

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE
D'ODONTOLOGIE

Année 2004

Thèse n°51

Etude de la reproductibilité d'un système de mesure
de la cinématique mandibulaire:
KAVO ARCUS Digma

THESE POUR LE DILÔME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par :

Mademoiselle Klervi COURTIEU
Née le 2 octobre 1978

Le 14 décembre 2004 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur Le Professeur Alain JEAN
Assesseur : Monsieur Le Professeur Wolf BOHNE
Assesseur : Madame Le Docteur Bénédicte HENKEL

Directeur de thèse : Monsieur Le Docteur Alain HOORNAERT

Par délibération en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

REMERCIEMENTS

A Monsieur Le Professeur Alain JEAN

Professeur des universités.

Praticien hospitalier des centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires

Docteur de l'Université de Nantes.

Habilité à diriger des recherches.

Chef du Département de Sciences anatomiques et physiologiques, occlusodontie, biomatériaux, biophysique, radiologie.

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de cette thèse.

Qu'il trouve ici l'expression de toute ma reconnaissance et de mon profond respect.

A Monsieur Le Professeur Wolf BOHNE

Professeur des universités.

Praticien hospitalier des centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires.

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à diriger des recherches.

Département de Prévention-Epidémiologie

**Qui nous a fait l'honneur de faire partie de ce jury,
Qu'il trouve ici l'expression de toute ma reconnaissance.**

A Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Maître de Conférences des universités.

Praticien hospitalier des centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires.

Qui nous a fait l'honneur d'accepter de prendre la direction de cette thèse.

Pour m'avoir conseillé et encadré, veuillez accepter l'expression de ma reconnaissance ainsi que mes remerciements.

A Madame le docteur Bénédicte ENKEL

Ancienne Assistante Hospitalo-universitaire des centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires.

**Qui nous a fait l'honneur de faire partie de ce jury,
Merci pour votre disponibilité et votre soutien.**

INTRODUCTION	3
1 L'analyse de la cinématique mandibulaire.....	4
1.1 Les mouvements de l'analyse de la cinématique mandibulaire.....	4
1.1.1 Les mouvements dits fondamentaux	4
1.1.2 Les mouvements dits fonctionnels	7
1.2 L'axiographie.....	8
1.2.1 Le principe.....	9
1.2.2 Le fonctionnement	9
1.2.3 Les différents systèmes d'axiographie	13
1.3 L'articulateur, simulateur de la cinématique mandibulaire.....	13
1.3.1 L'intérêt	13
1.3.2 La transposition de la cinématique vers l'articulateur	13
1.4 Les limites de l'axiographie et de la simulation par articulateur.....	14
2 ARCUS Digma.....	15
2.1 Un concept innovant.....	15
2.1.1 Le principe physique	15
2.1.2 L'utilisation des ultrasons et l'effet doppler.....	15
2.2 Le matériel	16
2.2.1 Le transmetteur et le récepteur	16
2.2.2 L'armature péri crânienne	17
2.2.3 La fourchette occlusale	18
2.2.4 L'arc mandibulaire.....	18
2.2.5 L'unité de contrôle.....	18
2.2.6 Le logiciel PC. ARCUS.....	19
2.3 Les procédés de mesure pour obtenir les valeurs de réglage de l'articulateur	20
2.3.1 L'analyse de l'articulateur.....	20
2.3.2 La procédure d'enregistrement	21
2.3.3 Le rapport d'enregistrement	24
3 Matériel et méthode.....	25
3.1 Protocole expérimental.....	25
3.1.1 Type d'étude	25
3.1.2 Population	25
3.1.3 Recueil des données.....	26
3.2 Méthode statistique	26
3.2.1 Description des variables	26
3.2.2 Tableaux des données.....	28
3.2.3 Le plan d'analyse	29

4	L'étude statistique.....	31
4.1	L'étude descriptive	31
4.1.1	La Variable « Pente D »	31
4.1.2	La variable « Pente G »	32
4.1.3	La variable « Bennett D ».....	33
4.1.4	La variable « Bennett G ».....	34
4.1.5	La variable « ISS D »	35
4.1.6	La variable « ISS G »	36
4.1.7	La variable « Shift D ».....	37
4.1.8	La variable « Shift G ».....	39
4.1.9	La variable « Guide Antérieur D »	40
4.1.10	La variable « Guide Antérieur M ».....	41
4.1.11	La variable « Guide Antérieur G ».....	42
4.2	L'étude interprétative.....	44
4.2.1	La variable « Pente D ».....	44
4.2.2	La variable « Pente G »	45
4.2.3	La variable « Bennett D ».....	46
4.2.4	La variable « Bennett G ».....	47
4.2.5	La variable « ISS D »	48
4.2.6	La variable « ISS G »	49
4.2.7	La variable « Shift D ».....	50
4.2.8	La variable « Shift G ».....	51
4.2.9	La variable « Guide Antérieur D »	52
4.2.10	La variable « Guide Antérieur M ».....	53
4.2.11	La variable « Guide Antérieur G »	54
4.3	Les résultats.....	55
5	Discussion	57
6	Conclusion.....	60

INTRODUCTION

Dans la pratique clinique quotidienne, l'axiographie est le seul moyen mis à la disposition du chirurgien-dentiste pour enregistrer la cinématique mandibulaire. Ce procédé objective la cinétique condylienne, permettant d'établir des hypothèses sur l'état de l'articulation temporo-mandibulaire et de calculer les valeurs de programmation des articulateurs. Son utilisation s'avère contraignante, la procédure d'enregistrement est longue et fastidieuse pour des praticiens non expérimentés, l'axiographie est donc peu utilisée en omnipratique.

Actuellement, la simulation de la cinématique mandibulaire dans ces mouvements fondamentaux excentriques, ne peut se faire que grâce aux articulateurs dits semi-adaptables de seconde génération ou ceux complètement adaptables et seulement si ils ont été programmé de manière spécifique [3]. Malgré l'existence de techniques de réglage simple (cires de programmation) et de l'axiographie, la programmation de l'articulateur qui consiste à régler les boîtiers condyliens pour que les boules condyliennes imitent la cinématique condylienne, n'est que trop rarement effectuée que se soit lors d'une réalisation prothétique ou d'une analyse occlusale dynamique.

Récemment un nouvel outil de mesure de la cinématique mandibulaire est apparu sur le marché : l'ARCUS Digma de KAVO. Cet appareil permet entre autre l'exploration fonctionnelle de l'articulation temporo-mandibulaire, la visualisation en trois dimensions de la cinématique condylienne lors des mouvements fondamentaux et fonctionnels, une aide au diagnostic des dysfonctions de l'appareil manducateur, la localisation du point cinématique et le calcul des valeurs de programmation des articulateurs KAVO Prothe Plus 7 et 9.

Les procédures d'enregistrement ont été simplifiées et allégées, permettant ainsi au praticien de gagner du temps lors de l'enregistrement et de l'analyse des données, par rapport à l'axiographie mécanique.

Une première étude réalisée par Pröschel et coll. en 2002 , a consisté à étudier la performance de l'ARCUS Digma à reproduire des angles prédéfinis. L'ARCUS Digma a été placé sur un articulateur DENTATUS préalablement réglé de manière à ce qu'il calcule les angles de programmation prédéfinis de cet articulateur

DENTATUS. La conclusion de cette étude montre que l'ARCUS Digma semble être un outil performant de reproduction d'angles prédéfinis sur un simulateur mécanique.

Lors de la première utilisation que nous avons expérimentée, nous avons réalisé deux fois le calcul des valeurs de programmation sur un même patient et nous avons constaté des différences de valeurs entre les deux séries. Evaluer la fiabilité de mesure de ce système d'enregistrement, nous a donc semblé indispensable.

L'objectif de cette thèse était de faire le point sur l'analyse de la cinématique mandibulaire, de décrire et d'expliquer le principe de fonctionnement de l'ARCUS Digma et d'en étudier la fiabilité dans la reproductibilité des valeurs de programmation de l'articulateur.

1 L'analyse de la cinématique mandibulaire

1.1 Les mouvements de l'analyse de la cinématique mandibulaire

Aujourd'hui, l'analyse de la cinématique mandibulaire se fait autour de deux axes d'études : études des mouvements dits fondamentaux et étude des mouvements fonctionnels de mastication.

1.1.1 Les mouvements dits fondamentaux [2] [3]

Les mouvements dits fondamentaux sont des mouvements élémentaires extrêmes. Ces mouvements commencent à la position mandibulaire de repos et définissent dans leurs chemins extrêmes une enveloppe limite des mouvements dans les trois plans de l'espace, décrite par Posselt (1952,1968).

Il existe des mouvements verticaux, des mouvements sagittaux et des mouvements à direction transversale. Ces mouvements sont volontaires ou non et peuvent être ou ne pas être guidés par les dents.

Nous allons nous intéresser plus particulièrement aux mouvements excentriques dits de propulsion et de diduction droit et gauche. Ils sont volontaires et guidés ou non par les dents. Ces mouvements mandibulaires sont ceux qui sont demandés au patient lors de l'enregistrement par un axiographe mécanique ou bien par l'ARCUS Digma.

1.1.1.1 Le mouvement de propulsion [2] [3]

Le mouvement de propulsion est un mouvement à direction sagittale postéro-antérieure, à partir de l'occlusion d'intercuspidie maximale avec ou sans contacts dento-dentaires. Ce mouvement est aussi nommé protrusion.

Lors de la propulsion, les condyles mandibulaires suivent le tubercule temporal, décrivant ainsi une trajectoire sagittale, postéro antérieure assimilable à une droite.

L'angle formé par la projection de la trajectoire condylienne en propulsion et le plan de référence horizontal axio-orbitaire, est appelé : pente condylienne.

Le mouvement inverse est la rétropulsion.

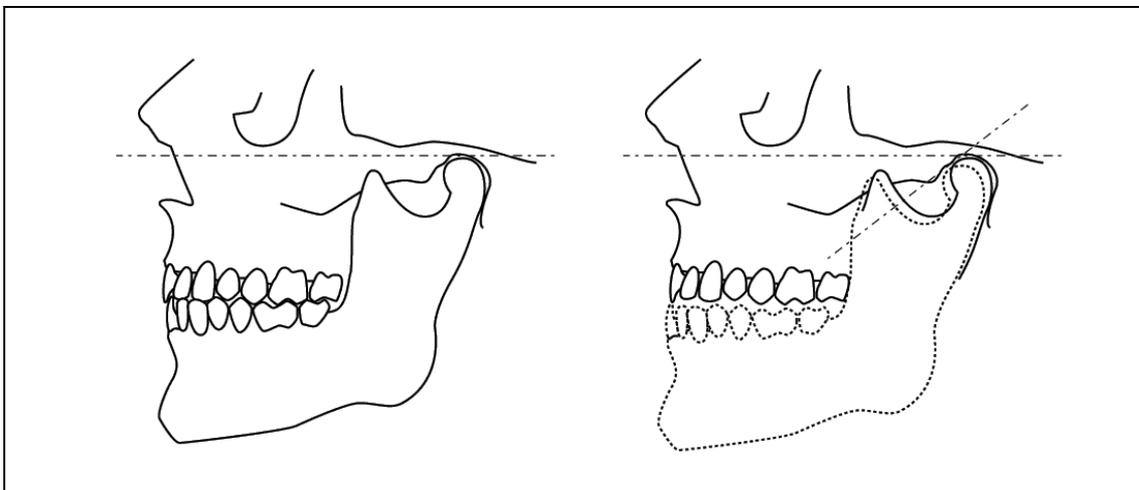


Figure 1-1 Position d'intercuspidie maximale. Propulsion et pente condylienne.

1.1.1.2 Les mouvements de diduction [2] [3]

Les mouvements de diduction sont des mouvements asymétriques de la mandibule, à direction transversale, au cours desquels l'incision (point interincisif

mandibulaire occlusal et médian) se déplace depuis la position d'occlusion d'intercuspidie maximale vers une position latérale puis y revient.

Le mouvement qui caractérise le déplacement vers la position latérale est nommée latéralisation. Le patient effectue un mouvement mandibulaire latéral centrifuge de telle sorte qu'à partir de l'occlusion d'intercuspidie maximale, il éloigne une hémiarcade du plan sagittal médian. Si cette hémiarcade est la droite, on aura une latéralisation droite. Si c'est l'hémiarcade gauche qui s'éloigne du plan sagittal médian, on aura une latéralisation gauche.

Lors de la latéralisation, le condyle opposé à la direction du mouvement, nommé : non travaillant ou orbitant, décrit une trajectoire en deux phases.

- La première phase est un déplacement latéral immédiat interne du condyle pivotant en diduction appelé : mouvement transversal immédiat (MTI).
- La seconde phase est une translation en avant, en dedans et en bas appelé : mouvement transversal progressif (MTP). Lors de cette phase, la projection de la trajectoire horizontale du condyle orbitant, et un plan parallèle au plan sagittal forme l'angle de Bennett.

Le condyle vers lequel se dirige la mandibule décrit le mouvement dit de Bennett, lui aussi divisé en deux phases. Ce condyle est le condyle travaillant ou orbitant.

- La première phase est un déplacement externe et en arrière du condyle de même amplitude transversale que le MTI, nommé mouvement initial de Bennett (MIB).
- La seconde phase est une rotation, c'est le mouvement terminal de Bennett (MTB).

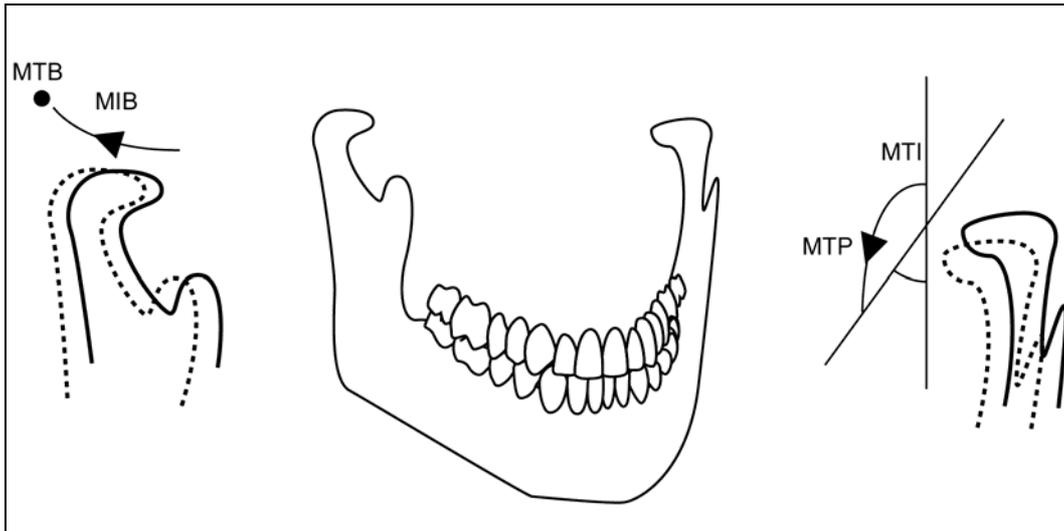


Figure 1-2 Mouvement des condyles lors d'une latéralisation droite (pointillé) à partir de la position en intercuspédie maximale (continue). Lors du MTP, la projection de la trajectoire horizontale du condyle orbitant, et un plan parallèle au plan sagittal forme l'angle de Bennett.

1.1.2 Les mouvements dits fonctionnels

1.1.2.1 Les mouvements fonctionnels de mastication [2] [3]

Les mouvements fonctionnels de mastication sont les mouvements physiologiques de la mandibule effectués lors de la mastication. La mastication est une série de cycles mandibulaires qui permet le broyage du bol alimentaire par rapprochement des faces occlusales des molaires.

Ces mouvements sont le plus souvent décrits dans le plan frontal et du côté mastiquant. Un cycle de mastication peut-être divisé en deux phases distinctes : une phase à distance des dents et une phase dento-dentaire.

- La phase à distance des dents est une phase de préparation de la mandibule. La mandibule, par rapport au côté mastiquant, se déplace en dedans et en ouverture puis se déporte vers l'extérieur pour effectuer un mouvement de fermeture.
- Commence alors la phase dento-dentaire de trituration. La mandibule suit un mouvement interne, centripète, guidé directement (déglutition) ou indirectement (interposition du bol alimentaire) par les versants cuspidiens des dents maxillaires. Cette seconde phase se divise en deux parties : une entrée de cycle avant la position d'intercuspédie

maximale et une sortie de cycle après la position d'intercuspidie maximale.

- En entrée de cycle, les condyles effectuent des mouvements de chemins inverses à ceux décrits lors de la latéralisation du même côté. C'est-à-dire une médiocclusion. L'angulation du trajet (mouvement de Bennett inversé) du condyle mastiquant est plus marqué que celui du condyle pivotant par rapport à l'axe bicondylien, alors que le trajet (mouvement transversal inversé) du condyle non mastiquant est moins prononcé que celui du condyle orbitant lors de la diduction.
- En sortie de cycle, les condyles effectuent des trajets à chemins comparables à ceux d'une diduction qui serait du côté opposé à celui de la mastication. Dans ce cas la, nous avons aussi des différences d'angulation entre les trajets condyliens de sortie de cycle et ceux de diduction.

1.1.2.2 Le mouvement fonctionnel d'incision [2] [3]

Le mouvement fonctionnel d'incision est un mouvement réalisé en début de mastication pour éventuellement sectionner la nourriture et l'introduire dans la cavité buccale. Le mouvement d'incision démarre du bout à bout incisif vers l'occlusion d'intercuspidie maximale.

1.2 L'axiographie

Actuellement, la cinématique condylienne est enregistrée et étudiée grâce à l'axiographie. Ce procédé d'enregistrement permet la programmation des articulateurs et un diagnostic des dysfonctions crânio-mandibulaires. C'est une technique instrumentale optimisée par l'apparition des systèmes informatisés. L'enregistrement de la cinématique condylienne se fait grâce à des pointeaux qui tracent les mouvements condyliens sur des plateaux parasagittaux lors de différents mouvements mandibulaires.

1.2.1 Le principe [7]

Le principe de base de l'axiographie est l'axialisation des mouvements condyliens. Le pointeau est positionné en regard de l'axe charnière bicondylien de telle sorte qu'il tourne sur lui-même lorsque le condyle effectue une rotation, c'est-à-dire au début du mouvement d'ouverture buccale. De cette façon, la rotation du condyle est masquée lors de l'enregistrement, seuls les mouvements de translation sont retranscrits sur les plateaux. On dit qu'on travaille en axe charnière réel.

Les tracés de la cinématique condylienne sont intégrés dans un système orthogonal de coordonnées spatiales (x , y , z). L'axe charnière est l'origine des trois axes (x , y , z) définis comme suit :

- L'axe des x est sagittal et correspond au plan axio-orbitaire
- L'axe des y est transversal
- L'axe des z est vertical.

1.2.2 Le fonctionnement [7]

- Tout d'abord on positionne l'attelle de fixation de l'arc mandibulaire. Cette attelle est soit supraocclusale (axiographie simplifiée) soit paraocclusale (axiographie approfondie). L'axe de fixation est placé dans le plan sagittal médian.
- Ensuite l'arc péricrânien est mis en place de telle sorte qu'il soit parallèle au plan frontal et perpendiculaire au plan sagittal médian. Les bras latéraux viennent se placer au dessus du pavillon de l'oreille, la vis de fixation des plateaux d'enregistrement devant être située à l'aplomb du point d'émergence de l'axe charnière. On mesure alors la distance interplateaux.
- L'arc mandibulaire est positionné avec précision. Les stylets d'enregistrement doivent se situer au milieu des plateaux d'enregistrement, à l'aplomb des condyles mandibulaires. La barre horizontale doit être parallèle à l'arc péricrânien pour orthogonaliser l'ensemble de l'appareillage.

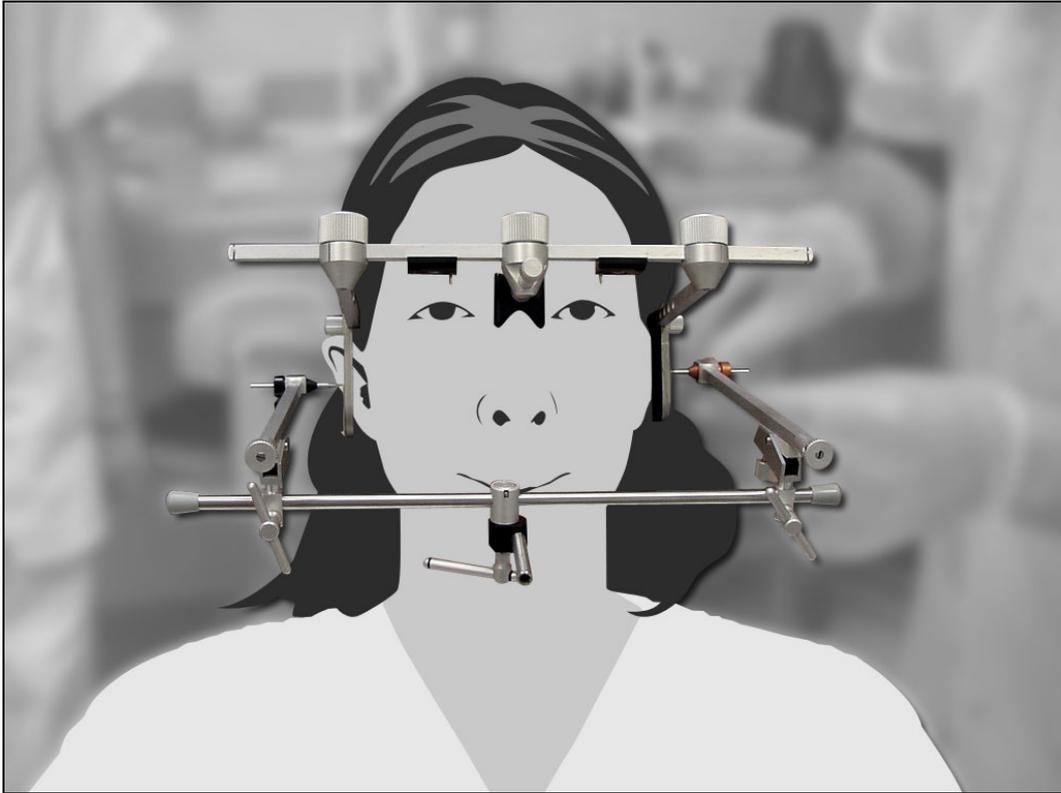


Figure 1-3 Mise en place d'un axiographe SAM

- Après la mise en place du dispositif, on cherche à localiser l'axe charnière en regard de l'axe de rotation bicondylien. Pour trouver cet axe charnière, le patient doit effectuer des ouvertures et des fermetures mandibulaires en rotation pure, c'est-à-dire que le patient doit être en relation centrée. Lors de ces mouvements de rotation sans translation, on cherche à positionner le pointeau d'enregistrement de telle sorte qu'il tourne sur lui-même, il est alors situé en regard de l'axe charnière.

L'enregistrement graphique peut commencer :

- Nous devons d'abord valider la position de référence, position en relation centrée (RC) : cette position est marquée en rouge puis une mine graphite retranscrit un mouvement de rétropulsion effectué par le patient. La stabilité de la RC est validée par la coïncidence du point rouge avec la position finale du mouvement lors d'une rétropulsion.
- Ensuite on enregistre les différents mouvements fondamentaux : propulsion-rétropulsion, abaissement-élévation, diduction

(enregistrement du côté orbitant). Les mouvements sont effectués soit à partir de l'occlusion en intercuspédie maximale (attelle paraocclusale) soit à partir de l'occlusion en relation centrée (attelle supraocclusale). Pour vérifier leur reproductibilité et leur précision, les enregistrements doivent être répétés plusieurs fois.

Grâce aux tracés en diduction, on détermine le mouvement transversal. A l'aide d'une échelle millimétrée et d'un comparateur, ce mouvement est calculé, quantifié et tracé par l'opérateur.

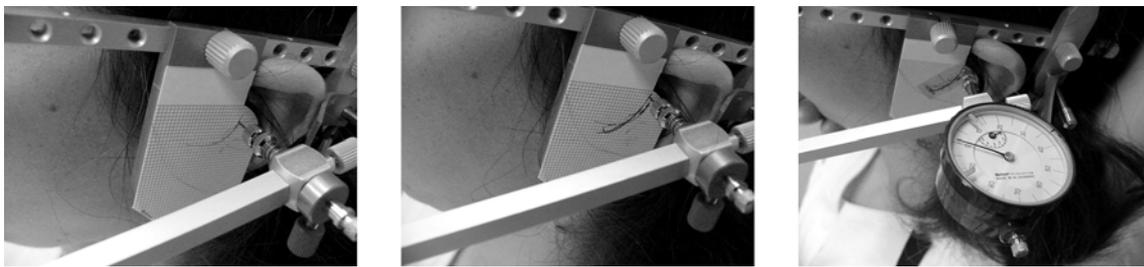


Figure 1-4 Validation de la position en relation centrée
Enregistrement des mouvements fondamentaux
Détermination du mouvement transversal

Avant de déposer l'axiographie, on enregistre les points de références : point antérieur en regard du pointu infraorbitaire et point d'émergence cutané de l'axe charnière.

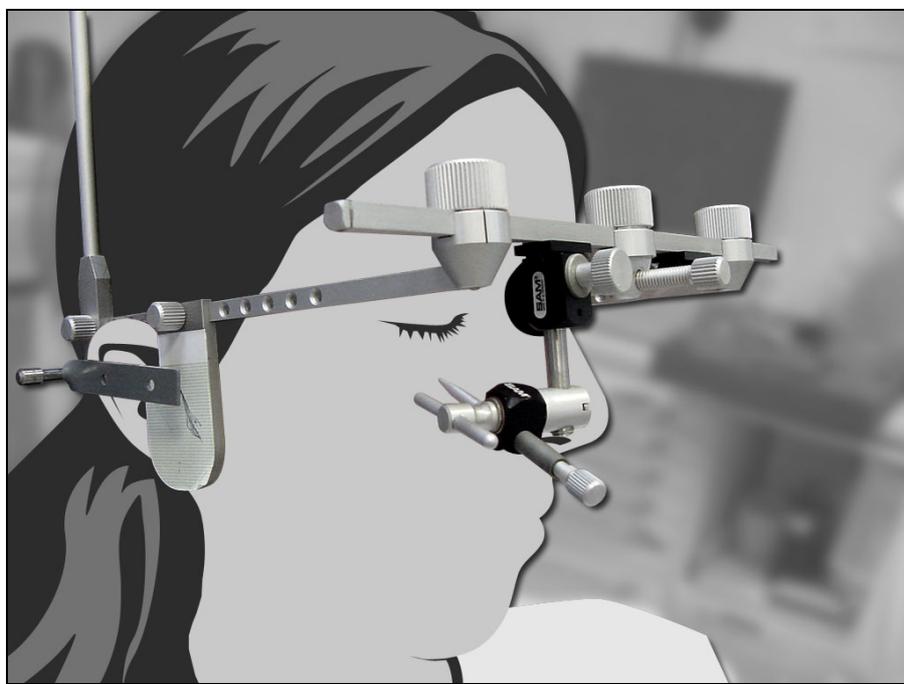


Figure 1-5 Enregistrement du point infraorbitaire

Les tracés parasagittaux obtenus permettent de calculer les valeurs de la pente condylienne, de l'angle de Bennett et du mouvement latéral immédiat pour la programmation de l'articulateur. L'analyse des tracés peut aussi permettre de poser un diagnostic de dysfonctionnement de l'appareil manducateur avec atteinte articulaire.

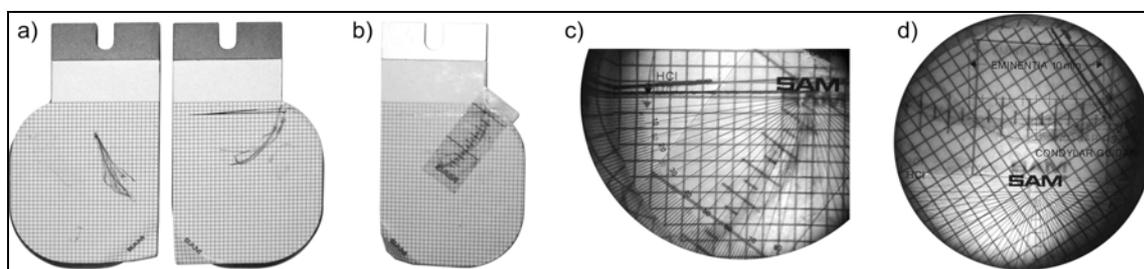


Figure 1-6 Tracés parasagittaux et analyse.

1.2.3 Les différents systèmes d'axiographie [7]

Le fonctionnement décrit ci-dessus est le fonctionnement d'un axiographe mécanique classique type SAM, il existe d'autres systèmes calqués sur celui-ci : Axiomatic (meilleur contrôle de l'orthogonalité mais plus encombrant), Condylgraphe (plus simple et plus stable) et l'axiographie électronique.

Les systèmes électroniques remplacent les pointeaux des systèmes mécaniques par des palpeurs électroniques et les plateaux d'enregistrement par des plaques sensibles. L'ensemble est relié à un ordinateur qui possède un programme d'analyse des données d'enregistrement. En plus de réaliser une analyse complète des données, le programme permet une visualisation en trois dimensions de la cinématique condylienne. Les systèmes électroniques, outre leur poids et leur encombrement, ont un prix qui explique que leur utilisation soit limitée à des études cliniques.

1.3 L'articulateur, simulateur de la cinématique mandibulaire

1.3.1 L'intérêt

L'articulateur est un outil qui permet au praticien de retrouver une relation dento-dentaire au plus près de la réalité en simulant la cinématique mandibulaire.

Lors d'une réalisation prothétique ou d'une analyse occlusale, il est nécessaire de pouvoir retrouver une fois sur articulateur une anatomie occlusale des dents en harmonie avec la cinématique dento-dentaire réelle du patient.

1.3.2 La transposition de la cinématique vers l'articulateur [2] [3]

Il existe de nombreux types d'articulateur, du simple occluseur à l'articulateur complètement adaptable. Seuls les articulateurs dits semi-adaptables de seconde

génération ou ceux complètement adaptables simulent la cinématique mandibulaire dans ces mouvements fondamentaux excentriques à condition d'être programmés.

La programmation de l'articulateur consiste à régler les boîtiers condyliens de telle sorte que les sphères condyliennes puissent reproduire les trajets condyliens en diduction (MTI, MTP, MBI, MBT) et en propulsion (pente condylienne).

Cette programmation est possible grâce à un enregistrement clinique des données du patient réalisé par un axiographe ou bien par des techniques plus simples telles que les cires de programmation.

Les valeurs obtenues : angle de Bennett (MTP), longueur du MTI et MBI, pente condylienne et l'angle de Shift (MBT) sont programmées sur les boîtiers condyliens droit et gauche.

Malgré l'existence de ces techniques de mesure, la programmation de l'articulateur n'est que trop rarement effectuée dans la pratique clinique quotidienne.

1.4 Les limites de l'axiographie et de la simulation par articulateur

L'enregistrement de la cinématique mandibulaire par l'axiographe conduit à des erreurs de mesure en tentant de transposer les données anatomiques et spatiales du patient vers l'articulateur et elles se répercutent sur le montage final en articulateur.

En effet les mouvements condyliens mesurés sont fonction d'un point de référence postérieur, projection de l'axe charnière, choisi arbitrairement et entraînant des interprétations erronées [5] [8] [9] [10] [14] :

- position arbitraire du maxillaire,
- projection d'erreurs de l'angle de Bennett,
- influence de la distance intercondylienne inestimable.

L'analyse des mouvements étant limitée aux mouvements fondamentaux, les valeurs de programmation de l'articulateur limiteront celui-ci à la simulation de ces mêmes mouvements, ne permettant pas une reproduction des mouvements fonctionnels de mastication. Lors de la simulation sur articulateur d'une entrée de cycle, on observe une désocclusion des facettes fonctionnelles des dents cuspidées postérieures [3]. Cette désocclusion est due à la différence d'angulation par rapport à l'axe bicondylien, entre l'entrée de cycle pendant la mastication et la diduction,

pouvant entraîner la réalisation de prothèse en sous ou sur occlusion donc non fonctionnelle en bouche.

Cette différence entre les mouvements fonctionnels et fondamentaux est accentuée par le fait que beaucoup d'articulateurs de deuxième génération ne permettent pas la programmation de l'angle de shift, ne prenant pas en compte le recul en arrière du condyle lors du mouvement de Bennett [3].

Aujourd'hui, l'évolution de l'occlusodontie doit se tourner vers une programmation des articulateurs plus proche des mouvements fonctionnels réels et vers des moyens d'analyse de la cinématique mandibulaire plus simples et plus précis.

2 ARCUS Digma

2.1 Un concept innovant

L'ARCUS Digma de KAVO connecte de manière virtuelle l'articulateur PROTHE PLUS 7 ou 9 de KAVO sur le patient. Il calcule les angles d'ajustement des boîtiers condyliens de l'articulateur ainsi que l'ajustement de la table incisive pour que l'articulateur imite la cinématique mandibulaire lors des mouvements excentriques guidés par les dents.

2.1.1 Le principe physique

Le mouvement d'un solide est défini par la trajectoire de trois points non colinéaires de ce solide. Si on considère la mandibule comme un solide indéformable, son mouvement peut-être défini par la trajectoire de trois points mandibulaires non colinéaires. Il n'est donc pas nécessaire que ces points soient les condyles mandibulaires. La recherche de l'axe charnière est de faite inutile.

2.1.2 L'utilisation des ultrasons et l'effet doppler

L' ARCUS Digma analyse les ultrasons qui passent du transmetteur au récepteur soit 12 tracés de mesures 50 fois par seconde avec une fréquence de mesure de 40 KHz.

Grâce à l'effet décrit par DOPPLER au siècle dernier, on peut étudier le mouvement d'un solide qui émet des sons [4].

Une expérience simple permet de comprendre cet effet : on se positionne sur le bord d'une route et on ne bouge plus, on écoute alors le bruit d'une voiture qui passe. Quand la voiture approche le son est aigu, quand elle s'éloigne elle est plus grave, cela vient du phénomène de compression et décompression des ondes sonores.

Si une source sonore s'approche d'un point fixe, il y a compression : la longueur d'onde diminue (son plus aigu). Si la source s'éloigne, il y a décompression : la longueur d'onde augmente (son plus grave).

Quand on connaît la distance initiale (D_0) entre la source et l'observateur fixe, la vitesse de propagation du son (V) et sa fréquence d'émission (F), on peut connaître la distance source-observateur (D_n) à la $n^{\text{ième}}$ émission.

$$D_n = D_0 - V/F$$

Pendant une période P , il est donc possible de connaître le mouvement de la source.

2.2 Le matériel

2.2.1 Le transmetteur et le récepteur

Le transmetteur émet, au niveau de trois points, des ultrasons. Ceux-ci sont réceptionnés par 4 capteurs de l'élément récepteur. Nous obtenons donc 12 tracés possibles entre le transmetteur et le récepteur. Le transmetteur et le récepteur sont tous les deux reliés par des fils de connexion à l'unité de contrôle.

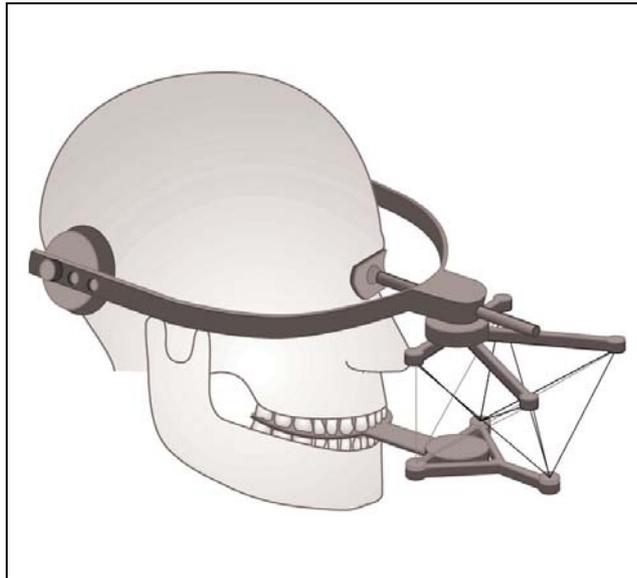


Figure 2-1 Les 12 tracés de mesure entre l'émetteur fixé au maxillaire et le récepteur fixé à une armature péricrânienne.

2.2.2 L'armature péri crânienne

Elle se compose :

- D'éléments stabilisateurs : un appui au niveau de l'ensellure nasale, deux appuis latéraux en mousse reliés par un élastique postérieur
- D'une fixation magnétique frontale pour le récepteur

Une fois positionnée sur la tête du patient, le récepteur y est fixé : l'ensemble reste fixe pendant toute la procédure d'enregistrement.

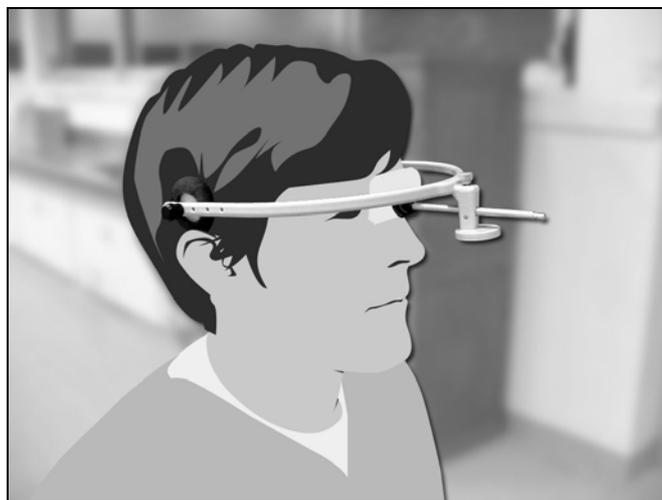


Figure 2-2 Arc péricrânien.

2.2.3 La fourchette occlusale

La fourchette occlusale permet de :

- de fixer le maxillaire dans l'espace, on positionne la fourchette au niveau du plan d'occlusion maxillaire grâce à des matériaux d'empreintes. On pourra ainsi repositionner le modèle en plâtre dans l'articulateur.
- fixer l'élément transmetteur.

2.2.4 L'arc mandibulaire

L'arc mandibulaire :

- se fixe, en paraocclusal, à la face vestibulaire des dents mandibulaires de façon à n'engendrer aucune interférence sur les différents mouvements mandibulaires, grâce à une résine de type composite bis acrylique, pour éviter tout échauffement de la gencive ou sensibilité dentaire.
- permet aussi la fixation magnétique du transmetteur.

Son poids de 22 grammes n'interfère pas dans les mouvements mandibulaires.

2.2.5 L'unité de contrôle

L'unité de contrôle possède :

- Des logiciels intégrés, en anglais, d'analyse des données transmises par le récepteur :
 - Analyse des valeurs de réglage de l'articulateur et rapport de programmation de l'articulateur
 - Analyse du fonctionnement mandibulaire et diagnostic des dysfonctions de l'appareil manducateur
 - Recherche des points cinématiques
- Un écran tactile qui permet :
 - De piloter les logiciels pas à pas
 - De visualiser les mouvements des condyles lors de l'enregistrement, dans les trois plans de l'espace.

- Une pédale reliée par un fil de connexion et qui permet :
 - De piloter les logiciels pas à pas sans utiliser l'écran tactile.

Les mesures peuvent être enregistrées sur une carte mémoire puis transférer sur un ordinateur grâce au logiciel PC. ARCUS. On peut aussi sortir les données sur une imprimante directement reliée à l'unité de contrôle.

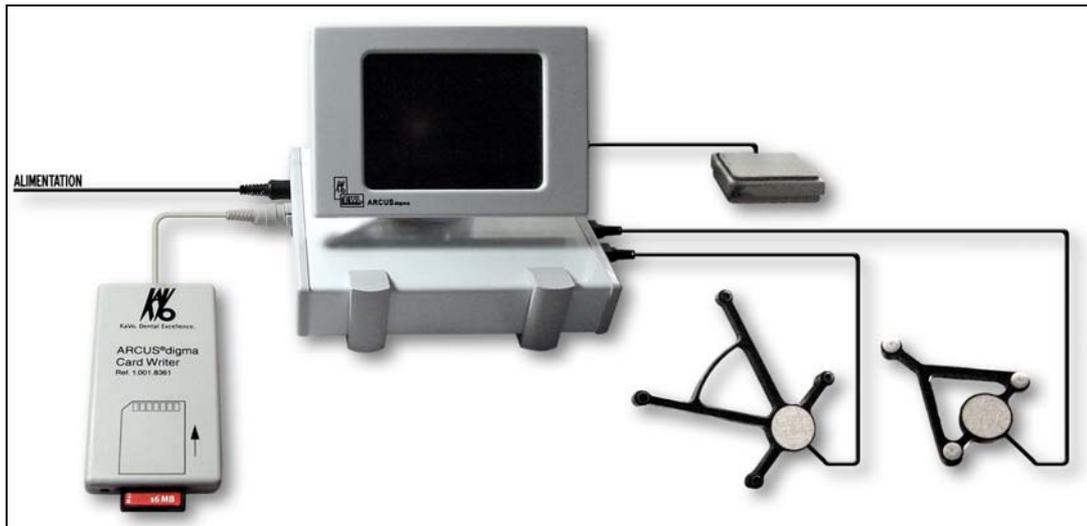


Figure 2-3 Unité de contrôle reliée (de droite à gauche, de haut en bas) à la pédale, au transmetteur (triangle à une branche), au récepteur (à 4 branches), au lecteur de carte mémoire et à 'alimentation.

2.2.6 Le logiciel PC. ARCUS

Le logiciel PC. ARCUS propose plusieurs fonctions :

- Intégration des données et sortie de transfert.
- Analyse des dysfonctions
- Rapport de programmation de l'articulateur
- Superposition des tracés des mouvements.
- Représentation en trois dimensions différée et agrandie des mouvements.
- Rapport complet avec tracés des mouvements et critères d'analyse
- Indication de la position de l'axe cinématique.

2.3 Les procédés de mesure pour obtenir les valeurs de réglage de l'articulateur

2.3.1 L'analyse de l'articulateur

Les données spatiales de l'articulateur PROTHE PLUS sont informatiquement intégrées dans l'ARCUS Digma à partir d'un système orthogonal de coordonnées spatiales (x, y, z) .

Le plateau inférieur de l'articulateur comporte deux sphères condyliennes postérieures, à distance fixe l'une de l'autre et une branche de support pour fixer une fourchette occlusale dans une position fixe reproductible. Cette plaque d'occlusion reçoit un transmetteur comportant trois points émetteurs, de telle sorte que ceux-ci se trouvent dans un plan horizontal.

L'axe longitudinal du récepteur correspond à l'axe sagittal médian de l'articulateur. La position du récepteur est l'origine des trois axes (x, y, z) définis comme suit :

- L'axe des x est sagittal
- L'axe des y est transversal
- L'axe des z est vertical.

Dans ce système, le centre des deux sphères condyliennes ont pour position les coordonnées $(b, -c, a)$ et (b, c, a) .

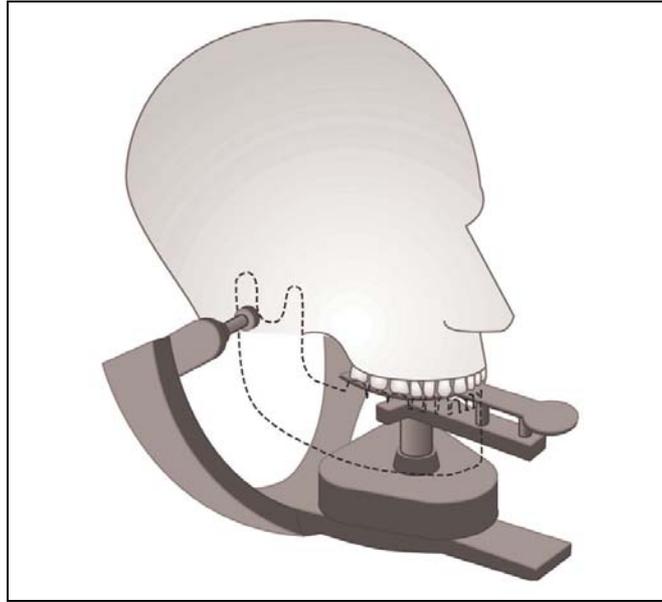


Figure 2-4 Position du maxillaire sur la fourchette occlusale positionnée dans l'articulateur Prothe Plus 7 ou 9 de KAVO.

2.3.2 La procédure d'enregistrement

On choisit l'option « Articulator adjustment » dans le menu principal, puis on suit pas à pas la procédure soit en appuyant sur la commande « next » de l'écran tactile soit en appuyant sur la pédale.

Pröschel (2002) décrit 4 étapes pour l'analyse des valeurs de réglage de l'articulateur.

2.3.2.1 Etape 1

On place l'armature péricrânienne avec le récepteur sur la tête du patient et l'ensemble « fourchette occlusale – transmetteur » au maxillaire.

Dans la séquence « model position », on valide l'étape « upper jaw »

L'ARCUS Digma enregistre la position du maxillaire, ce qui fixe le plan horizontal de l'articulateur dans l'espace ainsi que les boules condyliennes de l'articulateur.



Figure 2-5 Etape 1

2.3.2.2 Etape 2

La fourchette occlusale est remplacée par l'arc mandibulaire sur lequel on place le transmetteur. Le patient se met en intercuspidation maximale.

Toujours dans la séquence « model position », on valide l'étape « lower jaw »

Cette nouvelle position est enregistrée ce qui fixe les points de références postérieurs c'est à dire les boules condyliennes de l'articulateur.



Figure 2-6 Etape 2

2.3.2.3 Etape 3

L'ensemble « arc mandibulaire – transmetteur » est laissé en place.

- On passe alors à la séquence « pro/retrusion ». On demande au patient d'effectuer une propulsion à partir de la position d'intercuspidie maximale, au même moment on appui sur la pédale ou sur la commande « next » de l'écran tactile pour démarrer l'enregistrement. La pression sur la commande est conservée jusqu'à l'émission d'un bip par la machine. Ce son signal la fin de l'enregistrement. Pendant l'enregistrement les mouvements condyliens sont visibles dans les trois dimensions de l'espace et en temps réel sur l'écran. Le patient effectue de cette façon une série de trois propulsions
- On passe alors à la séquence « laterotrusion right ». On demande au patient d'effectuer une diduction droite à partir de la position d'intercuspidie maximale. L'enregistrement est effectué de la même façon qu'à la séquence précédente. Le patient effectue une série de trois diductions droites.
- Puis on finit par la séquence « laterotrusion left ». On demande au patient d'effectuer une diduction gauche à partir de la position d'intercuspidie maximale. L'enregistrement est effectué de la même façon qu'aux deux séquences précédentes. Le patient effectue une série de trois diductions gauches.

Les tracés sont directement analysés par l'ARCUS Digma qui détermine et retranscrit les valeurs de réglage de l'articulateur PROTHE Plus 7 ou 9 de KAVO, dans le rapport d'enregistrement. Ce dernier sera détaillé ultérieurement.

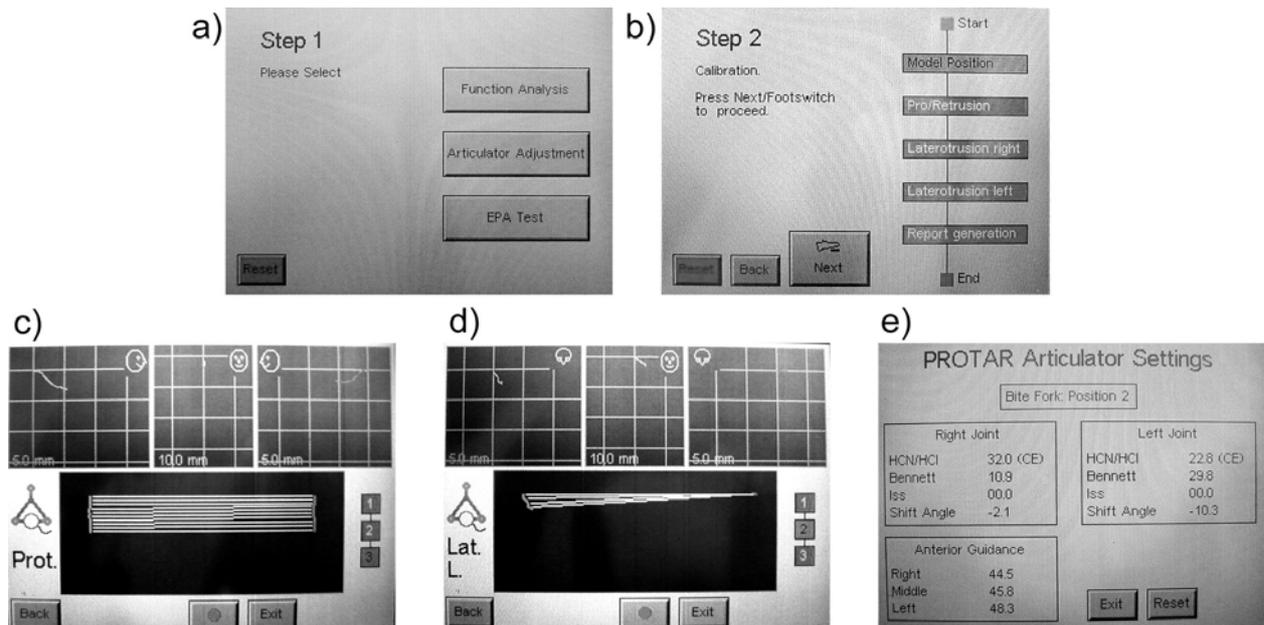


Figure 2-7 Ecran de l'unité de contrôle à diverses étapes : menu principal (a), séquence des étapes de l'option « articulator ajustement » (b), enregistrement des mouvements condyliens lors d'une protrusion (c), enregistrement des mouvements condyliens lors d'une latérotusion gauche (d), rapport d'enregistrement (e).

2.3.2.4 Etape 4

L'articulateur est réglé grâce aux valeurs obtenues, le modèle maxillaire est monté sur l'articulateur grâce à la fourchette occlusale puis le modèle mandibulaire est positionné en fonction des rapports intermaxillaires. L'articulateur possède un système à doubles bases engrenées pour positionner les modèles.

2.3.3 Le rapport d'enregistrement

L'analyse des mesures nous donne les valeurs de réglage de l'articulateur :

- « Bite Fork : Position », position de la fourchette occlusale sur l'articulateur. Il existe deux positions possibles : 1 ou 2.
- « HCN/HCL Right & Left », ces valeurs correspondent respectivement aux pentes condyliennes droite et gauche.
- « Bennett Right & Left », ces valeurs correspondent respectivement aux angles de Bennett droit et gauche.
- « ISS Right & Left », ces valeurs correspondent respectivement aux déplacements latéraux immédiats (MLI) droit et gauche.

- « Shift Right & Left », ces valeurs correspondent respectivement aux mouvements de Bennett droit et gauche.
- « Anterior Guidance Right, Middle & Left », ces valeurs correspondent au guide antérieur.

Au total onze mesures sont calculées par l'ARCUS Digma et retranscrites sur l'écran. On peut imprimer le rapport d'enregistrement et le transférer sur un PC.

3 Matériel et méthode

3.1 Protocole expérimental

3.1.1 Type d'étude

Pour étudier la reproductibilité du système de mesure de la cinématique mandibulaire, ARCUS Digma, nous avons décidé de réaliser une étude statistique prospective sur 10 volontaires.

3.1.2 Population

Les 10 volontaires ont donné leur consentement éclairé pour réaliser le protocole expérimental.

Pour être inclus dans cette étude, les volontaires ont du répondre à certains critères.

Les volontaires :

- sont étudiants ou enseignants à la faculté de chirurgie dentaire de Nantes,
- sont indemnes de dysfonctionnement de l'appareil manducateur,
- possèdent une dentition complète jusqu'aux secondes molaires.

3.1.3 Recueil des données

Sur chaque volontaire, on réalise successivement trois fois le mode « Articulator ajustement ».

Une série est composée des trois premières étapes décrites précédemment.

- mise en place de l'armature du récepteur, la position de celui-ci n'étant pas modifiée entre les trois séries, et de l'ensemble « fourchette occlusale – transmetteur » au maxillaire : enregistrement de la position du maxillaire.
- mise en place de l'arc mandibulaire et du transmetteur : enregistrement de la position de la mandibule.
- réalisation successive de trois mouvements de propulsion, trois mouvements de latéralité droite et de trois mouvements de latéralité gauche.

Toutes les étapes d'une série réalisées, le système ARCUS digma affiche les valeurs qu'il a analysées et calculées. Ces valeurs au nombre de onze sont retranscrites pour être utilisées en tant que variables pour l'analyse statistique.

3.2 Méthode statistique

3.2.1 Description des variables

Le protocole expérimental, nous a permis de mettre en évidence 11 variables :

- Variable « Pente D » : cette variable correspond à la pente condylienne droite
- Variable « Pente G » : cette variable correspond à la pente condylienne gauche
- Variable « Bennett D » : cette variable correspond à l'angle de Bennett droit
- Variable « Bennett G » : cette variable correspond à l'angle de Bennett gauche
- Variable « ISS D » : cette variable correspond au déplacement latéral immédiat droit
- Variable « ISS G » : cette variable correspond au déplacement latéral immédiat gauche
- Variable « Shift D » : cette variable correspond au mouvement de Bennett droit
- Variable « Shift G » : cette variable correspond au mouvement de Bennett gauche
- Variable « Guide Antérieur D » : cette variable représente la composante droite du guide antérieur
- Variable « Guide Antérieur M » : cette variable représente la composante médiane du guide antérieur
- Variable « Guide Antérieur G » : cette variable représente la composante gauche du guide antérieur

3.2.2 Tableaux des données

La réalisation du protocole expérimentale, nous a permis de recueillir 330 données réparties en onze variables de 30 données.

Sujet	Mesure	Pente D	Pente G	Bennett D	Bennett G	ISS D	ISS G
1	1	31.6	34,6	4	4	0	0
	2	25.3	31,9	25.2	15.5	0	0.1
	3	46.1	34,7	4	21.3	0	0
2	1	26.5	30,3	12.8	15.1	0	0
	2	33.9	38,6	9.8	12.5	0	0
	3	25.9	25,6	13.6	11	0	0
3	1	32.6	28,3	13.2	5.7	0	0
	2	30.5	29,9	15.2	4	0	0
	3	27.8	26,2	14.8	7.9	0	0
4	1	44.2	22	8.3	4	0	0
	2	39	27,2	7.4	4	0	0
	3	25.6	25,2	7.7	4	0	0
5	1	32.5	34,1	25.9	28.4	0	0
	2	32.2	31,1	25	28.9	0.1	0
	3	36	35	27.1	27.2	0	0
6	1	39.2	40,6	19.3	7.1	0	0
	2	44.5	42	16.7	8.1	0	0
	3	42	40,8	15.9	9.9	0	0
7	1	13.4	28,9	30	20.5	0	0
	2	29.6	32,9	27.4	15.4	0	0
	3	18.2	49,5	25.4	16.2	0	0
8	1	26.5	28,8	15	8.3	0	0
	2	39.9	42,4	7.5	7.8	0	0
	3	27	27,6	13.2	9.4	0	0
9	1	37.1	44,2	4	4	0	0
	2	49.3	53,3	7.5	8.8	0	0
	3	40.4	49,8	4	7.7	0	0
10	1	16.8	22,2	15.9	19.9	0	0
	2	26.9	34,6	20.2	30	0	0.1
	3	30.1	31,9	20.6	25.7	0	0

Sujet	Mesure	Shift D	Shift G	Guide Antérieur D	Guide Antérieur M	Guide Antérieur G
1	1	19,9	0	9,6	47,1	9,9
	2	20	-20	53,1	39	8,8
	3	20	-8	24,1	20,8	11,1
2	1	-4,3	-20	25,7	35,2	30,9
	2	-13,1	-20	24,6	34,2	27,3
	3	-20	-14,8	25,8	37	29,4
3	1	-1,1	-13,9	8,6	18,7	21,1
	2	15	-15,8	29,9	0	11,4
	3	10	-14,5	27,2	27,9	32,5
4	1	13	12,5	67,7	61,5	64,3
	2	20	-20	67,2	59	69,1
	3	17,8	-20	69	56,1	66
5	1	7	16,1	58,1	50,8	52,6
	2	7,5	14,8	56,9	48,5	51,3
	3	6	8,6	55,3	50,9	53,8
6	1	-7,5	-13,7	33,8	31,5	54,2
	2	-10,1	-20	45,6	33,9	54,1
	3	2,6	-20	42,9	32,2	42,9
7	1	7,3	6,6	0	38,6	44,2
	2	20	20	45,3	40,2	46,7
	3	20	3,8	46,4	36,4	0
8	1	-20	-5,3	24,9	0	35,1
	2	-20	20	18,4	0	0,3
	3	-8,8	17,8	29,4	15,3	26,4
9	1	16,8	8,6	36,9	62,6	31,4
	2	17,9	20	27,8	60,7	36,8
	3	3,7	20	29,4	61,9	33,5
10	1	2,7	11,1	21,9	33,2	20,8
	2	20	20	22,7	27,2	18,1
	3	20	18,2	12,5	6,5	9,4

3.2.3 Le plan d'analyse

L'analyse statistique s'effectue en deux parties. La première partie consiste à une analyse descriptive variable par variable pour étudier la dispersion ainsi que pour mettre en évidence la normalité ou non des différentes variables.

Dans la seconde partie, nous étudions la variabilité totale de chaque série de mesure, c'est-à-dire que nous allons comparer les moyennes des trois séries de mesure pour savoir si elles diffèrent de façon significative ou non, les variables sont étudiées les unes après les autres.

3.2.3.1 Les variables normales

Pour les variables normales, le test statistique choisi est l'ANOVA à deux facteurs croisés mixtes avec une observation par cellule à risque d'erreur $\alpha = 5\%$. C'est un modèle additif d'équation :

$$x_{ij} = \mu + \alpha_j + \beta_i + \varepsilon_{ij}$$

Le premier facteur est le facteur « mesure » à 3 niveaux fixes : mesure1, mesure2 et mesure3. Le second facteur est le facteur « sujet » à 10 niveaux aléatoires : sujet 1, sujet 2, sujet 3, sujet 4, sujet 5, sujet 6, sujet 7, sujet 8, sujet 9 et sujet 10.

Ce dernier facteur est considéré comme un facteur bloc pour prendre en compte la variabilité intrasujet, c'est-à-dire la variabilité des trois mesures sur le même patient et donc réduire l'effet de la variabilité intersujet. Ce blocage est une généralisation de l'appariement, il permet de gagner en puissance et d'économiser sur le nombre de sujet. C'est pourquoi 10 sujets suffisent, pour avoir une étude statistique valide.

Les hypothèses statistiques choisies sont :

- H_0 = les trois séries de mesure ne sont pas significativement différentes.
- H_1 = les trois séries de mesures sont significativement différentes.

3.2.3.2 Les variables non normales

Pour les variables non normales, les données seront rangées pour pouvoir effectuer une ANOVA sur les rangs, méthode non paramétrique de comparaison multiple de moyennes à 2 facteurs à risque d'erreur $\alpha = 5\%$. C'est un modèle additif d'équation :

$$x_{ij} = \mu + \alpha_j + \beta_i + \varepsilon_{ij}$$

Le premier facteur est le facteur « mesure » à 3 niveaux fixes : mesure1, mesure2 et mesure3. Le second facteur est le facteur « sujet » à 10 niveaux aléatoires : sujet 1, sujet 2, sujet 3, sujet 4, sujet 5, sujet 6, sujet 7, sujet 8, sujet 9 et sujet 10.

Ce dernier facteur est considéré comme un facteur bloc pour prendre en compte la variabilité intrasujet, c'est-à-dire la variabilité des trois mesures sur le même patient et donc réduire l'effet de la variabilité intersujet. Ce blocage est une généralisation de l'appariement, il permet de gagner en puissance et d'économiser sur le nombre de sujet. C'est pourquoi 10 sujets suffisent, pour avoir une étude statistique valide.

Les hypothèses statistiques choisies sont :

- H0 = les trois séries de mesure ne sont pas significativement différentes.
- H1 = les trois séries de mesures sont significativement différentes.

4 L'étude statistique

4.1 L'étude descriptive

4.1.1 La Variable « Pente D »

Le Tableau 1 résume l'analyse descriptive de la variable « Pente D » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type

- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,463) est supérieure à 5%, la variable « Pente D » suit une loi normale.

Tableau 1

N	30
Minimum	22.000
Maximum	53.300
Moyenne	34.14
Ecart-type	8.152
Test de Lilliefors	0.463

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Pente D » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 2.

Tableau 2

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	34.33	28.767	30.300	36.267	33.567	41.9	20.400	31.133	42.267	24.600
ECART-TYPE	10.666	4.456	2.406	9.597	2.113	2.651	8.321	7.596	6.311	6.942

4.1.2 La variable « Pente G »

Le Tableau 3 résume l'analyse descriptive de la variable « Pente G » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne

- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,054) est supérieure à 5%, la variable « Pente G » suit une loi normale.

Tableau 3

N	30
Minimum	13.400
Maximum	49.300
Moyenne	32.35
Ecart-type	8.732
Test de Lilliefors	0.054

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Pente G » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 4.

Tableau 4

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	33.733	31.500	28.133	24.800	33.400	41.133	37.100	32.933	49.100	29.567
ECART-TYPE	1.589	6.583	1.856	2.623	2.042	0.757	10.923	8.220	4.590	6.521

4.1.3 La variable « Bennett D »

Le Tableau 5 résume l'analyse descriptive de la variable « Bennett D » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type

- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,284) est supérieure à 5%, la variable « Bennett D » suit une loi normale.

Tableau 5

N	30
Minimum	4.000
Maximum	30.000
Moyenne	15.130
Ecart-type	7.813
Test de Lilliefors	0.284

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Bennett D » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 6.

Tableau 6

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	11.067	12.067	14.400	7.80	26.00	17.300	26.700	11.900	5.167	18.900
ECART-TYPE	12.240	2.003	1.058	0.458	1.054	1.778	2.879	3.915	2.021	2.606

4.1.4 La variable « Bennett G »

Le Tableau 7 résume l'analyse descriptive de la variable « Bennett G » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum

- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,015) est inférieure à 5%, la variable « Bennett G » ne suit pas une loi normale.

Tableau 7

N	30
Minimum	4.000
Maximum	30.000
Moyenne	13.077
Ecart-type	8.483
Test de Lilliefors	0.015

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Bennett G » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 8.

Tableau 8

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	13.600	12.867	5.867	4	28.167	8.367	17.367	8.500	6.833	25.200
ECART-TYPE	8.805	2.074	1.955	0.000	0.874	1.419	2.743	0.819	2.515	5.069

4.1.5 La variable « ISS D »

Le Tableau 9 résume l'analyse descriptive de la variable « ISS D » :

- le nombre de mesure total : N

- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,000) est inférieure à 5%, la variable « ISS D » ne suit pas une loi normale.

Tableau 9

N	30
Minimum	0.000
Maximum	0.100
Moyenne	0.003
Ecart-type	0.018
Test de Lilliefors	0.000

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « ISS D » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 10.

Tableau 10

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	0	0	0	0	0.033	0	0	0	0	0
ECART-TYPE	0	0	0	0	0.058	0	0	0	0	0

4.1.6 La variable « ISS G »

Le Tableau 11 résume l'analyse descriptive de la variable « ISS G » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,000) est inférieure à 5%, la variable « ISS G » ne suit pas une loi normale.

Tableau 11

N	30
Minimum	0.000
Maximum	0.100
Moyenne	0.007
Ecart-type	0.025
Test de Lilliefors	0.000

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « ISS G » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 12.

Tableau 12

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	0.033	0	0	0	0	0	0	0	0	0.033
ECART-TYPE	0.058	0	0	0	0	0	0	0	0	0.058

4.1.7 La variable « Shift D »

Le Tableau 13 résume l'analyse descriptive de la variable « Shift D » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,072) est supérieure à 5%, la variable « Shift D » suit une loi normale.

Tableau 13

N	30
Minimum	-20.000
Maximum	20.000
Moyenne	6.077
Ecart-type	13.584
Test de Lilliefors	0.072

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Shift D » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 14.

Tableau 14

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	19.967	-12.467	7.967	16.933	6.833	-5.00	15.767	-16.267	12.800	14.233
ECART-TYPE	0.058	7.869	8.240	3.580	0.764	6.709	7.332	6.466	7.900	9.988

4.1.8 La variable « Shift G »

Le Tableau 15 résume l'analyse descriptive de la variable « Shift G » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,004) est inférieure à 5%, la variable « Shift G » ne suit pas une loi normale.

Tableau 15

N	30
Minimum	-20.000
Maximum	20.000
Moyenne	-0.263
Ecart-type	16.148
Test de Lilliefors	0.004

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Shift G » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 16.

Tableau 16

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	-9.333	-18.267	-14.733	-9.167	13.167	-17.90	10.133	10.833	16.20	16.433
ECART-TYPE	10.066	3.002	0.971	18.764	4.008	3.637	8.659	14.015	6.582	4.706

4.1.9 La variable « Guide Antérieur D »

Le Tableau 17 résume l'analyse descriptive de la variable « Guide Antérieur D » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,028) est inférieure à 5%, la variable « Guide Antérieur D » ne suit pas une loi normale.

Tableau 17

N	30
Minimum	0.000
Maximum	69.000
Moyenne	34.690
Ecart-type	18.384
Test de Lilliefors	0.028

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Guide Antérieur D » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 18.

Tableau 18

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	28.933	25.367	21.900	67.967	56.767	40.767	30.567	24.233	31.367	19.033
ECART-TYPE	22.149	0.666	11.597	0.929	1.405	6.183	26.477	5.530	4.858	5.672

4.1.10 La variable « Guide Antérieur M »

Le Tableau 19 résume l'analyse descriptive de la variable « Guide Antérieur M » : le nombre de mesure total : N

- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,393) est supérieure à 5%, la variable « Guide Antérieur M » suit une loi normale.

Tableau 19

N	30
Minimum	0.000
Maximum	62.600
Moyenne	35.563
Ecart-type	18.784
Test de Lilliefors	0.393

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Guide Antérieur M » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 20.

Tableau 20

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	35.633	35.467	15.533	58.867	50.067	32.533	38.400	5.100	61.733	22.300
ECART-TYPE	13.469	1.419	14.217	2.702	1.358	1.234	1.908	8.833	0.961	14.008

4.1.11 La variable « Guide Antérieur G »

Le Tableau 21 résume l'analyse descriptive de la variable « Guide Antérieur G » :

- le nombre de mesure total : N
- la mesure minimum réalisée : Minimum
- la mesure maximum : Maximum
- la moyenne de l'ensemble des mesures : Moyenne
- l'écart type de la série de mesure : Ecart-type
- la probabilité obtenue lors du test de normalité de Lilliefors : Test de Lilliefors

La probabilité du test de normalité (0,654) est supérieure à 5%, la variable « Guide Antérieur G » suit une loi normale.

Tableau 21

N	30
Minimum	0.000
Maximum	69.100
Moyenne	33.113
Ecart-type	19.685
Test de Lilliefors	0.654

La moyenne et la dispersion (Ecart-type) des trois séries de mesures de la variable « Guide Antérieur G » réalisées par chaque sujet sont retranscrites dans le Tableau 22.

Tableau 22

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MOYENNE	9.933	29.200	21.667	66.467	52.567	50.400	30.300	20.600	33.900	16.100
ECART-TYPE	1.150	1.808	10.561	2.434	1.250	6.495	26.270	18.110	2.722	5.957

4.2 L'étude interprétative

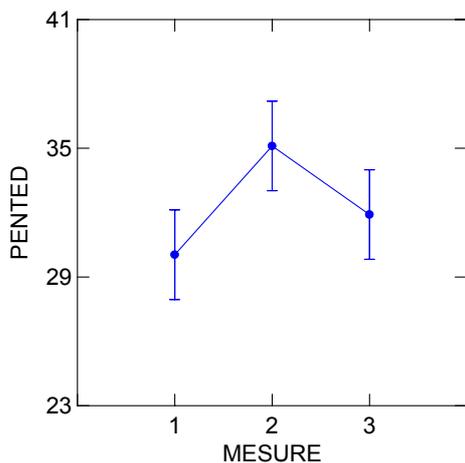
4.2.1 La variable « Pente D »

La variable « Pente D » suit une loi normale, nous avons donc effectué avec l'aide du logiciel anglais SYSTAT, une ANOVA à 2 facteurs croisés mixtes avec une observation par cellule. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 23.

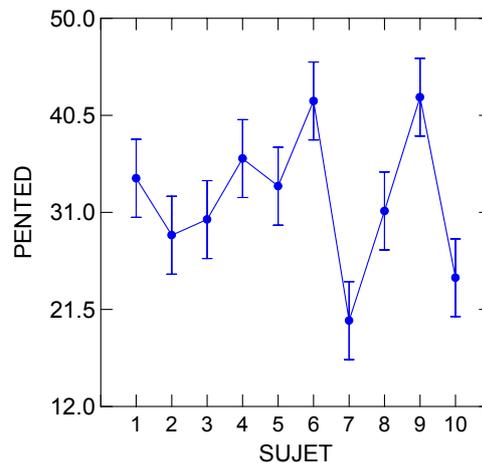
Tableau 23 Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	131.473	2	65.736	1.508	0.248
SUJET	1295.055	9	143.895	3.302	0.015
Error	784.427	18	43.579		

Least Squares Means



Least Squares Means



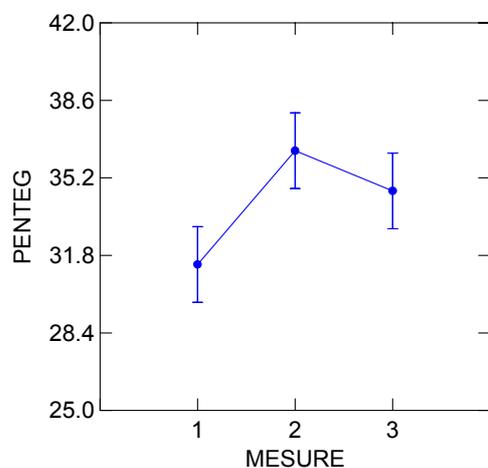
4.2.2 La variable « Pente G »

La variable « Pente G » suit une loi normale, nous avons donc effectué avec l'aide du logiciel SYSTAT, une ANOVA à 2 facteurs croisés mixtes avec une observation par cellule. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 24.

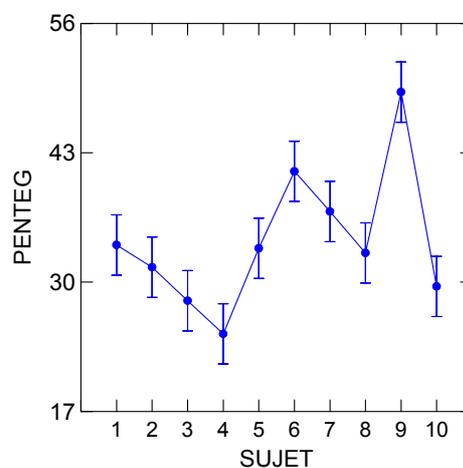
Tableau 24- Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	128.102	2	64.051	2.330	0.126
SUJET	1304.519	9	144.947	5.274	0.001
Error	494.711	18	27.484		

Least Squares Means



Least Squares Means



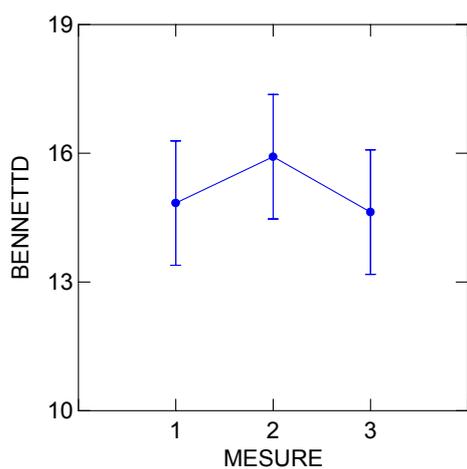
4.2.3 La variable « Bennett D »

La variable « Bennett D » suit une loi normale, nous avons donc effectué avec l'aide du logiciel SYSTAT, une ANOVA à 2 facteurs croisés mixtes avec une observation par cellule. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 25.

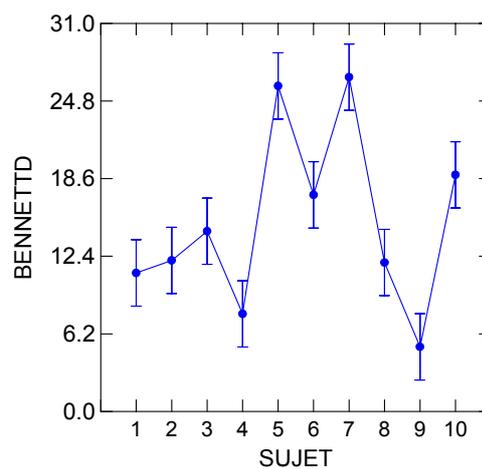
Tableau 25- Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	9.582	2	4.791	0.228	0.798
SUJET	1382.403	9	153.600	7.309	0.000
Error	378.258	18	21.014		

Least Squares Means



Least Squares Means

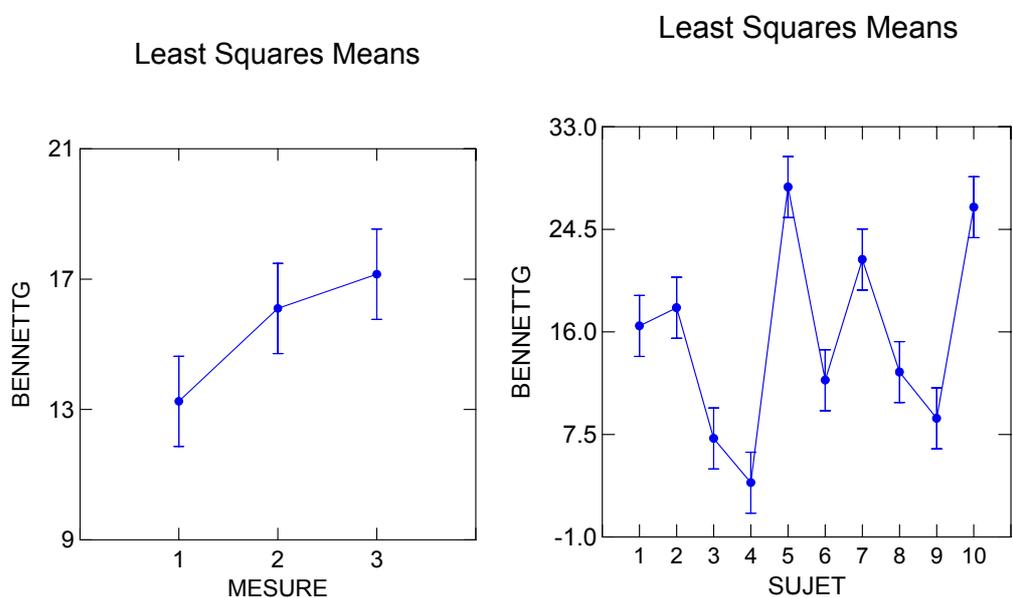


4.2.4 La variable « Bennett G »

La variable « Bennett G » ne suit pas une loi normale, nous avons donc rangé les mesures et effectué à l'aide du logiciel SYSTAT une ANOVA sur les rangs. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 26.

Tableau 26 - Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	81.450	2	40.725	2.127	0.148
SUJET	1803.833	9	200.426	10.466	0.000
Error	344.717	18	19.151		

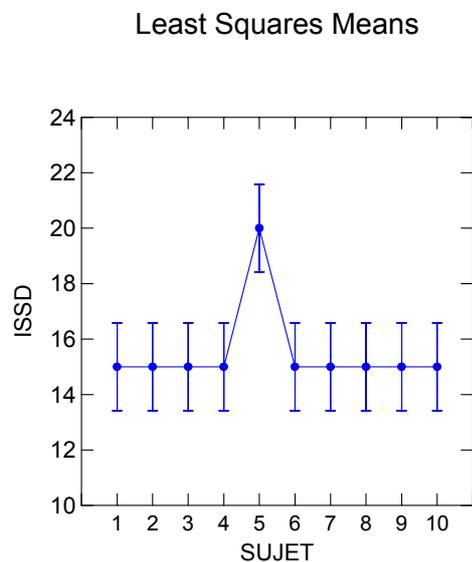
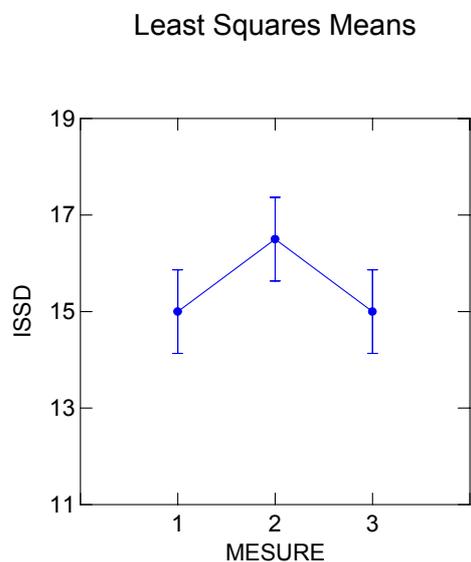


4.2.5 La variable « ISS D »

La variable « ISS D » ne suit pas une loi normale, nous avons donc rangé les mesures et effectué à l'aide du logiciel SYSTAT une ANOVA sur les rangs. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 27.

Tableau 27 Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	15.000	2	7.500	1.000	0.387
SUJET	67.500	9	7.500	1.000	0.474
Error	135.000	18	7.500		

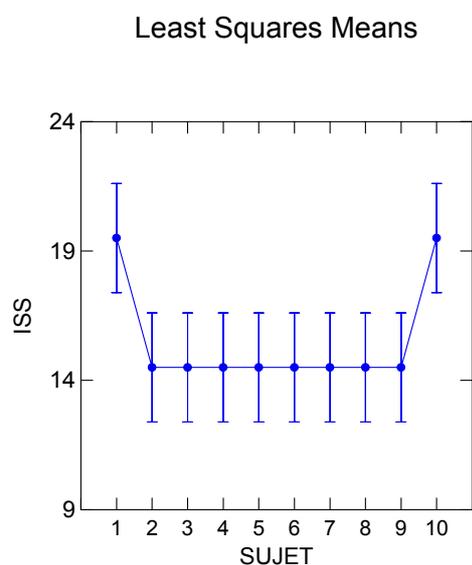
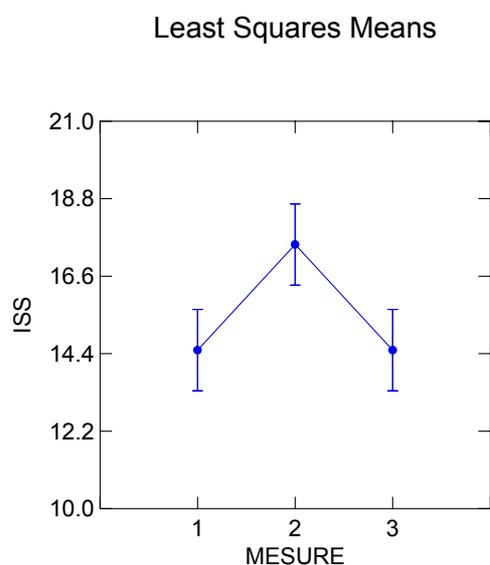


4.2.6 La variable « ISS G »

La variable « ISS G » ne suit pas une loi normale, nous avons donc rangé les mesures et effectué à l'aide du logiciel SYSTAT une ANOVA sur les rangs. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 28.

Tableau 28 Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	60.000	2	30.000	2.250	0.134
SUJET	120.000	9	13.333	1.000	0.474
Error	240.000	18	13.333		



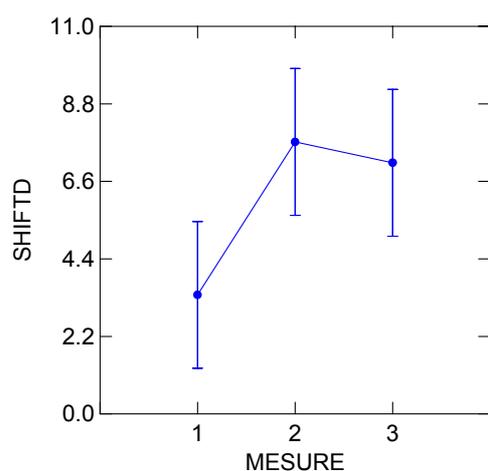
4.2.7 La variable « Shift D »

La variable « Shift D » suit une loi normale, nous avons donc effectué avec l'aide du logiciel SYSTAT, une ANOVA à 2 facteurs croisés mixtes avec une observation par cellule. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 29.

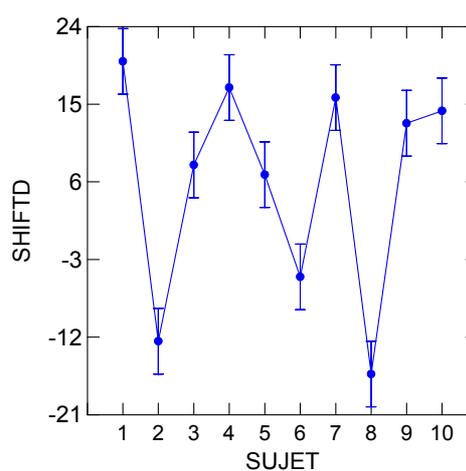
Tableau 29 Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	110.821	2	55.410	1.277	0.303
SUJET	4459.040	9	495.449	11.417	0.000
Error	781.153	18	43.397		

Least Squares Means



Least Squares Means

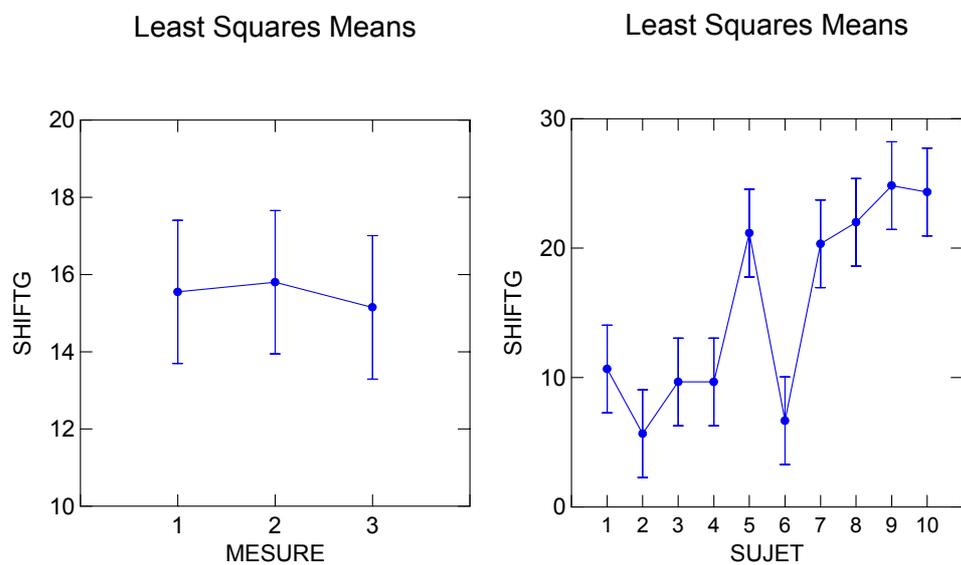


4.2.8 La variable « Shift G »

La variable « Shift G » ne suit pas une loi normale, nous avons donc rangé les mesures et effectué à l'aide du logiciel SYSTAT une ANOVA sur les rangs. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 30.

Tableau 30 Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	2.150	2	1.075	0.031	0.969
SUJET	1587.000	9	176.333	5.121	0.002
Error	619.850	18	34.436		



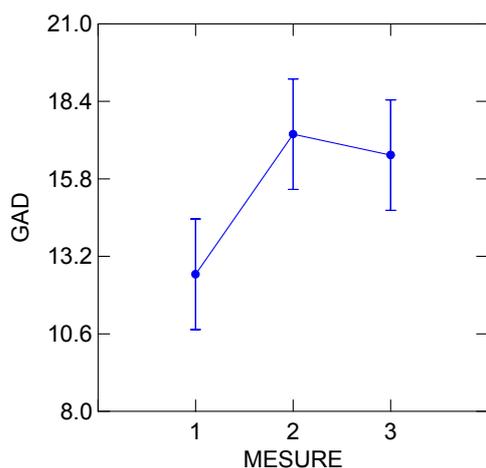
4.2.9 La variable « Guide Antérieur D »

La variable « Guide Antérieur D » ne suit pas une loi normale, nous avons donc rangé les mesures et effectué à l'aide du logiciel SYSTAT une ANOVA sur les rangs. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 31.

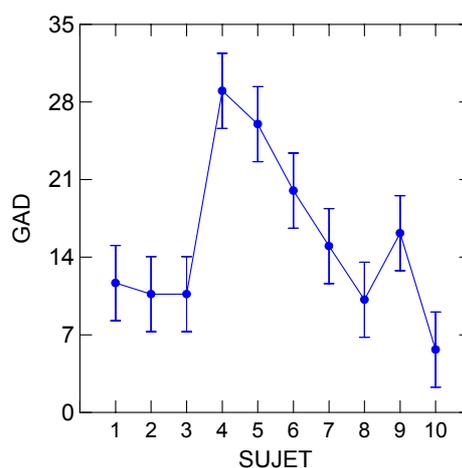
Tableau 31 Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	128.600	2	64.300	1.872	0.183
SUJET	1500.000	9	166.667	4.851	0.002
Error	618.400	18	34.356		

Least Squares Means



Least Squares Means



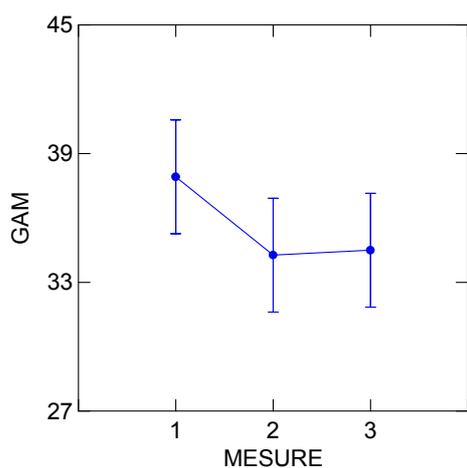
4.2.10 La variable « Guide Antérieur M »

La variable « Guide Antérieur M » suit une loi normale, nous avons donc effectué avec l'aide du logiciel SYSTAT, une ANOVA à 2 facteurs croisés mixtes avec une observation par cellule. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 32.

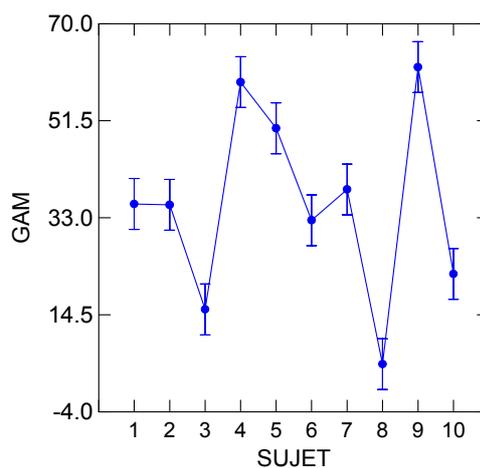
Tableau 32- Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	83.573	2	41.786	0.594	0.563
SUJET	8881.903	9	986.878	14.026	0.000
Error	1266.534	18	70.363		

Least Squares Means



Least Squares Means



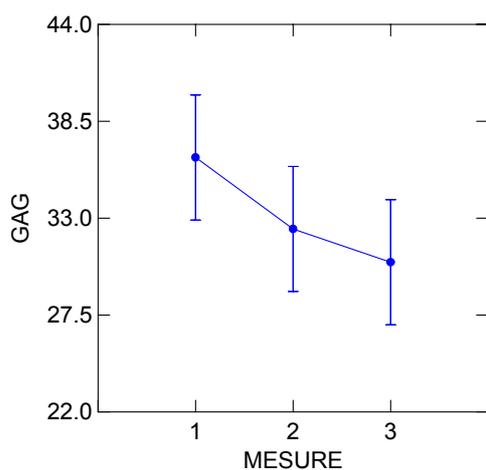
4.2.11 La variable « Guide Antérieur G »

La variable « Guide Antérieur G » suit une loi normale, nous avons donc effectué avec l'aide du logiciel SYSTAT, une ANOVA à 2 facteurs croisés mixtes avec une observation par cellule. Le facteur « MESURE » a 3 niveaux fixes et le facteur « SUJET » a 10 niveaux aléatoires, c'est le facteur bloc. Les résultats sont donnés dans le Tableau 33.

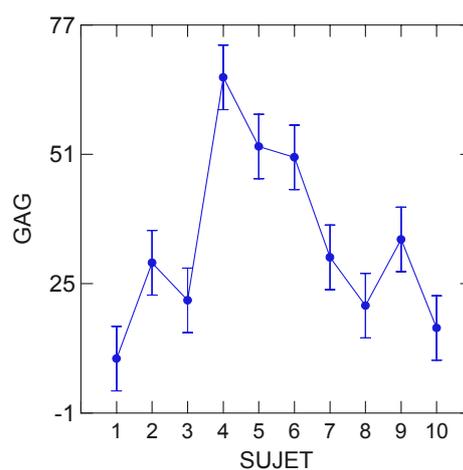
Tableau 33- Analyse de variance

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
MESURE	184.861	2	92.430	0.733	0.494
SUJET	8783.788	9	975.976	7.743	0.000
Error	2268.806	18	126.045		

Least Squares Means



Least Squares Means



4.3 Les résultats

Le Tableau 34 résume les résultats de l'étude interprétative pour le facteur « mesure ». Pour les onze variables, la probabilité du facteur « mesure » est supérieure à 5% donc l'hypothèse H0 est vraie : les trois séries de mesures ne sont pas significativement différentes pour l'ensemble des onze variables.

Tableau 34

VARIABLES	p value	résultats
Pente D	0,248	non significatif
Pente G	0,126	non significatif
Bennett D	0,798	non significatif
Bennett G	0,148	non significatif
ISS D	0,387	non significatif
ISS G	0,134	non significatif
Shift D	0,303	non significatif
Shift G	0,969	non significatif
Guide Antérieur D	0,183	non significatif
Guide Antérieur M	0,563	non significatif
Guide Antérieur G	0,494	non significatif

Le Tableau 35 résume les résultats de l'étude interprétative pour le facteur « sujet ». Pour deux variables seulement, la probabilité du facteur « sujet » est supérieure à 5% donc l'hypothèse H0 est vraie : les dix sujets ne sont pas significativement différents. Les neuf autres variables ont une probabilité du facteur « sujet » inférieure à 5% : les dix sujets sont significativement différents.

Tableau 35

VARIABLES	p value	résultats
Pente D	0,015	significatif
Pente G	0,001	significatif
Bennett D	0,000	significatif
Bennett G	0,000	significatif
ISS D	0,474	non significatif
ISS G	0,474	non significatif
Shift D	0,000	significatif
Shift G	0,002	significatif
Guide Antérieur D	0,002	significatif
Guide Antérieur M	0,000	significatif
Guide Antérieur G	0,000	significatif

5 Discussion

L'analyse descriptive, nous montre une dispersion des mesures par variable relativement importante pour les variables : « Pente D », « Pente G », « Bennett D », « Bennett G », « Shift D », « Shift G », « Guide Antérieur D », « Guide Antérieur M » et « Guide Antérieur G », cette dispersion est due à la variabilité intersujet.

La variabilité intersujet étant le fait que les sujets sont différents les uns des autres, leurs angulations diffèrent les unes des autres.

Les résultats des ANOVA, nous donnent, en effet, une variabilité intersujet significative (P sujet inférieure à 5%). D'où la confirmation de l'intérêt de prendre le facteur « sujet » comme un facteur bloc, ainsi seule la variabilité intra sujet est prise en compte pour l'analyse des trois séries de mesure.

Pour les variables « ISS D » et « ISS G », la dispersion est très faible voire quasi nulle. Pour l'ensemble des sujets ces valeurs sont égales à zéro, le déplacement transversal immédiat (MTI) est nul. Seuls trois valeurs sur les soixante valeurs obtenues diffèrent de zéro, ces trois sont d'ailleurs identiques (0.1). On peut se questionner sur la cause de cette valeur de 0.1 qui apparaît chez trois sujets différents (sujet 1, 5 et 10) : valeurs aberrantes ou liée directement au sujet. La taille de l'échantillon étant limitée, nous ne pouvons émettre de conclusion.

Ce qui est confirmé par l'ANOVA qui donne pour les deux variables une variabilité intersujet non significative (P sujet supérieure à 5%). Pour ces deux variables, à posteriori, le choix d'un blocage du facteur sujet n'était pas obligatoire mais il n'enlève rien à la puissance du test.

L'inexistence d'un mouvement transversal immédiat lors de la diduction a été aussi trouvé par Pröschel et coll. en 2002 lors d'une étude sur les modes de réglage des articulateurs. Ils expliquaient cette absence de déplacement par le fait que les sujets de leur étude étaient indemnes de dysfonctionnements de l'appareil manducateur et que les mouvements qu'ils effectuaient étaient volontaires et non guidés par un observateur. Les populations des deux études étant similaires, on peut considérer cette explication comme valide pour notre étude.

On peut aussi s'étonner que les variables « Pente G » et « Shift G » ne suivent pas une loi normale alors que les variables « Pente D » et « Shift D » sont des variables normales. Nous ne sommes pas en mesure de fournir une explication pertinente.

L'étude statistique descriptive sujet par sujet, permet d'observer des écart-types importants pouvant dépasser 20. Prenons comme exemple la variable « guide antérieur gauche », le sujet 7 à un écart-type de 26,270. Si l'on regarde les trois valeurs obtenues par l'enregistrement du sujet 7, on remarque que les deux premières mesures sont très proches (44,2 et 46,7) et que la troisième est aberrante (0). Nous avons plusieurs explications à ces dispersions importantes liées à des valeurs aberrantes :

- Le bruit environnant (discussion, moteur des rotatifs...) perturbe l'émission des ultrasons et donc fausse les enregistrements. Lors d'une prise de mesure dans une salle de TP où des étudiants faisaient fonctionner des pièces à mains, les résultats obtenus étaient aberrants.
- Une divergence trop importante de l'émetteur et du récepteur dans un plan sagittal entraîne des valeurs moins précises, moins reproductibles.

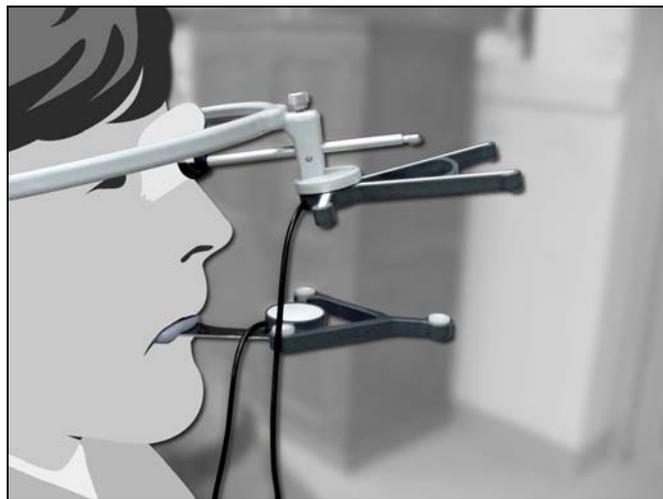


Figure 5-1 Emetteur et récepteur non parallélisés.

- La répétition successive du mode « articulator adjustment » et donc une répétition précise des mouvements se sont révélées difficiles pour les

volontaires. Soit ils se sont déconcentrés à la deuxième série, pour se concentrer à la suivante. Soit les deux premières ont été effectuées avec précision, la déconcentration ayant eue lieu à la troisième série.

Dans l'ensemble, les variables « Bennett D », « Bennett G » « ISS D » et « ISS G » sont les mesures qui semblent les plus fiables : l'ensemble des écart-types par sujet sont faibles. Ils sont pour la majorité inférieurs à 3°, qui correspond à l'incertitude naturelle que l'on ne peut éviter.

En conclusion, l'analyse interprétative ne montre pas de différence significative entre trois séries de mesures réalisées sur le même patient avec l'ARCUS Digma. C'est un outil de mesure qui semble fiable par la reproductibilité des valeurs qu'il calcule et enregistre. Pour gagner en précision, il est important de respecter quelques règles lors de la procédure d'enregistrement : paralléliser l'émetteur et le transmetteur, éviter les bruits parasites, permettre au patient d'être bien concentrer sur les mouvements qu'il doit effectuer, un apprentissage semble nécessaire.

6 Conclusion

L'ARCUS Digma, en connectant virtuellement l'articulateur au patient, se démarque des techniques d'enregistrements classiques par son concept d'enregistrement qui lui confère simplicité et rapidité d'exécution.

Il est important d'intégrer que les boules condyliennes de l'articulateur ne représentent pas les condyles réels du patient mais qu'ils sont virtuellement connectés à eux d'une part et que d'autre part ce qu'on cherche à reproduire c'est le mouvement relatif des arcades. Pour transposer ce mouvement dans l'articulateur, nous devons fixer une seule chose : la relation spatiale qui existe entre les points postérieurs et la denture maxillaire. Les angles calculés sont ceux qui permettent aux axes condyliens de l'articulateur de retranscrire la cinématique mandibulaire réelle du patient dans l'articulateur et non pas les angles qui définissent la cinématique des condyles du patient.

Ce principe établi permet de simplifier considérablement la technique de mesure en limitant les paramètres individuels pris en compte dans les méthodes classiques (localisation de l'axe charnière, mise en place d'un arc facial, réglage des pointeaux et des plaques d'écriture, analyse des tracés...) et de gagner du temps : moins de 8 minutes sont nécessaires à la prise de mesure et aux calculs des valeurs.

Cette méthode d'enregistrement nous donne des valeurs fiables de part leur reproductibilité et de part leur précision [11]

Lors de mouvement centrique, aucune erreur occlusale n'apparaît quand le modèle mandibulaire est mis en relation directe avec le modèle maxillaire. Des erreurs apparaissent lorsque la dimension verticale augmente, ces erreurs sont considérées comme négligeables si la variation ne dépasse pas deux millimètres [1] [11]. Les modèles peuvent donc être montés sur articulateur grâce à une cire d'occlusion de moins de 2 millimètres d'épaisseur pour limiter les erreurs occlusales.

L'ARCUS Digma permet aussi l'exploration fonctionnelle de l'appareil manducateur. Aucune étude n'existe à ce jour sur la sensibilité du système et sa cohérence dans la mise en œuvre de l'étude les dysfonctionnements de l'appareil

manducateur. Dans la littérature, pour les cas de dysfonctionnement, les points et les trajectoires à étudier sont ceux des centres condyliens cinématiques [12] [13] or l'approche fonctionnelle du système ARCUS Digma se fait par la recherche et l'analyse de ces points cinématiques. Donc de part cette approche, l'ARCUS Digma semble, au moins d'un point de vue théorique, être un outil d'analyse de l'articulation temporo-mandibulaire intéressant.

L'enregistrement de la cinématique mandibulaire par connexion virtuelle de l'articulateur sur le patient permet d'obtenir des résultats fiables et précis. Le concept limite les paramètres individuels à prendre en compte et simplifie sensiblement la procédure.

La programmation de l'angle « Shift » dans l'articulateur PROTHE Plus 7, permet de prendre en compte le retrait postérieur du condyle lors des mouvements de diduction. C'est donc une caractéristique intéressante dans le cadre de l'odontologie restauratrice, permettant ainsi des confections prothétiques plus proches de la réalité fonctionnelle du patient. On peut regretter par ailleurs que l'ARCUS Digma ne permette pas une programmation de l'articulateur par enregistrement des mouvements fonctionnels de mastication et d'incision. Cette programmation pouvant permettre de réduire l'enveloppe des mouvements de l'articulateur aux mouvements fonctionnels et ainsi gagner en précision occlusale lors de réalisations prothétiques.

L'ARCUS Digma est donc une alternative intéressante aux méthodes classiques dans la pratique clinique quotidienne. Il offre une méthode rapide et efficace aux praticiens pour leurs soins diagnostics ou prothétiques et aux cliniciens-chercheurs pour leurs études cliniques.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] **ADRIEN P et SCHOUVER J.**
Methods for minimizing the errors in mandibular model mounting on an articulator.
J Oral Rehabil 1997 ;**24**:929-935.
- [2] **CNO**
Lexique d'occlusodontologie.
Paris : Quintessence International, 2001.
- [3] **LEGALL MG et LAURET JP.**
Occlusion et fonction. Une approche clinique rationnelle.
Paris : CdP, 2002.
- [4] **MAGNAN C .**
La nature sans foi ni loi. Les grands thèmes de la physique du XXe siècle.
Paris : Belfond/Sciences, 1988.
- [5] **MORNEBURG T et PRÖSCHEL P.**
Differences between traces of adjacent condylar points and their impact on clinical evaluation of condyle motion
Int J Prosthodont 1998;**11**:317-324.
- [6] **MORNEBURG T et PRÖSCHEL P.**
Predicted incidence of occlusal errors in centric closing around arbitrary axes.
Int J Prosthodont 2002;**15**(4):358-364.
- [7] **ORTHLIEB JD, BROCARD D, SCHITTLY J et MANIERE-EZVAN A.**
Occlusodontie pratique.
Paris : CdP, 2000.
- [8] **PECK CC, MURRAY GM, JOHNSON CWL et KLINEBERG IJ.**
The variability of condylar point pathways in open-close jaw movements.
J Prosthet Dent 1997;**77**:393-404.
- [9] **PRICE RB, KOLLING JN et CLAYTON JA.**
Effects of changes in articulator settings on generated occlusal tracings. Part II: immediate side shift, intercondylar distance, and rear and top wall settings.
J Prosthet Dent 1991;**65**:377-382.

- [10] **PRÖSCHEL P, MAUL T et MORNEBURG T.**
Predicted incidence of excursive occlusal errors in common modes of articulator adjustment.
Int J Prosthodont 2000;**13**(4):303-310.
- [11] **PRÖSCHEL P, MORNEBURG T, HUGGER A et coll.**
Articulator-related registration – a simple concept for minimizing eccentric occlusal errors in articulator.
Int J Prosthodont 2002;**15**:289-294.
- [12] **YATABE M, ZWIJNENBURG A, MEGENS CCEJ et NAEIJE M.**
The kinematic center: A reference for condylar movements.
J Dent Res 1995;**74**:1644-1648.
- [13] **YATABE M, ZWIJNENBURG A, MEGENS CCEJ et NAEIJE M.**
Movements of the mandibular condyle kinematic center during jaw opening and closing.
J Dent Res 1997;**76**:714-719.
- [14] **ZWIJNENBURG A, MEGENS CCEJ et NAEIJE M.**
Influence of choice of reference point on the condylar movements paths during mandibular movements.
J Oral Rehabil 1996;**23**:832-837.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

SCHEMAS

Figure 6-1 Position d'intercuspidie maximale. Propulsion et pente condylienne.	P.5
Figure 1-2 Mouvement des condyles lors d'une latéralisation droite à partir de la position en intercuspidie maximale	P.7
Figure 1-3 Mise en place d'un axiographe SAM	P.10
Figure 1-4 Validation de la position en relation centrée Enregistrement des mouvements fondamentaux Détermination du mouvement transversal	P.11
Figure 1-5 Enregistrement du point infraorbitaire	P.12
Figure 1-6 Tracés parasagittaux et analyse.	P.12
Figure 2-1 Les 12 tracés de mesure entre l'émetteur fixé au maxillaire et le récepteur fixé à une armature péricrânienne	P.17
Figure 2-2 Arc péricrânien	P.17
Figure 2-3 Unité de contrôle	P.19
Figure 2-4 Position du maxillaire sur la fourchette occlusale positionnée dans l'articulateur Prothe Plus 7 ou 9 de KAVO	P.21
Figure 2-5 Etape 1 pour l'analyse des valeurs de réglage de l'articulateur	P.22
Figure 2-6 Etape 2 pour l'analyse des valeurs de réglage de l'articulateur	P.22
Figure 2-7 Ecran de l'unité de contrôle à diverses étapes	P.24
Figure 5-1 Emetteur et récepteur non parallélisés	P.58

TABLEAUX

Tableaux des données	P.28 et P.29
La Variable « Pente D »	
Tableau 35 : analyse descriptive	P.32
Tableau 36 : moyenne et dispersion	P.32
Tableau 23 : analyse de variance	P.44
La variable « Pente G »	
Tableau 3 : analyse descriptive	P.33
Tableau 4 : moyenne et dispersion	P.33
Tableau 24 : analyse de variance	P.45
La variable « Bennett D »	
Tableau 5 : analyse descriptive	P.34
Tableau 6 : moyenne et dispersion	P.34
Tableau 25 : analyse de variance	P.46
La variable « Bennett G »	
Tableau 7 : analyse descriptive	P.35
Tableau 8 : moyenne et dispersion	P.35
Tableau 26 : analyse de variance	P.47
La variable « ISS D »	
Tableau 9 : analyse descriptive	P.36
Tableau 10 : moyenne et dispersion	P.36
Tableau 27 : analyse de variance	P.48
La variable « ISS G »	
Tableau 11 : analyse descriptive	P.37
Tableau 12 : moyenne et dispersion	P.37
Tableau 28 : analyse de variance	P.49
La variable « Shift D »	
Tableau 13 : analyse descriptive	P.38
Tableau 14 : moyenne et dispersion	P.38
Tableau 29 : analyse de variance	P.50
La variable « Shift G »	
Tableau 15 : analyse descriptive	P.39
Tableau 16 : moyenne et dispersion	P.39
Tableau 30 : analyse de variance	P.51
La variable « Guide Antérieur D »	
Tableau 17 : analyse descriptive	P.40
Tableau 18 : moyenne et dispersion	P.41
Tableau 31 : analyse de variance	P.52
La variable « Guide Antérieur M »	
Tableau 19 : analyse descriptive	P.41
Tableau 20 : moyenne et dispersion	P.42
Tableau 32 : analyse de variance	P.53

La variable « Guide Antérieur G »

Tableau 21 : analyse descriptive	P.43
Tableau 22 : moyenne et dispersion	P.43
Tableau 33 : analyse de variance	P.54

Tableau des résultats

Tableau 34	P.55
Tableau 35	P.56

COURTIEU (Klervi).-Etude de la reproductibilité d'un système de mesure de la cinématique mandibulaire : KAVO ARCUS Digma.
-66f.,ill.,graf.,tabl.,30cm.-(Thèse : Chir.dent. ;Nantes ;2004 ;)
N° 43 16 04

Un nouvel outil de mesure de la cinématique mandibulaire est aujourd'hui proposé aux chirurgiens-dentistes : l'ARCUS Digma de KAVO. Il semble être une alternative intéressante aux procédés traditionnels d'axiographie mécanique.

Le concept innovant de mesure de l'ARCUS Digma permet des procédures simplifiées et allégées d'enregistrement.

L'objectif principal de cette thèse est d'étudier la reproductibilité d'enregistrement des valeurs de programmation de l'articulateur PROTHE Plus, enregistrées par le système ARCUS Digma. Après avoir fait le point sur l'analyse de la cinématique mandibulaire, nous avons décrit et expliqué le principe de fonctionnement de l'ARCUS Digma et mené une étude statistique sur dix volontaires qui n'a montré aucune différence significative entre les trois séries de mesures réalisées sur chaque patient.

Rubrique de classement : OCCLUSODONTOLOGIE
INSTRUMENTATION

Mots clés :

Articulation temporo-mandibulaire/Temporo mandibular joint
Enregistrement/Recording
Articulateur dentaire/Dental articulator
Reproductibilité des résultats/Reproducibility of results

Jury :

Président : Monsieur Le Professeur Alain JEAN
Directeur de thèse : Monsieur Le Docteur Alain HOORNAERT
Assesseur : Monsieur Le Professeur Wolf BOHNE
Assesseur : Madame Le Docteur Bénédicte HENKEL

Adresse de l'auteur : 8 rue du Nil
44800 St Herblain