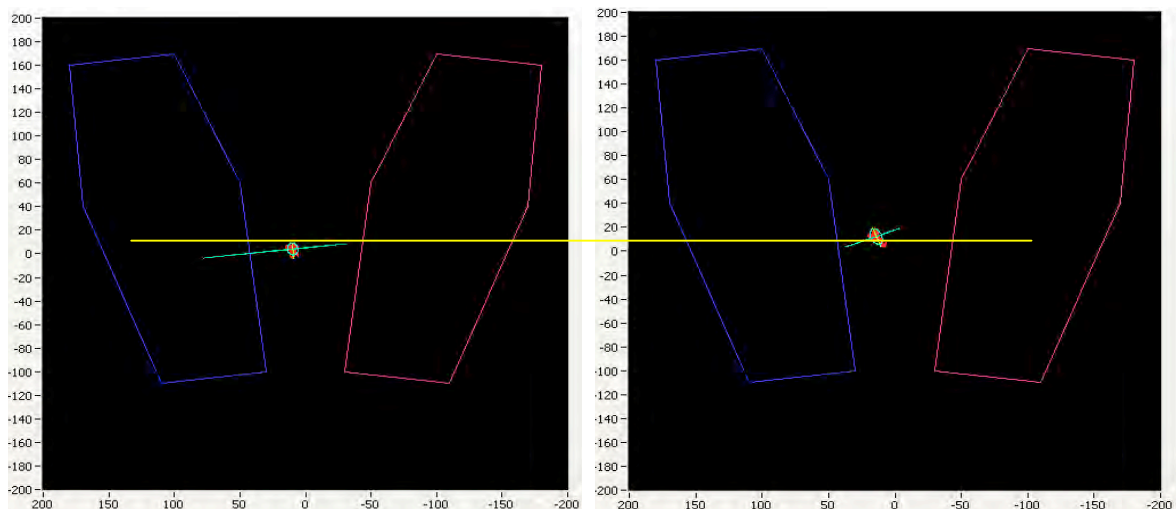


Figure n°Ch2.23: Représentation graphique du recul du CdP au sein du polygone de sustentation lors du port d'une orthèse de propulsion de faible épaisseur.

Paramètre LFS :

L'épaisseur de l'orthèse ne semble pas avoir d'influence sur ce paramètre (Tabl. Ch2.17).

II.5 Influence de l'angle de propulsion (Pente):

Les résultats précédents nous ont conduits à étudier ce paramètre.

Le calcul de l'angle de propulsion permet d'évaluer l'influence de la bascule (Pente) du plan d'occlusion mandibulaire sur les paramètres posturaux. Il est une combinaison des effets de la quantité de propulsion et l'épaisseur imposés par l'orthèse.

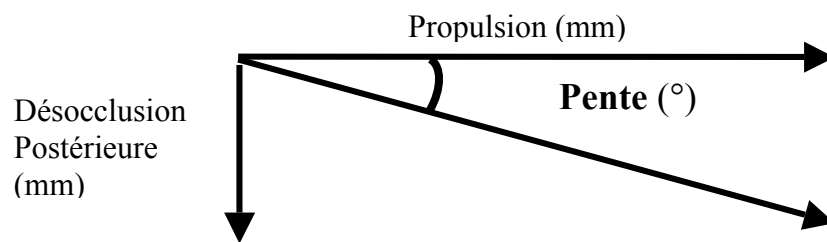


Figure n°Ch2.24 : Définition du paramètre Pente.

Pour les orthèses Sp45 et Sp90 deux sous-groupes d'individus ont été constitués, l'un correspondant aux individus dont la propulsion mandibulaire s'accompagne d'une petite bascule du plan d'occlusion (pente de propulsion faible, PP), l'autre dont la propulsion s'accompagne d'une plus importante bascule du plan d'occlusion (pente de propulsion grande GP). Les pentes moyennes de propulsion pour les deux sous-groupes des orthèses Sp45 et Sp90 sont :

Sp45 GP	: 51.28° +/- 7.12	Sp45 PP	: 29.83° +/- 8.06
Sp90 GP	: 32.66° +/- 5.85	SP90 PP	: 15.78° +/- 6.91

Test U de Mann-Withney

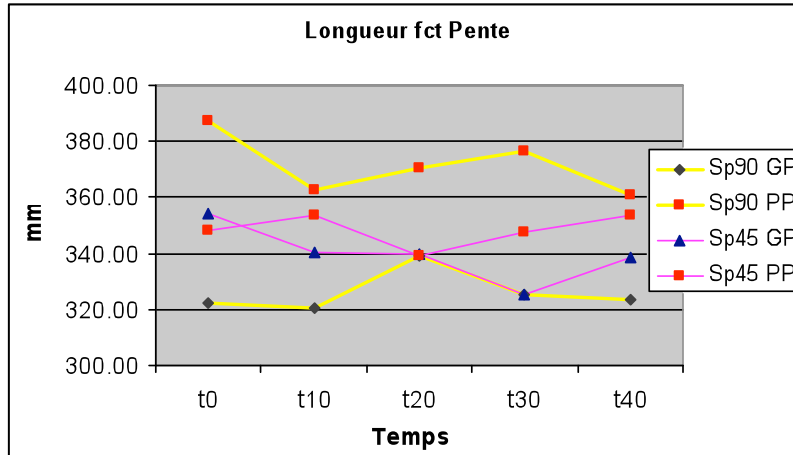
2*(1-p) p exact

Variable	Longueur	Surface	A-P	M-L	Rapport	LFS	YO
Sp45 t0	0.833	0.379	0.786	0.260	0.525	0.211	0.079
Sp45 t10	0.651	0.037	0.211	0.379	1.000	0.044	0.235
Sp45 t20	0.695	0.118	0.525	0.347	0.651	0.104	0.833
Sp45 t30	0.525	0.091	0.347	0.347	0.833	0.032	0.134
Sp45 t40	0.786	0.118	0.260	0.260	0.740	0.104	0.079
Sp90 t0	0.059	0.032	0.037	0.976	0.118	0.169	0.104
Sp90 t10	0.288	0.379	0.044	0.608	0.608	0.347	0.260
Sp90 t20	0.235	0.316	0.316	0.880	0.651	0.487	0.288
Sp90 t30	0.091	0.118	0.347	0.260	1.000	0.413	0.928
Sp90 t40	0.288	0.151	0.044	0.928	0.379	0.211	0.608

Tableau n°Ch2.22: Résultats de la comparaison entre les sous-groupes PP et GP aux divers temps d'enregistrement. Significatif à $p < 0,05$ (en rouge). $0,05 < p < 0,08$ (en jaune).

Paramètre Longueur :

La longueur ne semble influencée, statistiquement par l'importance de la pente de propulsion (Tabl. Ch2.22). Toutefois l'examen des moyennes et leur représentation graphique mettent en évidence un accroissement du chemin parcouru par le CdP de plus de 10 % en moyenne pour Sp90 PP par rapport à Sp90 GP.

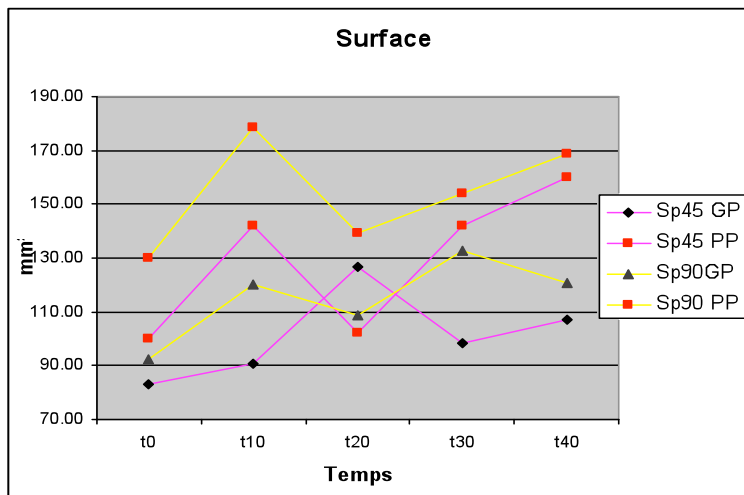


Graphique n°Ch2.29 :
Influence de la pente de propulsion de Sp90 et Sp45 sur le paramètre Longueur.

Longueur	t0		t10		t20		t30		t40	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp90 GP	322.27	73.15	320.64	61.07	338.91	69.05	325.18	41.11	323.64	72.40
Sp90 PP	387.50	72.83	362.67	66.96	370.50	65.16	376.67	74.58	360.58	66.42
Sp45 GP	354.18	37.82	340.36	68.67	339.73	61.59	325.45	61.24	338.73	58.10
Sp45 PP	348.42	42.53	353.42	72.51	339.25	48.70	347.75	77.61	353.33	69.86

Tableau Ch2.23: Moyennes et écart-types obtenus pour le paramètre Longueur selon l'importance de la pente de propulsion des orthèses Sp45 et Sp90.

Paramètre Surface :



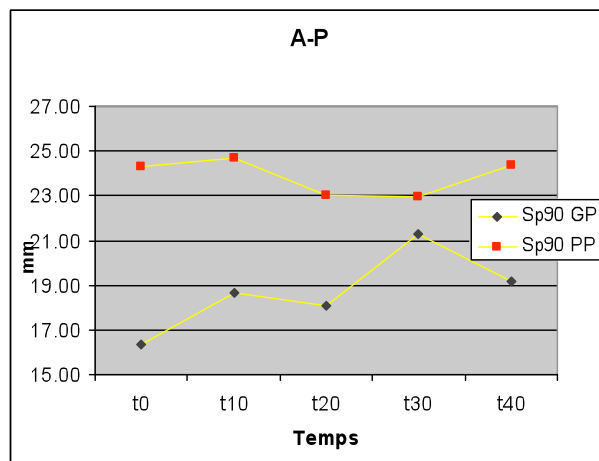
Graphique n°Ch2.30:
Influence de la pente de propulsion de Sp90 et SP45 sur le paramètre Surface.

Surface	t0		t10		t20		t30		t40	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp90 GP	92.36	70.17	120.45	39.42	109.00	41.54	133.00	111.23	120.82	64.44
Sp90 PP	130.08	64.83	178.75	105.71	139.50	73.92	153.92	65.07	168.58	96.45
Sp45 GP	83.18	39.21	90.55	36.34	126.55	41.50	98.36	33.83	107.00	44.35
Sp45 PP	99.75	38.64	141.75	70.75	102.25	51.23	141.92	64.75	159.92	86.33

Tableau Ch2.24: Moyennes et écart-types obtenus pour le paramètre Surface selon l'importance de la pente de propulsion des orthèses Sp45 et Sp90.

Pour les deux orthèses, les sous-groupes PP montrent des valeurs moyennes de Surface plus élevées à tous les temps d'enregistrement (sauf t20 pour Sp45). Cette différence est significative à t10 pour Sp45 et t0 pour Sp90 ($p < 0,05$) (Tabl. Ch2.22).

Paramètre A-P :



Graphique n°Ch2.31:
Influence de l'importance de la pente de propulsion de Sp90 et Sp45 sur le paramètre A-P.

A-P	t0		t10		t20		t30		t40	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp90 GP	16.35	4.88	18.65	4.54	18.09	3.64	21.26	10.93	19.15	4.50
Sp90 PP	24.29	10.73	24.68	8.59	23.02	10.57	22.98	7.28	24.37	6.69
Sp45 GP	16.47	3.42	17.29	4.28	20.86	9.93	17.31	3.56	19.89	5.89
Sp45 PP	16.93	2.09	22.43	9.43	18.98	6.00	21.96	8.93	23.06	6.80

Tableau Ch2.25 : Moyennes et écart-types obtenus pour le paramètre A-P selon l'importance de la pente de propulsion des orthèses Sp45 et Sp90.

Les sous-groupes PP et GP n'évoluent pas différemment pour ce paramètre lors du port de Sp45.

En revanche lorsque Sp90 présente une faible pente de propulsion, les valeurs de A-P sont plus importantes à tous les temps d'enregistrement et significativement à t0, t10 et t40 ($p < 0,05$) (Tabl. Ch2.22).

Paramètre M-L :

M-L	t0		t10		t20		t30		t40	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp90 GP	6.84	2.73	8.40	2.36	7.52	2.17	8.00	5.18	7.84	2.95
Sp90 PP	6.83	1.73	9.22	4.23	7.84	2.85	8.45	2.64	8.70	4.26
Sp45 GP	6.25	2.13	6.71	2.47	7.28	1.64	7.25	2.01	6.84	2.18
Sp45 PP	7.55	2.87	8.12	3.32	6.71	2.19	8.26	2.58	8.46	3.29

Tableau n°Ch2.26 : Moyennes et écart-types du paramètre M-L selon l'importance de la pente de propulsion des orthèses Sp45 et Sp90.

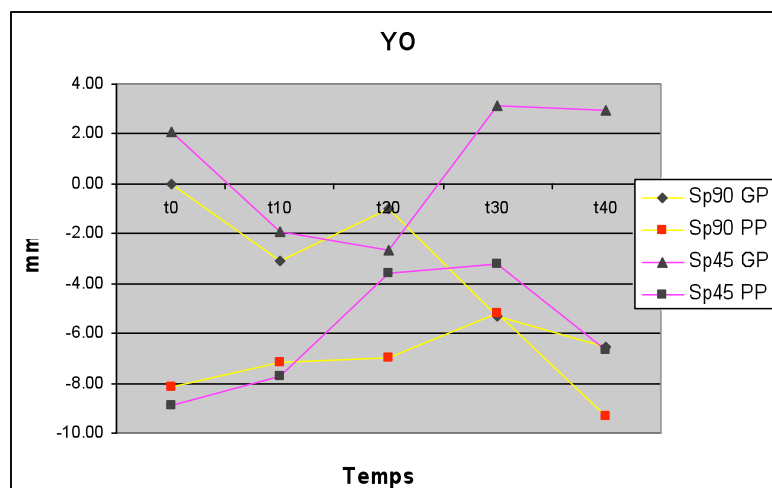
Concernant le paramètre M-L, les orthèses imposant une faible pente de propulsion semblent entraîner une légère augmentation de l'amplitude des oscillations transversales mais ces résultats ne sont pas significatifs (Tabl. Ch2.22).

Paramètre Rapport :

Aucune différence significative n'est observée (Tabl. Ch2.22).

Rapport	t0		t10		t20		t30		t40	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp90 GP	2.65	1.09	2.51	1.44	2.55	0.82	3.54	2.93	2.81	1.28
Sp90 PP	3.71	1.73	3.41	2.13	3.07	1.76	2.93	1.19	3.28	1.39
Sp45 GP	2.88	1.01	2.93	1.33	3.03	1.75	2.58	0.93	3.20	1.31
Sp45 PP	2.54	0.93	3.07	1.45	3.08	1.37	2.91	1.40	2.99	1.24

Tableau n°Ch2.27 : Moyennes et écart-types du paramètre Rapport selon l'importance de la pente de propulsion des orthèses Sp45 et Sp90.

Paramètre Y0 :

Graphique n°Ch2.32:

Influence de la pente de propulsion de Sp90 et Sp45 sur le paramètre Surface.

Y0	t0		t10		t20		t30		t40	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp90 GP	0.01	8.19	-3.12	10.52	-1.00	9.48	-5.33	16.36	-6.55	18.08
Sp90 PP	-8.13	15.68	-7.14	13.30	-6.95	14.90	-5.19	14.53	-9.29	17.17
Sp45 GP	2.10	12.51	-1.89	9.22	-2.67	9.29	3.14	9.58	2.96	10.26
Sp45 PP	-8.90	14.87	-7.72	14.99	-3.59	14.11	-3.23	13.61	-6.64	17.21

Tableau n°Ch2.28 : Moyennes et écart-types du paramètre Y0 selon l'importance de la pente de propulsion des orthèses Sp45 et Sp90.

Pour les deux orthèses, il n'apparaît pas de différence significative de position antéro-postérieure du CdP liée à l'importance de la pente de propulsion (Tabl. Ch2.22). Mais l'on voit bien en étudiant les moyennes et la représentation graphique, que les sous-groupes Petite Pente présentent, pour les deux orthèses, un Y0 nettement plus postérieur.

Paramètre LFS :

LFS	t0		t10		t20		t30		t40	
	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t	Moy	E-t
Sp90 GP	4.38	1.61	2.81	0.66	3.48	1.20	3.62	1.88	3.32	1.18
Sp90 PP	3.57	1.56	2.68	1.51	3.53	2.22	2.87	1.37	2.67	1.07
Sp45 GP	5.10	2.27	4.50	2.51	2.89	0.88	3.50	0.77	3.75	1.76
Sp45 PP	3.88	1.29	3.23	1.88	3.97	1.68	3.03	1.85	2.88	1.62

Tableau n°Ch2.29: Moyennes et écart-types du paramètre LFS selon l'importance de la pente de propulsion des orthèses Sp45 et Sp90.

Ce paramètre montre globalement une diminution de ses valeurs moyennes pour les sous-groupes PP. Ceci est significatif pour Sp45 à t10 et t30 ($p < 0,05$) (Tabl. Ch2.22).

Ces deux derniers paragraphes montrent l'importance de la désocclusion lors de la propulsion mandibulaire. Une faible désocclusion (faible épaisseur, faible pente) augmente la perturbation posturale (hausse des valeurs de Longueur, Surface, A-P, CdP plus postérieur) et ce d'autant plus que la propulsion est grande.

L'augmentation de l'épaisseur des orthèses semble donc être un facteur ayant un effet inverse à celui de la propulsion mandibulaire.

Bibliographie Chapitre 2

A.F.P. Normes 85. Ed Association Posture et Equilibre, Champigny. 2^{ème} Ed. 1988

Couétard Y. Caractérisation et étalonnage des dynamomètres à six composantes pour torseur associé à un système de forces. Thèse de doctorat, université Bordeaux 1, Bordeaux. 2000.

Chiari L., Rocchi L., Capello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. Clin Biomech. 2002,17:666-677.

Daly P., Preston CB., Evans WG. Postural response of the head to bite opening in adult males. Am J Orthod. 1982,82:157-160.

Morlier J. Etude dynamique tridimensionnelle du saut à la perche. Caractérisation et modélisation d'une perche de saut. Thèse d'Université Sciences Physiques et de l'Ingénieur. Bordeaux 1. 1999, n°2141bis.

Mouzat A. Etude statistique de l'équilibre orthostatique chez l'homme. Thèse d'Université Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives. Clermont-Ferrand II. 2003, n°42.

Moya H., Mirallés R., Zuniga C., Carvajal R., Rocabado M., Santander H. Influence of stabilization occlusal splint on cranio-cervical relationships. Part I: cephalometric analysis. Cranio. 1994,12(1):47-51.

Nordahl S.H., Aasen T., Dyrkorn B.M., Eidsvik S., Molvaer O.I. Static stabilometry and repeated testing in a normal population. Aviat Space Environ Med. 2000,71(9) :889-893.

Root G.R., Kraus S.L., Razook S.J., Samson G.S. Effect of an intraoral splint on head and neck posture. J Prosthet Dent. 1987,58:90-95.

Santander H., Miralles R., Jimenez A., Zuniga C., Rocabado M., Moya H. Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part II: electromyographic analysis. J Craniomandib Pract. 1994,12:227-233.

Tarantola J., Nardone A., Tacchini E., Schieppati M. Human stance stability improves with the repetition of the task : effect of foot position and visual condition. Neurosci Lett. 1997,228(2) :75-78.

CHAPITRE 3

DISCUSSION DES RESULTATS STABILOMETRIQUES

—

COMPLEMENTS ELECTROMYOGRAPHIQUES

I DISCUSSION DES RESULTATS STABILOMETRIQUES:

I.1 Augmentation de l'amplitude des oscillations. Position plus postérieure du CdP :

Les trois orthèses testées provoquent une perturbation posturale qui se traduit essentiellement par une augmentation de l'amplitude des oscillations du CdP dont on admet à ces fréquences qu'elles représentent celles du centre de gravité du corps (cf §Ch2. II.2.2).

Par rapport à la situation sans orthèse, les modifications posturales n'apparaissent pas dès l'insertion de l'orthèse mais à partir de 10 minutes de port (Tabl.Ch2.13, Graph Ch2.18 à Ch2.24).

Elles se caractérisent essentiellement par une *augmentation des oscillations* antéro-postérieures du CdP, de la Surface du statokinesigramme et une diminution du rapport LFS. Parmi les trois orthèses testées, Sp45 semble être celle qui provoque le moins de changement postural, les différences statistiques avec la situation sans orthèse sont en effet moins nombreuses. Le spectre de mesure de Sp45 est cependant tout aussi étendu que celui de Sp0 et Sp90 mais il débute à des valeurs plus faibles, évoluant autour du spectre des valeurs de WS.

On constate peu de différences significatives entre les différentes orthèses pour l'évolution des variables posturales au cours du temps (Tabl. Ch2.12, Graph. Ch2.18 à Ch2.24).

Elles concernent essentiellement le paramètre Surface très employé en posturologie. La surface couverte par le CdP augmente : (Graph.Ch2.19)

- pour Sp0 significativement à t10 puis retrouve peu à peu ses valeurs initiales,
- pour Sp45 régulièrement mais cela n'est significatif qu'à t40,
- pour Sp90 brusquement à t10 (comme pour Sp0) et se stabilise au long du test autour de cette valeur.

Il en va de même pour l'étude du paramètre A-P. (Graph.Ch2.20)

Cela suggère :

- que le port de Sp0 provoque une perturbation posturale brusque, mesurable à t10, mais qui est compensée au cours du test;
- que le port de Sp45 entraîne une augmentation plus progressive, mais d'amplitude finale tout aussi importante, des paramètres posturaux essentiels qui ne devient significative qu'en fin de test;
- que le port de Sp90 engendre des modifications posturales fortes mesurables à t10 et qui perdurent tout au long du test suggérant que l'organisme n'a pas compensé à t40 cette perturbation occlusale. Ceci est renforcé par le fait que Sp90 est la seule orthèse qui provoque une augmentation des oscillations médio-latérales du CdP au cours du test. L'augmentation des oscillations médio-latérales est en effet un témoin d'un déséquilibre postural accentué (Mouzat²⁰⁰³).

L'influence de la *quantité de propulsion* sur l'ajustement postural est un peu plus visible lorsque les enregistrements de Sp45 et Sp90 sont regroupés. Nous disposons alors d'un échantillon plus large de propulsion progressive (cf §Ch2.II.2.3).

Là aussi les modifications posturales n'interviennent qu'après 10 minutes de port et perdurent jusqu'à t40. Elles concernent à la fois les oscillations antéro-postérieures et les oscillations transversales. Toutefois il ne semble pas exister de corrélations entre l'importance des oscillations du CdP et la quantité de propulsion mandibulaire (Tabl.Ch2.14 et Ch2.15).

Les variations d'épaisseur des orthèses n'ont pas influencé les résultats des variables posturales lorsqu'elles ne sont pas associées à une propulsion mandibulaire. Ainsi la comparaison des deux sous-groupes Sp0(PetiteEpaisseur) et Sp0(GrandeEpaisseur) (Tabl. Ch2.17) ne montre pas de différence significative, mais la différence d'épaisseur moyenne des orthèses de chaque sous-groupe est faible (1,56mm) et n'est peut-être pas suffisamment importante pour générer une différence de comportement postural.

En revanche, lorsque les variations d'épaisseur sont associés à des variations de propulsion, nous avons alors observé des modifications des valeurs des variables posturales. La différence d'inclinaison du plan d'occlusion dans les sous-groupes Sp45(PetitePente)-Sp45(GrandePente) (21,45°) et Sp90PP-Sp90GP (16,88°) semble ainsi plus à même de générer une modification posturale (cf §Ch2.II.5).

La pente de propulsion apparaît comme une caractéristique des orthèses à étudier plus spécifiquement. Nous avons en effet observé que les gouttières de forte propulsion et de faible épaisseur étaient les plus perturbatrices (cf §Ch2.II.5).

Ainsi pour Sp45 et Sp90, l'étude des moyennes et des graphiques montrent que les orthèses construites avec une pente de propulsion plus réduite (rapport quantité de propulsion / désocclusion élevé) sont celles qui majorent l'amplitude des oscillations du CdP (Paramètres Surface, A-P, M-L augmentés), ce qui est particulièrement significatifs pour Sp90 (Tabl.Ch2.18).

Il est donc probable qu'il y ait une atténuation de la perturbation générée par l'avancement mandibulaire lorsque l'épaisseur de l'orthèse est accrue. Yokobori^{in Gelb 1996} avait d'ailleurs constaté l'effet bénéfique sur l'équilibre postural du port d'une gouttière de surélévation occlusale dans une population d'athlètes.

Le port des orthèses à pente de propulsion réduite semble s'accompagner d'un *positionnement moyen du CdP plus postérieur*, visible nettement à l'observation des moyennes et des graphes mais statistiquement non significatif, en raison d'une grande dispersion des mesures (Tabl. Ch2.18, Graph Ch2.32).

Le déplacement postérieur du CdP semble apparaître à partir d'une certaine importance de propulsion. Nous avons vu que le port de Sp45 entraîne un déplacement plus antérieur du CdP (cf §Ch2.II.2.1), ce que l'on peut comprendre du fait de l'avancée du centre de gravité mandibulaire. Mais lorsque la propulsion va au-delà (lors du port de Sp90), le CdP

se déplace en postérieur, signifiant peut-être un autre niveau d'adaptation posturale, plus complexe, pour compenser l'importante avancée de la mandibule et de l'appareil aéro-digestif. Ce positionnement plus postérieur du CdP a aussi été observé par Nobili¹⁹⁹⁶ chez les sujets prognathes mandibulaires ou chez ceux à qui l'on demande d'avancer la mandibule.

Ainsi, les mécanismes d'adaptation posturale paraissent différer suivant l'importance de la propulsion et de la divergence maxillo-mandibulaire créée par l'appareil.

I.2 Conclusions :

Le paramètre LFS diminue avec le port des orthèses particulièrement pour Sp90 (cf §Ch2.II.1.5). Il indique donc une diminution du trajet parcouru par unité de surface. La longueur du trajet n'étant pas statistiquement différente suivant les situations occlusales (Tabl. Ch2.12 et Ch2.13), ce paramètre est donc influencé par les dimensions de la surface parcourue par le CdP qui augmente à t10 avec le port des orthèses. Puisque la vitesse de déplacement du CdP ne change pas (Longueur / 51,2 sec), Sp90 et que la Surface s'agrandit, on obtient donc une plus grande dispersion des points enregistrés lors du port d'une orthèse et particulièrement Sp90, témoignant de la réalité de son effet perturbateur.

L'augmentation de l'amplitude des oscillations du CdP, de la surface parcourue, la position moyenne plus postérieure du CdP et une plus grande dispersion de ses points de déplacements, traduisent pour Caron²⁰⁰³ une perte de contrôle postural sans qu'il y ait forcément une perte de stabilité posturale du fait de la bonne concordance CGv-CdP.

Pour un équilibre passif du corps tous les centres de gravité segmentaires, tous les axes de rotation des segments corporels doivent être situés sur la ligne de gravité. S'il n'en est pas ainsi, et c'est le cas lors de l'avancement de la mandibule et du tractus aéro-digestif qui lui est appendu, des moments de déséquilibre agissent aux deux extrémités de la chaîne des modules et ils doivent être compensés par les moments des forces musculaires.

Pour rechercher les groupes musculaires mis en jeu lors de la propulsion mandibulaire nous avons testé quelques volontaires par électromyographie (EMG).

II COMPLEMENTS D'ETUDE / ELECTROMYOGRAPHIE:

Une revue de littérature (§Ch1.II) sur l'influence d'une modification des rapports inter-maxillaires sur l'activité électrique des muscles, nous renseigne essentiellement sur les muscles masticateurs (masseter, temporal), à un degré moindre sur les muscles du cou (sus-hyoïdiens, trapèze descendant, sterno-cléido-mastoïdien), et plus rarement sur certains muscles de la jambe (long fibulaire latéral, soléaire, gastrocnémiens).

Nous n'avons retrouvé aucun travail traitant de l'activité des muscles du tronc (Erecteurs du rachis, Abdominaux) ou de la cuisse qui sont pourtant en relation étroite avec le bassin, dont l'orientation joue un rôle majeur sur l'organisation des courbures vertébrales, la projection du centre de gravité et l'équilibre postural dans son ensemble.

Nous avons tenté, lors de cette courte expérimentation, de mieux comprendre la réorganisation des différents modules du corps nécessaire à la conservation de l'équilibre après perturbation oclusale. Pour cela nous avons enregistré simultanément l'activité électrique (électromyographie) des principaux muscles impliqués dans les mouvements de flexion, extension, abduction, adduction, des modules les uns par rapports aux autres.

L'électromyographie globale ou de surface a été choisie pour identifier les muscles actifs et déterminer leur niveau d'excitation.

II.1 Choix des muscles enregistrés :

Nous avons retenu :

II.1.1 Au niveau de la tête :

Deux muscles élévateurs le *masseter* et le *temporal antérieur* gauches.

Insertion : Masseter : depuis l'apophyse zygomatique jusqu'à l'angle mandibulaire. Temporal antérieur : depuis la fosse temporale (tempe) vers le coroné mandibulaire.

Action : fermeture buccale. (Kendall²⁰⁰⁵)

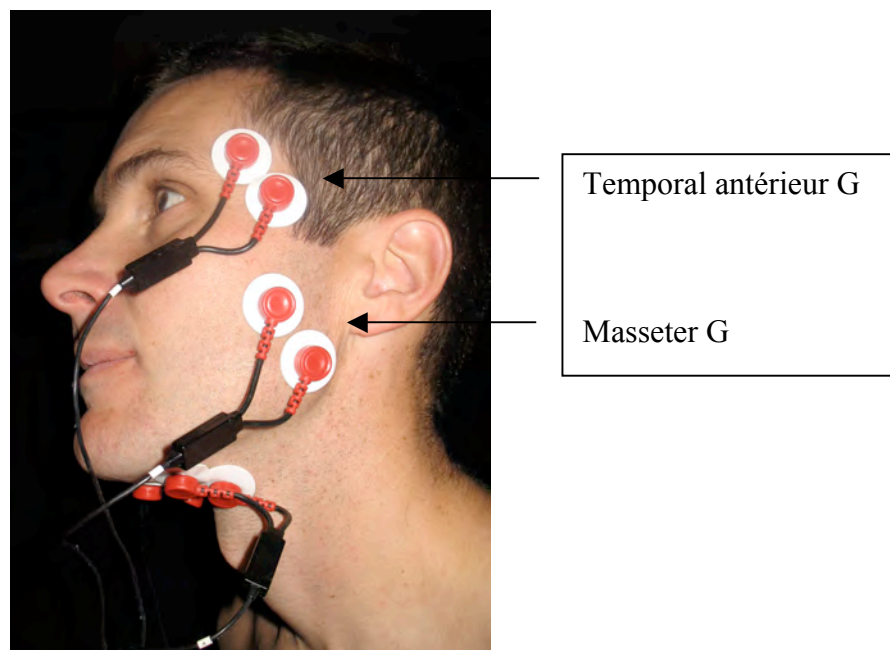


Figure n°Ch3.4 : Position des électrodes sur les muscles masseter et temporal antérieur.

Les muscles controlatéraux n'ont pas été enregistrés pour ne pas monopoliser des canaux d'enregistrements dans la détection d'activité électrique de muscle déjà bien étudiés. Leur enregistrement était nécessaire pour connaître la contrainte qui leur est imposée par nos orthèses et pour valider nos résultats et la manipulation en les comparant aux données de la littérature.

II.1.2 Au niveau du cou :

- Région antéro-latérale : le *chef sternal droit du muscle sterno-cléido-mastoïdien*.

Insertion : au niveau du crâne sur la face externe de la mastoïde de l'os temporal et sur la moitié externe de la ligne courbe occipitale extérieure. Ce muscle est constitué de deux faisceaux, dont le chef sternal se termine sur la face antérieure du manubrium sternal.

Action : flexion du cou et rotation controlatérale de la tête. Il a une implication dans les mouvements d'inflexion latérale de la tête.



Figure n°Ch3.5 : Position des électrodes sur le chef sternal du SCM droit.

- Région postérieure : le *trapèze descendant* (ou supérieur) (Droit et Gauche)

Insertion : en éventail sur l'occipital, le ligament nuchal, le processus épineux de C7 et le tiers latéral de la clavicule et l'acromion (omoplate).

Action : extension du rachis cervical et de la tête et participe donc à l'accentuation de la lordose cervicale. Il joue aussi un rôle dans l'inflexion latérale du cou.

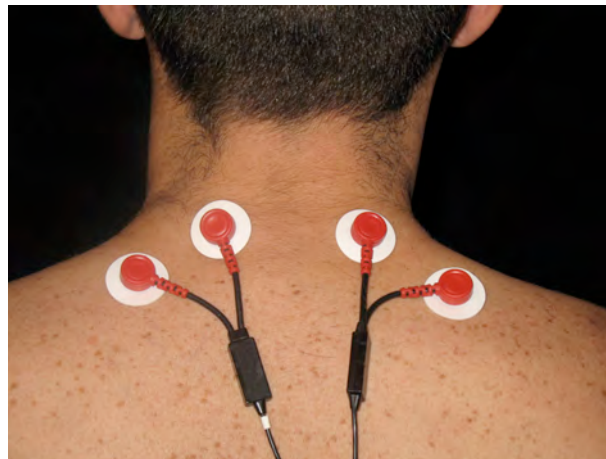


Figure n°Ch3.6 : Position des électrodes sur les muscles trapèzes descendants droit et gauche.

- Région antérieure : *sus-hyoïdiens* droit et gauche (mylo-hyoïdien et ventre antérieur du digastrique confondus). Ces deux muscles sont difficilement dissociables sur le plan électromyographique de part leur faible dimension.

Insertion : depuis l'os-hyoïde jusqu'à la partie interne du corps mandibulaire pour le mylo-hyoïdien et jusqu'à la région rétrosymphysaire pour le digastrique.

Action : abaissement et recul de la mandibule lorsqu'ils prennent appui sur l'os hyoïde. Ils sont étirés lors de l'avancement mandibulaire. Ils participent à la flexion de la tête sur le rachis lorsque la bouche est fermée. (Kendall²⁰⁰⁵)



Figure n°Ch3.7 : Position des électrodes sur les muscles sus-hyoïdiens droit et gauche.

II.1.3 Au niveau du membre supérieur :

Le faisceau antérieur du muscle *deltoïde* pour détecter la participation des membres supérieurs au maintien de l'équilibre lors d'une perturbation posturale.

Par ailleurs l'élévation du bras utilisée comme élément déclencheur dans l'évaluation des anticipations posturales déclenche une forte augmentation de son activité, que nous avons utilisé comme repère en l'absence d'accéléromètre.

Insertion : Tendue depuis le 1/3 externe du bord antérieur et de la face supérieure de la clavicule vers la tubérosité deltoïdienne de l'humerus.

Action : Le faisceau antérieur est fléchisseur du bras. (Kendall²⁰⁰⁵)

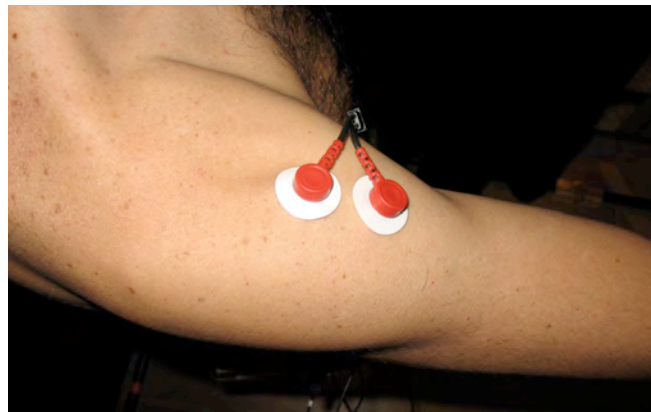


Figure n°Ch3.8 : Position des électrodes sur le muscle deltoïde droit.

II.1.4 Au niveau du Tronc :

- Région postérieure inférieure : Les *érecteurs du rachis* qui rassemblent dans le plan superficiel essentiel les muscles iliocostaux et les muscles spinaux.

Insertion : depuis le sacrum, la crête iliaque, les processus épineux des vertèbres lombaires et 11^{ème} et 12^{ème} thoracique vers le bord inférieur de l'angle postérieur des 6^{ème} et 7^{ème} côtes.

Action : leur action principale est l'extension de la colonne vertébrale.

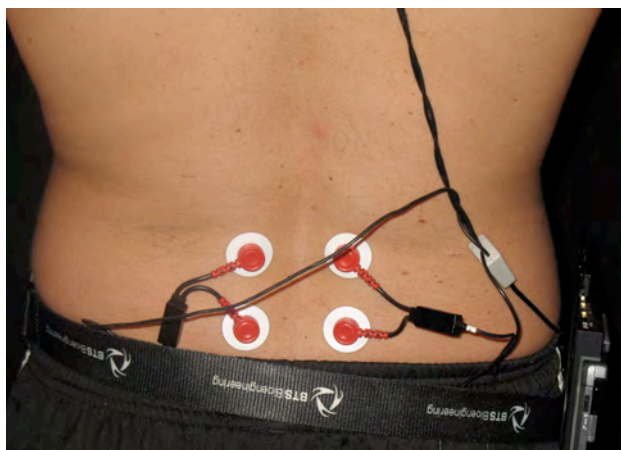


Figure n°Ch3.9 : Position des électrodes sur les muscles érecteurs du rachis droit et gauche.

- Région antérieure inférieure: Les *droits antérieurs de l'abdomen* et les *obliques externes*.

Insertion : Le droit de l'abdomen s'insère depuis les cartilages costaux des 5^{ème}, 6^{ème} et 7^{ème} côtes et se termine sur l'épine et la symphyse pubienne. L'oblique externe, faisceaux latéraux, est tendu depuis les faces latérales des 9^{ème}, 10^{ème}, 11^{ème} et 12^{ème} côtes vers le ligament inguinal, l'épine du pubis et la moitié antérieure de la lèvre médiale de la crête iliaque. Il est oblique en bas et en dedans.

Action : Le droit de l'abdomen est fléchisseur antérieur du thorax sur le bassin. Il évite une bascule antérieure du bassin et l'accentuation d'une lordose lombaire. L'oblique externe est aussi fléchisseur du tronc et facilite une rétro-version du bassin. (Kendall²⁰⁰⁵)

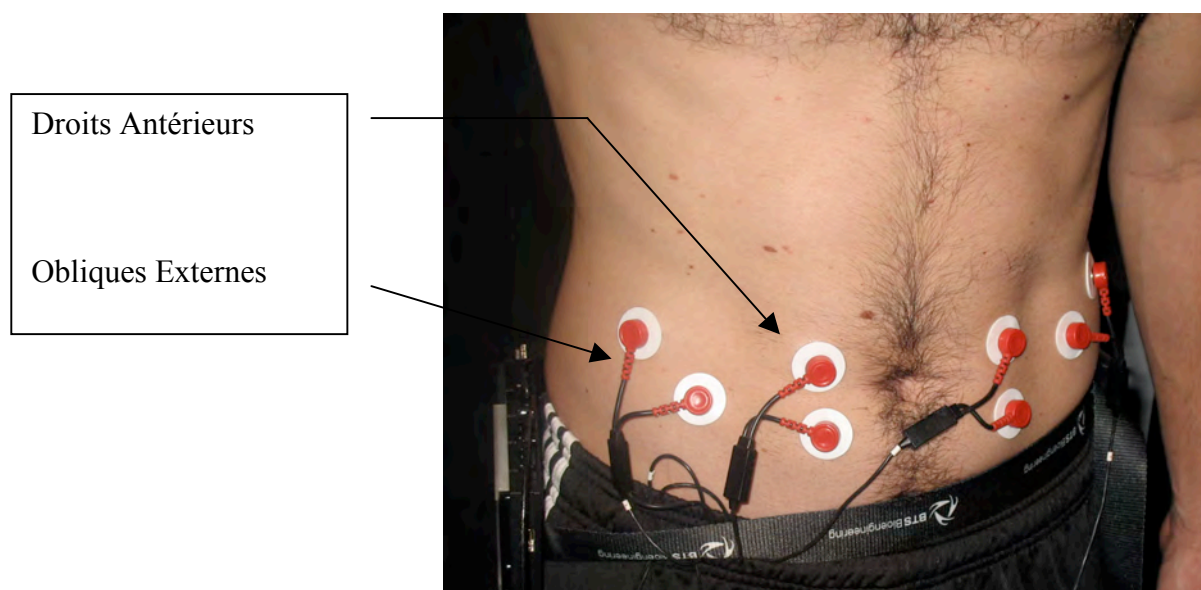


Figure n°Ch3.10 : Position des électrodes sur les muscles droits antérieurs de l'abdomen et obliques externes droits et gauches.

II.1.5 Au niveau de la cuisse :

- Région postérieure : le *biceps fémoral*.

Insertion : Le chef long s'étend du bassin (terminaison du grand ligament sacro-tubéral, tubérosité ischiatique) vers la jambe (versant latéral de la tête de la fibula, tubérosité latérale du tibia).

Action : extension et rotation en dehors de la hanche, flexion et rotation en dehors du genou.



Figure n°Ch3.11 : Position des électrodes sur le muscle biceps fémoral droit.

- Région antérieure : le *droit antérieur de la cuisse*, partie du quadriceps.

Insertion : depuis le bassin (épine iliaque antérieure et inférieure) vers la base de la rotule et sur la tubérosité tibiale antérieure .

Action : extension du genou et flexion de la hanche sur le bassin. Il est anté-verseur du bassin.

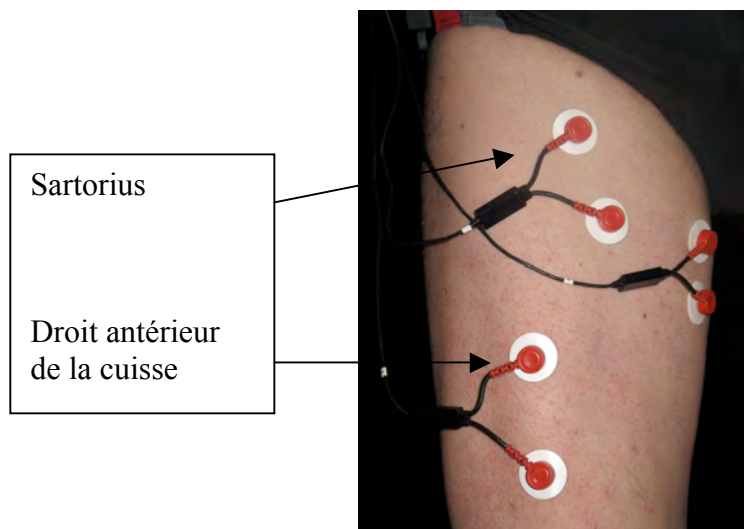


Figure n°Ch3.12 : Position des électrodes sur les muscles droit antérieur de la cuisse et sartorius droits.

- Région interne : le *sartorius* et le *long adducteur*.

Insertion : Le sartorius prend son origine sur l'épine iliaque antérieure et supérieure et se termine sur la face médiale de l'extrémité supérieure du tibia. Le long adducteur s'insère sur la surface angulaire du pubis et se termine sur le tiers moyen de la face interne du fémur (gouttière de la ligne âpre).

Action : Le sartorius agit comme fléchisseur, rotateur en dehors, et abducteur de la hanche et comme fléchisseur et rotateur en dedans du genou. Il est aussi anté-verseur du bassin. Le Long adducteur est aussi fléchisseur de la hanche mais est antagoniste au sartorius en étant adducteur de la hanche. (Kendall²⁰⁰⁵)

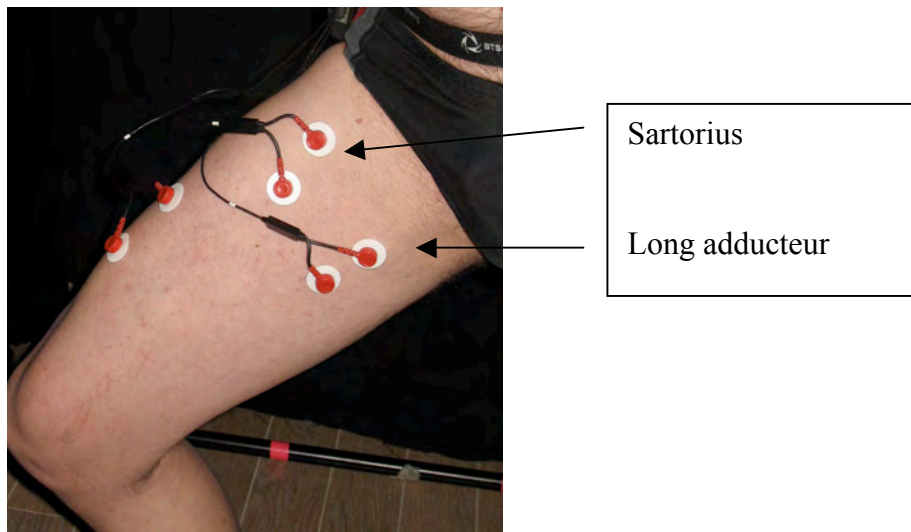


Figure n°Ch3.13 : Position des électrodes sur les muscles sartorius et long adducteur droits.

II.1.6 Au niveau de la jambe :

- Région antérieure : le *tibial antérieur*.

Insertion : depuis la tubérosité latérale et la première moitié supérieure de la face latérale du tibia vers la face médiale et inférieure de l'os cunéiforme médial, base du premier métatarsien.

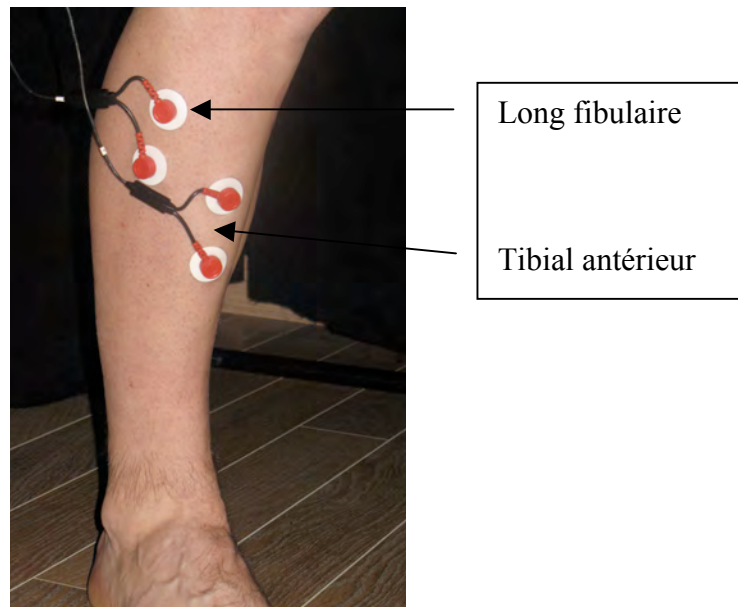
Action : fléchisseur dorsale de la cheville, participation à la supination et à l'adduction du pied.

- Région latérale : le muscle *long fibulaire* (long péronier latéral)

Insertion : depuis le condyle latéral du tibia, la tête et les 2/3 supérieurs de la face latérale de la fibula vers le tubercule latéral de la base du 1^{er} métatarsien et l'os cunéiforme médial.

Action : pronation et abduction du pied, flexion plantaire de la cheville et abaissement de la tête du 1^{er} métatarsien.

Figure n°Ch3.14 :
Position des électrodes sur
les muscles tibial antérieur
et long fibulaire droits.



- Région postérieure : le *soléaire*.

Insertion : depuis la face postérieure de la tête de la fibula et le 1/3 supérieur de la face postérieure de cet os, la crête soléaire et le 1/3 moyen du bord médial du tibia vers le tendon (d'Achille) commun avec les gastrocnémiens (plus impliqués dans la mise en mouvement) sur la face postérieure du calcaneus.

Action : flexion plantaire de la cheville. Un déficit du soléaire entraîne un léger flexum du genou et un déplacement du poids du corps vers l'avant. (Kendall²⁰⁰⁵)



Figure n°Ch3.15 : Position des électrodes sur le muscle soléaire droit.

II.2 : Matériel :

L'électromyographe dont nous disposons est le Pocket EMG. Il est basé sur une plateforme de PocketPC connectée via une interface CompactFlash à une unité d'acquisition des données conçue et développée par BTS Bioengineering.

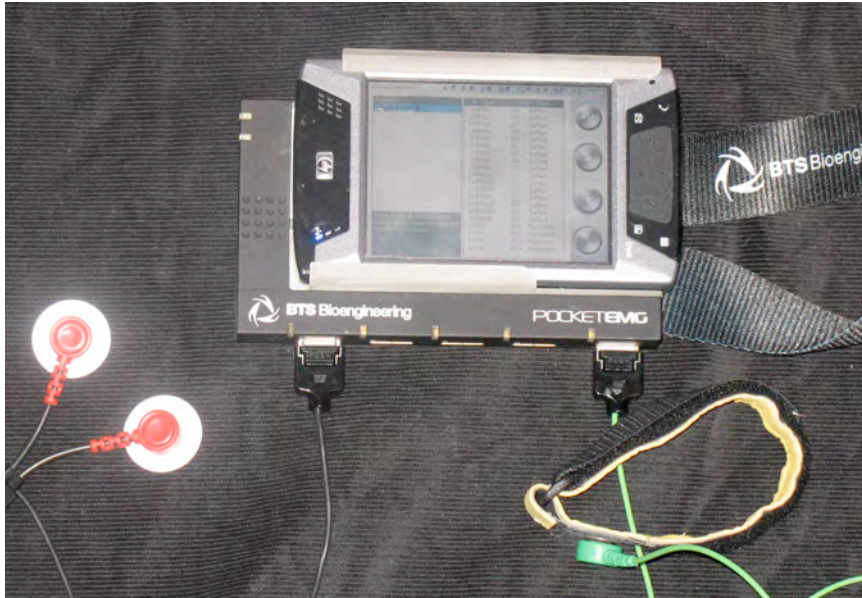


Figure n° Ch3.16 : Electromyographe Pocket EMG. Electrodes actives (en rouge) et electrode de masse (bracelet jaune).

L'unité d'acquisition comprend une carte analogique qui commande 16 canaux pour l'acquisition des signaux électromyographiques . Le signal analogique est converti en signal digital, amplifié et filtré.

Les données recueillies sont transmises à une station de travail (PC) en temps réel par Wi-Fi. Le logiciel Myolab permet la visualisation, le traitement et l'analyse des données électromyographiques.

L'activité électrique musculaire que nous enregistrons est une activité de surface. La détection de cette activité se fait grâce à des électrodes cutanées placées sur la peau, à la surface du muscle étudié. Ce sont des électrodes creuses (recessed electrodes) dont la partie métallique est éloignée de la peau, le contact se fait par l'interposition d'un gel conducteur et la fixation par une collerette adhésive.

Le mode de réception utilisé est bipolaire : la réception a lieu entre deux électrodes « actives ». Elle révèle la différence de potentiel entre deux points de détection, sans référence à un potentiel de base. Une autre électrode que celles servant à la détection est nécessaire pour relier le sujet à la masse. Il s'agit d'un bracelet humidifié entourant le poignet.

II.3 : Méthode :

II.3.1 Echantillon :

Cinq volontaires (3 hommes, 2 femmes) ont été sollicités. Leur choix n'est pas lié à leurs résultats stabilométriques mais essentiellement à la facilité supposée de repérage des muscles que laissaient espérer ces sujets sportifs.

Toutefois, la moyenne des résultats stabilométriques de ces 5 participants correspond parfaitement à celle obtenue avec l'échantillon total. L'échantillon électromyographique est donc représentatif de l'échantillon total sur le plan stabilométrique.

II.3.2 Séquence d'enregistrement :

Les muscles que nous avons sélectionnés appartiennent aux chaînes musculaires antérieures et postérieures, et responsables de mouvements de flexion ou d'extension, d'adduction ou d'abduction.

L'appareil électromyographique dont nous disposons comporte 4 canaux de 4 pistes chacun. Nous pouvons donc enregistrer 16 muscles en même temps.

Pour cette expérimentation nous avons sélectionné 16 paires de muscles soit 32 muscles. Dans la mesure du possible, l'enregistrement des muscles gauche et droit d'une paire de muscles a été réalisé. Cela permet de détecter une asymétrie de comportement (côté dominant) bien que notre perturbation soit sagittale, d'autre part cela permet de visualiser éventuellement des chaînes musculaires croisées et enfin de doubler l'enregistrement d'un muscle pour palier à un incident technique (mauvaise localisation, électrode se décrochant...)

Nous avons réalisé deux séries d'enregistrements électromyographiques (2 fois 16 muscles). Pour assurer la continuité entre les deux séries, 4 muscles figurent en commun au sein des deux séries, appartenant à différentes régions anatomiques. Il s'agit du trapèze descendant droit, de l'érecteur du rachis droit, du deltoïde antérieur droit et du soléaire gauche.

Une première série d'enregistrements comporte ainsi les muscles :

- Masseter gauche
- Temporal gauche
- Sus-hyoïdiens droit et gauche
- Sterno-cléido-mastoïdien droit
- Deltoïde antérieur droit
- Trapèzes droit et gauche
- Erecteurs du rachis droit et gauche
- Obliques externes de l'abdomen droit et gauche
- Droits antérieurs de l'abdomen droit et gauche

- Soléaires droit et gauche

La deuxième série comporte les muscles :

- Deltoïde antérieur droit
- Trapèze descendant droit
- Erecteur du rachis droit
- Biceps fémoraux droit et gauche
- Droits de la cuisse droit et gauche
- Sartorius droit et gauche
- Longs adducteurs droit et gauche
- Tibials antérieur droit et gauche
- Longs fibulaires droit et gauche
- Soléaire gauche

Les muscles sont repérés par palpation et en situation d'opposition.

Chaque sujet est testé sans orthèse portée, puis dans un ordre aléatoire avec Sp0 et Sp90; Sp0 pour évaluer l'influence de la désocclusion, Sp90 pour évaluer l'influence d'un grand avancement mandibulaire. Sp45 n'est pas utilisée pour ne pas alourdir l'expérimentation, la mise en place des électrodes étant longue.

5 enregistrements de 20 secondes, espacés de 2 minutes sont réalisés pour chacune des situations occlusales. Entre chaque orthèse, un repos de 15 minutes est respecté.

L'ensemble d'une manipulation électromyographique dure environ 3h30.

II.3.3 Paramètres EMG étudiés :

Détecté à l'aide d'électrodes ayant une surface de détection assez importante, l'électromyogramme correspond à l'activité de nombreuses unités motrices et est donc qualifié d'EMG global ou de surface.

Le signal EMG est redressé, intégré et filtré.

Les paramètres les plus utilisés pour quantifier l'électromyogramme de surface sont la valeur RMS du signal et l'EMG intégrée (Bouisset¹⁹⁹⁵). Ils représentent l'intensité du signal d'entrée au muscle, c'est à dire son niveau d'excitation.

- Valeur RMS :

La racine de la valeur moyenne du carré du signal myoélectrique (root mean square ou RMS) à un instant t, est une mesure de sa « valeur efficace » (au sens physique du terme), pendant l'intervalle de temps T écoulé :

$$RMS = \left(\frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} ((EMG)^2) . dt \right)$$

où EMG = EMG moyen = valeur absolue du signal électromyographique pendant l'intervalle $t_1 - t_2$.

Cette valeur s'exprime en millivolts.

- EMG intégrée :

L'intégration « vraie » de l' EMG est la mesure de la surface du signal redressé.

L' EMG redressé peut être intégré en continu d'un instant t_0 à un instant t_1 , auquel on désire faire la mesure et qui peut marquer la fin d'une ou plusieurs contractions. L' EMG intégré ($iEMG$) a alors pour expression :

$$iEMG = \int_{t_2}^{t_1} |EMG| . dt$$

C'est donc une quantité d'électricité que l'on mesure. L'unité en est le mV.s.

Ci-après sont présentés, en illustration, deux enregistrements électromyographiques du muscle sterno-cléido-mastoïdien (SCM) montrant le type de données obtenues et le calcul de la valeur $iEMG$.

La comparaison de ces enregistrements montrent une augmentation d'environ 12% de l'activité électrique du SCM lors du port de Sp90 par rapport à la situation sans orthèse pour la plage de temps considérée.

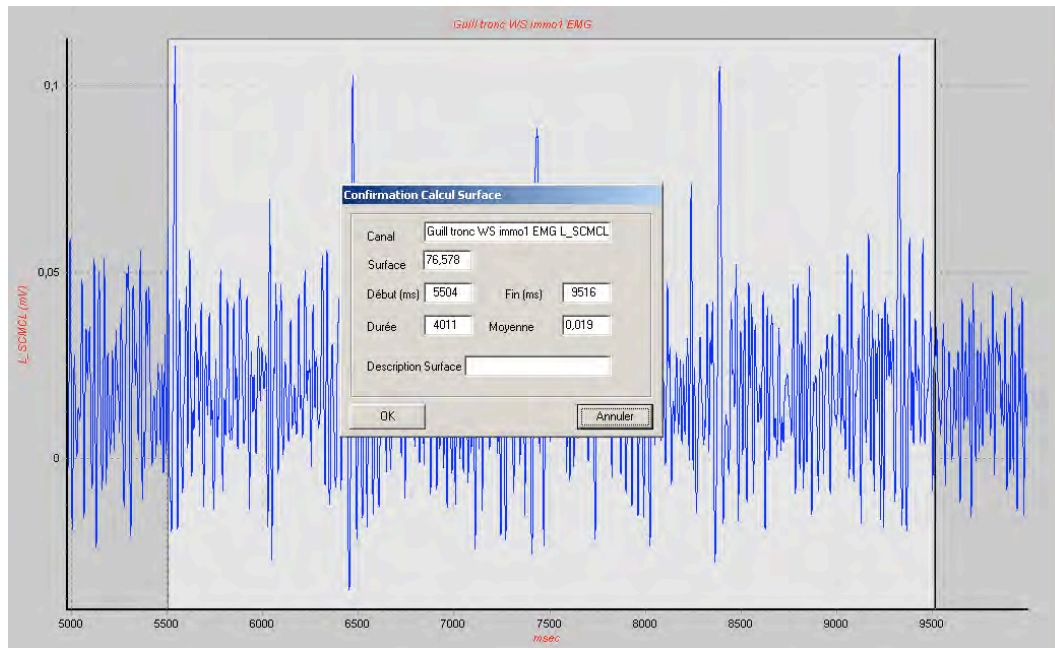


Figure n°Ch3.17 : Ex : iEMG muscle SCM, Sujet n°11. 2^{ème} enregistrement sans orthèse. Plage de 5504ms à 9516ms. Surface EMG : 76,57 mV.s

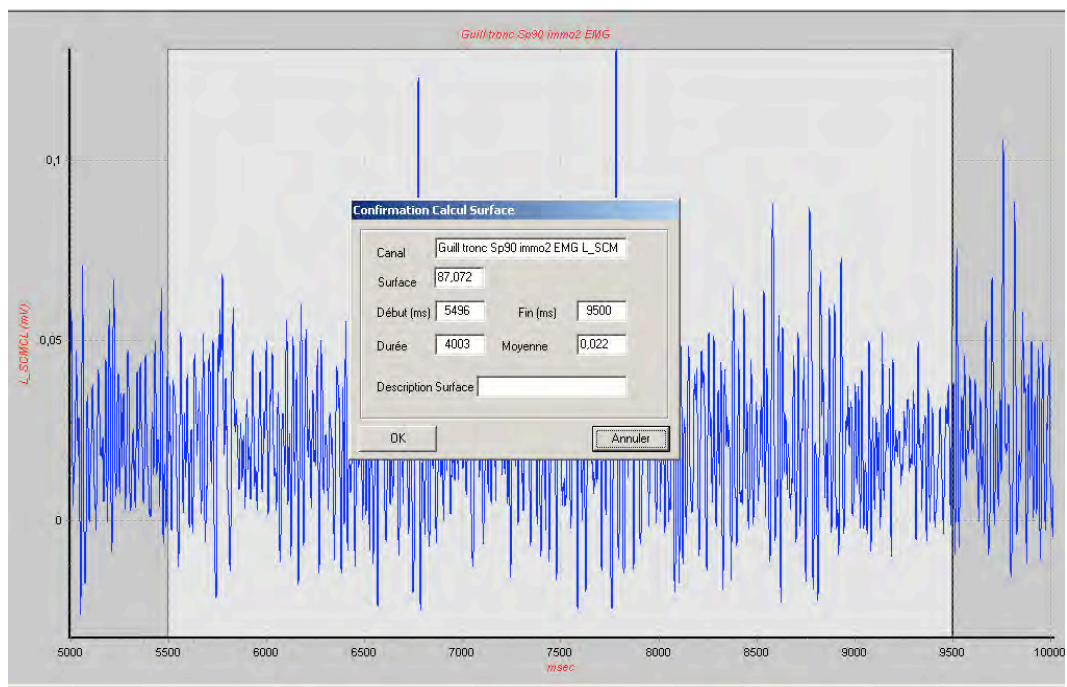


Figure n°Ch 3.18 : Ex : iEMG muscle SCM, Sujet n°11. 2^{ème} enregistrement avec Sp90. Plage de 5496ms à 9500ms. Surface EMG : 87,07 mV.s

II.3.4 Mode de présentation des résultats :

Comparer, pour chaque individu, les résultats de leurs enregistrements électromyographiques à ceux de leurs enregistrements stabilométriques effectués plusieurs mois auparavant n'était pas cohérent.

Nous avons décidé de retenir pour chaque temps d'enregistrement, la moyenne des résultats donnés par les 5 volontaires EMG, qui par ailleurs sont représentatifs, en moyenne, des résultats stabilométriques de l'échantillon total.

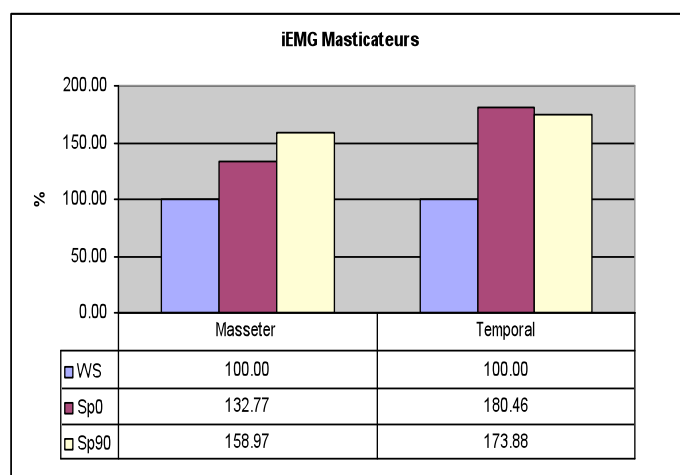
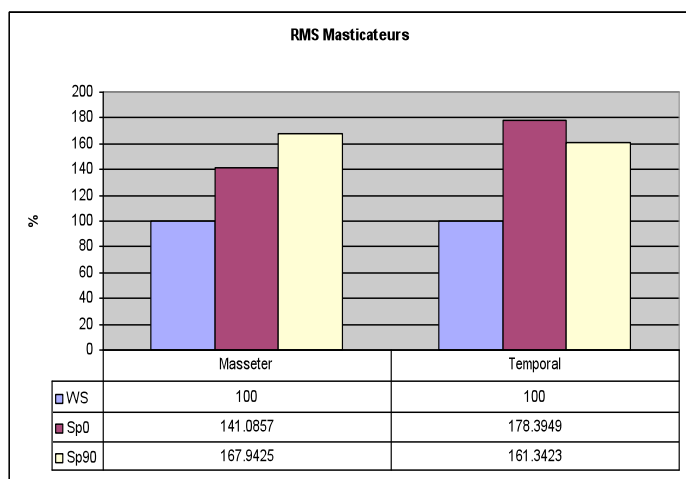
Pour les paires de muscles droits (D) et gauches (G) nous avons retenu la moyenne de leurs deux résultats. Il est ainsi plus facile de les comparer aux muscles qui ne sont enregistrés que d'un côté.

Nous exposons des graphiques de résultats accompagnés de leurs plages de données. Ils représentent :

- soit l'évolution relative (en pourcentage) de l'activité électrique du muscle considéré lorsque Sp0 ou Sp90 est portée par rapport à WS.
- soit la part (%) de l'activité totale qui revient à un muscle au sein d'un groupe musculaire.

II.4 Présentation et analyse des résultats :

II.4.1 Au niveau des muscles masticateurs :



Graphiques n°Ch3.1 : Evolution relative (%) de l'activité des muscles masticateurs lors du port de Sp0 et Sp90 par rapport à WS.

On observe, pour les deux paramètres étudiés, une augmentation importante de l'activité des muscles masseter et temporal antérieur avec le port des orthèses. Cette augmentation est la plus importante pour le masseter avec Sp90 portée (+59%, iEMG).

Johal²⁰⁰⁷ a observé des résultats similaires pour le masseter ($p < 0,001$) lorsqu'il utilise un appareil de Herbst amovible pour le traitement de certaines apnées obstructives du sommeil.

En orthopédie, Leung²⁰⁰¹, Du²⁰⁰³ observent aussi que l'avancement graduel de la mandibule entraîne une augmentation progressive de l'activité du masseter d'environ 30 à 50 % (Du) après 2 mois et 6 mois de port de l'appareillage. L'activité du temporal est peu modifiée.

Schindler²⁰⁰⁵ observe une augmentation de l'activité du masseter, surtout dans sa région postérieure lors de propulsion volontaire de la mandibule, pour laquelle il est naturellement impliqué.

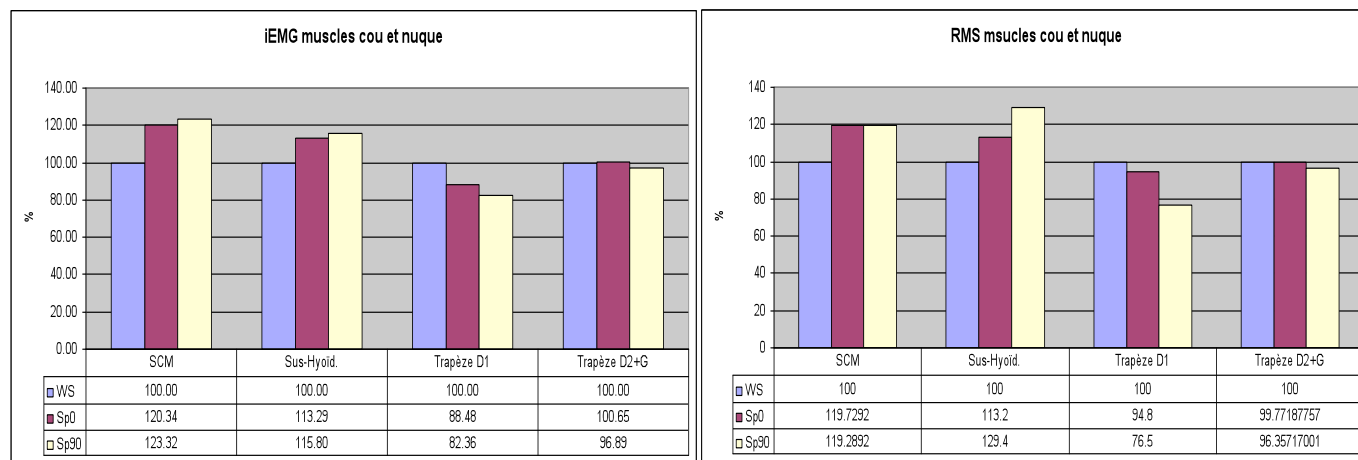
Pour Sp0, nos résultats différents de ceux obtenus lors du port de gouttière de libération occlusale. Ces gouttières, d'épaisseur sensiblement identiques à Sp0, cherchent à répartir les contacts occlusaux et n'ont pas d'indentation. La mandibule a donc plus de liberté de mouvement et les muscles n'ont alors pas de point d'appui occlusal favorisant l'intensité de leur contraction. C'est une des raisons pour laquelle, on observe avec ce type de gouttière une diminution de l'activité du masseter et du temporal (Chandu²⁰⁰⁴)

Savabi²⁰⁰⁷ n'observe pas de modifications de l'activité du masseter et du temporal à l'instant de l'insertion d'une orthèse occlusale.

La consistance des orthèses peut aussi expliquer la différence de résultats observée entre Sp0 (mordu en silicone) et une gouttière de libération occlusale qui est généralement en résine acrylique dure. Al Quran¹⁹⁹⁹ constate ainsi qu'une gouttière souple provoque une légère augmentation de l'activité des deux muscles masseter et temporal antérieur, plus nette pour le masseter. Tecco²⁰⁰⁸ dont les patients portent en contention un tooth positionner (orthèse élastomérique) n'observe pas de différence d'activité des masseters, temporal antérieur, sterno-cléido-mastoïdiens (SCM) et trapèze descendant, au début du port de l'appareil comparée à celles mesurées chez les patients porteurs d'une plaque de Hawley en résine dure. L'activité du SCM diminuerait même après 3 mois.

Enfin dans le rapprochement que nous effectuons entre propulsion mandibulaire et prognathie mandibulaire véritable on peut rapporter qu'en position de repos mandibulaire, les sujets en classes III squelettique ont une activité EMG plus importante du masseter, du temporal antérieur et du trapèze que ceux en classe II et classe I qui ne montrent pas de différence (Tecco²⁰⁰⁷).

II.4.2 Au niveau des muscles du cou et de la nuque :



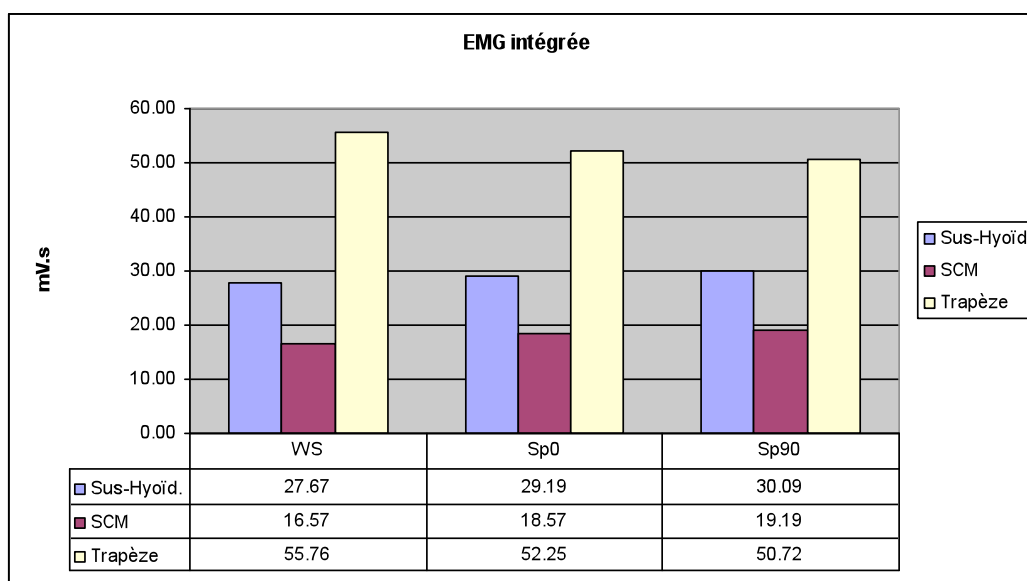
Graphiques n° Ch3.2 : Evolution relative (%) de l'activité des muscles du cou et de la nuque lors du port de Sp0 et Sp90 par rapport à WS.

Nous observons une nette augmentation de l'activité des sus-hyoïdiens et des SCM, en particulier lorsque Sp90 est portée (+ 15%, +23 %, iEMG et +29 %, + 19 %, RMS).

L'avancement de la mandibule entraînant un étirement des muscles sus-hyoïdiens, il est normal d'observer une augmentation de l'activité électrique de ces muscles avec Sp90. Cette activité augmentée étant fréquemment évoquée comme en partie responsable de récidence de correction de rétrognathie mandibulaire bien qu'elle soit très variable suivant les individus, notamment ceux traités par chirurgie orthognathique (Dicker²⁰⁰⁸)

L'activité des trapèzes décroît peu avec Sp0 portée, et d'environ 4% avec le port de Sp90. L'évolution de l'activité du trapèze droit lorsqu'il a été enregistré seul, dans le série des muscles des membres inférieurs, montre une diminution de l'activité plus franche, là aussi plus marquée pour Sp90 (-12% pour Sp0 et -18% Sp90). Une diminution de l'activité des trapèzes est observée chez les sujets porteurs de gouttière de repositionnement mandibulaire ou de libération occlusale (Cenesiz²⁰⁰⁶)

La faible variation d'activité du trapèze observée avec Sp0 rejoint les résultats de Santander¹⁹⁹⁴ sur les gouttières de libération. Miralles²⁰⁰² constate que jusqu'à 10mm d'ouverture buccale, il n'apparaît pas de variation significative de l'activité du trapèze alors que celle du SCM a augmenté. Pour ce muscle, l'importance de la propulsion mandibulaire aurait donc peut-être plus d'influence que la part de désocclusion qui l'accompagne.



Graphique n°Ch3.3 : Proportion relative (%) de l'activité des muscles sus-hyoïdiens, sterno-cléido-mastoïdien, trapèzes descendants dans l'EMG intégrée totale de ces muscles pour chaque situation occlusale.

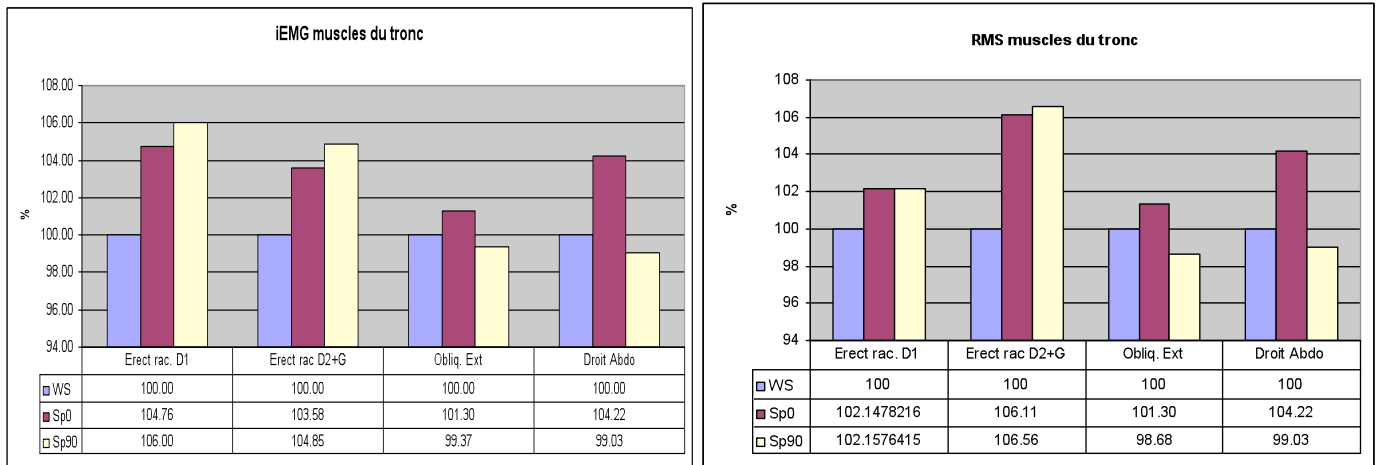
La proportion relative de l'activité totale (iEMG) de ces trois muscles évolue suivant les conditions occlusales. Ainsi l'activité des sus-hyoïdiens et des SCM tend à augmenter (+2,42% et +2,52% de l'activité totale,) par rapport à celle des trapèzes dont l'importance dans l'activité de ces muscles du cou décroît (-5,04%).

Il apparaît donc au début du port de Sp0 et surtout de Sp90, une modification des rapports d'activité musculaire avec une prédominance des fléchisseurs du cou (SCM) et de la tête (SCM, sus-hyoïdiens) sur le thorax et le rachis par rapport au muscle extenseur de la tête et du cou (trapèze). Il en résulte vraisemblablement, une atténuation de la lordose cervicale et une flexion de la tête.

Une flexion de la tête est observée lorsque la hauteur faciale antérieure est réduite et que la mandibule est plus longue et en position relative avancée. (Ozbek¹⁹⁹³, Solow¹⁹⁷⁶, Hellsing¹⁹⁸⁷, Leita²⁰⁰⁰)

Pour Buckley²⁰⁰³ alors qu'une extension importante expérimentale de la tête (45°) ne perturbe pas la position antéro-postérieure du CdP, une flexion de la tête de même amplitude provoque un positionnement plus postérieur du CdP (-4,28mm +/- 1.01mm), p<0,0001). La flexion de la tête que nous suspectons n'est pas de cette importance mais elle s'accompagne elle aussi d'un recul du CdP observé lors de l'étude stabilométrique.

II.4.3 Au niveau des muscles de la partie inférieure du tronc :

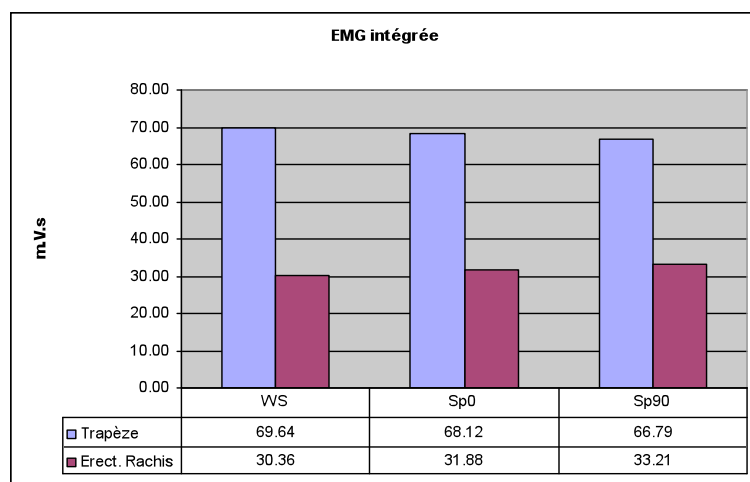


Graphique n° Ch3.4: Evolution relative (%) de l'activité des muscles de la partie inférieure du tronc lors du port de Sp0 et Sp90 par rapport à WS.

Avec le port des orthèses, on observe une augmentation de l'activité (iEMG, RMS) des muscles érecteurs du rachis (+5% environ). L'érecteur du rachis droit enregistré seul, avec la série des muscles des membres inférieurs, montre des résultats similaires à ceux effectués en enregistrant les côtés droit et gauche avec les muscles du tronc. Il existe donc une bonne reproductibilité des enregistrements.

Cette augmentation d'activité musculaire est l'inverse de celle observée par Bergamini²⁰⁰⁸ avec le port d'une orthèse acrylique de libération occlusale sans doute pour les mêmes raisons évoquées précédemment pour les muscles masticateurs (indentation, élasticité de Sp0 et Sp90).

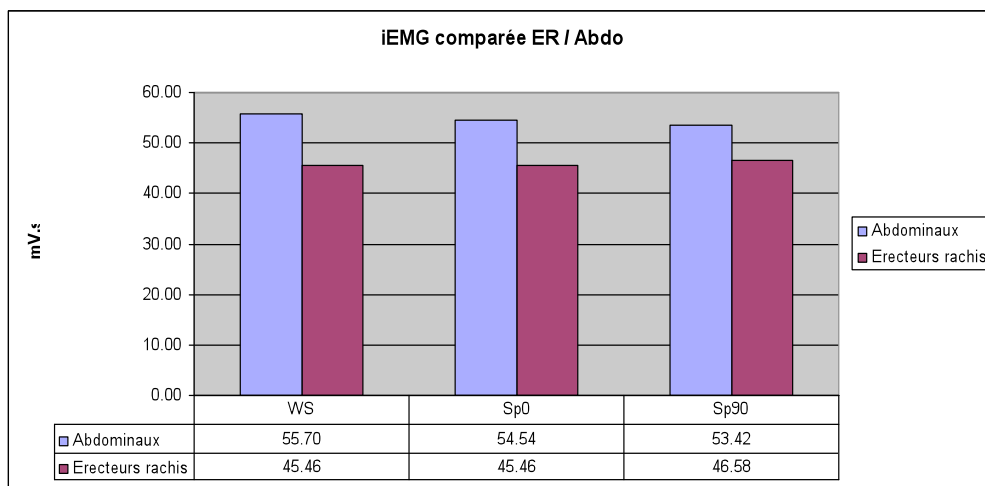
On observe par ailleurs de très faibles variations des muscles abdominaux (droits de l'abdomen et obliques externes). On notera simplement une hausse d'environ 4% de l'activité du droit de l'abdomen avec le port de Sp0.



Graphique n° Ch3.5: Proportion relative de l'activité des muscles trapèzes et érecteurs du rachis pour chaque situation occlusale

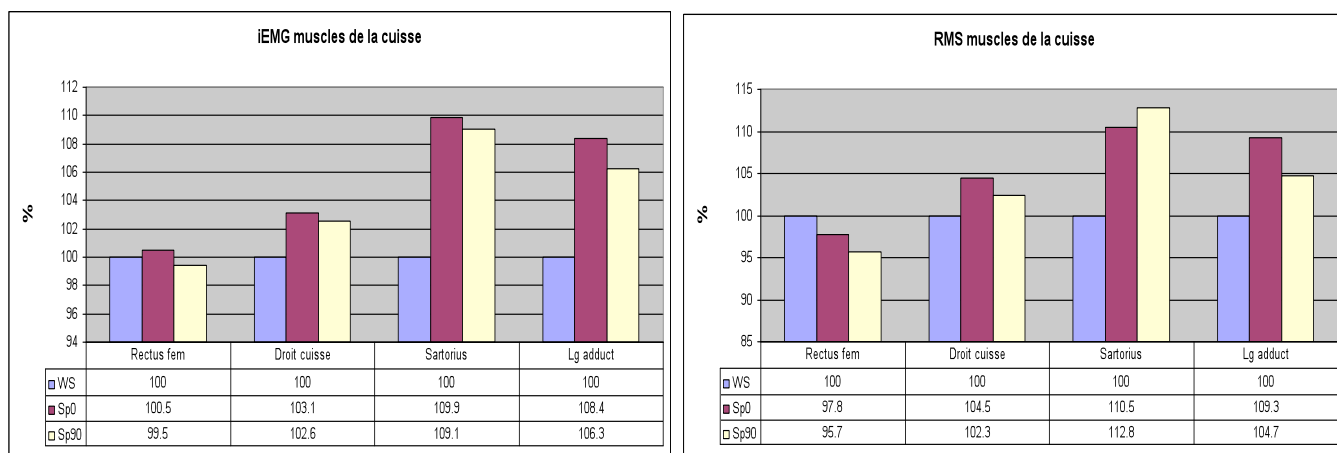
Avec l'accentuation de la perturbation occlusale il apparaît une augmentation de l'importance relative de l'activité des érecteurs du rachis par rapport aux autres extenseurs de la colonne vertébrale (+ 5,70% par rapport aux trapèzes) et par rapport aux fléchisseurs du thorax (+ 2,24 % par rapport à la moyenne de l'activité abdominale).

Les variations sont de faible amplitude mais vont dans le sens de l'accentuation de l'extension du rachis lombaire et de la lordose lombaire.



Graphique n°Ch3.6: Proportion relative de l'activité des muscles abdominaux (droits et obliques externes) et érecteurs du rachis pour chaque situation occlusale.

II.4.4 Au niveau de la cuisse :



Graphique n°Ch3.7 : Evolution relative (%) de l'activité des muscles de la cuisse lors du port de Sp0 et Sp90 par rapport à WS.

L'étude des muscles de la cuisse montre une très légère diminution de l'activité du biceps fémoral (- 4,3 % de valeur RMS, iEMG stable) extenseur de la hanche. A l'inverse,

elle met en évidence une nette augmentation de l'activité des muscles fléchisseurs de la hanche lorsqu'une orthèse est portée. L'activité intégrée est sensiblement supérieure pour Sp0 (sartorius + 9,9 %, long adducteur + 8,4 %, droit antérieur de la cuisse + 3,1 %, iEMG).

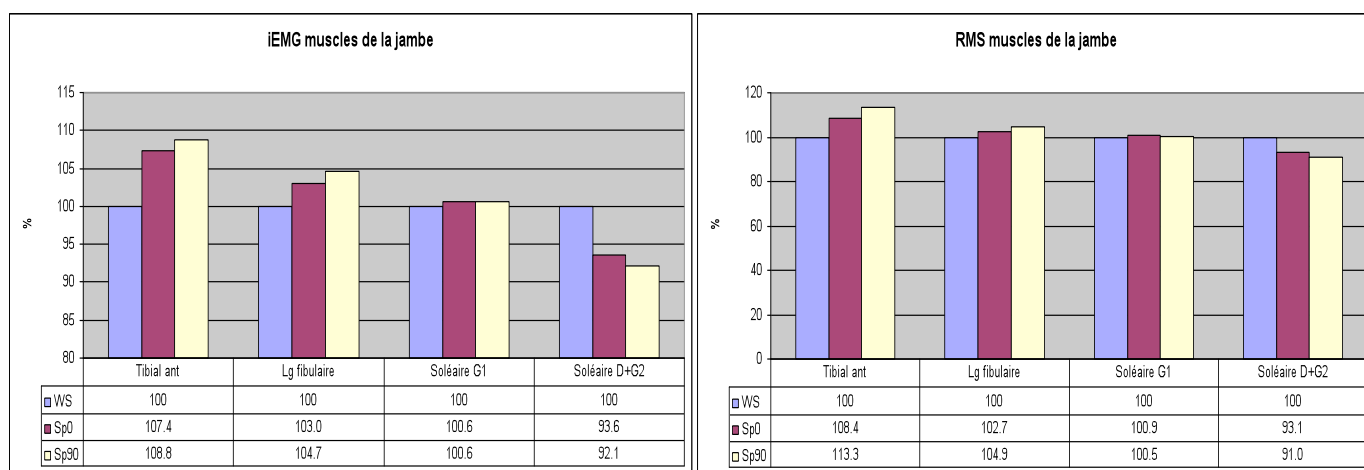
Le port d'une orthèse favoriserait donc peut-être une anté-version du bassin accompagnant la flexion de la hanche sur le bassin.

Il est difficile de conclure pour la région du genou. Il existe en effet une petite augmentation de l'activité du droit antérieur de la cuisse, extenseur du genou et une diminution de celle du biceps fémoral, fléchisseur qui pourraient indiquer une tendance à l'extension du genou avec le port des orthèses. Mais le muscle sartorius dont l'activité augmente un peu plus nettement participe aussi à la flexion du genou.

L'activité électromyographique globale de la cuisse augmente de 6% avec Sp0 et de 5% avec Sp90. Elle suit la hausse d'activité des muscles impliqués dans la flexion de la hanche dont l'activité moyenne augmente de 6 à 7 % suivant l'orthèse portée.

Les adducteurs (long adducteurs) et les abducteurs (sartorius) ont une activité EMG qui évolue de manière sensiblement identique. En dehors d'une possible implication dans une antéversion du bassin et dans la flexion de la hanche sur le bassin, l'augmentation de leur activité explique sans doute l'augmentation des oscillations médio-latérales observées en stabilométrie lorsque Sp90 est portée. En effet d'après Pressel et Lengsfeld^{1998 in Klein 2008}, 89 % de l'activité du long adducteur et 48 % de celle du sartorius se situent dans le plan frontal contre respectivement 45 % et 88 % dans le plan sagittal (flexion de la hanche).

II.4.5 Au niveau de la jambe :



Graphique n°Ch3.8 : Evolution relative (%) de l'activité des muscles de la jambe lors du port de Sp0 et Sp90 par rapport à WS.

L'examen des muscles de la jambe montre une diminution de l'activité des muscles soléaires particulièrement pour Sp90 (-7,9 % de baisse d'iEMG). Le muscle soléaire enregistré avec la série des muscles du tronc ne montre pas quant à lui, de variation d'activité suggérant peut-être un défaut dans le positionnement des électrodes.

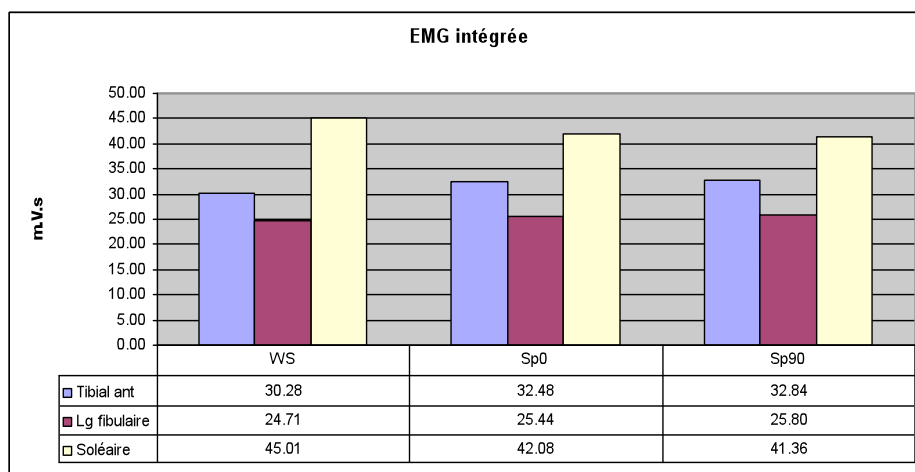
La diminution de l'activité des soléaires signifie une diminution de la flexion plantaire de la cheville. Elle s'accompagne d'une augmentation des valeurs moyennes d'iEMG et RMS des muscles tibial antérieur et long fibulaire, particulièrement lorsque Sp90 est portée (respectivement + 13,3% et + 4,9 % d'iEMG). Le tibial antérieur est fléchisseur dorsal de la cheville. Nous avons donc une prédominance des fléchisseurs dorsaux de la cheville sur les fléchisseurs plantaires avec le port des orthèses, et qui est plus marquée lorsque Sp90 est portée. Sans orthèse, le soléaire présente 14,73 points d'activité supplémentaire au sein de la jambe par rapport au tibial antérieur, ce pourcentage n'est plus que 8,52 lorsque Sp90 est portée.

% i EMG	Tibial ant	Lg fibulaire	Soléaire
WS	30.28	24.71	45.01
Sp0	32.48	25.44	42.08
Sp90	32.84	25.80	41.36

% RMS	Tibial ant	Lg fibulaire	Soléaire
WS	29.1	24.9	46.0
Sp0	31.6	25.6	42.9
Sp90	32.7	25.9	41.5

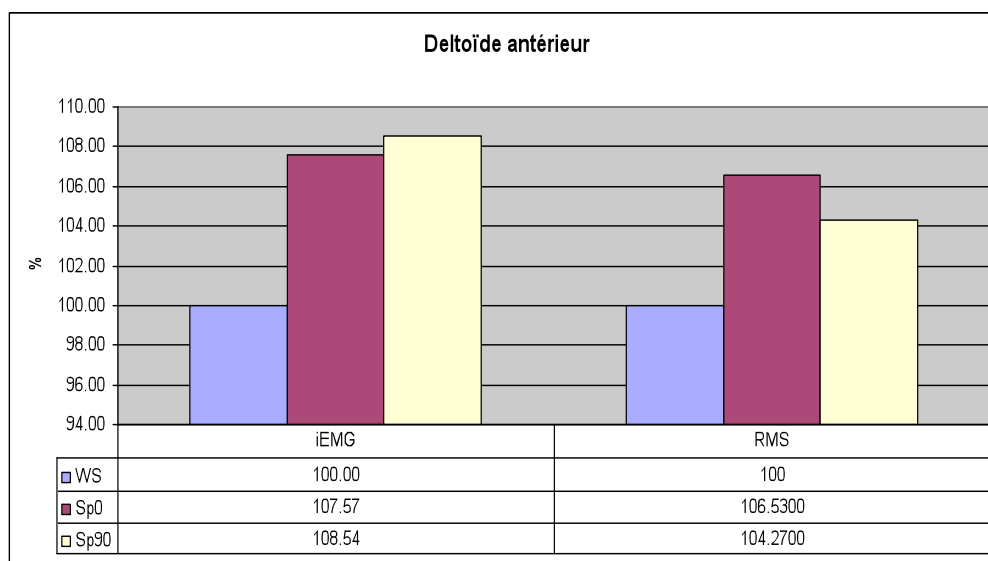
Tableau n°Ch3.1 : Activité relative des muscles au sein de la jambe.

La hausse de l'activité du long fibulaire, plus pronateur et abducteur du pied que véritable fléchisseur plantaire de la cheville, est sans doute liée à l'augmentation des oscillations transversales du CdP. Elle est équilibrée par l'activité de supination et d'adducteur du tibial antérieur. Cependant l'activité relative du long fibulaire varie peu au sein de la jambe suivant la situation occlusale.



Graphique n°Ch3.9 : Proportion relative de l'activité des muscles tibial antérieur, long fibulaire, soléaire dans l'EMG intégrée de la jambe pour chaque situation occlusale.

II.4.6 Membre supérieur :



Graphique n°Ch3.10: Evolution relative (%) de l'activité du muscle deltoïde antérieur lors du port de Sp0 et Sp90 par rapport à WS.

Le muscle deltoïde antérieur montre une augmentation de son activité avec le port des orthèses. Il indique ainsi une participation du membre supérieur à l'équilibre postural, vraisemblablement en réponse à l'augmentation des oscillations antéro-postérieures du CdP.

II.4.7 Comparaison des résultats entre muscles gauches et droits :

Au sein des membres inférieurs, on observe une nette prédominance de l'activité musculaire droite pour 6 des 7 muscles enregistrés, quelque soit la situation occlusale. Elle tend à augmenter avec l'importance de la perturbation occlusale (WS : +253%, Sp0 : +259%, Sp90 : +260%). Seul le long fibulaire gauche présente une activité plus forte de ce côté qu'à droite.

Au sein du tronc et du cou, le rapport d'activité droite – gauche est similaire. Sur les 5 muscles testés par paire, 4 ont une activité nettement plus importante à droite qu'à gauche : +231% en situation WS et avec Sp90, +227% avec Sp0. Seul l'Erecteur du rachis gauche présente une activité plus forte.

Un volontaire est gaucher, mais ses résultats EMG n'évoluent pas différemment des volontaires droitiers.

Il existe peut-être une prédominance de l'activité du côté initiant la mise en mouvement ou du côté du pied de précision (Mouzat²⁰⁰³). Bourgeois et Ouaknine²⁰⁰² parlent

de pied moteur et de pied d'appui lorsqu'il étudie l'asymétrie fonctionnelle des membres inférieurs. Dans leur étude, 47,6% d'une cohorte de 242 enfants de 8 à 9 ans ont un pied droit moteur, 2,9 % seulement ont un pied gauche moteur.

On peut aussi évoquer une répartition asymétrique des masses des organes du corps avec notamment l'influence à droite de la masse hépatique (Gangnet²⁰⁰³). Plusieurs auteurs observent ainsi un positionnement plus à droite dans le plan frontal de la ligne de gravité ($p < 0,001$ El Fegoun²⁰⁰⁵, Mouzat²⁰⁰³) ou de l'axe tête-rachis-sacrum (Gangnet²⁰⁰³).

On ne peut pas ignorer non plus l'influence du poids du PocketPC, suspendu par une ceinture, à la droite du bassin des participants et dont le poids est de 187 grammes.

III SYNTHÈSE DES RESULTATS. Hypothèse de mécanisme d'adaptation posturale :

III.1 Synthèses et essai d'interprétation des résultats :

Ces derniers résultats électromyographiques ne montrent finalement que peu de différences de comportement musculaire suivant que Sp0 et Sp90 est portée. La durée des tests EMG est relativement courte, 10mn par situation occlusale. Or durant ce laps de temps qui suit l'insertion des orthèses, les résultats stabilométriques n'avaient pas montré statistiquement et graphiquement de différence suivant que Sp0 ou Sp90 étaient portées. Ce qui semble confirmer les résultats EMG.

L'étude stabilométrique a néanmoins montré le caractère perturbant de Sp90 sur le contrôle postural, nous nous concentrerons donc sur les répercussions possibles de cette orthèse dans l'interprétation des résultats que nous formulons ci-dessous.

Au niveau de l'extrémité céphalique, en l'absence dans la littérature d'étude stabilométrique et cinématique des modifications de position mandibulaire, on peut essayer d'expliquer les résultats que nous avons obtenus à la lueur des travaux sur les dysmorphoses mandibulaires, notamment sur les classes III squelettiques (mandibule trop avancée par rapport au maxillaire supérieur, sujets prognathes mandibulaires).

L'ensemble des données bibliographiques et des résultats électromyographiques convergent alors. Les données céphalométriques issues de la littérature montrent une flexion de la tête sur le rachis, une diminution de la lordose cervicale (d'Attilio²⁰⁰⁵), voire une cyphose cervicale anormale (Mertensmeier¹⁹⁹² in Huggarre¹⁹⁹⁸) chez les sujets en classe III squelettique, et ce d'autant plus que la mandibule est longue (Festa²⁰⁰³) ($p < 0,01$).

Nos résultats EMG montrent eux aussi, lors d'avancement de la mandibule (port de Sp90), une augmentation de l'activité des fléchisseurs de la tête (SCM, sus-hyoïdiens) et une

diminution des extenseurs du rachis cervical (trapèzes descendants), favorisant une diminution de la lordose cervicale (cf §Ch3.II.4.2 et Ch3.II.4.3).

La flexion de la tête entraîne en outre pour Snjiders¹⁹⁹⁸ une contraction des érecteurs du rachis ($p < 0,001$) et une diminution de l'activité du biceps fémoral ($p = 0,027$), variations que nous observons aussi dans notre étude.

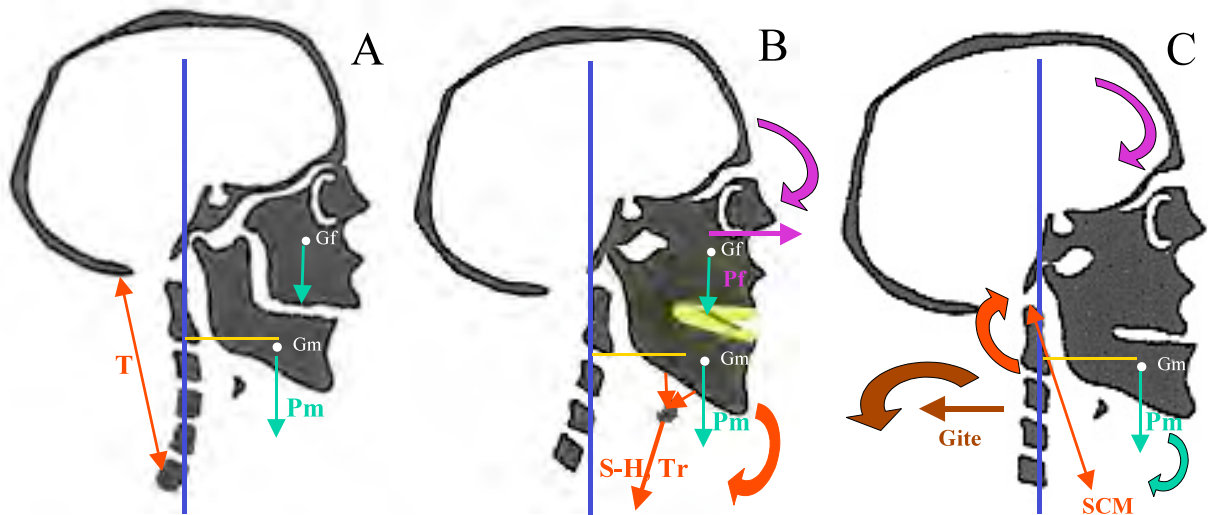


Figure n°3.19 : Hypothèse. Mécanisme de modification de la posture céphalique en fonction de la quantité de propulsion mandibulaire. D'après un dessin du crâne de Cole¹⁹⁸⁸

Figure n°3.19 **A** : En situation WS, sans perturbation oclusale, les moments créés par les poids de la mandibule et de la face et la tension de l'appareil aéro-digestif sont contrebalancés par les moments issus de la tension des muscles de la nuque (T, Trapèze dans notre étude).

Figure n°3.19 **B** :

Lors de la propulsion mandibulaire, le centre de gravité de la mandibule est porté en avant, accompagnée par l'os hyoïde (Adamadis¹⁹⁹²). Ce déplacement met en tension les muscles sus- et sous-hyoïdiens et étire l'ensemble œsophage-trachée-bronche. Un moment de flexion sur le rachis de la mandibule et de la tête (solidarisée à elle par l'appareil orthopédique) peut apparaître, favorisant une position plus antérieure de la tête.

Il semble que jusqu'à une certaine quantité de propulsion (telle celle imposée par Sp45), cette situation s'accompagne d'une position plus antérieure du CdP comme le montrent les résultats stabilométriques avec Sp45 portée (cf §Ch2.II.1.4).

Lorsque la quantité de propulsion augmente, le porte-à-faux de la mandibule et de la tête par rapport à la verticale de gravité augmente, les moments liés au poids de la mandibule et de la tête (qui s'éloignent de la ligne de gravité) augmentent. Ils sont accentués par la tension des muscles sus- et sous-hyoïdiens et le poids, l'étirement et le déplacement vers l'avant de l'appareil aéro-digestif. Il s'en suit alors une accentuation de la flexion de la tête par rapport à la verticale et au rachis cervical.

Figure n°3.19 **C** : L'augmentation de l'activité des SCM par rapport à celle des trapèzes, que nous avons observée lors du port de Sp90, favorise aussi la flexion de la tête sur le rachis et une diminution de la lordose cervicale.

Une émergence plus verticale du rachis cervical dans la région de C7 semble alors nécessaire pour le mettre en situation de résistance par rapport aux moments antérieurs de flexion. Ceci nécessite sans doute une diminution de la cyphose thoracique, en liaison avec la diminution de la lordose cervicale (Berthonnaud²⁰⁰⁵).

Nous soulignons lors de l'étude stabilométrique, l'importance de l'épaisseur des orthèses et son effet compensateur de la propulsion mandibulaire (§Ch2.II.4 et §Ch3.I.1). Une orthèse très épaisse va entraîner une divergence maxillo-mandibulaire s'accompagnant pour de nombreux auteurs (Solow et Tallgren¹⁹⁷⁶, Solow et Sandham²⁰⁰², Ozbek et Köklü¹⁹⁹³, Hugarre^{1992, 1993}) d'une extension de la tête et d'une inclinaison antérieure du rachis cervicale, compensation inverse de celle que nous décrivons lors d'une forte propulsion mandibulaire.

La région du bassin constitue une importante et complexe zone d'équilibration posturale.

Nos résultats électromyographiques montrent une augmentation des muscles participant à la flexion de la hanche sur le bassin (§Ch3.II.4.4). Ces muscles, lorsqu'ils prennent appui sur la hanche, peuvent provoquer une anté-version relative du bassin (Fig Ch3.20 et Ch3.21).

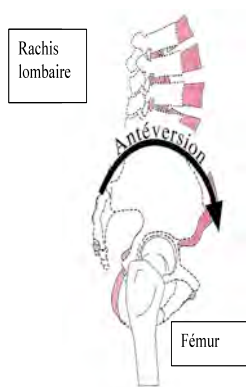


Figure n°Ch3.20 :
Représentation schématique d'une anté-version du bassin, colorée en rouge.
D'après Klein²⁰⁰⁸

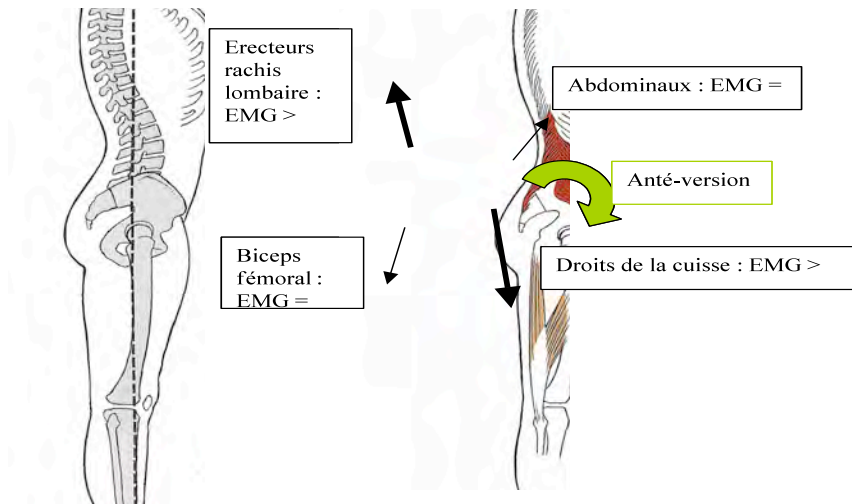


Figure n°Ch3.21 : Hypothèse. L'augmentation de l'activité des droits antérieurs de la cuisse et des érecteurs du rachis, alors que celle des abdominaux et des biceps fémoraux reste stable, favorise vraisemblablement une anté-version du bassin, installée par ce couple de forces musculaires. D'après des dessins issus de Kendall²⁰⁰⁵

Il est démontré qu'une anté-version du bassin, à qui correspond à une augmentation de la pente sacrée (inclinaison antérieure du plateau du sacrum), s'accompagne d'une augmentation significative de la lordose lombaire ($r=0,80$ (Boulay²⁰⁰⁶) ; $r=0,76$ (Guigui²⁰⁰³) ; $r=0,86$ (Roussely²⁰⁰³).

La ligne de gravité reste postérieure au rachis lombaire, mais à ce niveau son bras de levier s'est accru pour tenter de se maintenir au dessus des têtes fémorales (situation d'équilibre, fig Ch1.2) et tend à accentuer encore davantage la lordose lombaire et le nombre de vertèbres qui la composent (Legaye²⁰⁰⁵, Roussely²⁰⁰⁵).

Pour Snijders¹⁹⁹⁸ l'anté-version du pelvis est corrélée avec une augmentation de la contraction des Erecteurs du rachis ($p<0,008$), que nous observons dans notre étude argumentant l'hypothèse d'une anté-version du bassin et d'une accentuation de la lordose lombaire pour laquelle ces muscles sont fortement impliqués (Krekoukias²⁰⁰⁷).

La chaîne des gîtes permet de faire le lien entre nos résultats au niveau de l'extrémité céphalique et ceux obtenus au niveau du bassin (Fig3.22, Duval-Beaupère et Legaye²⁰⁰⁴)

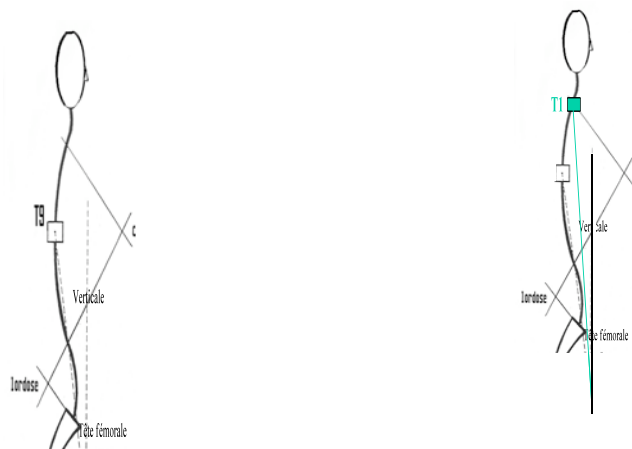


Figure n°Ch3.22 : Courbure vertébrale et gîtes en T9 et T1. D'après Duval-Beaupère²⁰⁰⁴

La diminution de la courbure cervicale et l'émergence plus verticale du rachis cervical que nous suspectons se mettre en place lors de l'avancement de la mandibule, sont en rapport avec une cyphose thoracique plus réduite (Berthonnaud²⁰⁰⁵) qui elle-même présente, pour les cas extrêmes, des liaisons avec l'intensité de la gîte au niveau de la neuvième vertèbre thoracique (T9) ($r=0,42$, $p<0,0001$; Legaye²⁰⁰⁵, Boulay²⁰⁰⁶, Vialle²⁰⁰⁵).

Cette situation favorise, en vue de profil, un rachis plat, en accord avec les travaux de Bricot¹⁹⁹⁶, Lippold^{2006,b}, Boulay²⁰⁰⁴.

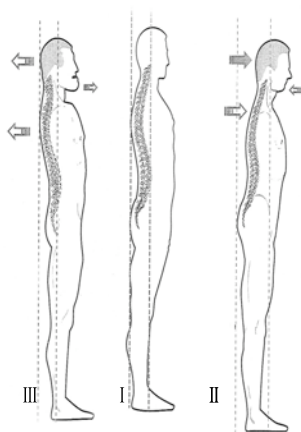


Figure n°Ch3.23 :
Représentation des divers profils rachidiens en fonction de la position mandibulaire dans la face : avancée (classe III), normale (classe I), reculée (classe II).
D'après Bricot¹⁹⁹⁶.

Ces trois derniers auteurs associent généralement un rachis plat à une rétro-version du bassin (Fig Ch3.23) et une diminution de la lordose lombaire.

Ce n'est pas ce que nous observons (hypothèse de lordose lombaire accentuée).

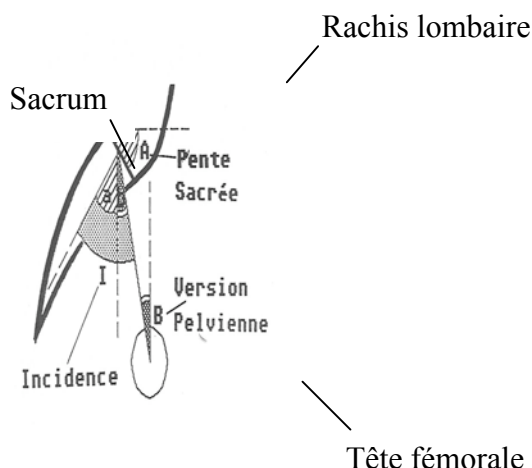
Or, cyphose thoracique et lordose lombaire ont des liaisons relativement faibles ($r=0,26$ Guigui²⁰⁰⁷; $r=0,35$ Boulay²⁰⁰⁶; $r=0,36$ Vaz²⁰⁰²) et cyphose thoracique et pente sacrée n'en ont aucune ($r=0,06$ Guigui²⁰⁰⁷).

Nous n'excluons donc pas la possibilité d'une association lordose lombaire accentuée – cyphose thoracique atténuée, lors de la propulsion mandibulaire.

De plus Duval-Beaupère et Legaye²⁰⁰⁴ soulignent la grande variabilité d'adaptation de la chaîne des gîtes aux relations lombo-pelvi-fémorales.

Une étude radiologique est donc indispensable pour préciser l'existence et le sens d'une éventuelle version pelvienne et pour observer le comportement de la gîte en C7 qui semble participer à l'équilibre postural céphalique (émergence verticale du rachis cervical, atténuation des courbures cervicales et thoraciques).

Figure n°Ch3.24 :
Représentation des différents paramètres sacro-pelvi-fémoraux impliqués dans l'équilibre de la région du bassin.
D'après Duval-Beaupère²⁰⁰⁴



Au niveau de la jambe notre étude électromyographique met en évidence une augmentation de l'activité des fléchisseurs dorsaux de la cheville (tibials antérieurs) et une diminution de l'activité des fléchisseurs plantaires (soléaires)(cf §Ch3.II.4.5).

Dans la mesure où, au repos, la projection du centre de gravité au sol se situe en avant de l'axe des chevilles, le poids du corps crée un couple mécanique autour de cet axe qui tend toujours à faire tomber le sujet en avant.

Les muscles postérieurs des jambes exercent un couple mécanique égal et de sens contraire qui empêche cette chute Nasher et Cordo¹⁹⁸¹, Gagey²⁰⁰⁴.

Le muscle soléaire est principalement sollicité pour le maintien de l'équilibre orthostatique (Bouisset^{1995, 2002}).

A l'inverse, le déplacement en postérieur du CdP lorsque Sp90 est portée, le CGv coïncidant avec le CdP, peut expliquer l'augmentation de l'activité du tibial antérieur aux dépens de celle du soléaire en réaction donc au déplacement en postérieur de la masse corporelle (Fig Ch3.25).

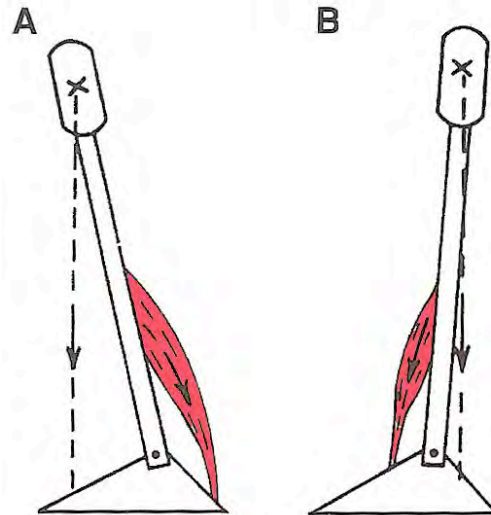


Figure n°Ch3.25 : Effet sur l'activité musculaire d'un déplacement de la ligne de gravité. Si elle pas devant l'articulation de la cheville, garder l'équilibre nécessite une activité compensatrice des extenseurs du pied (A). Si la ligne de gravité passe derrière l'articulation, c'est l'activité des fléchisseurs qui est nécessaire (B). D'après Bouisset¹⁹⁹⁵

Au niveau du genou, le rapport d'activité Droit de la cuisse – Biceps fémoral étant favorable au faisceau du Quadriceps lorsque Sp90 est portée, nous sommes tentés de penser qu'avec cette orthèse le genou est orienté vers une extension (cf §Ch3.II.4.4).

A la lumière des données bibliographiques et expérimentales précédentes, l'hypothèse d'adaptation squelettique qui serait susceptible de survenir lors du port d'une orthèse de forte propulsion mandibulaire pourrait ainsi être :

- une inclinaison postérieure des membres inférieurs (contraction du tibial antérieur, CdP et CGv plus postérieurs)
- une anté-version compensatoire du bassin (contraction des fléchisseurs de la hanche)
- une augmentation de la lordose lombaire (contraction des Erecteurs du rachis)
- une atténuation de la cyphose thoracique
- une atténuation de la lordose cervicale (action dominante des fléchisseurs du rachis cervical)
- une flexion de la tête.

III.2 Régulation du contrôle postural :

Les informations nécessaires au contrôle postural sont obtenues grâce à différents capteurs.

L'oreille interne en est un des éléments fondamentaux. Si sa partie antérieure, la cochlée, est responsable de l'audition, sa partie postérieure, comprenant le vestibule et les trois canaux semi-circulaires, est responsable de l'équilibration.

Les canaux semi-circulaires interviennent dans le contrôle postural dynamique, mais pas dans le contrôle de la posture orthostatique (Fitzpatrick et McCloskey¹⁹⁹⁴), les accélérations des oscillations posturales sont alors inférieures au seuil de perception de ces capteurs (Gagey¹⁹⁹⁵). Pour Yasuda¹⁹⁹⁹, le système vestibulaire serait plus impliqué dans la régulation de l'amplitude de ces oscillations.

Les sollicitations de l'articulation temporo-mandibulaire, très importantes lors de la propulsion mandibulaire, peuvent-elles provoquer des troubles des régulateurs posturaux de l'oreille interne, très proche anatomiquement ?

Les informations visuelles sont données par la région de la fovéa (petite dépression centrale au sein de la rétine). Elle permet de connaître la direction du regard par rapport à la position de la tête et du corps. Les régions plus périphériques donnent des informations sur l'orientation du sujet par rapport à son environnement, et des informations relatives au mouvement de l'environnement par rapport à la rétine (Mesure¹⁹⁹³).

Nagata²⁰⁰¹ ont trouvé un seuil de détection visuelle d'environ 0,1°. L'effet des informations visuelles est plus important sur les oscillations posturales comprises entre 0,2 et 0,4 Hz et est réduit pour des oscillations allant au-delà de 0,5 Hz. Les auteurs suggèrent que le système visuel serait trop lent pour permettre, à lui seul, de maintenir la posture orthostatique.

Les récepteurs proprioceptifs (sensibles à l'étirement) des muscles oculomoteurs, qui mobilisent l'œil dans son orbite, interviennent dans le contrôle postural en fournissant l'information de position réciproque de la rétine et des épithéliums sensitifs du vestibule de l'oreille interne (Baron¹⁹⁵⁵ ?in Gagey¹⁹⁹⁵).

La flexion de la tête (cf §Ch3.II.4.2), les modifications de posture rachidienne, peuvent être en relation avec ces capteurs céphaliques.

Au niveau du pied, des exocapteurs constitués des barorécepteurs de la sole plantaire, sont capables de coder les différentes pressions qui lui sont appliquées, les organes tendineux de golgi en seraient les capteurs de force (Jami¹⁹⁹²).

Des endocapteurs formés par les fuseaux neuro-musculaires situés dans les muscles et par les tendons de la cheville, fournissent des indications sur l'étirement et la vitesse de changement d'état du muscle (fonction proprioceptive). Au niveau du muscle soléaire, ils seraient vraisemblablement la principale source d'information intervenant dans le maintien de

l'équilibre orthostatique (seuil de perception proprioceptif de l'ordre de $0,1^\circ$ et effet stabilisateur sur les oscillations posturales de 0,2 à 0,9 Hz)² (Fitzpatrick et Mc Closkey¹⁹⁹⁴, Nagata²⁰⁰¹). Pour Masani²⁰⁰³, le Gastrocnémien latéral est le plus actif dans l'anticipation des changements de position du centre de masse.

Ce capteur proprioceptif musculaire est particulièrement précis et discriminant et permettrait essentiellement de réguler la vitesse des oscillations de la posture orthostatique (Yasuda¹⁹⁹⁹).

Le déplacement en postérieur du centre d'appui podal, la répartition des tensions au sein des muscles de la jambe (cf §Ch3.II.4.5) sont en relation avec ces deux types de capteurs.

Meyer¹⁹⁷⁷ introduit l'idée d'une participation de la mandibule dans l'équilibre orthostatique. Il a décrit des phénomènes oculomoteurs et posturaux (perturbations du reflexe de convergence tonique, réduction des surfaces de statokinésigrammes) qui apparaissent sous l'effet d'une anesthésie ou d'une stimulation des nerfs dentaires. Ceci suppose une intégration des informations dentaires aux informations oculomotrices.

L'information du contact dentaire issus des récepteurs parodontaux transiterait par le ganglion du nerf trijumeau (Vème paire des nerfs crâniens) puis par la formation réticulaire (région du tronc cérébral), elle-même en connexion avec le colliculus supérieur (partie du toit du mésencéphale) dont les neurones sont impliqués dans les mouvements des yeux (Auroy ^{in Dupas2005}).

Cette formation réticulaire contrôle aussi le noyau spinal d'où partent la XI^e paire des nerfs crâniens (nerf spinal), qui innerve les muscles Sterno-cléido-mastoïdiens et Trapèzes, et le faisceau réticulo-spinal qui innerve les muscles postérieurs du cou et les muscles axiaux paravertébraux extenseurs du rachis (Hartmann, Wright ^{in Dupas2005}).

Le noyau sensitif du V est aussi en relation avec les nerfs sous-occipitaux C1, C2 et C3 impliqués dans la régulation la posture cervicale.

La participation de l'occlusion à l'équilibre général est aussi mise en évidence par les travaux de Hosoda²⁰⁰⁷ qui montre que la mise en position d'occlusion dentaire par rapport à la position de repos mandibulaire favorise le rétablissement de l'équilibre (évalué par stabilométrie) après l'application d'une perturbation extérieure et ce d'autant plus que la perturbation est forte.

Sakaguchi²⁰⁰⁷, dans une étude similaire, observent eux aussi une diminution du trajet et de la surface parcourue par le CdP lorsque les sujets testés ont les arcades dentaires en occlusion par rapport à la situation de repos mandibulaire.

En s'appuyant sur ces données fondamentales, l'influence de l'appareil manducateur sur le contrôle postural semble établie. Il se comporterait comme un exocapteur par l'intermédiaire des récepteurs parodontaux et comme un endocapteur par la musculature et les articulations temporo-mandibulaires, très sollicités lors de la propulsion de la mandibule.

Le système postural ne peut utiliser les informations de position fournies par ces organes mobiles les uns par rapport aux autres que s'il connaît leurs positions réciproques.

Le rachis – en particulier ses deux parties les plus mobiles, cervicale et lombaire – et les articulations des membres inférieurs, donne la position de « l'exocapteur plantaire » par rapport aux « exocapteurs céphaliques ». La traumatologie (Osinski²⁰⁰⁷), la pathologie (myélopathie, Yoshikawa²⁰⁰⁸), l'expérimentation (mise en vibration des muscles du cou, Bove²⁰⁰⁶) ont mis en évidence l'importance, dans l'équilibre postural, de la proprioception cervicale, à la fois articulaire et musculaire.

Les adaptations des courbures vertébrales et les variations des rapports d'activité EMG entre muscles antagonistes (Fléchisseurs / Extenseurs du rachis, Graph Ch3.5) que l'on envisage soulignent aussi le rôle primordial du rachis dans le maintien de l'équilibre orthostatique.

La somme de ces différents messages, sensoriels et sensitifs, doit permettre au système nerveux central, d'extraire à tout instant, des informations sur la position du corps et de ses segments, même si elles ne sont pas affectées du même coefficient ni chez tous les sujets, ni à tout moment.

Peuvent ainsi être déclenchées les réponses appropriées afin de réduire la différence entre la position du corps et la position d'équilibre (Bessou¹⁹⁹⁶, Gagey²⁰⁰⁴).

Conclusion :

Une propulsion mandibulaire de forte amplitude peut donc provoquer, surtout lorsque la pente est faible, des perturbations posturales telles qu'une difficulté accrue au maintien de l'équilibre orthostatique (amplitude augmentée des oscillations du CdP), une position plus postérieure du corps, des modifications des courbures rachidiennes. Les activateurs de croissance mandibulaire construits dans cet esprit, performants sur le plan orthopédique, sont aussi peut-être des dispositifs à risque lésionnel sur le plan postural. Les modifications posturales induites par le port de Sp45 sont plus limitées tant en nombre de paramètres affectés qu'en amplitude, restant proches des valeurs enregistrées sans orthèse. Une avancée mandibulaire plus progressive semblerait plus indiquée pour correspondre à certains concepts orthopédiques (Bazert²⁰⁰³, Simon²⁰⁰⁶) mais aussi pour une meilleure intégration posturale.

Les appareils d'orthopédie dento-faciale à forte propulsion initiale sont construits pour mettre l'individu en position de bout à bout, donc en prognathie mandibulaire modérée. L'objectif final n'est pas un repositionnement antérieur aussi important mais une stimulation franche de la croissance mandibulaire condylienne et périostée. Toutefois durant le temps du traitement (8-10 mois environ), au cours duquel cet appareil est porté de 12 à 20 heures par jour suivant les prescriptions, l'enfant en pleine période de croissance va voir sa face

s'adapter, mais il peut être soumis à une adaptation posturale répondant à l'établissement d'une « mise en classe III squelettique orthopédique » qui se veut temporaire mais qui malgré tout sollicite l'organisme pendant un temps relativement long à l'échelle des périodes de croissance de pré- et d'adolescence. Ceci nous incite à une plus grande prudence dans l'utilisation de ces dispositifs orthopédiques et peut-être à privilégier une propulsion plus progressive.

Si les statistiques mettent en évidence des variations significatives des paramètres posturaux avec le port des orthèses (cf Ch2.II.1 et Ch2.II.2), les variations observées semblent liées au hasard si l'on se réfère aux grilles d'évaluation de Gagey^{AFP-1988} (Tabl. Ch3.2).

Surface		
Probabilité	Yeux ouverts	
Strictement aléatoire	1.33	
0 < 0,3	1.55	
0 < 0,1	2	
0 < 0,5	2.29	
0 < 0,02	2.68	
0 < 0,01	2.98	
a 0 < 0,001	4	

Probabilité	Yeux ouverts	
	Y Moyen	Longueur
Strictement aléatoire	< 5,6	< 26
0 < 0,3	8,4	40
0 < 0,05	16	79
b 0 < 0,001	27	131

Tableaux n°Ch3.2 : Probabilités pour que les différences observée sur les paramètres Surface, Y moyen, Longueur entre deux enregistrements successifs à bref intervalle soient dues au hasard (Gagey^{AFP-1988})

a : quotient de la valeur de la surface la plus grande par la plus petite.

b : différences entre deux valeurs (mm)

Toutefois nous pouvons penser que si nos traitements sont appliqués à des individus équilibrés posturalement, les variations que nous observons, n'auront pas de signification clinique. En revanche si on les soumet à des patients présentant déjà une faiblesse posturale, il n'est pas exclu qu'ils la potentialisent et la fassent évoluer vers le pathologique. Si notre hypothèse d'adaptation posturale se vérifie, des douleurs au niveau de la jonction cervico-thoracique pourraient en être une manifestation en raison de la diminution des courbures vertébrales.

Une détection des patients à risque postural est donc souhaitable.

Enfin, la chaîne d'ajustements posturaux que nous pressentons nous conforte dans la possibilité d'une implication positive de l'orthopédie dento-faciale dans le traitement de certaines pathologies de l'appareil locomoteur.

Bibliographie Chapitre 3

Adamidis I.P., Spyropoulos M.N. Hyoid bone position and orientation in Class I and Class III malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992,101(4):308-312.

A.F.P. Normes 85. Ed Association Posture et Equilibre, Champigny. 2^{ème} Ed. 1988

Al Quran F.A., Lyons M.F. The immediate effect of hard and soft splints on the EMG activity of the masseter and temporalis muscles. *J Oral Rehabil.* 1999,26(7) :559-563.

Bazert C., Rzakiewicz A. Contrôle vertical et différents appareillages orthopédiques. Les activateurs. *Orthod Fr.* 2003,74(3):387-398.

Bergamini M., Pierleoni F., Gizdulich A., Bergamini C. Dental occlusion and body posture : a surface EMG study. *Cranio.* 2008,26(1):25-32.

Berthonnaud E., Dimnet J., Roussely P. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech.* 2005,18(1):40-47.

Bessou M., Dupui Ph., Séverac A., Bessou P. Le pied, organe de l'équilibration, In Ph Villeneuve, Pied, équilibre et posture. 1996, Paris, Ed. Frison-Roche :21-32.

Bouisset S., Maton B. Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique.1995, Ed. Hermann. Paris.

Bouisset S. Biomécanique et physiologie du mouvement. 2002, Ed Masson.

Boulay C., Tardieu C., Hecquet J., Benaim C., Mouillesceaux B., Marty C. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence : standard values and prediction of lordosis. *Eur Spine J.* 2006,15(4):415-422.

Bourgeois P., Ouaknine M. Etude stabilométrique des paramètres standards et séparés de chaque pied chez des enfants de 8-9 ans. Dans Contrôle postural : pathologies et traitements, innovations et rééducation. Direct. Michel Lacour, 2002, Ed. Solal, Marseille:47-61.

Bove M., Bonzano L., Trompetto C., Abbruzzese G., Schieppatti M. The postural disorientation induced by neck muscle vibration subsides on lightly touching a stationary surface or aiming at it. *Neuroscience.* 2006,143(4):1095-1103.

Bricot B. La reprogrammation posturale globale.1996, Ed Sauramps médical. Montpellier.

Caron O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. *Neuroscience Lett.* 2003,340:83-86.

Ceneviz C., Mehta N.R., Forgione A., Sands M.J., Abdallah E.F., Lobo Lobo S., Mavroudi S. The immediate effect of changing mandibular position on the EMG activity of the masseter, temporalis, sternocleidomastoid, and trapezius muscles. *Cranio*. 2006,24(4):237-244.

Cole S.C. Natural head position, posture and prognathism : the chapman prize essay. *Bri J Orthod*. 1988,15:227-239.

D'Attilio M., Caputi S., Epifania E., Festa F., Tecco S. Evaluation of cervical posture of children in skeletal class I, II, and III. *Cranio*. 2005,23(3):219-228.

Dicker G.J., Van Spronsen P.H., Van Ginkel F.C., Castelijns J.A., Van Schijndel R.A., Boom H.P.W., Tuinzing D.B. Adaptation of lateral pterygoid and anterior digastric muscles after surgical mandibular advancement procedures in different vertical craniofacial types: a magnetic resonance imaging study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008,105:688-697.

Du X., Hägg U. Muscular adaptation to gradual advancement of the mandible. *Angle Orthod*. 2003,73(5):525-531.

Dupas P.H. Nouvelle approche du dysfonctionnement cranio-mandibulaire. Du diagnostic à la gouttière. 2005, Ed. CdP, Paris.

Duval-Beaupère G., Legaye J. Composante sagittale de la statique rachidienne. *Rev Rhum*. 2004,71:105-119.

El Fegoun A.B., Schwab F., Gamez L., Champain N., Skalli W., Farcy J.P. Center of gravity and radiographic posture analysis : a preliminary review of adult volunteers and adult patients affected by scoliosis. *Spine*. 2005,30(13):1535-1540.

Festa F., Tecco S., Dolci M., Ciufolo F., D'Attilio M. Relationship between cervical lordosis and facial morphology in caucasian women with a skeletal class II malocclusion : a cross-sectionnal study. *J Craniomandib Pract*. 2003,21(2):121-129.

Fitzpatrick R., Mc Closkey D.I., Proprioceptive, visual and vestibular threshold for the perception of sway during standing in humans. *J. Physiol*. 1994,478(1):173-186.

Gagey P.M., Weber B. Posturologie : régulation et dérèglement de la station debout. 2004, Masson, Paris, 3^{ème} Ed.

Gagey P.M., Weber B. Entrées du système postural fin. 1995 b, Masson, Paris.

Gangnet N., Pomero V., Dumas R., Skalli W., Vital J.M. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereographic study using a force platform. *Surg Radiol Anat*. 2003,25:424-433.

Gatti Colangelo G., Bartocci G., Festa F., Pomante D., Colasanto S. Valutazione clinica e radiografica dei rapporti tra dorso curvo e malocclusione. *Mondo Ortod.* 1990,15:413-418.

Gelb H., Mehta N.R., Forgione A.G. The relationship between jaw posture and muscular strength in sports dentistry : a reappraisal. *J. Craniomandib. Pract.* 1996, 14(4):320-325.

Guigui P., Levassor N., Rillardon L., Wodecki P., Cardinne L. Valeur physiologique des paramètres pelviens et rachidiens de l'équilibre sagittal du rachis. *Rev Chir Orthop.* 2003,89:496-506.

Hellsing E., McWilliam J., Reigo T., Spangfort E. The relationship between craniofacial morphology, head posture and spinal curvature in 8, 11 and 15-year-old children. *Eur J Orthod.* 1987,9:254-264.

Hosoda M., Masuda T., Isozaki K., Takayanagi K., Sakata K., Takakuda K., Nitta O., Morita S. Effect of occlusion status on the time required for initiation of recovery in response to external disturbances in the standing position. *Clin Biomech.* 2007,22(3):369-73.

Huggare J. Postural disorders and dentofacial morphology. *Acta Odontol Scand.* 1998,56:383-386.

Huggare J., Raustia A.M. Head posture and craniovertebral and craniofacial morphology in patients with craniomandibular dysfunction. *J Craniomandib Pract.* 1992,10:173-177.

Huggare J., Harkness E. Associations between head posture and dental occlusion. *J Dental Research.* 1993,72:255-267.

Jami L. Golgi tendons organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiol Rev.* 1992,72(3):623-666.

Johal A., Gill G., Ferman A., McLaughlin K. The effect of mandibular advancement appliances on awake upper airway and masticatory muscle activity in patients with obstructive sleep apnoea. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2007,27(1):47-53.

Kendall F.P., McCreary E.K., Provance P.G., Rodgers M.M.I., Romani W.A. Les muscles. Bilan et étude fonctionnels. 2005, Anomalies et douleurs posturales, Rueil-Malmaison, Ed Pradel, 5^{ème} Ed.

Klein P., Sommerfeld P. Biomécanique des membres inférieurs. Bases et concepts, bassin, membres inférieurs. 2008. Issy-les-moulineaux, Ed Elsevier-Masson.

Krekoukias G., Petty N.J., Cheek L. Comparison of surface electromyographic activity of erector spinae before and after the application of central posteroanterior mobilisation on the lumbar spinae. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007,19 (Epub ahead of print).

Legaye J., Duval-Beaupère G. Sagittal plane alignment of the spine and gravity. A radiological and clinical evaluation. *Acta Orthop Belg.* 2005,71:213-220.

Leitao P., Nanda R.S. Relationship of natural head position to craniofacial morphology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000,117(4):406-417.

Leung D.K., Hägg U. An electromyographic investigation of the first six months of progressive mandibular advancement of the Herbst appliance in adolescents. *Angle Orthod.* 2001,71(3):177-184.

Lippold C., Danesh G., Schilgen M., Drerup B., Hackenberg L. Relationship between thoracic, lordotic and pelvic inclination and craniofacial morphology in adults. *Angle Orthod.* 2006 b,76(5):777-783.

Masani K., Popovic M.R., Nakazawa K., Kouzaki M., Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol.* 2003,90(6):3774-3782.

Mesure S., Pellas F., Delarque A., Crémieux J. Contrôle visuel de la posture et entraînement. In Pelissier J., Brun V., Enjalbert M. *Posture, Equilibration et Médecine de Rééducation.* 1993, Ed Masson, Paris : 33-41.

Meyer J. Participation des afférences trigéminales dans la regulation tonique posturale orthostatique. Intérêt de l'examen systématique du système manducateur chez les sportifs de haut niveau. Thèse Université R. Descartes, Paris, 1977.

Miralles R., Dobbs C., Manns A., Palazzi C., Jaramillo C., Quezada V., Cavada G. Vertical dimension. Part 2 : the changes in electrical activity of the cervical muscles upon varying the vertical dimension. *Cranio.* 2002,20(1):39-47.

Mouzat A. Etude statistique de l'équilibre orthostatique chez l'homme. Thèse d'Université Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives. Clermont-Ferrand II. 2003, n° 42.

Nagata T., Fukuoka Y., Ishida A., Minamitani H. Analysis the role of vision in human upright posture. *Proceedings of the 2rd annual international conference of the IEEE.* 2001, Engineering in Medecine and Biology Society, Istanbul.

Nasher L.M., Cordo P.J. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Exp Brain Res.* 1981,43:395-405.

Nobili A., Adversi R. Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation. *J Craniomandib Pract.* 1996,14(4):274-285.

Osinski P., Pawlak Osinska K., Talar J., Kazmierczak H., Kasprak H.A. Stabilometric evaluation of equilibrium in patients with damage to cervical spine. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2007,30:395-400.

Özbek M.M., Köklü A. Natural cervical inclination and craniofacial structure. *Am J Orthod.* 1993,104:584-591.

Roussely P., Berthonnaud E., Dimnet J. Analyse géométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. *Rev Chir Orthop .* 2003,89:632-639.

Roussely P., Gollogly S., Berthonnaud E., Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine.* 2005,30:346-353.

Sakagushi K.B., Mehta N.R., Abdallah E.F., Forgione A.G., Hirayama H., Kawasaki T., Yokoyama A. Examination of the relationship between mandibular position and body posture. *Cranio.* 2007,25 (4);237-249.

Santander H., Miralles R., Jimenez A., Zuniga C., Rocabado M., Moya H. Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part II: electromyographic analysis. *J Craniomandib Pract.* 1994,12.227-233.

Savabi O., Nejatidanesh F., Khosravi S. Effect of occlusal splints on the electromyographic activities of masseter and temporal muscles during maximum clenching. *Quintessence Int.* 2007,38(2):129-132.

Schindler H.J., Türp J.C., Blaser R., Lenz J. Differential activity patterns in the masseter muscle under simulated clenching and grinding forces. *J Oral Rehabil.* 2005,32(8):552-563.

Simon Y., Chabre C., Lautrou A. Activateurs orthopédiques de croissance et malocclusion de classe II. *Orthod. Fr.* 2006,77(1):151-162.

Snidjers C.J., Ribbers M.T., de Bakker H.V., Stoeckart R., Stam H.J. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyo Kinesiol.* 1998,8:205-214.

Solow B., Tallgren A. Head posture and craniofacial morphology. *Am J Phys Anthropol.* 1976,44(3):417-435.

Solow B., Sandham A. Cranio-cervical posture: a factor in the development and function of the dentofacial structures. *Eur J Orthod* 2002,24:447-456.

Tecco S., Caputi S., Festa F. Electromyographic activity of masticatory, neck and trunk muscles of subjects with different skeletal facial morphology. A cross-sectional evaluation. *J Oral Rehabil.* 2007,34(7):478-486.

Tecco S., Epifania E., Festa F. An electromyographic evaluation of bilateral symmetry of masticatory, neck and trunk muscles activity in patients wearing a positioner. *J Oral Rehabil.* 2008,35(6):433-439.

Vaz G., Roussely P., Berthonnaud E., Dimnet J. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J.* 2002,11:80-87.

Vialle R., Levassor N., Rillardon L., Templier A., Skalli W., Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine an asymptomatic subjects. *J Bone Joint Surg Am.* 2005,87(2):260-267.

Vital J.M., Gille O., Gangnet N. Equilibre sagittal et applications cliniques. *Rev Rhumatisme.* 2004,71:120-128.

Yasuda T., Nakagawa T., Inoue H., Iwamoto M., Inokuchi A. The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture. *Europ Arch Otorhinol.* 1999,256:S27-S32.

Yoshikawa M., Doita M., Okamoto K., Manabe M., Sha N., Kurisaka M. Impaired postural stability in patients with cervical myelopathy: evaluation by computerized static stabilometry. *Spine.* 2008,33(14):E460-464.

CHAPITRE 4

CRITIQUE et EVOLUTION

DU PROTOCOLE

PERSPECTIVES

I CRITIQUE ET EVOLUTION DU PROTOCOLE:

I.1 Réalisation des orthèses :

I.1.1 Le matériau :

Le matériau utilisé, le silicone, pour la réalisation d'un mordu plutôt qu'une véritable orthèse, présente tout de même un certain degré d'élasticité pouvant augmenter l'activité des muscles masticateurs masseter, temporal, sus-hyoïdiens par effet de chewing comme nous avons pu le constater avec les tests EMG.

Les gouttières de libération occlusale dont l'épaisseur est proche de Sp0 sont en résine dure. De nombreuses études (Santander¹⁹⁹⁴; Zuñiga¹⁹⁹⁵, Ferrario²⁰⁰², Chandu²⁰⁰⁴, Landulpho²⁰⁰²), rapportent leur effet bénéfique sur la décontraction des muscles Masseter, Temporal et Ptérygoïdien médial notamment chez les bruxomanes (Hiyama²⁰⁰³) et lors de tests en serrage maximum (Roark²⁰⁰³).

Cliniquement, nous avons fait l'essai de gouttière en résine dont la face interne, au contact des dents, est en matériau élastique pour un meilleur confort des patients. Nous n'obtenons de résultats aussi satisfaisants qu'avec les gouttières en résine seule.

Une étude de Pettengill¹⁹⁹⁸ sur 18 patients dont une partie sont traités avec des gouttières occlusales en matériau dur et une autre partie avec des gouttières occlusales en matériau souple, observe quelque soit le matériau des gouttières, une réduction des douleurs musculaires et donc ne conclut pas à une différence d'efficacité entre les deux.

I.1.2 L'indentation :

Une part de l'augmentation d'activité musculaire des muscles masticateurs est liée naturellement à l'étirement des fibres musculaires, une autre part à l'effet de chewing, mais il semble aussi possible que la différence observée en EMG puisse être liée au verrouillage occlusal que représentent les indentations dans le silicone. Les orthèses utilisées étant des mordus dans un arc en silicone, il est envisageable que ce calage occlusal donne « une prise » à la contraction musculaire alors qu'à l'inverse les gouttières de libération occlusale sont lisses et facilitent et guident les déplacements mandibulaires.

Or plusieurs études récentes n'ont pas montré d'origine occlusale au bruxisme ou aux troubles temporo-mandibulaires, pathologies s'accompagnant de contractions douloureuses des muscles masticateurs ou du cou (Tsukiyama²⁰⁰¹, Demir²⁰⁰⁴, Manfredini²⁰⁰⁴).

L'idéal serait sans doute de pouvoir disposer de dispositif de propulsion en résine à recouvrement occlusal avec bielles de propulsion réglables. Ce dispositif constitué d'une gouttière maxillaire et d'une gouttière mandibulaire reliées par les bielles et s'apparentant

finalément à l'appareil amovible de Herbst, permettrait de s'affranchir du calage occlusal et de l'élasticité du matériau. Des capteurs de pression occlusaux disposés entre les deux gouttières donneraient des informations sur la force de serrage inter-arcade.

I.1.3 L'épaisseur :

Nous avons vu au cours des tests stabilométriques qu'une désocclusion modérée (environ 2,2mm en moyenne) générée par Sp0 entraînait une perturbation posturale au bout de 10 minutes (Paramètres A-P, Surface augmentés) avant un retour progressif à la situation initiale au cours de la suite du test, semblant indiquer une intégration posturale de cette perturbation occlusale.

	Sp0	Sp45		Sp90	
	Epaisseur	Epaisseur	Propulsion	Epaisseur	Propulsion
Moyenne	2.23	2.53	3.10	2.68	6.56
Ecart-type	0.91	1.05	1.51	1.07	2.54

Tableau Ch4.1 : Epaisseur et quantité de propulsion moyennes pour chaque orthèse.

L'augmentation de la dimension verticale (désocclusion) due à Sp0 est relativement réduite. Des enfants porteurs, pendant 4 mois, d'une plaque d'expansion maxillaire avec recouvrement occlusal (désocclusion de 2mm similaire à Sp0) ne montrent pas de modifications de leurs paramètres stabilométriques (Michelotti²⁰⁰⁶) ou du port de la tête (Mirallés¹⁹⁹⁷).

L'augmentation de dimension verticale étant relativement réduite, Manns^{in Moya1994}, expliquent ce résultat par la capacité d'amortissement des muscles masticateurs et de l'ATM.

Abekura²⁰⁰⁸ a observé sur un petit échantillon de patients souffrant de bruxisme nocturne, que l'EMG intégrée du masseter et du temporal antérieur diminue significativement lorsque ces patients sont traités à l'aide de gouttières occlusales de 3mm d'épaisseur au niveau des incisives centrales. Des gouttières d'épaisseur 6mm ont été aussi testées et ne diminuent pas significativement l'activité des muscles étudiés. Une telle épaisseur antérieure favoriserait une extension de la tête par rapport au rachis et une inclinaison antérieure du rachis (Moya¹⁹⁹⁴, Santander¹⁹⁹⁴) soulignant l'importance de ce paramètre.

Les conceptions des activateurs mandibulaires utilisés en orthopédie dento-faciale diffèrent, suivant la réponse musculaire recherchée, par la quantité de propulsion ou de désocclusion imposée.

Une augmentation de dimension verticale dépassant la position de repos mandibulaire de 2 à 4 mm avec une propulsion inférieure de 3 mm à la propulsion maximale (Pfeiffer¹⁹⁸²), entraîne un étirement des muscles élévateurs de la mandibule dans la limite de 20% autour de leur longueur initiale, et permet d'obtenir la force musculaire maximale. Les faisceaux musculaires des élévateurs alors étirés sont activés par réflexe myotatique et transmettent leur force de contraction à l'appareil et aux zones d'insertion musculaires stimulant une croissance adaptative. (Ahlgren¹⁹⁷⁸)

Lorsque la surélévation est plus importante (7-12mm au delà de la position de repos mandibulaire), avec une propulsion en bout à bout incisif ou proche de la propulsion maximale, les fibres musculaires sont si étirées que leur capacité de contraction est dépassée. C'est alors la tension passive du muscle liée à ses constituant visco-élastiques qui est transmise à l'appareil. Herren¹⁹⁵⁹ parle alors d'appareils myotoniques, même si pour Aggarwal¹⁹⁹⁹ cela ne se vérifie pas toujours.

Les conceptions des appareils de propulsion mandibulaires apparaissent donc parfois très différentes à la fois quant à la quantité de propulsion à imposer (forte d'emblée ou progressive) et quant à l'épaisseur de l'appareil suivant les propriétés des muscles que l'on souhaite exploiter.

Nous avons vu avec Sp90 notamment, les conséquences de faibles variations d'épaisseur sur les résultats stabilométriques (paramètres Surface, A-P augmentés, Y plus postérieur lorsque l'épaisseur est réduite).

Cette caractéristique des orthèses de propulsion doit être étudiée plus particulièrement avec des jeux d'orthèse plus variés en épaisseur mais aussi en quantité de propulsion.

Toutefois les variations millimétriques d'épaisseur ou de propulsion des orthèses sont soumises aux capacités individuelles musculaires ou articulaires des volontaires, comme le montre l'écart-type de la quantité de propulsion à 90% de la propulsion maximale (+ / - 2,54 mm). L'étude de la pente de propulsion, mesure angulaire, est peut-être une variable susceptible de s'en affranchir.

Une construction sur articulateur des orthèses paraît alors souhaitable pour conserver des caractéristiques de valeur constante d'un volontaire à l'autre.

Cela impose cependant plusieurs temps de travail supplémentaire : prise d'empreinte, enregistrements de rapports d'occlusion, réalisation des modèles en plâtre et leur montage sur articulateur et confection de l'orthèse.

I.2 Conditions d'enregistrement :

I.2.1 Moment de la journée :

L'absence de littérature relative à ce sujet et la nécessité de regrouper les enregistrements sur une courte période ne nous ont pas alertés sur l'influence de ce facteur au début de notre expérimentation. Au cours de celle-ci nous avons tout de même envisagé cette possibilité et en fonction des disponibilités des volontaires, nous les avons sollicités et répartis également à différents moments de la journée. Ainsi :

- 8 sujets ont été testés le matin,
- 7 l'ont été en première partie d'après-midi,
- 8 individus ont participé en soirée.

Les résultats sont présentés par les graphiques Ch4.1 à Ch4.5 et par les tableaux Ch4.2 et Ch4.3.

Matin :

Les sujets passant le matin présentent un trajet du CdP plus long, sur une surface plus grande, qu'ils portent une orthèse ou non et quelle que soit l'orthèse portée (mais différence plus nette avec Sp0), par rapport aux sujets testés l'après-midi ou le soir.

Ces sont eux qui montrent des oscillations antéro-postérieures (pour Sp45 et WS) et transversales (pour Sp0, Sp90) de plus grande amplitude.

Chez les sujets testés le matin, la position du CdP est plus antérieure dans toutes les situations de test.

Après-midi :

Les sujets testés l'après-midi présentent globalement la situation inverse : longueur du trajet du CdP la plus courte, surface décrite par le CdP la plus réduite (surtout avec Sp90 portée), oscillations antéro-postérieures (avec Sp90 particulièrement) et transversales (durant le port de Sp0 surtout) d'amplitude plus faible et une position du CdP globalement plus postérieure (WS, Sp0, Sp90).

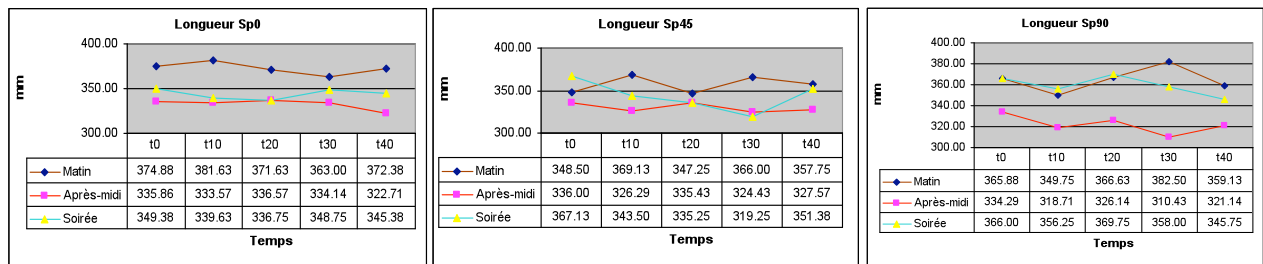
Soirée :

Les individus testés en soirée ne montrent pas de réactions posturales particulières.

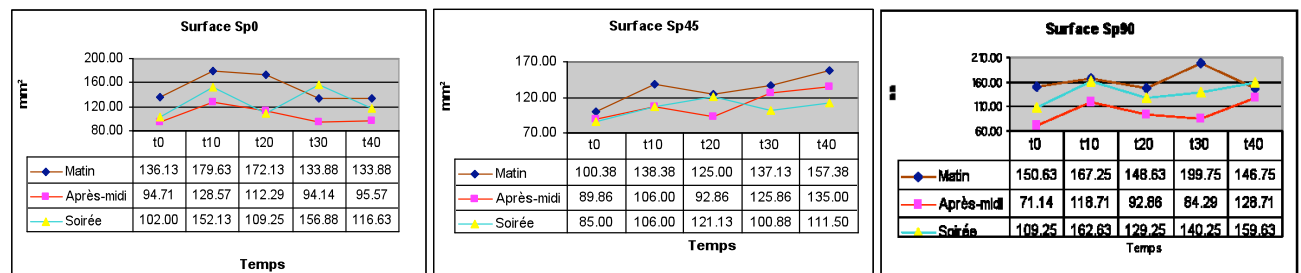
WS	Longueur	Surface	A-P	M-L	Y0	Rapport	LFS
Matin	394.19	123.31	19.01	8.14	-0.87	2.56	3.82
Après-midi	330.29	95.71	18.01	6.01	-3.48	3.14	5.41
Soirée	347.75	103.94	16.48	7.81	-2.94	2.28	4.12

Tableau n°Ch4.2: Valeurs moyennes des paramètres posturaux en fonction du moment des tests sans orthèse.

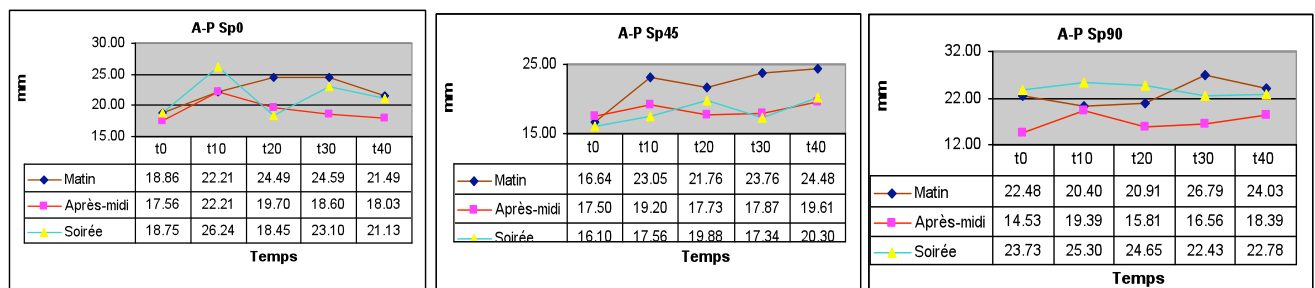
Ci-dessous : Représentations graphiques de l'évolution des principales variables posturales en fonction de l'orthèse portée et du moment de la journée.



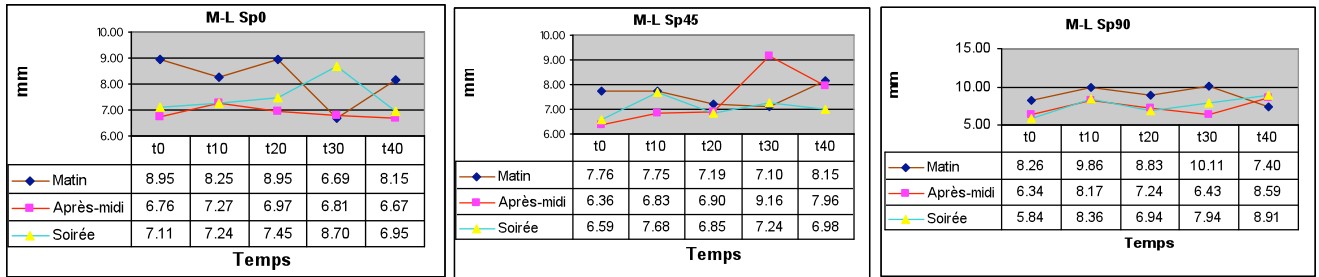
Graphiques n°Ch4.1 : Variations du paramètres Longueur suivant l'orthèse portée et le moment de la journée au cours duquel est réalisée la manipulation.



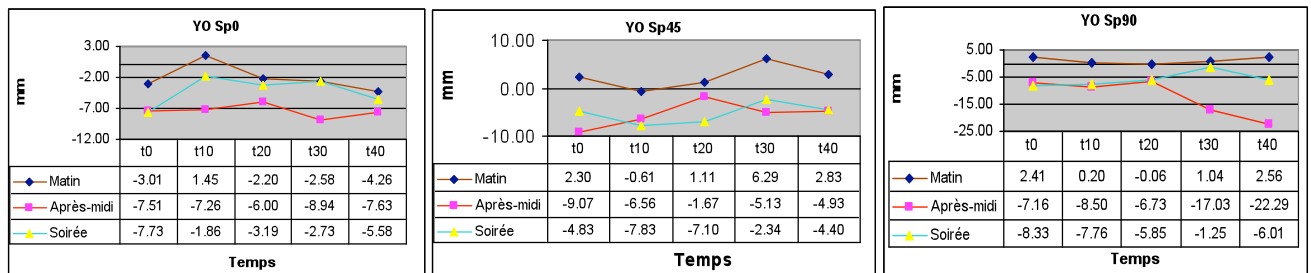
Graphiques n°Ch4.2 : Variations du paramètres Surface suivant l'orthèse portée et le moment de la journée au cours duquel est réalisée la manipulation.



Graphiques n°Ch4.3 : Variations du paramètres A-P suivant l'orthèse portée et le moment de la journée au cours duquel est réalisée la manipulation.



Graphiques n°Ch4.4 : Variations des paramètres M-L suivant l'orthèse portée et le moment de la journée au cours duquel est réalisée la manipulation.



Graphiques n°Ch4.5 : Variations des paramètres YO suivant l'orthèse portée et le moment de la journée au cours duquel est réalisée la manipulation.

	Rapport	t0	t10	t20	t30	t40		LFS	t0	t10	t20	t30	t40
Sp0	Matin	2.29	2.95	2.81	3.78	3.09	Sp0	Matin	3.20	2.89	2.21	3.55	2.90
	Après-midi	2.79	3.37	3.00	3.41	3.03		Après-midi	4.70	3.54	3.57	4.14	4.10
	Soirée	3.13	4.16	2.74	2.89	3.24		Soirée	3.73	2.64	3.44	2.50	3.38
Sp45	Matin	2.44	3.42	3.18	3.51	3.39	Sp45	Matin	3.84	3.35	3.16	3.19	2.69
	Après-midi	3.02	3.14	3.00	2.12	2.74		Après-midi	4.40	4.51	4.07	2.73	3.73
	Soirée	2.69	2.48	2.99	2.55	3.09		Soirée	5.15	3.73	3.20	3.78	3.53
Sp90	Matin	2.95	2.45	2.45	3.66	3.45	Sp90	Matin	3.26	2.79	2.71	2.44	2.96
	Après-midi	2.40	2.96	2.33	2.86	2.56		Après-midi	5.06	2.84	4.11	4.38	3.19
	Soirée	4.16	3.53	3.63	3.09	3.09		Soirée	3.69	2.61	3.76	3.01	2.81

Tableau n°Ch4.2 : Valeurs moyennes pour Rapport et LFS en fonction des orthèses portées et du moment de la journée.

L'examen des données des paramètres Rapport et LFS ne met pas évidence de différence suivant le moment de la journée au cours duquel sont pratiqués les enregistrements.

L'examen des graphiques ne montre pas non plus que le moment de la journée amène une orthèse à perturber l'équilibre du sujet de manière plus importante que les deux autres orthèses.

Il est ainsi difficile de conclure à l'influence du moment des tests dans la journée, mais des différences graphiques notables sont observées entre les enregistrements effectués en matinée et ceux effectués en début d'après-midi.

Les échantillons composant ces sous-groupes sont indépendants et de petite taille, les caractéristiques individuelles ont donc de l'importance.

La situation par rapport au déjeuner est peut-être un paramètre à prendre en compte : début de la sensation de faim vers onze heures le matin, baisse de réactivité post-prendiale. Toutefois cette dernière aurait peut-être pu aussi provoquer une diminution des capacités de contrôle postural et favoriser une augmentation de l'amplitude des oscillations du CdP et une plus grande dispersion des points enregistrés, ce que nous n'avons pas observé.

Il semble donc nécessaire de tester chaque individu au même moment de la journée.

I.2.2 Ordre de passage :

L'ordre de prise des orthèses montre une répartition équitable des orthèses portées lors du 1^{er}, 2^{ème} ou 3^{ème} test de 40 minutes.

Ordre de prise		
1	2	3
8 Sp0	7 Sp0	8 Sp0
8 Sp45	8 Sp45	7 Sp45
7 Sp90	8 Sp90	8 Sp90

Tableau n°Ch4.3: Répartition des orthèses suivant l'ordre de prise.

Nous avons décidé de ne nous intéresser qu'à la comparaison des résultats suivant que l'orthèse étudiée est prise en début (1^{er} test) ou en fin de séance (3^{ème} test), à l'aide du test U de Mann-Whitney.

L'ordre de prise des orthèses Sp0 et Sp90 n'influence pas les résultats obtenus.

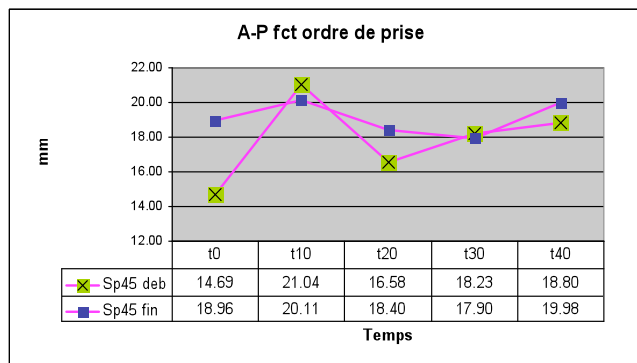
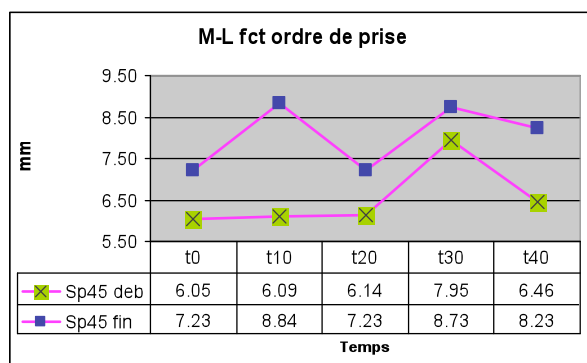
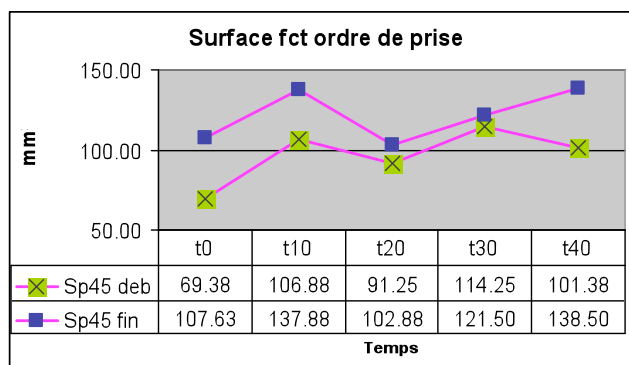
En revanche on note quelques variations lors du port de Sp45. Lorsque cette orthèse est portée en fin de manipulation, on observe, de t0 à t40, une augmentation des valeurs des paramètres Surface et M-L (Graph Ch4.6). Cette augmentation n'est significative qu'à t0 pour la Surface ($p=0,04$) et à t10 et t40 pour M-L ($p=0,04$ et $0,014$) (Tabl. Ch4.4). Pour le paramètre A-P, on note seulement une hausse significative de sa valeur moyenne à t0 ($p<0,01$) lorsque Sp45 est portée en fin de séance.

Variable	Sp45 t0	Sp45 t10	Sp45 t20	Sp45 t30	Sp45 t40
Longueur	0.336	0.536	0.397	0.613	0.779
Surface	0.040	0.121	0.336	0.955	0.189
A-P	0.009	0.779	0.536	0.867	0.867
M-L	0.152	0.040	0.232	0.397	0.014
YO	0.867	1.000	1.000	0.613	0.779
Rapport	1.000	0.152	0.397	0.336	0.054
LFS	0.054	0.281	0.397	0.536	0.021

Tableau n°Ch4.4: Test U de Mann-Whitney. Comparaison pour Sp45 des résultats aux divers temps d'enregistrements suivant qu'ils sont effectués en début ou en fin de manipulation. Significatif à $p < 0,05$.

Ceci suggère que la fatigue que l'on peut ressentir à la fin de cette longue expérimentation, peut se manifester par une augmentation de l'amplitude des oscillations transversales, les oscillations antéro-postérieures ne variant pas. Ces oscillations transversales sont vraisemblablement responsables des variations de la Surface parcourue par le CdP.

Le paramètre LFS est aussi diminué chez les sujets portant Sp45 en fin de séance, ceci n'est significatif qu'à t40 ($p=0,021$) (Tabl. Ch4.4).



Graphiques n°Ch4.6 : Variations dans le temps des paramètres Surface, A-P, M-L suivant que les orthèses sont prises en début ou en fin d'expérimentation.

Il est difficile d'apporter une explication au fait que seule Sp45 réagisse à l'ordre de prise des orthèses. Lorsqu'elle est portée en fin de séance, elle fait suite 4 fois à Sp0 et 4 fois à Sp90 et ne subit donc pas l'influence de la fatigue que pourrait logiquement provoquer Sp90. Les valeurs moyennes des différents paramètres posturaux sont particulièrement basses en début d'enregistrement pour Sp45 par rapport aux deux autres orthèses, notamment pour la Surface (cf Ch2.II.2.1). Peut-être cette particularité est-elle en rapport avec les résultats ci-dessus ?

Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé pour comparer les résultats des trois orthèses entre elles à chaque temps d'enregistrement, lorsqu'elles sont portées en début de séance et lorsqu'elles sont portées en fin de séance.

Comme lors de la comparaison des effets des orthèses entre elles avec l'échantillon global considéré (cf Ch2.II.2.1), nous ne trouvons suivant l'ordre de prise des orthèses que très peu de différence entre l'influence des orthèses.

Ainsi seule Sp45, à t0, impose une Surface d'ellipse significativement plus petite ($p=0,044$) lorsqu'elle est prise en début de séance.

Le fait de porter certaine orthèse en fin de séance ne potentialise pas l'effet d'une orthèse par rapport à une autre. Le test K-W ne met pas en évidence de différence significative entre les effets des diverses orthèses.

Bien que l'ordre de prise des orthèses montre peu d'influence sur les résultats, nous suggérons que chaque orthèse soit testée seule.

I.2.3 Durée des tests :

Les tests que nous avons menés sont trop longs.

Les tests stabilométriques parce qu'ils comprennent 5 séries d'enregistrements (WS, tests avec orthèse prise et reposée puis avec le port de Sp0, Sp45 et Sp90 pendant 40 minutes) interrompues par des phases de repos.

Les tests électromyographiques parce qu'ils sont réalisés dans 3 situations occlusales (WS, Sp0 et Sp90) et surtout parce que l'installation du dispositif EMG est longue (positionnement des électrodes, paramétrage du logiciel).

La durée totale d'un test stabilométrique est proche de 4 heures, celle d'un test stabilométrique dépasse 3 heures.

Une certaine lassitude mentale peut apparaître au cours du test favorisant une baisse de concentration et donc de contrôle postural.

Caron²⁰⁰³, Fabbri²⁰⁰⁶ observent dans différentes situations que la fatigue des membres inférieurs (Nardone¹⁹⁹⁷), ou des extenseurs du tronc (Vuillerme²⁰⁰¹), créée expérimentalement ou qui peut apparaître ici après de nombreux enregistrements, perturbe le contrôle postural et

augmente l'amplitude et la fréquence des oscillations du CdP, notamment antéro-postérieures et augmente le temps de latence précédant l'activité des muscles participant aux ajustements posturaux anticipateurs (Mello²⁰⁰⁶) (cf Chap 3, III.1.3).

Pour Nordhal²⁰⁰⁰, plus le temps entre les tests est court, plus on observe un phénomène d'apprentissage qui faussera le résultat. Ceci plaide en faveur de l'espacement de 10 minutes des enregistrements avec orthèse. Cependant, sur 40 minutes nous n'obtenons que 5 enregistrements par orthèse ce qui est vraisemblablement insuffisant pour bien étudier la réaction posturale. Une série d'enregistrements effectués toutes les 6 voire 7 minutes aurait sans doute donné plus d'informations. Doubler chaque enregistrement effectué toutes les 10 minutes aurait été une autre possibilité pour obtenir plus de données sans créer trop de fatigue supplémentaire ou de phénomène d'apprentissage.

I.2.4 Influence du bruit :

Une étude de Mainenti²⁰⁰⁷ conclut que le niveau de bruit au cours des enregistrements n'influence pas les résultats stabilométriques. Nous avons néanmoins constaté, assez logiquement, que si le niveau de bruit n'influait pas les données stabilométriques, des perturbations soudaines en cours d'enregistrements modifiaient la concentration des sujets et créaient un déséquilibre momentané se caractérisant par une augmentation de l'amplitude des oscillations et des positions plus dispersées du CdP.

I.3 L'échantillon :

I.3.1 Caractéristiques cranio-faciales des volontaires :

De nombreux facteurs individuels interviennent dans l'adaptation posturale de l'individu.

Nous avons vu avec l'épaisseur des orthèses (§Ch4.I.1.3) et dans les études consacrées au plan sagittal (Ch1.II.2 et Ch1.II.3, Ch3.III.1), qu'il existe des variations de la posture cranio-cervicale en fonction des relations maxillo-mandibulaires antéro-postérieures ou verticales. La typologie faciale qui décrit un sujet donné s'accompagne donc d'une posture cervicale et de relations cranio-cervicales particulières, qui lui sont propres. Leur adaptation à la perturbation expérimentale que nous avons pratiquée est sans doute parfois différente suivant les caractéristiques céphaliques initiales des individus testés.

C'est une donnée que nous n'avons pas pu prendre en compte. D'une part parce qu'il aurait fallu disposer d'un échantillon de plus grande taille pour pouvoir étudier séparément les diverses classes squelettiques antéro-postérieures et verticales. D'autre part, des

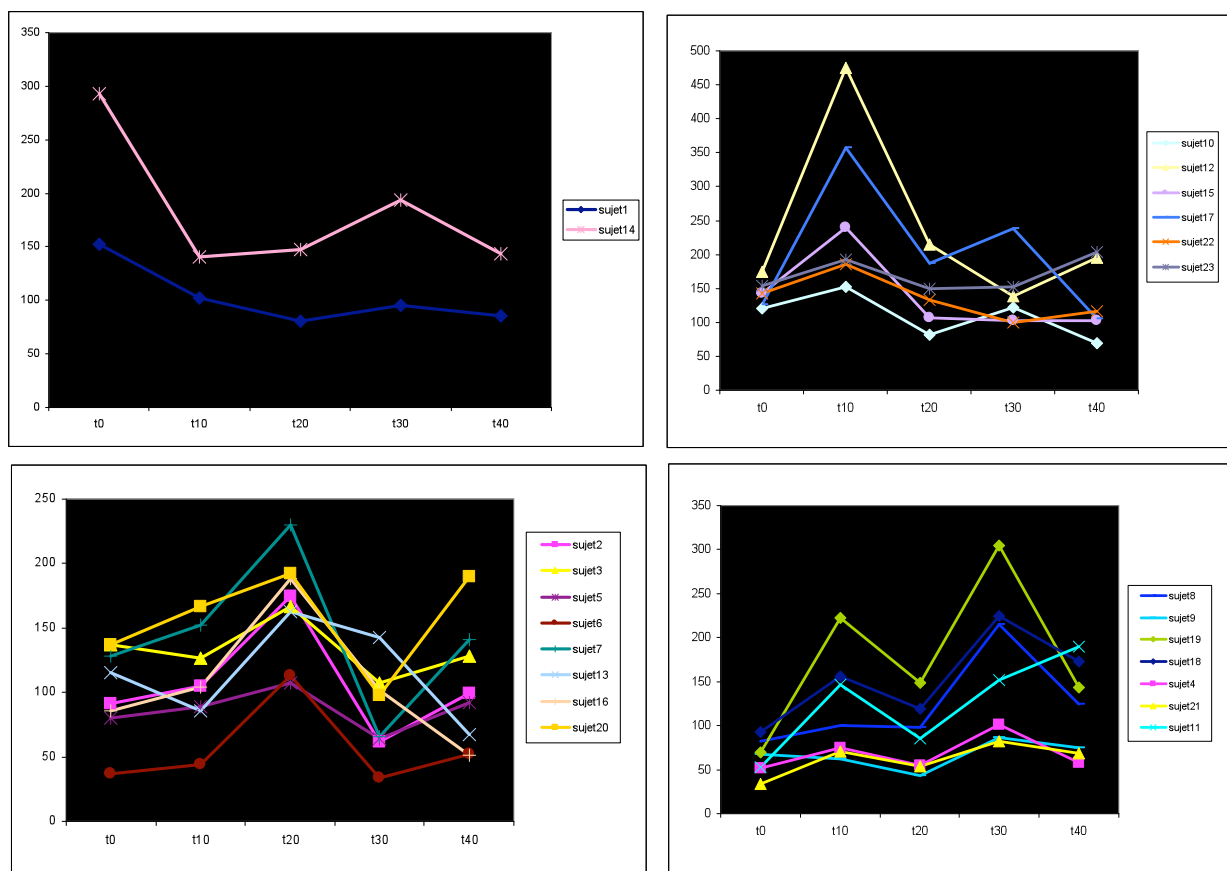
téléradiographies du crâne de profil auraient été nécessaires, dont nous ne disposons pas pour la plupart des individus.

La majorité des volontaires présentait un profil de type classe I squelettique. Un sujet montrait une classe III squelettique sans décalage dentaire. A l'exception d'un individu en classe II prémolaire de 3mm, l'ensemble des sujets testés présentaient des rapports occlusaux proches de la normalité. Plusieurs d'entre eux ont bénéficié par le passé d'un traitement orthodontique.

I.3.2 Caractéristiques posturales des volontaires :

L'examen des courbes individuelles a permis d'observer que la plupart des individus réagissaient à la perturbation occlusale par une variation des paramètres posturaux sous forme d'un pic. Nous avons donc regroupé sur un même graphique, les courbes de chaque individu de comportement similaire, pour chaque orthèse et paramètres (Graph.Ch4.7).

Nous présenterons ici les résultats se rapportant au paramètre Surface.

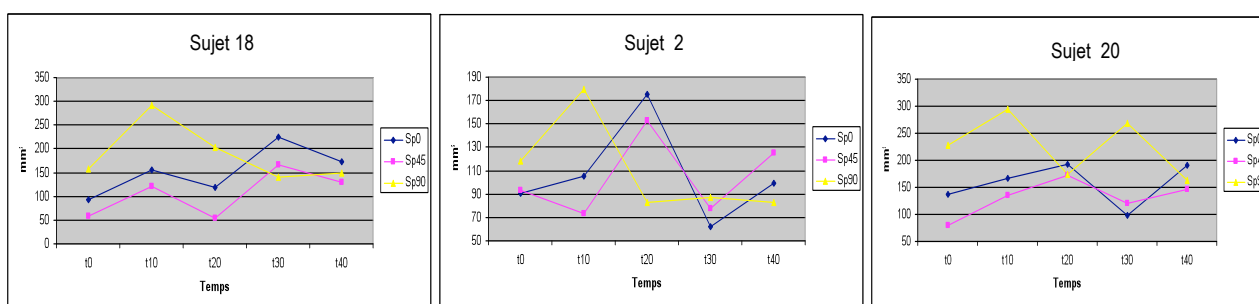


Graphiques n°Ch.4.7: Sélection des courbes individuelles représentant les résultats du paramètre Surface lors du port de Sp0. Pic de réaction à t0 (a), à t(10) (b), à t(20) (c), à t30 (d).

Dans l'exemple qui est présenté, lors du port de Sp0, nous constatons que 2 individus seulement ont une surface plus élevée à t0, 6 individus l'ont à t10, 8 à t20 et 7 à t30, ceci montrant à nouveau qu'il n'y a généralement pas de réponse posturale immédiate à l'insertion de l'orthèse mais qu'il faut attendre un délai de 10 à 30 minutes suivant les individus pour en visualiser la manifestation la plus nette.

L'analyse des courbes individuelles fait aussi apparaître que certains volontaires réagissent de la même manière pour au moins deux orthèses.

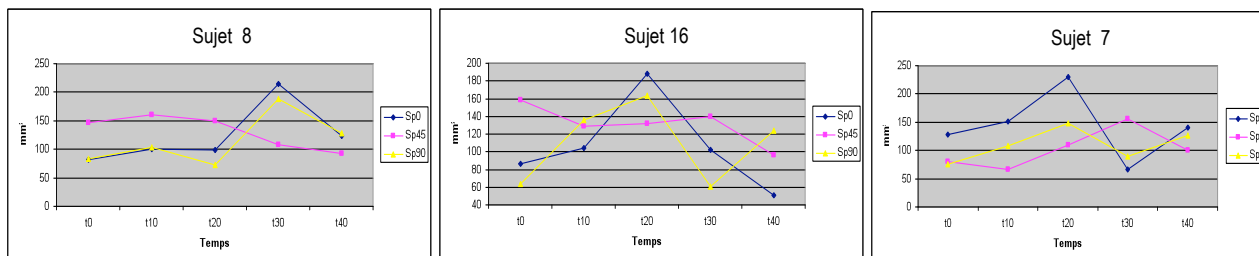
Ainsi nous avons noté que 10 individus présentaient un comportement similaire du paramètre Surface lors du port de Sp0 et de Sp45 (Graph. Ch4.8). 7 d'entre eux sont des femmes. Dans ce groupe, le port de Sp90 entraîne une hausse de la Surface plus précoce et plus forte pour 6 volontaires.



Graphiques n°Ch4.8: Courbes individuelles de trois volontaires présentant des variations des valeurs de Surface similaires lors du port de Sp0 et Sp45. Dans ces trois cas, la réponse posturale au port de Sp90 est plus précoce que lors du port des deux autres orthèses.

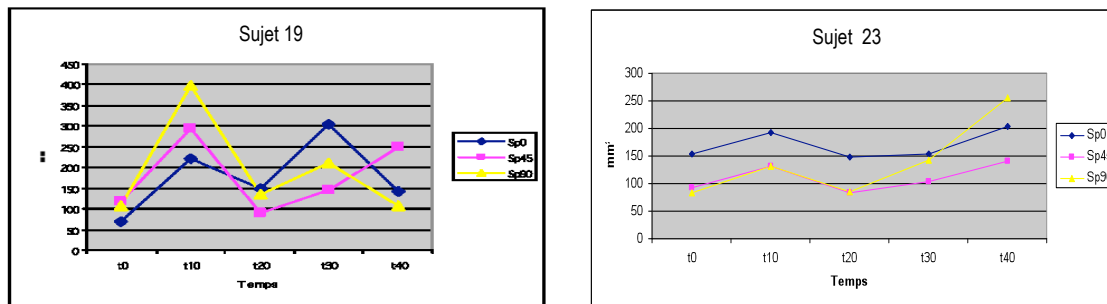
Nous avons aussi observé que 10 individus présentaient un comportement similaire pour Sp0 et Sp90 (Graph. Ch4.9). Huit d'entre eux sont des hommes.

Il semble que malgré le résultat négatif des études statistiques, il y ait une différence sexuelle de réaction posturale à la propulsion mandibulaire.



Graphiques n°Ch4.9 : Courbes individuelles de trois volontaires présentant des variations des valeurs de Surface similaires lors du port de Sp0 et Sp90.

Deux individus hommes expriment un comportement similaire pour les trois orthèses (Graph Ch4.10).



Graphiques n°Ch4.10: Courbes individuelles des deux volontaires présentant des variations des valeurs de Surface similaires lors du port de l'une ou l'autre des orthèses.

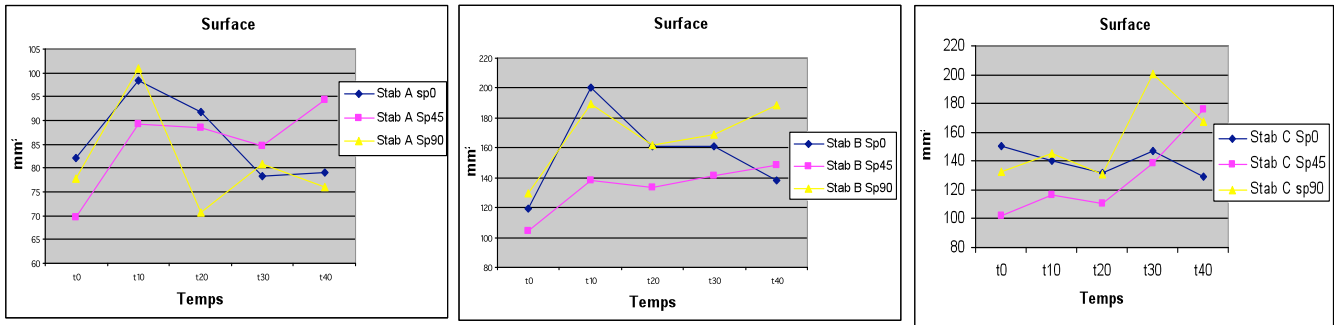
Ces résultats montrent bien l'importance des paramètres individuels dans la réponse posturale. Nous avons essayé de la mettre en évidence en tentant de classer d'un point de vue postural les participants, en nous basant sur la valeur de leur paramètre Surface sans orthèse portée.

L'échantillon principal a ainsi été divisé en trois sous-groupes :

- Stab A : correspond aux 8 individus dont la Surface WS est inférieure à 80mm² (moyenne du sous-groupe : 53,6mm²).
- Stab B : correspond aux 11 individus dont la Surface WS est comprise entre 80 et 120mm² (moyenne du sous-groupe : 105mm², moyenne de l'échantillon total : 108,17mm²).
- Stab C : correspond aux 4 individus dont le Surface WS est supérieure à 178 mm² (moyenne du sous-groupe : 225 mm²).

Nous n'avons pas d'individus entre 120 et 178 mm².

La Surface moyenne des sujets de Stab A est près du niveau de la limite basse normale de ce paramètre définie par l'AFP (39mm²), celle des sujets de Stab C est à peine au-delà de la limite supérieure (210mm²), celle des sujets de Stab B est assez proche de la valeur moyenne de Surface des normes AFP (91mm²).

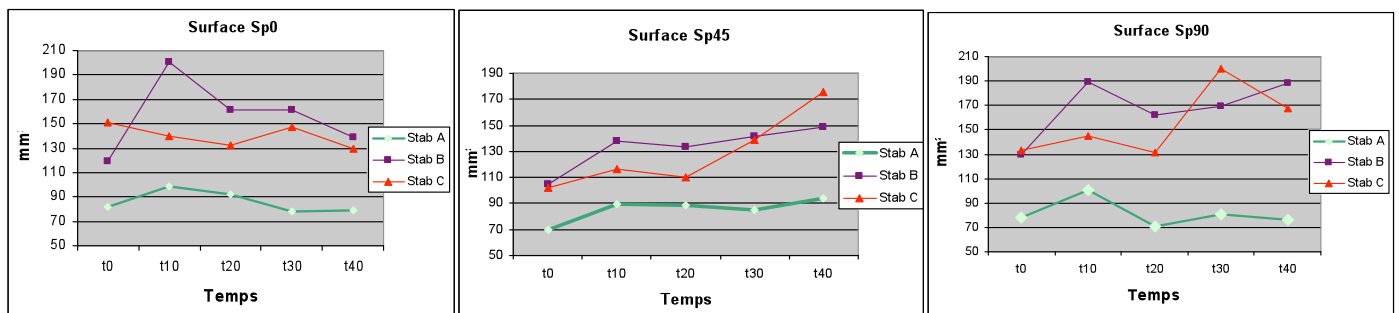


Graphiques n°Ch.4.11: Comparaison des variations du paramètre Surface en fonction de l'orthèse portée dans chaque sous-groupe postural.

Les individus du groupe Stab B montrent, suivant l'orthèse portée, des variations du paramètre Surface, pris en référence, très proche graphiquement de celui observé en considérant l'échantillon total. Les individus du groupe Stab A réagissent plus intensément au port de Sp45, ceux du groupe Stab C assez tardivement au port de Sp0 et Sp90, en comparaison à la réaction moyenne de l'échantillon entier (Graph Ch4.11).

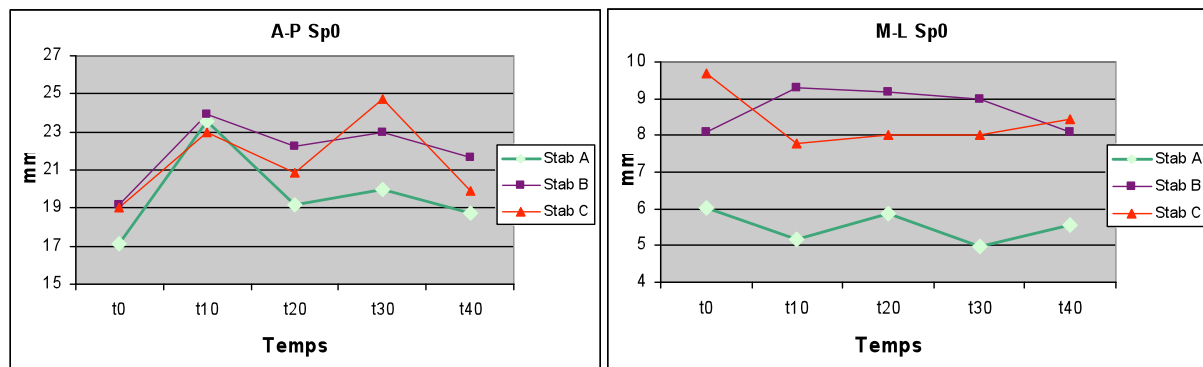
Lorsque l'on compare les sous-groupes entre-eux pour chacune des orthèses, on observe des comportements assez similaires mais d'amplitude différente. Le sous-groupe Stab A, qui présentait des Surfaces WS les plus faibles montre toujours des valeurs de Surface nettement plus faibles que celles de Stab B et Stab C, quelle que soit l'orthèse portée, alors qu'il est difficile de différencier les deux autres groupes (Graph Ch4.12).

Cette Surface plus faible est en rapport avec des oscillations transversales elles aussi de plus faible amplitude alors que les oscillations antéro-postérieures ne montrent pas de différence par rapport à celles observées chez Stab B et Stab C (Sp0 en exemple, Graph Ch4.13). Ceci est observé lors du port de chacune des orthèses.



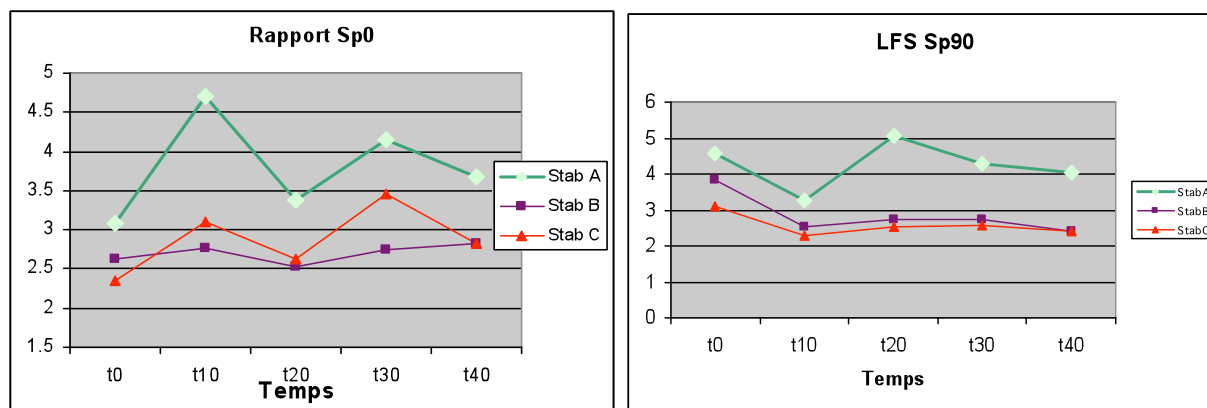
Graphiques n°Ch.4.12: Comparaison lors du port de chaque orthèse, des variations du paramètre Surface en fonction du sous-groupe postural des sujets (sous-groupes StabA, StabB, StabC).

Les individus présentant une Surface WS de petite étendue (Stab A) réagiront à l'insertion d'une orthèse par une augmentation de l'amplitude de leurs oscillations sagittales, comme pour les sujets des deux autres sous-groupes, mais ils enregistreront dans le même temps une diminution de l'amplitude de leurs oscillations transversales (Graph Ch4.13).



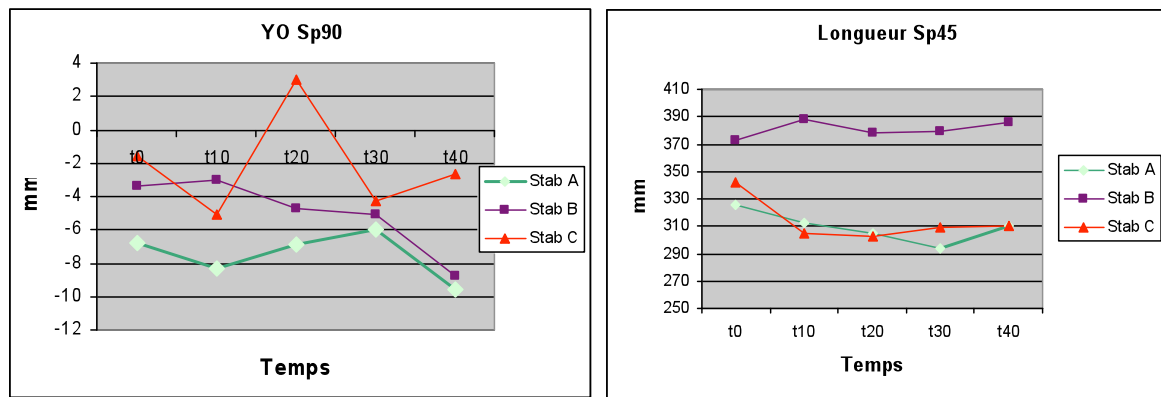
Graphiques n°Ch4.13: Comparaison des résultats des paramètres A-P et M-L lors du port de Sp0 et suivant le sous-groupe postural des sujets testés.

Le paramètre Rapport est donc plus grand chez Stab A (Sp0 en exemple, Graph. Ch4.14) et le LFS augmenté (Sp90 en exemple, Graph Ch4.14). La dépense d'énergie pour assurer le contrôle postural serait ainsi plus importante chez Stab A, par une plus grande maîtrise des oscillations médio-latérales.



Graphiques n°Ch4.14: Comparaison des résultats des paramètres Rapport et LFS lors du port respectivement, de Sp0 et Sp90 et suivant le sous-groupe postural des sujets testés.

Par ailleurs on observe, lorsque Sp90 est portée, une position moyenne du CdP plus postérieure chez les sujets Stab A, et globalement plus antérieure chez les sujets Stab C (Graph. Ch4.15).



Graphiques n°Ch4.15: Comparaison des résultats des paramètres YO et Longueur lors du port respectivement, de Sp90 et Sp45 et suivant le sous-groupe postural des sujets testés.

Enfin pour Stab B on observe une Longueur moyenne de trajet du CdP toujours plus importante par rapport à Stab A et Stab C quelque soit l'orthèse portée (Sp45 en exemple, Graph Ch4.15). Il est difficile de l'interpréter et de la comparer aux normes de 85, la cadence d'échantillonnage de notre appareil étant plus importante (40 Hz contre 5 Hz pour l'AFP).

La typologie posturale initiale du patient semble donc être un élément influençant la réponse posturale à une perturbation occlusale, bien que la petite taille de notre échantillon modère nos conclusions, surtout lors d'étude de sous-groupes.

1.3.3 Différence Homme-Femme :

La parité sexuelle a été respectée puisque notre échantillon était composé de 12 hommes et 11 femmes.

	F (11)	H (12)	Long.	F (11)	H (12)	Surf.	F (11)	H (12)	A-P	F (11)	H (12)	M-L
WS	366.35	351.45	ns	105.59	110.20	ns	17.77	17.87	ns	7.37	7.37	ns
Sp0 t0	354.27	354.00	ns	126.36	98.17	ns	20.02	16.97	ns	8.25	7.09	ns
Sp0 t10	351.64	353.08	ns	146.45	161.92	ns	25.06	22.28	ns	7.20	7.97	ns
Sp0 t20	353.18	344.83	ns	130.73	133.25	ns	20.93	20.93	ns	7.95	7.72	ns
Sp0 t30	350.09	348.50	ns	139.73	120.67	ns	23.76	20.86	ns	7.43	7.43	ns
Sp0 t40	340.45	354.67	ns	104.45	127.00	ns	20.53	20.11	ns	6.56	7.94	ns
Sp45 t0	363.45	339.92	ns	93.73	90.08	ns	17.02	16.43	ns	6.95	6.90	ns
Sp45 t10	338.45	355.17	ns	119.45	115.25	ns	19.50	20.40	ns	7.89	7.03	ns
Sp45 t20	332.64	345.75	ns	121.27	107.08	ns	21.11	18.75	ns	6.73	7.22	ns
Sp45 t30	325.00	348.17	ns	119.00	123.00	ns	20.09	19.41	ns	7.57	7.96	ns
Sp45 t40	343.09	349.33	ns	134.18	135.00	ns	23.12	20.10	ns	7.35	7.99	ns
Sp90 t0	368.45	345.17	ns	129.27	96.25	0.06	23.34	17.88	0.03	6.97	6.71	ns
Sp90 t10	329.45	354.58	ns	149.45	152.17	ns	22.53	21.13	0.93	8.85	8.81	ns
Sp90 t20	363.36	348.08	ns	134.00	116.58	ns	23.21	18.33	0.24	7.81	7.58	ns
Sp90 t30	353.00	351.17	ns	167.09	122.67	ns	26.07	18.57	0.01	8.45	8.04	ns
Sp90 t40	345.82	340.25	ns	155.91	136.42	ns	22.78	21.04	0.57	8.61	7.99	ns

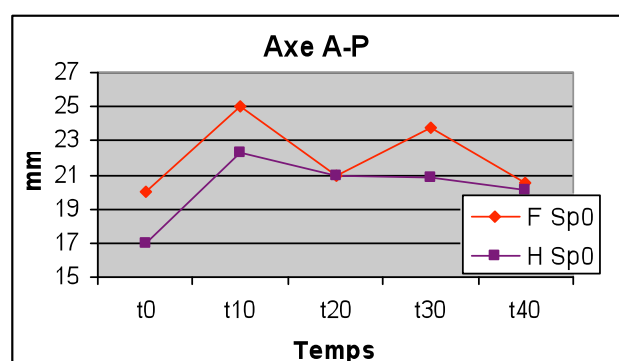
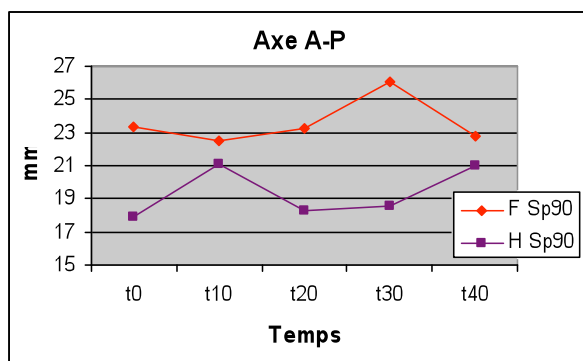
Tableau n°Ch4.5: Valeurs moyennes des paramètres Longueur, Surface, A-P et M-L chez les hommes et les femmes en fonction de la situation occlusale. Comparaison à l'aide du test U de Mann-Whitney. Significatif à $p < 0,05$.

	F (11)	H (12)	Rapp.	F (11)	H (12)	LFS	F (11)	H (12)	Y0
WS	2.64	2.63	ns	4.37	4.43	ns	-1.38	-0.64	ns
Sp0 t0	2.95	2.53	ns	3.51	4.14	ns	-6.75	-5.36	ns
Sp0 t10	3.79	3.23	ns	3.07	2.93	ns	-2.26	-2.43	ns
Sp0 t20	2.75	2.93	ns	2.94	3.16	ns	-4.23	-3.22	ns
Sp0 t30	3.65	3.08	ns	3.35	3.38	ns	-4.49	-4.63	ns
Sp0 t40	3.45	2.83	ns	3.55	3.33	ns	-7.45	-4.18	ns
Sp45 t0	2.86	2.55	ns	4.65	4.30	ns	-7.90	0.27	ns
Sp45 t10	2.91	3.09	ns	3.75	3.91	ns	-9.59	-0.66	ns
Sp45 t20	3.26	2.88	ns	3.11	3.77	ns	-6.62	1.10	ns
Sp45 t30	2.85	2.67	ns	3.02	3.47	ns	-3.10	2.48	ns
Sp45 t40	3.42	2.78	ns	3.10	3.48	ns	-4.96	0.63	ns
Sp90 t0	3.57	2.87	ns	3.36	4.50	ns	-7.57	-1.18	ns
Sp90 t10	3.06	2.90	ns	2.45	3.01	ns	-4.89	-5.52	ns
Sp90 t20	3.15	2.53	ns	3.05	3.93	ns	-4.60	-3.65	ns
Sp90 t30	4.01	2.49	ns	2.75	3.67	ns	-1.08	-9.08	ns
Sp90 t40	3.17	2.94	ns	2.83	3.12	ns	-4.45	-11.22	ns

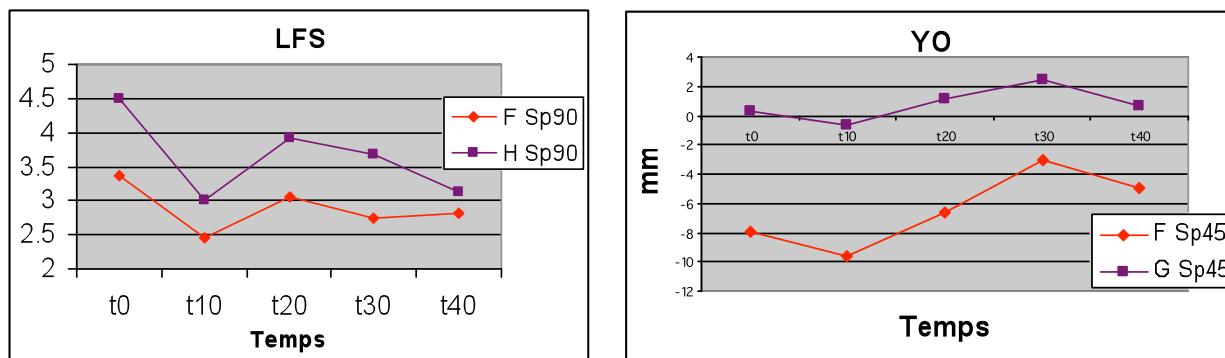
Tableau n°Ch4.6: Valeurs moyennes des paramètres posturaux Rapport, LFS et Y0 chez les hommes et les femmes en fonction de la situation occlusale. Comparaison à l'aide du test U de Mann-Whitney. Significatif à $p < 0,05$.

Les paramètres Longueur, M-L, Rapport, LFS et Y0 ne montrent aucune différence significative entre les valeurs des Hommes et des Femmes, quelle que soit la situation occlusale testée (Tabl. Ch4.5 et Ch4.6).

On note toutefois que les femmes montrent une amplitude des oscillations antéro-postérieures du CdP plus importante lors du port de Sp0 et Sp90 (Graph Ch4.16). Cela n'est significatif qu'à t0 ($p=0,03$) et t30 ($p=0,01$) pour Sp90 (Tabl. Ch4.5).



Graphiques n°Ch4.16: Courbe de comparaison Hommes et Femmes pour A-P (Sp90 et Sp0 portées).



Graphiques n°Ch4.17: Courbe de comparaison Hommes et Femmes pour LFS (Sp90 portée), YO (Sp45 portée).

L'examen des représentations graphiques met aussi en évidence chez les hommes un LFS plus élevé lors du port de Sp90 et un YO plus antérieur lors du port de Sp45, sans que cela soit significatif (Graph Ch4.17 et Tabl. Ch4.6).

Mouzat²⁰⁰³, dans une étude portant sur l'influence de l'écartement des pieds, avait constaté une plus grande stabilité chez les femmes qu'il attribue à leurs caractéristiques anthropométriques (bassin large et donc pieds plus écartés ?) et à un mode de régulation postural plus fin. Il observe ainsi chez les femmes une Surface de statokinésigramme de 25% inférieure à celle des hommes ($p < 0,001$).

Gagey^{AFP-1988} constate que la Surface yeux ouverts est identique chez les hommes et les femmes, mais il note une variance de la Longueur plus faible chez les femmes ($p < 0,01$).

Il est donc nécessaire de différencier l'étude des hommes de celle des femmes et de respecter dans l'échantillon global la parité hommes-femmes.

I.3.4 Anthropométrie :

La longueur des pieds augmente logiquement la stabilité, la hauteur du sujet peut la diminuer ainsi que son poids (Chiari²⁰⁰²). Notre échantillon était relativement homogène mais c'est un paramètre que nous n'avons pas pris en compte.

I.3.5 Age :

L'instabilité augmente avec l'âge mais aucune différence n'existe pour des sujets adultes avant 40 ans. Pour Poulain²⁰⁰⁷, les sujets ages de 44 à 60 ans sont significativement plus instables que les sujets ages de 21 à 31 ans. Notre échantillon était homogène (adultes de 23 à 41ans).

I.3.6 Taille de l'échantillon :

Notre échantillon (25 puis 23 individus) n'était pas suffisamment important, essentiellement pour des études de sous-groupes dont on vient de voir qu'elles pourraient concernées de nombreux paramètres : conditions de test, typologies faciales et posturales, sexes, âge, caractéristiques anthropométriques...

I.4 Choix des paramètres stabilométriques :

I.4.1 Longueur :

La longueur du trajet du CdP est un paramètre stabilométrique jugé peu révélateur d'un trouble postural (Gagey^{AFP-1988}). Nous avons pu le vérifier puisque les variations de valeur de ce facteur ne sont jamais significatives, quelle que soit la situation occlusale. Ce n'est donc peut-être pas un paramètre à analyser dans une future étude mais qui doit être mesuré pour permettre le calcul d'autres paramètres, LFS et VFY notamment.

I.4.2 LFS :

Dans notre étude nous avons considéré le rapport simple Longueur / Surface.

Cependant la longueur du statokinogramme dépend de la fréquence d'échantillonnage. Les normes des paramètres qui utilisent la longueur, comme LFS, ne peuvent donc être utilisées que si le traitement du signal a été réalisé sur les données d'un enregistrement réalisé, ou réduit, à une cadence d'échantillonnage de 5 Hz.

Or, celle de notre appareil est de 40 Hz. Les données que nous avons obtenues ne peuvent donc être comparées aux normes de l'Association Française de Posturologie. Il faudrait sans doute ré-échantillonner les jeux de données après avoir appliqué un filtre passe-bas.

Une évolution des normes 1985 était à l'étude (Gagey et Baudin¹⁹⁹⁹) mais n'a pas encore abouti car l'échantillonnage à 5Hz, adapté à l'époque aux capacités de mémoire des ordinateurs ne se justifie plus actuellement et ne permet pas l'analyse dynamique non linéaire du signal stabilométrique. Toutefois, pour ces auteurs, avec la chaîne d'acquisition décrite dans le cahier des charges de l'AFP, l'augmentation de la cadence d'échantillonnage augmenterait considérablement le rapport « signal / bruit ».

I.4.3 VFY :

Cette variable correspond à la variance pondérée de la vitesse des déplacements selon l'axe des Y, mesurant la raideur musculaire par le paramètre stabilométrique (cf Ch1.III.2.6)

Les variations de répartition d'activité musculaire que nous avons constatées au cours de notre étude électromyographique auraient pu judicieusement être comparées aux résultats de ce paramètre, qui n'est valable que pour les enregistrements réalisés ou réduits à une cadence d'échantillonnage de 5 Hz.

C'est un paramètre compliqué à calculer dont le meilleur algorithme actuellement pour le définir serait la régression entre l'écart-type rectifié de la vitesse et le Y minimum.

I.4.4 X moyen et Pente :

X moyen représente la position moyenne du CdP sur l'axe médio-latéral.

Le paramètre stabilométrique Pente (qui n'est pas la pente de propulsion mandibulaire) évaluant l'angulation de l'axe médio-latéral de l'ellipse du statokinésigramme par rapport à l'axe X. Il renseigne ainsi sur l'obliquité de l'appui podal, sur la répartition des charges et les stratégies d'équilibration employées (axes d'oscillation).

Ces deux paramètres calculés par le logiciel n'ont pas été retenus dans notre étude, les perturbations posturales que nous avons instaurées étant symétriques et s'appliquant dans le plan sagittal.

Toutefois, il aurait été intéressant de comparer les résultats de ces variables avec ceux de l'étude électromyographique et des données bibliographiques qui montrent respectivement une prédominance de l'activité musculaire et un déport de la ligne de gravité côté droit du sujet.

I.4.5 Quotient de Romberg :

De nombreuses études stabilométriques au cours desquelles des sujets ont été testés avec les yeux ouverts et les yeux fermés, montrent clairement l'effet stabilisateur de la vision sur l'équilibre orthostatique (Gagey¹⁹⁹⁵, Mouzat²⁰⁰³...). La suppression de la vision par fermeture des yeux engendre une augmentation significative de l'amplitude et de la fréquence des oscillations posturales.

Mouzat²⁰⁰³ a constaté que la vision aurait un effet stabilisateur sur les oscillations antéro-postérieures alors qu'écartier les pieds diminuent l'amplitude des oscillations médio-latérales.

Nous avons choisi de ne pas effectuer d'enregistrements yeux fermés afin de ne pas rajouter des tests supplémentaires à notre longue expérimentation stabilométrique en pensant que les enregistrements yeux ouverts mettraient en évidence l'impact seul de l'orthèse occlusale sans qu'il soit masqué par le blocage d'une entrée du système postural.

Toutefois, dans le cadre d'une manipulation de moins longue durée et contenant moins situations différentes à tester, le calcul du quotient de Romberg permettrait d'observer si une orthèse occlusale potentialise ou non la perte d'équilibre liée à la fermeture des yeux.

Nous pourrions ainsi réaliser deux enregistrements consécutifs yeux ouverts puis yeux fermés toutes les 7 minutes lors de tests de 42 minutes.

I.4.6 Précision du paramètre Y moyen :

Ce paramètre évalue donc la position moyenne de CdP sur l'axe antéro-postérieur. Cette position est donnée par rapport au zéro de la plateforme et non par rapport au centre du polygone de sustentation correspondant à la surface limitée par l'intérieur des pieds. Donc nous pouvons voir l'évolution de la position antéro-postérieure du CdP sur la plateforme d'une situation à une autre mais pas à l'intérieur du polygone de sustentation du volontaire. Celui-ci pourrait être calculé pour chaque volontaire, la difficulté résidant dans un repositionnement identique du sujet testé d'un enregistrement à l'autre.

Or, le sujet doit descendre de la plateforme entre chaque enregistrement, pour permettre un tarage de la machine préalable ou pour se reposer. Le repositionnement, comme pour toute plateforme, est réalisé au moyen de cales mais nous pouvons regretter un certain manque de précision dans la mesure de ce paramètre essentiel. L'utilisation parallèle d'un capteur de pression plantaire pourrait être une solution à ce problème.

I.4.7 Fonction d'intercorrélation :

La fonction d'intercorrélation, dont notre logiciel n'était pas muni, compare les oscillations antéro-postérieures aux oscillations médio-latérales. Ces oscillations sont normalement indépendantes (Kapteyn¹⁹⁷³ in Gagey²⁰⁰⁴). Si l'allure de la courbe représentative de cette fonction est franchement et nettement sinusoïdale, alors on ne peut plus dire que les oscillations droite-gauche et avant-arrière sont indépendantes puisqu'elles partagent une même périodicité et sont alors vraisemblablement contrôlées par un seul centre nerveux, sans doute supérieur (Gagey²⁰⁰⁴). Elles seraient alors surcontrôlées, ce qui évoque un contrôle conscient ou une simulation, voire une crise de panique.

C'est un paramètre essentiellement clinique.

L'étude du paramètre Rapport, calculé par notre logiciel et étant le simple rapport A-P / M-L, donne parfois des informations redondantes avec celles obtenues des résultats des paramètres A-P et M-L seuls. Il renseigne cependant sur la forme de l'ellipse et permet de comparer l'amplitude moyenne relative des oscillations antéro-postérieures par rapport à celle des oscillations médio-latérales.

La fonction d'intercorrélation compléterait le paramètre Rapport.

I.5 Décalage des enregistrements stabilométriques et électromyographiques :

Coordonner enregistrements stabilométriques et électromyographiques chez un même sujet aurait été souhaitable. Cela permettrait de relier une déstabilisation posturale à un événement musculaire ou de détecter les muscles les plus actifs lors des phases de contrôle postural.

Cela n'a pas été possible car nous n'avons pas disposé de l'intégralité des deux matériels en même temps.

De plus il n'est pas possible actuellement de coordonner les départs de deux types d'enregistrements.

Enfin, cette première étude électromyographique était nécessaire pour faire une sélection dans les muscles à étudier, une seule série d'enregistrements EMG devant être envisagée pour une manipulation conjointe avec la stabilométrie. Parmi les muscles testés, les 8 paires suivantes pourraient être à retenir de par les résultats que nous avons obtenus et de par leur facilité de détection. Il s'agit des muscles Soléaires, Tibiaux antérieurs, Droit de la cuisse, Biceps Fémoral, Droits de l'abdomen, Erecteurs du rachis lombaire, Trapèzes, Sterno-cléido-mastoïdiens.

La sélection des muscles des membres inférieurs comprend des muscles antérieurs et postérieurs mais pas de muscles internes aux membres. Dans l'étude du Sartorius et du Long Adducteur notamment, les électrodes placées sur les muscles droit et gauche peuvent parfois s'entrechoquer dans la région supéro-interne de la cuisse. Ecarter les pieds et donc les cuisses permet d'éviter ces perturbations mais nous écarte du protocole d'enregistrement stabilométrique classique (Talons espacés de 5cm, pieds divergents de 30°).

II Perspectives :

II.1 : Evolution du matériel stabilométrique et électromyographique :

II.1.1 Coordonner Stabilométrie et Electromyographie :

Une des premières améliorations de notre protocole découle du paragraphe précédent et vise donc à coordonner les enregistrements stabilométriques et électromyographiques.

Ceci peut s'envisager en changeant la carte d'acquisition de la chaîne stabilométrique et en installant un plugger pour déclencher un départ d'enregistrement commun.

II.1.2 Associer une seconde plateforme :

Un consensus est nettement établi entre posturologues (Gagey¹⁹⁹⁸) au sujet de l'asymétrie fonctionnelle des membres inférieurs, même les notions de pied pilier, pied pivot

ne sont pas encore bien définies. Bourgeois²⁰⁰² parle de pied moteur et pied d'appui. Nous avons pu nous rendre compte de cette asymétrie au cours de nos enregistrements électromyographiques (cf I.2.4.7).

Le pied d'appui serait celui vers lequel se porte la verticale de gravité qui est du même côté que le X moyen.

Le pied moteur serait indiqué :

- comme étant le pied opposé au X moyen ;
- par la différence des Surfaces de statokinésigramme des deux pieds. Celle du pied moteur étant plus importante ;
- par la différence du paramètre Longueur entre les deux pieds, plus grand pour le pied moteur ;
- par les changements éventuels de stratégie d'appuis et d'équilibration en fonction de l'ouverture ou non des yeux. Un réel pied moteur est le même, yeux ouverts ou fermés.

L'enregistrement des centres de pression sous chaque pied représente ainsi une donnée essentielle à laquelle peuvent répondre les Sabots de stabilométrie, tout en conservant les avantages d'une plate-forme normalisée.

Pour Winter^{1996, 2003} les enregistrements avec deux plate-formes sont indispensables pour étudier séparément les mécanismes de contrôle s'exprimant autour de l'axe des chevilles ou autour de l'axe des hanches. Il propose de placer un pied sur chaque plate-forme et ou les avant-pieds sur l'une et les talons sur l'autre. Le passage d'un contrôle autour de l'axe des chevilles à un contrôle autour des articulations des hanches et inversement est nommé par Winter mécanisme de Charge / Décharge (d'une articulation par rapport à l'autre).

Ils sont aussi indispensables à l'étude des perturbations transversales et particulièrement à celle des liaisons existant entre asymétrie cranio-faciale et asymétrie posturale fréquentes chez les patients scoliotiques par exemple.

II.1.3 Acquisition d'un accéléromètre. Evaluation des anticipations posturales :

Les mouvements volontaires, simples ou complexes, s'accompagnent de modifications notables de l'activité électromyographique des muscles exerçant une fonction posturale. En général, cette activité précède, accompagne et suit l'activité des muscles directement responsables de l'exécution du mouvement intentionnel.

Grâce notamment aux travaux de Bouisset et Zattara^{1981 in Bouisset 2002}, des ajustements posturaux anticipateurs (APA) ont été mis en évidence dans diverses situations. Lors d'élévations du membre supérieur, une séquence d'excitations et de désactivations concernant les muscles des membres inférieurs, du bassin et du tronc, précède la mise en jeu du deltoïde premier muscle sollicité pour accomplir le mouvement élévateur.

Les APA sont organisés selon une séquence stable, spécifique du mouvement projeté. Ils sont plus précoces pour un mouvement unilatéral que bilatéral ou pour un mouvement unilatéral exécuté avec une charge additionnelle que sans inertie. De plus ils sont d'autant plus importants que la vitesse du mouvement intentionnel est élevée : ils augmentent avec « l'asymétrie dynamique du mouvement ».

La durée et l'amplitude des APA sont majorées par l'instabilité posturale initiale.

On considère ainsi que les activités musculaires anticipatrices auraient pour effet de créer dans le reste du corps des forces d'inertie qui équilibreraient, le moment venu, les forces d'inertie perturbatrices de l'équilibre postural, développées par le mouvement intentionnel.

Après l'application d'une perturbation répondent des ajustements posturaux.

Une tension anormale des muscles peut entraîner une dénaturation des messages proprioceptifs qu'ils véhiculent et par ce biais, des réponses posturales inadéquates.

C'est ce qu'ont observé Koskimies¹⁹⁹⁷ en enregistrant les mouvements du centre de gravité de patients se plaignant de tensions au cou. Si l'examen stabilométrique n'a pas révélé de différence entre le groupe patients et un groupe contrôle en station debout simple, la mise en vibration des muscles du cou ou de la région lombaire a provoqué chez les sujets atteints seulement des excursions imprévisibles du CdP.

Kasai²⁰⁰² ont aussi observé les réactions posturales induites par la vibration des muscles du cou. Au cours d'un mouvement de levée du bras, la mise en vibration des muscles du cou modifie la vitesse de mise en jeu des muscles posturaux des jambes. Ils concluent en évoquant l'illusion posturale et les modifications de la représentation des anticipations posturales induites par les vibrations des muscles du cou. Les sujets avaient la sensation de se pencher vers l'avant lors de la vibration des muscles postérieurs du cou de part et d'autre de la colonne vertébrale.

Ces expérimentations soulignent aussi l'importance de la proprioception musculaire et cervicale dans l'équilibre postural.

L'avancement mandibulaire modifie l'activité de nombreux muscles impliqués dans le maintien postural. Cela augmente en particulier l'activité des muscles sterno-cléido-mastoïdiens. Les changements au sein des relations cranio-cervicales imposés peuvent modifier les informations proprioceptives articulaires cervicales et musculaires. La propulsion mandibulaire est donc susceptible de perturber l'organisation des anticipations posturales.

Disposer d'un accéléromètre est indispensable pour l'étude des APA. Le début de son activité marque le départ de la levée de bras et donne le moment de référence pour le calculs des paramètres évaluant les APA (temps du début du mouvement, temps d'apparition de l'activité EMG des muscles testés, temps correspondant à l'amplitude d'activité maximale de ces muscles, amplitude des pics d'activité de ces muscles...Mereuze²⁰⁰⁴).

Ne disposant pas d'accéléromètre, nous avons malgré tout fait suivre chacun des enregistrements EMG d'un enregistrement APA au cours duquel, au moment d'un top oral, le volontaire devait lever et étendre le membre supérieur droit le plus brusquement et le plus rapidement possible, au-dessus de l'horizontale, en pointant le fil phosphorescent de l'isoloir.

C'est une des raisons pour laquelle nous avons enregistré l'activité EMG du muscle Deltoïde antérieur, initiateur de l'élévation du bras (Figure Ch3.25)

Les principaux muscles posturaux donnant une réponse identifiable ont été le Tibial antérieur, Le Biceps fémoral, l'Erecteur du rachis, le Trapèze et à un degré moindre le Soléaire. Mais nos résultats ont été irréguliers, difficilement interprétables et ne seront pas présentés dans ce travail. Néanmoins pour illustrer notre propos, figure ci-dessous la superposition de l'activité du Deltoïde droit avec celle du Biceps Fémoral droit au cours d'un enregistrement.

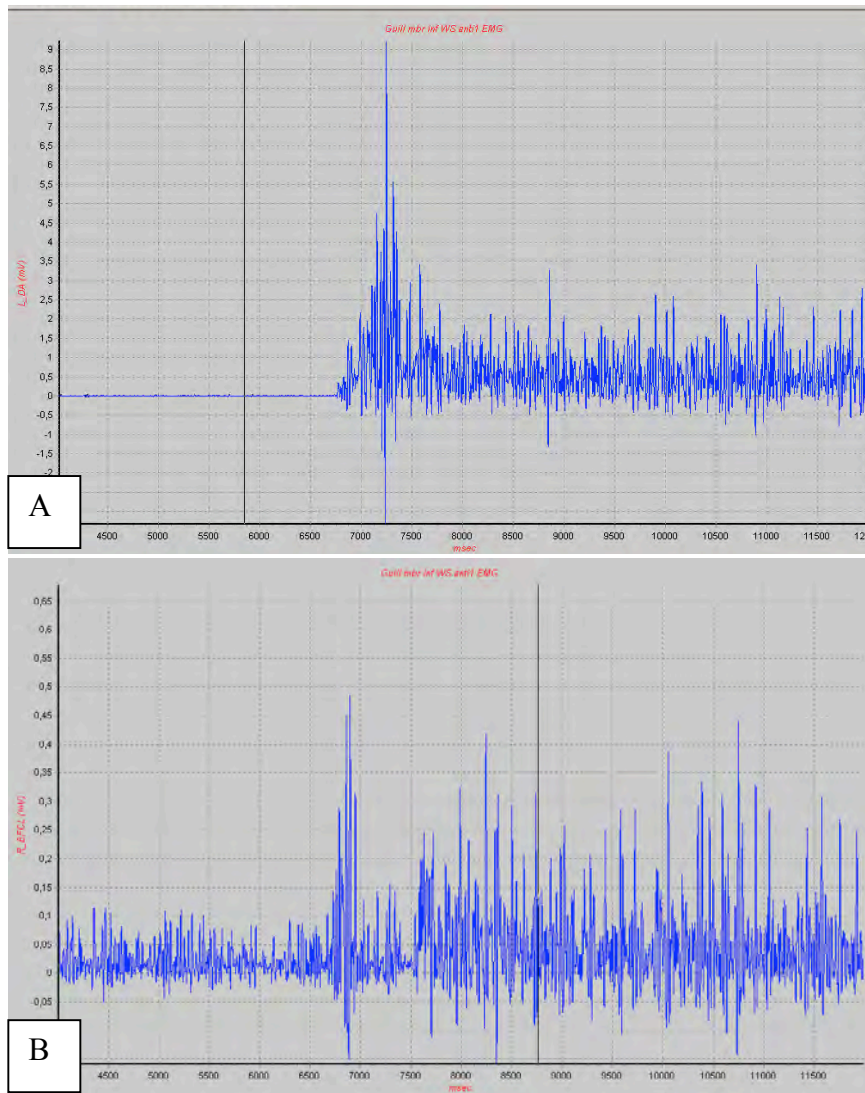


Figure n°Ch4.1 : Enregistrements EMG simultanés du Deltoïde antérieur droit (A) et du Biceps fémoral droit (B). On observe une augmentation de l'activité du Biceps fémoral en anticipation à l'élévation du bras et à la contraction du Deltoïde antérieur.

II.2 Les capteurs de force :

II.2.1 Capteurs de pression podale :

Des plate-formes podométriques sont conçues pour mesurer les pressions plantaires en statique et en dynamique.

Elles permettent à la fois des études stabilométriques et dans certains cas l'analyse de la marche sur courte distance et du saut.

Les principales informations qu'elles apportent, en dehors des données stabilométriques, sont l'intensité et la localisation des pressions pour chaque zone du pied, les pourcentages de contact, le calcul des axes et angles de pieds...

L'adaptation de notre plate-forme à ce type de recherche peut s'envisager en lui intégrant en surface un film composé de capteurs ultra-fins.

La baropodométrie permettrait aussi de donner une localisation moyenne plus précise du CdP en Y et en X.

La station immobile debout n'est pas la position dans laquelle nous sommes le plus dans une journée.

Des études menées sur des sujets en position assise pourraient être envisagées ainsi que des études concernant les cycles de marche.

Fujimoto²⁰⁰¹ ont montré, sur un petit échantillon, que l'interposition d'orthèse occlusale provoquant une ouverture buccale de 5mm ou un déplacement de la mandibule de 5mm à gauche ou à droite, affectait le cycle de marche (temps entre deux appuis d'un même talon), le coefficient de variation du cycle ainsi que sa vitesse. Son étude ne comprenait pas d'orthèse avançant la mandibule.

Ce type d'étude nécessite des chaussures munies de capteurs d'efforts au niveau des talons et des orteils.

II.2.2 Capteurs de pression occlusale :

Des capteurs de pression occlusale intégrés dans l'orthèse permettraient de mesurer l'activité de serrage des muscles élévateurs de la mandibule. Celle-ci est impliquée dans le contrôle postural (cf I.3.2). Pour bien évaluer l'impact d'une orthèse, il est nécessaire de la connaître bien qu'une partie de l'information la concernant soit obtenue par l'EMG.

Elle doit cependant être équivalente lors d'enregistrements rapprochés de même nature.

II.3 Stéréoradiographie :

Afin de mieux mettre en relation la morphologie cranio-faciale ou les variations de position mandibulaire avec l'organisation des différents segments impliqués dans la posture générale, des clichés de stéréoradiographie seraient nécessaires.

Il s'agit d'une nouvelle modalité d'imagerie radiologique tridimensionnelle multi-énergie, faible dose et haute résolution.

Les radiographies sont prises sous deux incidences. Développées depuis les années 80, les techniques ont abouti à une représentation tridimensionnelle quantitative précise du rachis et du bassin. Les radiographies de face et de profil du sujet sont prises en environnement calibré, c'est à dire dans un système contenant d'une part un plateau tournant indexé à 90° et d'autre part des billes dont la position spatiale est connue et qui se projetant sur le film radiographique, permettent de localiser la position de la source par rapport au film radiographique (dans chacune des deux vues) et par rapport à un repère associé au sujet. La reconstruction mathématique 3D qui en découle est maintenant proche de celle obtenues lors de reconstructions par scanner (Skalli²⁰⁰²).

L'intérêt est de permettre une réelle analyse quantitative 3D du rachis, en position debout, c'est à dire soumis aux charges de gravité.

L'apparition du système EOS , nouveau système de radiographie numérique basé sur les détecteurs Micromégas et permettant d'effectuer simultanément deux radiographies numériques à très basse dose d'irradiation ouvre de nombreuses perspectives.

Les analyses de la morphologie faciale, de la posture céphalique, des courbures vertébrales, des paramètres du bassin et des membres inférieurs sont ainsi envisageables simultanément entre eux et avec un enregistrement stabilométrique et de face comme de profil (Gangnet²⁰⁰³).

II.4 Etude d'une population de patients :

L'évaluation clinique de l'impact postural des orthèses d'avancement mandibulaire peut être réalisée sur une cohorte de patients dont le traitement d'une rétrognathie mandibulaire est envisagé à l'aide d'un propulseur de Herbst sur gouttière.

Des enregistrements stabilométriques peuvent être aisément réalisés avant, durant et après cette action orthopédique. Ils peuvent être aussi complétés par des téléradiographies du crâne de profil prises en posture naturelle avant et après traitement.

L'adaptation posturale sera ainsi évaluée en période de croissance.

Ce type d'étude peut aussi s'appliquer à d'autres dispositifs de soins orthodontiques.

Bibliographie Chapitre 4

Abekura H., Yokomura M., Sadamori S., Hamada T. The initial effects of occlusal splint vertical thickness on the nocturnal EMG activities of masticatory muscles in subjects with a bruxism habit. *Int J Prosthodont.* 2008,21(2):116-120.

A.F.P. Normes 85. Ed Association Posture et Equilibre, Champigny. 2^{ème} Ed. 1988

Aggarwal P., Kharbanda O.P., Mathur R., Duggai R., Parkash H. Muscle response to the Twin-block appliance : an electromyographic study of the masseter and anterior temporal muscles. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999,116:405-414.

Ahlgren J. Early and late electromyographic response to treatment with activators. *Am J Orthod.* 1978,74:88-93.

Bouisset S. Biomécanique et physiologie du mouvement. 2002, Ed Masson.

Bourgeois P., Ouaknine M. Etude stabilométrique des paramètres standards et séparés de chaque pied chez des enfants de 8-9 ans. Dans *Contrôle postural : pathologies et traitements, innovations et rééducation.* Direct. Michel Lacour, 2002, Ed. Solal, Marseille:47-61.

Caron O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. *Neuroscience Lett.* 2003,340:83-86.

Chiari L., rocchi L., Capello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech.* 2002,17:666-677.

Chandu A., Suvinen T.I., Reade P.C., Borromeo G.L. The effect of an interocclusal appliance on bite force and masseter electromyography in asymptomatic subjects and patients with temporomandibular pain and dysfunction. *J Oral Rehabil.* 2004,31(6):530-537.

Demir A., Uysal T., Guray E., Basciftci F.A. The relationship between bruxism and occlusal factors among seven to 19-year-old Turkish children. *Angle Orthod.* 2004,74(5):672-676.

Fabbri M., Martoni M., Esposito MJ., Brighetti G., Natale V. Postural control after a night without sleep. *Neuropsychologia.* 2006,44(12):2520-2525.

Ferrario V.F., Sforza C., Tartaglia G.M., Dellavia C. Immediate effect of a stabilization splint on masticatory muscle activity in temporomandibular disorder patients. *J Oral Rehabil.* 2002,29(9):810-815.

Fujimoto M., Hayakawa I., Hirano S., Watanabe I. Changes in gait stability induced by alteration of mandibular position. *J Med Dent Sci.* 2001,48:131-136.

Gagey P.M., Toupet M. L'amplitude des oscillations dans la bande de fréquence 0,2 Hertz : étude chez le sujet normal. In Lacour M., Posture et Equilibre : pathologies, vieillissement, stratégie, modélisation. 1998, Sauramps Medical, Montpellier:155-166.

Gagey P.M., Weber B. Posturologie : régulation et dérèglement de la station debout. 2004, Masson, Paris, 3^{ème} Ed.

Gagey P.M., Weber B. Entrées du système postural fin. 1995 b, Masson, Paris.

Gagey P.M., Baudin B., Bizzo G., Scheibel A., Weber B. Augmenter la cadence d'échantillonnage en stabilométrie ? In Lacour M. Posture et Equilibre, Aspects développementaux, méthodologiques, perceptifs et cliniques. 1999, Sauramps Médical, Montpellier: 23-33.

Gangnet N., Pomero V., Dumas R., Skalli W., Vital J.M. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereographic study using a force platform. Surg Radiol Anat. 2003,25:424-433.

Herren P. The activator's mode of action. Am J Orthod. 1959,45:512-527.

Hiyama S., Ono T., Ishiwata Y., Kato Y., Kuroda T. First night effect of an interocclusal appliance on nocturnal masticatory muscle activity. J Oral Rehabil. 2003,30(2):139-145.

Kasai T., Yahagi S., Shimura K. Effect of vibration-induced postural illusion on anticipatory postural adjustment of voluntary arm movement in standing humans. Gait and Posture. 2002,15:94-100.

Koskimies K., Sutinen P., Aalto H. Postural stability, neck proprioception and tension neck. Acta Otolaryngol. 1997,suppl 529:95-97.

Landulpho A.B., e Silva W.A., e Silva F.A., Vitti M. The effect of the occlusal splints on the treatment of temporomandibular disorders-a computerized electromyographic study of masseter and anterior temporalis muscles. Electromyogr clin Neurophysiol. 2002,42(3):187-191.

Mainenti M.R., De Oliveira L.F., De Melo Tavares De Lima M.A., Nadal J. Stabilometric signal analysis in tests with sound stimuli. Exp Brain Res. 2007 Aug;181(2):229-236.

Manfredini D., Landi N., Tognini F., Montagnani G., Bosco M. Occlusal features are not reliable predictor of bruxism. Minerva Stomatol. 2004,53(5):231-239.

Mello R.G., Oliviera L.F., Nadal J. Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue. J electromyogr Kinesiol. 2007,17(6):739-746.

Mereuze D. Gyroscope hyoïdien et posture : influence des vibrations de l'os hyoïde sur les anticipations posturales au cours d'un mouvement volontaire du bras chez le sujet debout. Th. Etat docteur en Médecine. 2004, Bordeaux 2.

Michelotti A., Buonocore G., Farella M., Pellegrino G., Piergentili C., Altobelli S., Martina R. Postural stability and unilateral crossbite : is there a relationship ? *Neurosci Lett.* 2006,392:140-144.

Miralles R., Moya H., Ravera M.J., Santander H., Zuniga C., Carvajal R., Yazigi C. Increase of the vertical occlusal dimension by means of a removable orthodontic appliance and its effect on craniocervical relationships and position of the cervical spine children. *J Craniomandib Pract.* 1997,15:221-228.

Mouzat A. Etude statistique de l'équilibre orthostatique chez l'homme. Thèse d'Université Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives. Clermont-Ferrand II. 2003, n°42.

Moya H., Mirallés R., Zuniga C., Carvajal R., Rocabado M., Santander H. Influence of stabilization occlusal splint on cranio-cervical relationships. Part I: cephalometric analysis. *Cranio.* 1994,12(1):47-51.

Nardone A., Tarantola J., Galante M., Schieppati M. Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998,79(8):920-924.

Nordahl S.H., Aasen T., Dyrkorn B.M., Eidsvik S., Molvaer O.I. Static stabilometry and repeated testing in a normal population. *Aviat Space Environ Med.* 2000,71(9):889-893.

Pettengill C.A., Growney M.R. Jr., Schoff R., Kenworthy C.R. A pilot study comparing the efficacy of hard and soft stabilizing appliances in treating patients with temporomandibular disorders. *J Prosthet Dent.* 1998,79(2):165-168.

Pfeiffer J.P., Grobety D. A philosophy of combined orthopedic-orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1982,87:185-201.

Poulain I., Giraudet G. Age-related changes of visual contribution in posture control. *Gait Posture.* 2007 apr16(Epub ahead of print).

Roark A.L., Glaros A.G., O'Mahony A.M. Effects of interocclusal appliances on EMG activity during parafunctional tooth contact. *J Oral Rehabil.* 2003,30(6) :573-577.

Santander H., Miralles R., Jimenez A., Zuniga C., Rocabado M., Moya H. Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part II: electromyographic analysis. *J Craniomandib Pract.* 1994,12.227-233.

Skalli W., Lavaste F. Informatique et modélisation statique/dynamique du rachis. Dans chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. Cahier d'enseignement de la SOFCOT. 2002,80:209-222.

Tsukiyama Y., Baba., Clark G.T. An evidence-based assessment of occlusal adjustment as a treatment for temporomandibular disorders. J. Prosthet Dent 2001,86:57-66.

Vuillerme N., Anziani B., Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. Clin Biomech. 2007,22(5):489-494.

Winter DA., Prince F., Franck J.S., Powell C., Zabjek K.F. Unified theory regarding A/P and M/L balance quiet stance. J Neurophysiol, 1996;75(6):2334-2343.

Winter DA., Prince F., Ishac M., Gage W.H. Motor Mechanisms of balance during quiet standing. J Electromyogr Kinesiol. 2003,13(1):49-56.

Zuniga C., Miralles R., Mena B., Montt R., Moran D., Santander H., Moya H. Influence of variation in jaw posture on sternocleidomastoid and trapezius electromyographic activity. J Craniomandib Pract. 1995,13:157-162.

Conclusion

L'avancement de la mandibule a un effet sur le contrôle de la posture orthostatique.

L'étude stabilométrique des mouvements de la projection au sol du centre de gravité (assimilée au centre de pression podale CdP) met en évidence, lors du port d'une orthèse inter-maxillaire, une perturbation posturale qui se traduit essentiellement par une augmentation de l'amplitude des oscillations du CdP et ce d'autant plus que l'orthèse testée est peu épaisse et impose une propulsion importante.

Ce type d'orthèse entraîne aussi un positionnement plus postérieur du CdP au sein du polygone de sustentation qui s'accompagne d'une répartition différente de l'activité des groupes musculaires participant à la conservation de l'équilibre debout immobile, avec notamment une augmentation de l'activité des fléchisseurs de la tête, de la jambe sur le dos du pied, de la hanche sur le bassin et des extenseurs du rachis lombo-thoraciques.

Les réponses observées sont toutefois très individuelles. Il sera donc nécessaire, pour améliorer nos résultats, de davantage tenir compte des paramètres individuels, notamment la typologie cranio-faciale et l'équilibre postural initial.

Avant de tester ces paramètres, il faut affiner les conditions d'expérimentation et notamment diminuer la longueur des séances. Des différences de résultats sont aussi apparues en fonction du moment de la journée au cours duquel sont réalisés les enregistrements.

Améliorer le matériel permettrait une détermination plus précise et plus aisée du Y0, le recalcul des paramètres posturaux du logiciel en fonction des cadences d'échantillonnage de la littérature à des fins de comparaison, et surtout la synchronisation des enregistrements stabilométriques et électromyographiques. Bénéficier de la stéréoradiographie serait un complément appréciable pour l'interprétation de nos résultats et mieux cerner les mécanismes d'adaptation posturaux. Elle pourra être couplée à la stabilométrie.

Par ailleurs, il sera aussi indispensable de tester différentes épaisseurs d'orthèse, des propulsions plus graduelles car il semble qu'il existe un changement de mécanisme d'adaptation posturale à partir d'une certaine quantité de propulsion.

Toutes ces étapes permettront d'améliorer notre expérimentation et ses résultats, déjà intéressants, dont les applications cliniques seront vraisemblablement nombreuses.

Résumé

Les orthèses de propulsion mandibulaire sont fréquemment utilisées en orthopédie-dento-faciale pour stimuler le développement de ce maxillaire. Le déplacement antérieur de son centre de gravité et les tensions musculaires et viscérales (appareil aéro-digestif) qui apparaissent alors sont susceptibles d'influer sur la posture du sujet debout. Pour le déterminer, une étude stabilométrique a été menée. Elle permet de mettre en évidence les variations de position de la projection au sol du centre de gravité du corps (PGv). Les effets du port de trois orthèses imposant une quantité de propulsion différente ont été analysés, comparés entre eux et à la situation sans orthèse portée. Ces résultats ont été complétés par ceux issus d'une étude électromyographique, menée pour détecter les muscles mis en jeu dans le contrôle de l'équilibre. L'ensemble de ces expérimentations montre principalement une perte du contrôle postural (augmentation des oscillations de PGv) et un repositionnement plus postérieur du centre de gravité corporel lors d'avancement mandibulaire important, et ce d'autant plus que l'orthèse portée provoque peu de désocclusion inter-maxillaire. Une activité accrue des muscles fléchisseurs dorsaux du pied, de la hanche, du cou et extenseurs du rachis lombaire accompagne ces variations de position de PGv. Une hypothèse d'adaptation posturale en réaction à l'avancement de la mandibule est formulée ainsi qu'une critique et une évolution du protocole d'étude.

Mots-clés : Propulsion mandibulaire – Stabilométrie – Plateforme dynamométrique – Electromyographie – Centre de gravité – Centre de pression – Adaptation posturale – Rachis – Muscles

Abstract

Mandibular propulsion splints are frequently used in dento-facial orthopedics so as to stimulate the development of this maxilla. Consequently, we can notice that its centre of gravity moves forward but also that visceral (the aerodigestive apparatus) and muscle tensions appear. These elements are likely to have an influence on the position of a person standing. A stabilometric study was carried out to highlight the changes in the projection onto the ground of the body centre of gravity (PGv).

We analysed and compared the effects of the wearing of three different splints (each of which required a different level of propulsion). But a comparison between these results and the normal situation (no splint worn) was also drawn.

Moreover, an electromyographic study was carried out to find out which muscles were stimulated in the balance control. Its results were then added to those of the stabilometric study.

These experiments mainly show that we lose control of the postural equilibrium (increase of the PGv oscillations). It also shows that when the mandible is significantly moved forward, the body center of gravity goes back into a more posterior position. This is all the more true as the splint worn does not cause much inter-maxillar disocclusion.

The back flexor muscle of the foot, of the hip, of the neck and the extensor muscle of the lumbar rachis are greatly stimulated in the variations of the PGv.

A postural adaptation to the mandibular advancement is hypothetically expressed, together with a criticism and an evolution of the study procedure.

Keywords : Mandibular propulsion – Stabilometry – Dynamometric platform – Electromyography – Gravity center – Center of foot pressure – Postural adaptation – Spine – Muscle
