

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE D'ALFORT

Année 2000

**ETUDE CINEMATIQUE DES ARTICULATIONS DIGITALES DU CHEVAL :
QUANTIFICATION DES MOUVEMENTS ARTICULAIRES
DE ROTATION AXIALE ET DE COLLATEROMOTION**

THESE

pour le

DOCTORAT VETERINAIRE

présentée et soutenue publiquement
devant

LA FACULTE DE MEDECINE DE CRETEIL

le

par

Henry, Charles, Simon CHATEAU

né le 31 janvier 1974 à Evreux

JURY

Président : M.

Professeur à la Faculté de Médecine de CRETEIL

Membres

Directeur : Mr DEGUEURCE

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort

Assesseur : Mme BEGON

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur

Professeur à la Faculté de Médecine de Créteil,
Président du jury de cette thèse, hommage respectueux.

A Monsieur Christophe Degueurce,

Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort,
qui, au delà de son rôle de directeur de thèse, m'a accordé sa confiance et transmis son
enthousiasme dans la réalisation de ce travail expérimental. Qu'il trouve ici le témoignage de ma
sincère reconnaissance.

A Madame Dominique Begon,

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort,
qui a accepté de faire partie du jury de cette thèse, sincères remerciements

A Monsieur Jean-Marie Denoix,

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort.

Qu'il trouve ici l'expression de mon profond respect et de ma sincère gratitude pour son soutien dans ce travail, d'une part, mais aussi pour son enseignement au cours de mes deux années d'internat.

A mes collègues et amis de l'UMR de Biomécanique du Cheval.

Remerciements sincères pour leur contribution à ce travail.

A toute l'équipe des internes et assistants de la Clinique Equine,

pour leur disponibilité durant mes absences consacrées à ce travail de recherche.

A Laurence,
pour son soutien inconditionnel.
Qu'elle reçoive ici tout mon amour.

A mes parents,
pour leur dévouement et leur présence toujours attentive.
En témoignage de ma profonde affection.

A mes frères,
pour les bons moments passés ensemble.

A mes grands parents,
pour leurs constantes pensées bienveillantes.
Votre expérience m'a toujours servi de modèle.

A la mystérieuse secte de la chose étrange sous B.,
Anouck, Boris, Brice Jr., Brice Sr., Jean-Claude, Laetitia, Marie-Christine, Thomas,
Qu'elle reste « les pieds dans l'eau », ...

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	1
PREMIERE PARTIE : MATERIELS ET METHODES	5
1. MATERIELS	5
1.1. Membres.....	5
1.2. Machine d'essais	5
1.3. Aire et dispositif d'enregistrement	5
1.4. Système de marquage cinématique (trièdres balisés).....	7
1.5. Structure de calibration	9
1.6. Dispositif de modification d'appui du pied.....	10
2. METHODES.....	13
2.1. Principe de mesure des 3 angles anatomiques élémentaires.....	13
2.1.1. Choix méthodologiques	13
2.1.2. Calcul des angles.....	14
2.1.3. Conventions angulaires.....	14
2.2. Protocole expérimental.....	15
2.2.1. Préparation des membres	15
2.2.2. Système de fixation du membre à la machine.....	15
2.2.3. Mise en place des trièdres : définition des repères locaux	17
2.2.4. Déroulement des enregistrements	17
2.2.5. Procédure d'analyse tridimensionnelle.....	19
2.2.6. Calcul des 3 angles de rotation	19
2.2.7. Traitement statistique	19
DEUXIEME PARTIE : EVALUATION DES ERREURS ET RESULTATS	22
1. EVALUATION DES ERREURS DE MESURE	22
1.1. Evaluation des erreurs liées à la méthode cinématique	22
1.2. Evaluation des erreurs de construction des trièdres	21
1.3. Incertitude sur l'orientation des axes des trièdres.....	24
2. RESULTATS	26
2.1. Articulation métacarpo-phalangienne (AMP)	26
2.1.1. Flexion/extension (figure 7).....	26
2.1.2. Collatéromotion (figure 8)	26
2.1.3. Rotation axiale (figure 9)	28
2.2. Articulation interphalangienne proximale (AIPP)	30
2.2.1. Flexion/extension (figure 10).....	30
2.2.2. Collatéromotion (figure 11)	30
2.2.3. Rotation axiale (figure 12)	32
2.3. Articulation interphalangienne distale (AIPD)	34
2.3.1. Flexion/extension (figure 13).....	34
2.3.2. Collatéromotion (figure 14)	34
2.3.3. Rotation axiale (figure 15)	36
TROISIEME PARTIE : DISCUSSION.....	38

1.	DISCUSSION DE LA METHODE DE MODELISATION	38
1.1.	<i>Choix du modèle</i>	38
1.2.	<i>Choix de la méthode de mesure</i>	39
1.3.	<i>Modélisation mathématique</i>	39
1.3.1.	Choix de la méthode de calcul.....	39
1.3.2.	Choix du référentiel	41
1.3.3.	Choix de la séquence des rotations	41
1.4.	<i>Choix de l'utilisation de trièdres implantés dans l'os</i>	45
1.4.1.	Choix raisonné de la technique	45
1.4.2.	Intérêts de la technique	47
1.4.3.	Limites	47
2.	ANALYSE CRITIQUE DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL	48
2.1.	<i>Nature et préparation des membres</i>	48
2.1.1.	Niveau de section du membre	48
2.1.2.	Préparation	48
2.2.	<i>Mise en charge</i>	48
2.2.1.	Mode de fixation du membre.....	48
2.2.2.	Valeurs de début et de fin de test (50 dN et 600 dN).....	49
2.2.3.	Vitesse de descente de la traverse	49
2.3.	<i>Conclusion</i>	49
3.	ANALYSE DES RESULTATS.....	50
3.1.	<i>Etude préliminaire</i>	50
3.1.1.	Variabilité intra-individuelle [annexe 4].....	50
3.1.2.	Variabilité inter-individuelle [annexe 4].....	50
3.1.3.	Hétérogénéité des amplitudes de flexion/extension entre les membres	50
3.2.	<i>Influence des modifications de l'appui transversal du pied</i>	52
3.2.1.	Caractérisation du comportement	52
3.2.2.	Confrontation avec d'autres travaux.....	53
3.2.3.	Originalités.....	53
3.3.	<i>Interprétation fonctionnelle et corrélations lésionnelles</i>	54
	CONCLUSION	58
	BIBLIOGRAPHIE	60
	ANNEXE 1 : RAPPELS ANATOMIQUES	63
1.	ARTICULATION METACARPO-PHALANGIENNE	63
1.1.	<i>Surfaces articulaires</i>	63
1.2.	<i>Moyens d'union</i>	64
1.3.	<i>Moyens complémentaires d'union</i>	64
2.	ARTICULATION INTERPHALANGIENNE PROXIMALE.....	65
2.1.	<i>Surfaces articulaires</i>	65
2.2.	<i>Moyens d'union</i>	65
2.3.	<i>Moyens complémentaires d'union</i>	65
3.	ARTICULATION INTERPHALANGIENNE DISTALE	65
3.1.	<i>Surfaces articulaires</i>	65
3.2.	<i>Moyens d'union</i>	66
3.3.	<i>Moyens complémentaires d'union</i>	66
	ANNEXE 2 : PROCEDURES DE CALCUL	67
1.	CALCUL DE LA MATRICE DE ROTATION	67

2.	CALCUL DE LA MATRICE DE TRANSFORMATION	68
2.1.	<i>Définitions et nomenclature</i>	68
2.2.	<i>Détermination d'un repère orthonormé direct à partir de 4 marqueurs:</i>	68
2.3.	<i>Calcul de la matrice de transformation</i>	69
3.	IDENTIFICATION DES MATRICES ET CALCUL DES ANGLES	70
4.	MATRICES DE ROTATIONS - FORMULAIRE	71
ANNEXE 3 : RESULTATS DETAILLES (TABLEAUX)		72
1.	LEGENDES	72
2.	INDEX	72



1-a



1-b

Figure 1 (a et b): Appui dissymétrique du pied sur le cercle.

Alors que le sabot reste en contact avec le sol durant la phase d'appui, les articulations digitales compensent l'inclinaison globale du membre, liée au déplacement de la masse corporelle vers l'intérieur du cercle.

INTRODUCTION

La conformation anatomique de la main du cheval rend compte au plus haut point de l'adaptation de l'appareil locomoteur des équidés à la course. L'onguligradie, la présence d'un seul doigt très développé, la puissance du système tendineux caractérisent cette spécialisation fonctionnelle. La réduction des corps charnus musculaires dans la partie distale des membres, et le développement de ligaments accessoires, renforcent le fonctionnement passif et automatique des membres dans cette espèce. En corollaire de cette évolution, la conformation des articulations diarthrosiques du doigt du cheval, typiquement condyloïde, favorise les mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal.

Pourtant, des mouvements complémentaires de rotation dans le plan frontal (abduction/adduction) ou dans le plan transversal (rotation axiale), bien que d'amplitudes plus faibles, possèdent une réelle importance fonctionnelle car ils compensent passivement les irrégularités de l'appui au sol (Barone, 1989). Ces mouvements associés sont typiquement passifs, c'est-à-dire indirectement provoqués car il n'existe aucun muscle ou tendon capable de les produire spontanément. Ils apparaissent en particulier lors d'appui dissymétrique du pied sur sol irrégulier et sur le cercle, où le déplacement de la masse corporelle vers l'intérieur modifie l'orientation globale du membre (figure 1). Ces comportements articulaires sont perceptibles à l'œil nu mais difficilement objectivables pour chaque articulation digitale et en tout cas non quantifiables visuellement.

Les déséquilibres latéro-médiaux de l'appui du pied participent à l'étiopathogénie des affections ostéo-articulaires et ligamentaires du segment digital (Balch *et al.*, 1995; Caudron *et al.*, 1998; Denoix, 1990; Swanson, 1988; Wilson *et al.*, 1998). Les cliniciens incriminent ces mouvements articulaires de faibles amplitudes dans l'induction de la douleur (Hertsch et Beerhues, 1988). Ils expliqueraient, en partie, l'augmentation de la symptomatologie des boiteries associées aux lésions ostéo-articulaires digitales lors de déplacement sur le cercle (Cochran, 1990; Dyson, 1991; McDiarmid, 1998; Swanson, 1988). Ces considérations cliniques ont conduit certains auteurs à étudier l'incidence des appuis dissymétriques du pied sur le comportement des articulations digitales, afin d'apporter des éléments de réponse sur l'étiopathogénie des affections de cette région.

Denoix (1987), en particulier, a analysé les modifications d'affrontement des surfaces cartilagineuses par injection intra-articulaire d'une solution colorante. Il a démontré l'existence d'une association contrariée de mouvements de latéro-flexion et de rotation axiale lors d'appuis dissymétriques dans les articulations métacarpo-phalangienne et interphalangiennes. Ces résultats semi-quantitatifs ont largement contribué à améliorer la compréhension de la physiologie articulaire digitale. Ils demandent à être quantifiés ainsi que leur évolution au cours de la mise en charge du membre.

Caudron (1998), décrit également une méthode radiographique susceptible de quantifier les mouvements de rotation interphalangienne. Cette méthode bidimensionnelle est cependant restreinte à une mesure instantanée de la géométrie articulaire et sa capacité à distinguer les mouvements de rotation axiale et d'abduction/adduction est discutable.

Dans ce contexte, l'objectif de cette étude est double :

1. Mettre en place un protocole de mesure des 3 angles de rotations articulaires envisagés en anatomie fonctionnelle, c'est à dire la flexion/extension, la collatéromotion et la rotation axiale,
2. Appliquer cette méthode à la main du cheval, sur membres isolés soumis à compression, afin d'évaluer l'incidence des modifications de l'appui transversal du pied (rehaussement des quartiers) sur le comportement géométrique des articulations digitales (articulations métacarpo-phalangienne et interphalangiennes).

L'exposé de cette étude comportera trois parties :

- la première partie sera consacrée à la description du matériel et de la méthode mis en œuvre,
- dans la deuxième partie, l'évaluation des erreurs et les résultats obtenus seront exposés,
- enfin, la troisième partie sera consacrée à la discussion des choix méthodologiques, du protocole expérimental mis en œuvre et des résultats obtenus.

Ce document est complété par 3 annexes exposant :

- de brefs rappels anatomiques sur les formations ostéo-articulaires de la main du cheval [annexe 1],
- le détail des procédures de calcul mathématique [annexe 2],
- les résultats détaillés sous forme de tableaux [annexe 3]

Cheval	1	2	3	4
Origine	CNEVA (Dozulé)	Garde Républicaine	Clinique Equine ENVA	Clinique Equine ENVA
Sexe	Femelle	Mâle	Mâle	Femelle
Race	Selle Français	Selle Français	Barbe	Selle Français
Age (ans)	5	15	5	8
Poids estimé(kg)	500	500	490	580
Longueur de la pince (cm)	9	9	9	9
Longueur des talons(cm)	4,5	4	5	3
Largeur en quartiers (cm)	15,5	12,5	12	15
Longueur pince-talon (cm)	13,5	14	12	14

Tableau I : Origine des membres et caractéristiques morphologiques des sabots

1. MATERIELS

1.1. Membres

Quatre membres antérieurs gauches ont été prélevés sur des chevaux euthanasiés pour considérations médicales et qui ne présentaient pas de d'asymétrie locomotrice antérieure. L'origine de ces membres et les caractéristiques morphologiques de leur sabot sont présentées dans le tableau I.

1.2. Machine d'essais

Les membres ont été testés sur une machine de traction-compression MTS 10/MH, d'une capacité de 50 kN. Le système d'entraînement de la traverse mobile est constituée par deux vis à billes actionnées par un ensemble motoréducteur à courant continu, à une vitesse de 500 mm/mn. Le déplacement de la traverse est parfaitement synchrone quelle que soit la charge.

La mesure des charges s'effectue par l'intermédiaire d'une cellule dynamométrique à jauges de contraintes, située dans la traverse mobile. La précision de la mesure de la force est de 0,5% de la valeur lue, entre 10 et 100 % de la capacité de la machine, et de 0,1 % de la pleine échelle du capteur, en dessous de 10 % de cette capacité.

1.3. Aire et dispositif d'enregistrement

L'ensemble de l'aire d'enregistrement est schématisé par la figure 2.

La zone filmée est située à la base de la machine d'essais et s'étend sur environ 30 cm de largeur et 45 cm de hauteur. Trois caméras SONY CCD TR3 100 E, montées sur des trépieds [GAMMA 71] et munies chacune d'un projecteur de 100 W, filment chaque test mécanique. Deux d'entre elles sont disposées à hauteur du centre de la zone d'essais; leurs axes de vision forment un angle de 60° dans le plan horizontal. La troisième caméra est surélevée pour obtenir une vue proximo-distale de la zone d'essai selon un angle de 45° avec l'horizontale. Leur synchronisation temporelle se fait par allumage d'une ampoule de 1 W placée à hauteur de la région métacarpienne.

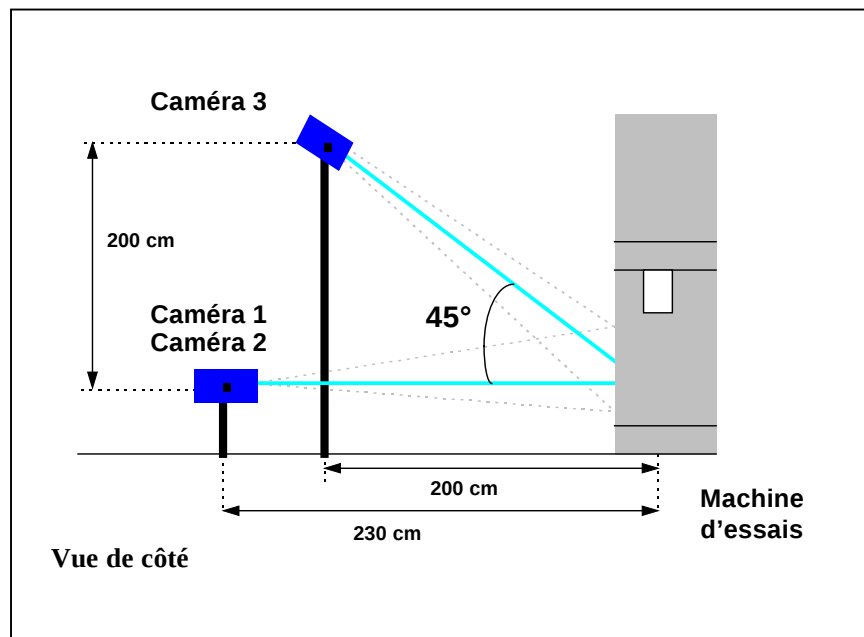
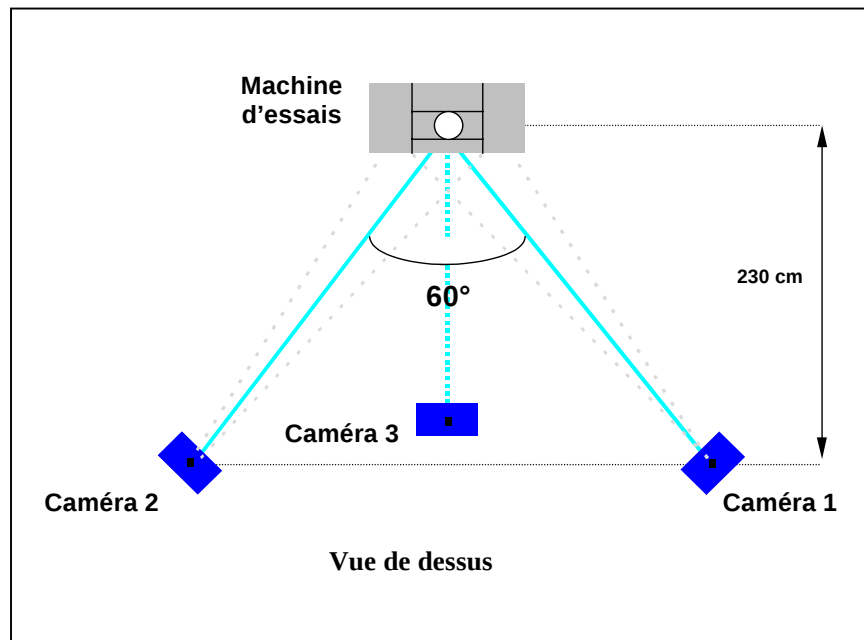


Figure 2: Aire et dispositif d'enregistrement

1.4. Système de marquage cinématique (trièdres balisés)

Chaque segment osseux du doigt est appareillé par un trièdre métallique définissant un repère orthonormé direct. Chaque trièdre est constitué de 3 tiges filetées de 2 mm de diamètre, vissées et assujetties par un système de contre-écrou au milieu de 3 faces, perpendiculaires et adjacentes, d'un cube en aluminium de 14 mm de côté (Figure 3). Le cube central est spécialement usiné pour s'assurer de son orthogonalité et de la concourance des axes de forage en son centre.

Trois sphères métalliques de 4 mm de diamètre, taraudées en leur centre et recouvertes de Scotchlite 7610, sont fixées à l'extrémité de chacune des tiges. Le pouvoir réfléchissant de ces marqueurs est 1000 fois supérieur à celui d'une feuille de papier blanc. L'illumination de ces marqueurs par les projecteurs lumineux de 100 W assure la réflexion de la lumière selon la direction du rayon lumineux incident. Une quatrième sphère, de même nature, est ajoutée sur la tige définissant l'axe Z, à proximité du cube. Ces 4 sphères constituent les 4 balises cinématiques liées aux trièdres.

Enfin, une quatrième tige filetée, vissée dans le cube central, permet d'établir une liaison rigide entre le trièdre et la corticale osseuse du segment osseux auquel il est associé. Pour cela, la corticale osseuse est préalablement forée puis taraudée au diamètre de la tige filetée pour permettre un ancrage solide de cette tige par vissage et apposition d'un contre-écrou.

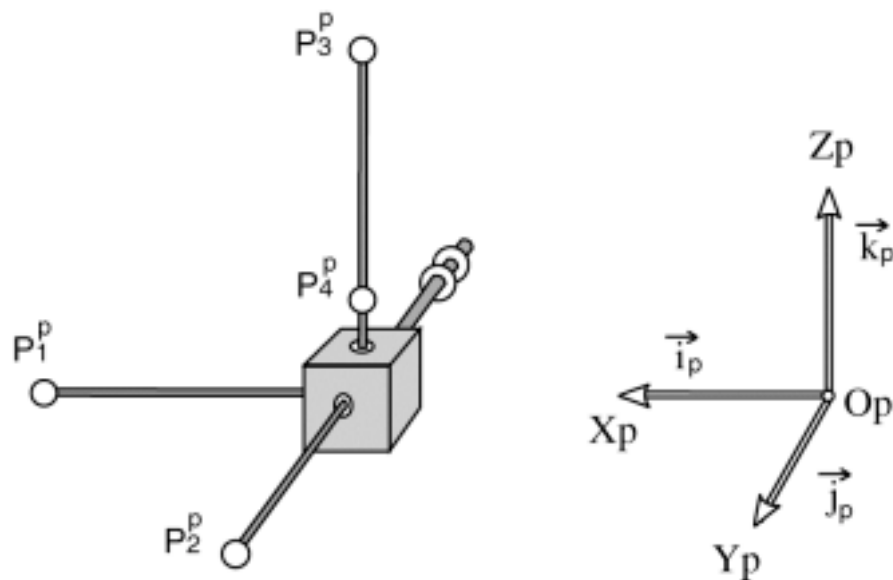


Figure 3: Organisation géométrique du trièdre balisé et définition du repère local associé
(exemple du repère proximal : indice p)

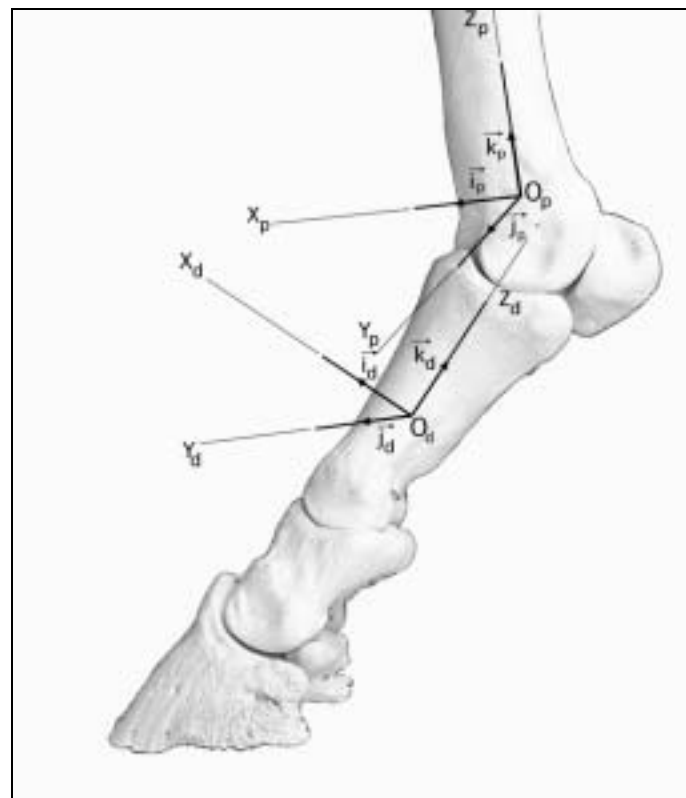
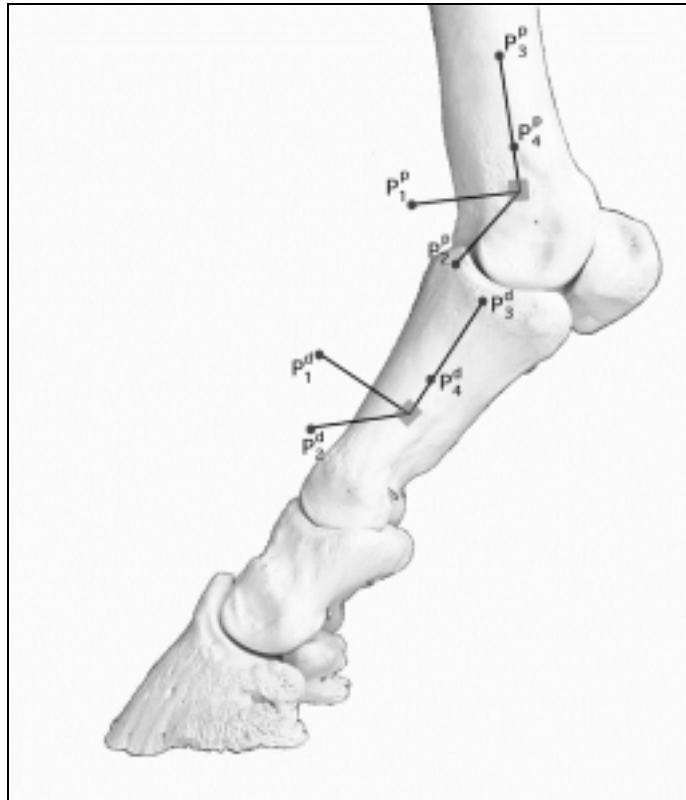


Figure 4 : Relations entre les trièdres et les segments osseux
(exemple de l'articulation métacarpo-phalangienne)

Chaque segment du doigt reçoit un trièdre à sa face latérale (os métacarpien III, phalange proximale, phalange moyenne, sabot; la liaison avec l'os cortical de la phalange distale s'établissant après avoir traversé la paroi du sabot, qui lui est intimement liée). La proportion de chacun des trièdres a été adaptée au volume du segment, dans le but d'obtenir un espacement maximal entre les marqueurs d'un même trièdre.

Chaque trièdre définit, pour un segment, un repère local orthonormé direct $(O, \overset{p}{i}, \overset{p}{j}, \overset{p}{k})$ (figure 4). Pour une articulation donnée, le trièdre lié au segment proximal est désigné par l'indice p et celui lié au segment distal par l'indice d. Les points O_p et O_d sont les centres respectifs du cube proximal et distal, au point de concourance des 3 axes du trièdre. Ce point n'étant pas, pour des raisons pratiques, matérialisable par un marqueur réfléchissant, il est défini à partir des données de la construction du trièdre, tel que,

$$\overline{O_p P_4^p} = \lambda_p \cdot \overline{P_4^p P_3^p}$$

Les vecteurs unitaires $(\overset{p}{i}_p, \overset{p}{j}_p, \overset{p}{k}_p)$ et $(\overset{d}{i}_d, \overset{d}{j}_d, \overset{d}{k}_d)$, sont, quant à eux, définis respectivement par les vecteurs $(\overline{O_p P_1^p}, \overline{O_p P_2^p}, \overline{O_p P_3^p})$ et $(\overline{O_d P_1^d}, \overline{O_d P_2^d}, \overline{O_d P_3^d})$, divisés par leurs normes.

1.5. Structure de calibration

La structure de calibration est une structure géométrique portant des marqueurs de coordonnées réelles connues. Cette structure, filmée par les caméras placées dans la configuration choisie pour l'expérimentation, définit un espace de référence. L'application de la méthode de la Transformation Linéaire Directe (DLT; Abdel-Aziz et Karara, 1971) permet ensuite de calculer les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs relevés par au moins deux caméras. Les points de calibration sont disposés de façon à ce que tout marqueur étudié soit compris dans le volume défini par ces points (Wood et Marshall, 1986; Challis et Kerwin, 1992).

La structure utilisée mesure 28 cm de largeur sur 18 cm de profondeur et 44 cm de hauteur. Les 36 marqueurs sont disposés sur 7 fils métalliques de 1 mm de diamètre. Chaque marqueur est formé par une petite bande de scotchlite de 3 mm de hauteur, enroulée sur le fil. A l'exception d'un des marqueurs, la distance entre deux marqueurs de cette structure de calibration est de 11 cm.

1.6. Dispositif de modification d'appui du pied

L'appui dissymétrique du pied dans le sens transversal est obtenu en glissant une cale de 12° sous le bord externe du sabot (quartier latéral), ou le bord interne du sabot (quartier médial). La cale est en bois pour assurer une bonne adhésion du sabot sur le support.

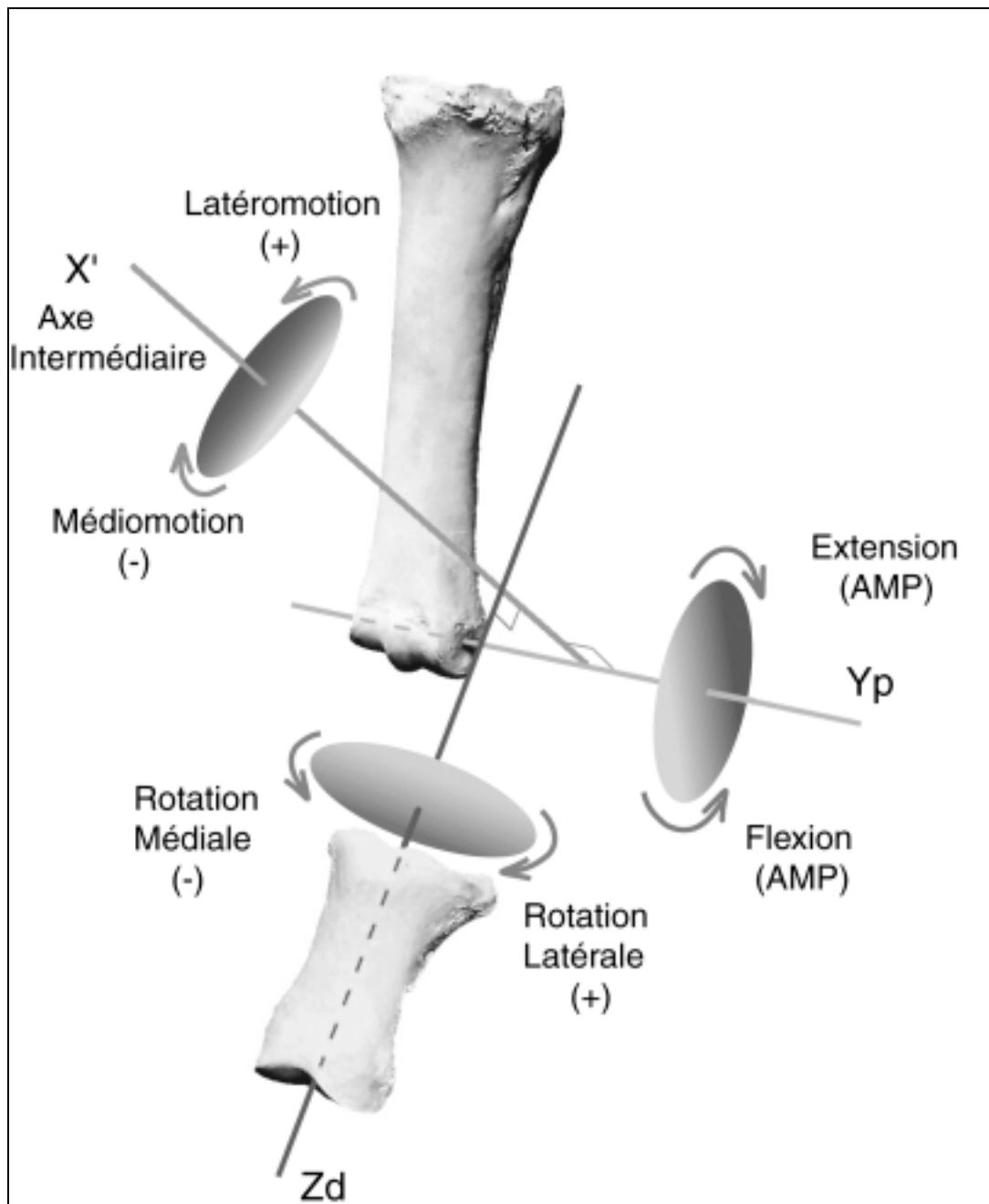


Figure 5 : Représentation schématique du système d'axes d'interprétation.
(exemple de l'articulation métacarpo-phalangienne, membre thoracique gauche)

2. METHODES

2.1. Principe de mesure des 3 angles anatomiques élémentaires

2.1.1. Choix méthodologiques

Chaque trièdre détermine un repère orthonormé direct lié à un segment. L'orientation de ce trièdre, et donc du segment, peut être définie par rapport au repère global R_0 , établi par la cinématique, en considérant 3 rotations successives autour d'axes mobiles. De la même façon, le mouvement relatif d'un segment distal (R_d) par rapport à un segment proximal (R_p) peut être défini par 3 rotations successives si R_d et R_p sont connus dans R_0 (Veron, 1995).

Nous avons choisi:

- d'utiliser la méthode des angles cardaniques en axes mobiles, qui est une variante des angles d'Euler dans laquelle chaque axe n'intervient qu'une fois, et qui présente l'avantage de se rapprocher des conceptions de l'anatomie fonctionnelle,
- de considérer que le segment distal est mobile par rapport au segment proximal,
- de suivre l'enchaînement des 3 rotations suivantes :
 - la flexion/extension : rotation d'angle θ_1 autour de Y
 - puis la collatéromotion : rotation d'angle θ_2 autour de X'
 - puis la rotation axiale : rotation d'angle θ_3 autour de Z''.

La décomposition débute d'une configuration initiale où R_d et R_p sont alignés. La première rotation a lieu autour d'un axe Y_d fictif qui est, à ce moment, parallèle à Y_p . La seconde rotation s'effectue autour d'un axe intermédiaire (Grood et Suntay, 1983) qui est, par définition, orthogonal aux 2 axes extrêmes, puis enfin autour de l'axe Z_d [annexe 3].

Cette séquence de rotations définit un système d'axes d'interprétation, schématisé par la figure 5.

Ce choix sera discuté dans la 3^{ème} partie. Il répond aux recommandations du comité pour la standardisation, de la Société Internationale de Biomécanique, qui considère la convention de Chao/Grood & Suntay (Wu and Cavanagh, 1995).

2.1.2. Calcul des angles

- **Matrice de rotation** - Chaque rotation est définie par une matrice de rotation élémentaire. La matrice globale de rotation, définissant le passage de R_p à R_d , est obtenue en multipliant les matrices élémentaires dans l'ordre d'intervention des rotations élémentaires (Veron, 1995) [annexe 2].

La matrice globale de rotation est $M_{d/p} = M_{\text{flexion}} \cdot M_{\text{collatéromotion}} \cdot M_{\text{rotation}}$.

$$M_{d/p} = \begin{bmatrix} C1C3 - S1S2S3 & C1S3 + S1S2C3 & -S1C2 \\ -C2S3 & C2C3 & S2 \\ S1C3 - C1S2S3 & S1S3 - C1S2C3 & C1C2 \end{bmatrix}$$

- **Matrice de transformation** - Par ailleurs, la matrice de transformation de R_p en R_d est calculée à partir des coordonnées 3D des marqueurs des trièdres [annexe 2]. Elle est de la forme:

$$M_{d/p} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

- **Identification des matrices et calcul des angles** - On identifie la matrice de rotation à la matrice de transformation. Il en découle que:

$$\theta_1 = -\text{atan} \frac{r_{13}}{r_{33}} \quad [\text{flexion/extension}]$$

$$\theta_2 = \text{asin } r_{23} \quad [\text{collatéromotion}]$$

$$\theta_3 = -\text{atan} \frac{r_{21}}{r_{22}} \quad [\text{rotation axiale}]$$

2.1.3. Conventions angulaires

- **Flexion/extension (autour de l'axe Yp)** - Par convention, l'angle de flexion/extension de l'articulation métacarpo-phalangienne correspond à l'angle dorsal de l'articulation, soit $180 + \theta_1$. La diminution de cet angle traduit une extension de l'articulation. A l'inverse, l'angle de flexion/extension exprimé pour chacune des articulations interphalangiennes est l'angle palmaire, soit $180 - \theta_1$. La diminution de cet angle traduit une flexion de l'articulation.

- **Collatéromotion (autour de l'axe intermédiaire X')** - Le terme de collatéromotion est utilisé pour désigner les mouvements d'abduction et d'adduction appliqués aux articulations digitales chez le cheval (Denoix, 1999). Les termes d'abduction et d'adduction sous-entendant l'intervention d'une activité musculaire spécifique, il semble plus judicieux d'employer une terminologie rendant compte

du caractère passif de ces mouvements digitaux chez le cheval. La latéromotion traduit un phénomène d'abduction passive et la médiomotion un phénomène d'adduction passive. L'évolution de cet angle de collatéromotion dans le sens positif traduit une latéromotion du segment distal par rapport au segment proximal (Figure 5).

- **Rotation axiale (autour de l'axe Zd)** - Le terme de rotation axiale, bien que peu adapté (puisque non spécifique du mouvement décrit) est consacré par l'usage. L'évolution dans le sens positif de cet angle traduit une rotation latérale du segment distal par rapport au segment proximal (Figure 5).

2.2. Protocole expérimental

2.2.1. Préparation des membres

Les membres sont mis à décongeler à température ambiante 24h avant les tests mécaniques, après une période de congélation qui n'a pas dépassé 1 mois.

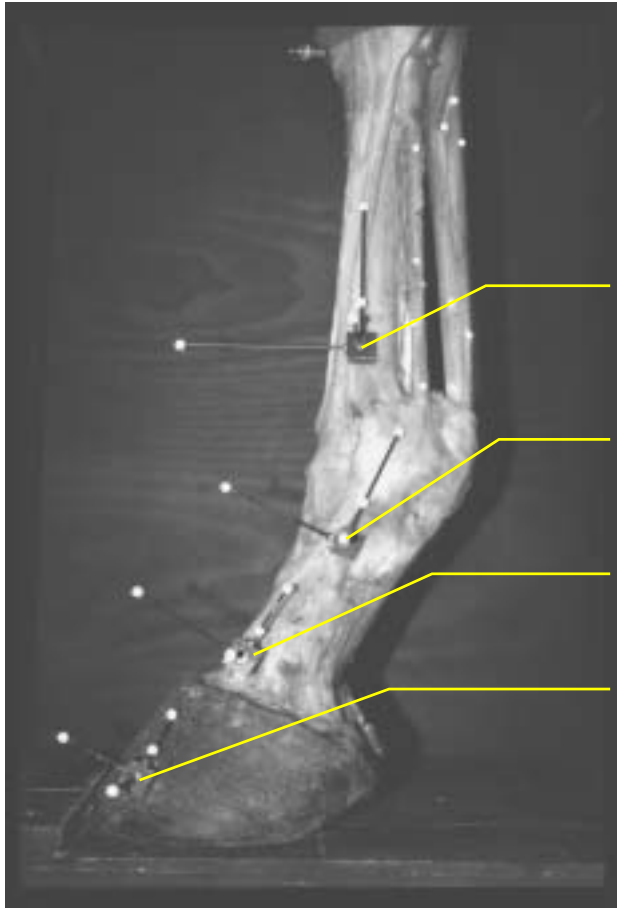
Le parage des pieds par un maréchal-ferrant, permet d'éliminer les excès de corne de façon à homogénéiser les aplombs pour les 4 membres testés et à corriger les éventuelles asymétries latéro-médiales de la boîte cornée.

Une radiographie de profil du doigt permet de vérifier l'absence d'anomalie ostéo-articulaire sur les 3 articulations testées (AMP, AIPP et AIPD).

Le région digitale de chaque membre est disséquée pour faciliter d'une part le repérage des reliefs anatomiques osseux et d'autre part pour mettre en évidence les principales formations tendineuses de la main, qui font l'objet d'une étude complémentaire (Jerbi, 1998). Proximale, les parties charnues des muscles triceps brachial, biceps brachial, brachial et pectoral transverse ont été éliminées. Pendant la dissection, les structures anatomiques mises à nue ont été régulièrement humidifiées, et entre deux opérations, les membres ont été maintenus dans un linge humide.

2.2.2. Système de fixation du membre à la machine

La section de l'humérus proximale à l'insertion proximale du muscle extenseur radial du carpe est effectuée légèrement obliquement de façon à produire une extrémité osseuse aiguë. Cette extrémité, une fois enchâssée dans la pièce métallique qui est liée à la traverse, crée un système de fixation solide.



Trièdre 1, implanté dans l'os métacarpien III

Trièdre 2, implanté dans la phalange proximale

Trièdre 3, implanté dans la phalange moyenne

Trièdre 4, implanté dans la phalange distale
(et traversant la boîte cornée)

Figure 6 : Membre thoracique appareillé avec les 4 trièdres

Distalement, le pied est bloqué dorsalement par une plaque en bois, fixée à environ 15 cm en avant de l'aplomb du centre de la pièce métallique proximale. La ligne perpendiculaire, abaissée du centre du système de fixation est par ailleurs repérée sur le socle pour faciliter le positionnement du sabot dans des conditions expérimentales comparables pour chaque répétition de tests mécaniques.

2.2.3. Mise en place des trièdres : définition des repères locaux

Une attention particulière est portée à l'orientation des trièdres par rapport à la conformation anatomique des segments osseux auxquels ils sont fixés (Figure 6). Pour cela, l'opérateur ajuste l'implantation de chaque trièdre pour faire correspondre les axes du repère local défini par le trièdre avec les axes anatomiques du segment osseux considéré.

L'axe Z, qui porte le vecteur unitaire $\vec{k}^p$ du repère local est aligné sur le grand axe du segment; l'axe Y, porteur de $\vec{j}^p$, définit l'axe médio-latéral et l'axe X, porteur de $\vec{i}^p$, l'axe palmaro-dorsal du segment. Cette orientation s'applique de façon identique à la phalange distale pour laquelle la paroi du sabot suit étroitement l'orientation de la phalange.

2.2.4. Déroulement des enregistrements

2.2.4.1. Réglage des caméras

La mise au point manuelle est réalisée avant le début des tests mécaniques et n'est plus modifiée par la suite. Les diaphragmes sont fermés afin d'obtenir un contraste maximal entre les marqueurs et le reste de l'environnement; pour éviter tout flou, la vitesse d'obturation est fixée au 1/120^{ème} de seconde.

2.2.4.2. Calibration

La structure de calibration est placée entre les montants de la machine d'essai et filmée par les 3 caméras. Sa disposition et le choix du point O_0 conditionnent l'orientation du repère de référence R_0 ($O_0, \vec{i}_0^p, \vec{j}_0^p, \vec{k}_0^p$), orthonormé direct, dans lequel les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs sont calculées. Dans le but de respecter une cohérence de nomenclature entre les axes des repères locaux définis par les trièdres implantés et ce repère de référence R_0 , l'orientation de la structure de calibration est choisie de telle sorte que le vecteur unitaire $\vec{i}_0^p$ du repère R_0 soit orienté dans le sens palmaro-dorsal, $\vec{j}_0^p$ dans le sens médio-latéral et $\vec{k}_0^p$ dans le sens disto-proximal du membre.

2.2.4.3. Préconditionnement

Le membre est mis en place sur la machine. Il subit un pré-conditionnement en appui neutre de 10 cycles à 400 dN, suivi par 1 cycle à 500 dN et enfin 1 cycle à 600 dN.

2.2.4.4. Tests mécaniques

Chaque membre est soumis à 27 cycles de mises en charges de 50 dN à 600 dN avec une vitesse constante de descente de la traverse, au maximum des capacités de la machine, c'est-à-dire 500 mm/mn.

Dans notre étude, le seul paramètre modifié est l'orientation du sabot dans le sens transversal. Les différentes conditions d'appui du pied sont réalisées par l'adjonction d'une cale en bois d'angle 12°, élevant alternativement le quartier latéral du sabot (EQL : élévation du quartier latéral) et le quartier médial du sabot (EQM : élévation du quartier médial), en veillant à ce que la position cranio-caudale et latéro-médiale du sabot reste comparable quelque soit le support. Ces modifications sont exécutées en alternance avec un appui sans cale (appui neutre : N), qui sert de référence.

Dans le but de limiter les effets de dépendance des tests les uns par rapport aux autres, ces 3 conditions (N, EQL, EQM) sont répétées chacune 3 fois au sein d'un carré latin à 3 lignes et 3 colonnes (tableau II) dont l'ordre est déterminé par les tables de permutation au hasard de 3 éléments.

CL	1	2	3
1	EQL	EQM	N
2	EQM	N	EQL
3	N	EQL	EQM

Tableau II : Succession des conditions au sein du carré latin

Deux autres carrés latins de même taille ont précédés ce dernier. Cette étude s'inscrit en effet dans une étude plus large, où l'incidence des modifications longitudinales de l'appui du pied ont également été testées (Crevier-Denoix *et al.*, 1998; Degueurce *et al.*, 1998).

Pour chaque cycle, l'allumage des ampoules de synchronisation est effectué pendant la descente de la traverse.

2.2.5. Procédure d'analyse tridimensionnelle

Les séquences vidéos sont numérisées (768*576) puis traitées par le logiciel d'analyse cinématique "E.K.A.S." (Pourcelot, 1997). Alors qu'une étape de déramage des images est nécessaire dans l'étude cinématique du cheval en mouvement (Degueurce, 1995), nous avons choisis ici de supprimer cette étape pour améliorer la résolution spatiale du système. Ce choix est dicté par la faible vitesse de descente de la traverse (500 mm/mn) qui autorise l'utilisation d'une fréquence d'acquisition plus basse (25 Hz).

Le logiciel "E.K.A.S." permet dans un premier temps de calculer les coordonnées 2D du barycentre de chaque marqueur préalablement repéré, et d'en suivre l'évolution, à chaque image. Cette opération est répétée pour chacun des films des 3 caméras et pour chaque condition d'appui du pied.

Dans un deuxième temps, ces fichiers de coordonnées 2D sont transformés en un fichier de coordonnées 3D, par la méthode de la Transformation Linéaire Directe (DLT; Abdel-Aziz et Karara, 1971), dans le repère R_0 , défini par la structure de calibration.

2.2.6. Calcul des 3 angles de rotation

Les données de ces fichiers 3D sont exportées vers le logiciel Excel (Microsoft France, Les Ulis). Les angles θ_1 , θ_2 et θ_3 sont calculés tout au long de chaque test pour les articulations métacarpo-phalangienne (AMP) et interphalangiennes proximale (AIPP) et distale (AIPD). La courbe représentant l'évolution de la valeur angulaire en fonction du temps est tracée et interpolée par un polynôme du 3^{ème} degré. Il permet de déterminer la valeur angulaire initiale à 50 dN, la valeur angulaire finale à 600 dN et l'amplitude du mouvement.

Des valeurs relatives, obtenues par comparaison à la valeur angulaire de l'appui neutre, considérée comme référence, sont calculées.

2.2.7. Traitement statistique

Les données sont testées à l'aide d'une analyse de variance (procédure GLM de SAS), complétée par un test Student-Newman-Keuls, qui précise les différences entre moyennes. Un niveau de significativité de 0,05 a été retenu.

La triple répétition, au sein d'un carré latin, d'une même condition permet de calculer une moyenne et un écart-type. La moyenne de ces écarts-types traduit la variabilité intra-individuelle (IAV) des

résultats. La valeur moyenne sur l'ensemble des membres est également calculée, pour chaque valeur angulaire. Son écart-type traduit la variabilité inter-individuelle (IEV).

	Distance d (mm)				Angle α (°)			
	Mbr 1	Mbr 2	Mbr 3	Mbr 4	Mbr 1	Mbr 2	Mbr 3	Mbr 4
Moyenne (150)	25,59	25,56	25,48	25,50	59,68	59,80	59,24	59,64
Ecart-type	0,15	0,14	0,17	0,12	0,25	0,15	0,18	0,14

Tableau III : évaluation du bruit de fond lié à la méthode cinématique (moyenne et écart-type d'une distance constante et d'un angle constant, sur 150 images d'un même test)

1. EVALUATION DES ERREURS DE MESURE

1.1. Evaluation des erreurs liées à la méthode cinématique

La précision des mesures cinématiques dépend de 3 types d'erreurs :

1. les erreurs systématiques dues essentiellement aux distortions d'optique ou, de façon générale, aux défauts de linéarité que les procédures de calibration ne peuvent compenser,
2. les erreurs aléatoires liées aux procédés de digitalisation,
3. les erreurs de synchronisation temporelle des caméras qui, dans le contexte expérimental de cette étude, sont négligeables par rapport aux sources d'erreurs précédentes compte-tenu de la faible vitesse de mise en charge.

Pour évaluer expérimentalement la résolution du système employé, nous avons considéré que, les trièdres étant des structures indéformables, les distances entre 2 marqueurs et les angles formés par 3 marqueurs sont constants au cours d'une expérimentation. L'étude spéciale d'une de ces longueurs et d'un angle (choisis au hasard), calculés après reconstruction 3D, permet d'évaluer l'écart-type de cette distance ou de cet angle sur 150 images d'un même test (Tableau III).

Les écarts-types sur les distances restent faibles (inférieurs à 0,2 mm). Les mesures d'angles ont un écart-type maximal inférieur à 0,3°.

1.2. Evaluation des erreurs de construction des trièdres

La définition d'un repère orthonormé direct à partir des trièdres nécessite de respecter l'orthogonalité de leurs axes deux à deux. Pour quantifier les erreurs liées aux imprécisions de construction de ces trièdres, l'orthogonalité des axes des repères reconstruits est évaluée par le produit scalaire de ses vecteurs unitaires, tel que :

$$\alpha_{i,j}^{p,p} = \arccos \left(\frac{\mathbf{p}_i \cdot \mathbf{p}_j}{\|\mathbf{p}_i\| \|\mathbf{p}_j\|} \right)$$

SEGMENT	Membre	Nbr	$\alpha_{i,j}$	$\alpha_{i,k}$	$\alpha_{j,k}$
Métacarpe	1	167	90,6±0,4	90,4±0,2	90,5±0,4
	2	210	89,9±0,4	89,5±0,2	90,1±0,4
	3	294	89,1±0,3	89,5±0,2	91,6±0,4
	4	228	90,6±0,2	90,7±0,2	91,4±0,3
Phalange proximale	1	167	90,2±0,5	89,4±0,4	89,1±0,6
	2	210	89,5±0,5	88,6±0,3	88,0±0,6
	3	294	88,9±0,5	88,5±0,4	87,9±0,6
	4	228	90,3±0,3	90,1±0,3	89,2±0,5
Phalange moyenne	1	167	89,0±0,4	90,5±0,4	89,4±0,6
	2	210	89,6±0,5	90,2±0,5	88,4±0,7
	3	294	89,7±0,5	89,1±0,4	89,9±0,7
	4	228	89,1±0,3	89,5±0,3	89,8±0,4
Phalange distale	1	167	89,9±0,4	90,7±0,4	91,5±0,9
	2	210	91,1±0,6	88,7±0,5	90,7±0,6
	3	294	91,5±0,6	90,3±0,6	92,1±0,7
	4	228	90,7±0,4	90,5±0,5	92,0±0,6

Tableau IV : Evaluation de l'orthogonalité des repères locaux associés à chaque segment osseux pour les 4 membres : calcul des angles effectifs entre les axes portant i et j, i et k, j et k

(les résultats sont exprimés en moyenne sur le nombre d'images -Nbr- de chaque test ± l'écart-type).

Les angles $\alpha_{i,j}$, $\alpha_{i,k}$, $\alpha_{j,k}$ ont été calculés sur un test neutre pris au hasard pour chaque membre. Les résultats sont présentés dans le tableau IV.

Ces résultats sont calculés à partir de la reconstruction tridimensionnelle, et donc entachés des imprécisions précédemment énoncées.

La moyenne des valeurs absolues de la différence entre l'angle effectif et 90° est de $0,8^\circ \pm 0,6$ pour l'ensemble des membres et des trièdres. Ces erreurs peuvent s'expliquer d'une part par le défaut d'orthogonalité des axes lié aux imprécisions de construction des trièdres, et d'autre part, par l'introduction d'un facteur d'erreur dans la reconstruction de l'origine des repères qui n'a pas été, pour des raisons pratiques, directement matérialisée par un marqueur cinématique.

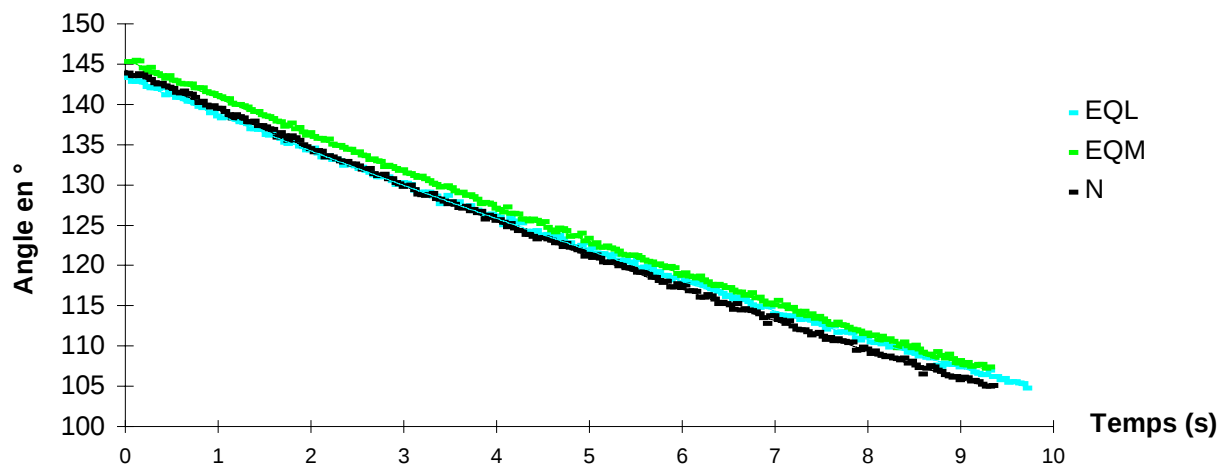
1.3. Incertitude sur l'orientation des axes des trièdres

L'exacte correspondance entre les axes du trièdre (et par suite du repère local) avec les axes anatomiques du segment osseux auquel il est associé conditionne les résultats obtenus. L'ajustement manuel de l'orientation des axes par l'opérateur, malgré toutes les précautions envisagées, reste une source d'erreur et altère la répétabilité du positionnement des trièdres entre les membres testés.

Cette erreur est difficile à quantifier. Néanmoins, elle peut être indirectement évaluée par la comparaison des variabilités inter-individuelles entre les valeurs absolues des angles pour une même condition d'appui.

Le calcul du rapport de la variabilité inter-individuelle (IEV) sur la variabilité intra-individuelle (IAV) permet de mettre en évidence une variabilité inter-individuelle importante sur les valeurs absolues des angles de rotation et de collatéromotion, alors que ce rapport reste faible en comparant les valeurs relatives des angles [annexe 3].

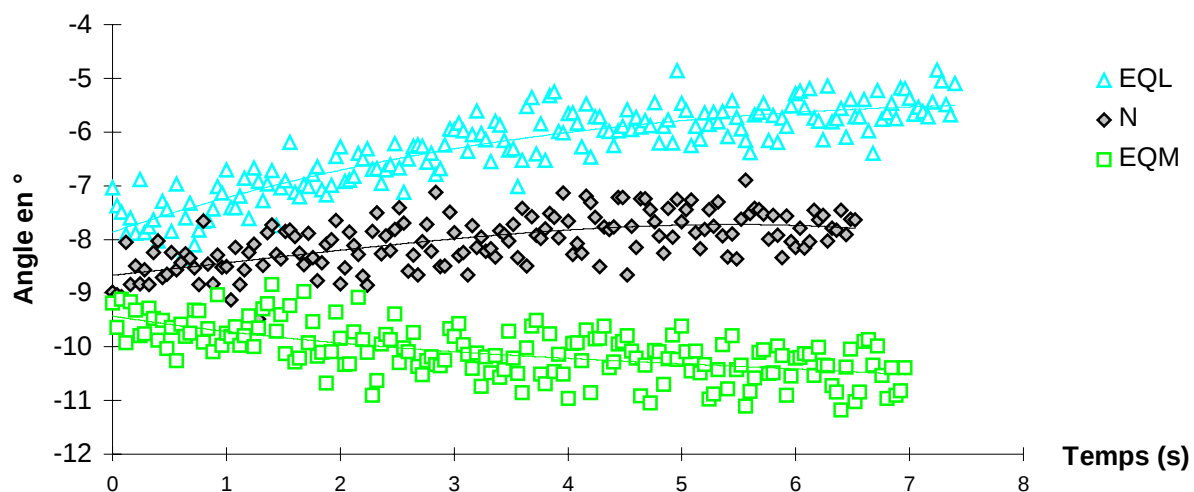
Aussi, les comparaisons quantitatives des valeurs absolues des angles d'un individu à l'autre ne sont pas directement interprétables. A l'inverse, les valeurs relatives, qui comparent des conditions d'appui différentes au sein d'un même dispositif expérimental pour un membre donné, permettent de fournir des résultats moins influencés par l'orientation initiale.



(N : appui neutre sans cale, EQM : élévation du quartier médial du sabot, EQL : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 7 : Extension métacarpo-phalangienne - exemple du membre 4 - :

Evolution de l'angle dorsal ($\theta_1 + 180$) en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).



(N : appui neutre sans cale, EQM : élévation du quartier médial du sabot, EQL : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 8 : Collatéromotion métacarpo-phalangienne - exemple du membre 1 - :

Evolution de l'angle θ_2 en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).

2. RESULTATS

Pour chaque articulation considérée, l'influence des modifications d'appui transversal du pied sur les angles de flexion/extension, collatéromotion et rotation sont successivement décrits. Les résultats détaillés sont présentés sous forme de tableaux dans l'annexe 3.

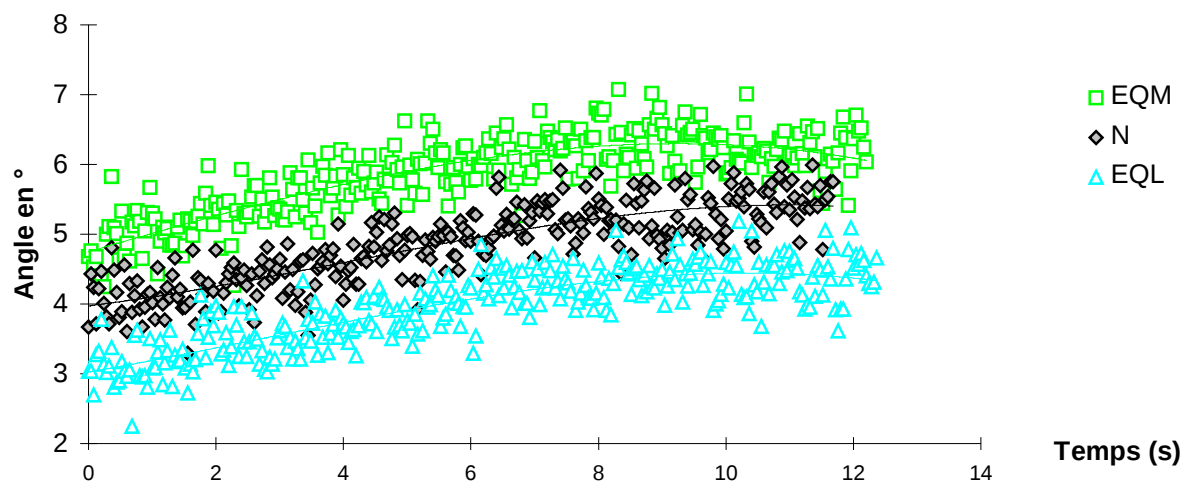
2.1. Articulation métacarpo-phalangienne (AMP)

2.1.1. Flexion/extension (figure 7)

- L'AMP s'étend au cours de la mise en charge. L'amplitude de cette extension varie selon le membre considéré (de $28,5^{\circ} \pm 0,3$ à $51,0^{\circ} \pm 0,1$, en appui neutre).
- La modification de l'appui du pied ne fait pas apparaître de différence significative d'amplitude de ce mouvement d'extension métacarpo-phalangienne.

2.1.2. Collatéromotion (figure 8)

- Lors de test neutre, le comportement en collatéromotion de l'AMP est variable selon les membres. Pour 2 d'entre eux, la mise en charge fait apparaître un discret mouvement de latéromotion. A l'inverse, un phénomène de médiomotion est enregistré durant la mise en charge du membre 3.
- L'effet des cales est reproductible entre les différents sujets (les rapports IEV/IAV tendent vers 1). A 50 dN, l'élévation du quartier latéral provoque une latéromotion de $0,9^{\circ} \pm 0,3$ en moyenne, par rapport à l'appui neutre et l'élévation du quartier médial une médiomotion de $-0,7^{\circ} \pm 0,3$ en moyenne. A 600 dN, ces phénomènes sont amplifiés jusqu'à $+2,1^{\circ} \pm 0,4$ de latéromotion pour l'EQL et $-2,5^{\circ} \pm 0,1$ de médiomotion pour l'EQM, par rapport au test neutre.



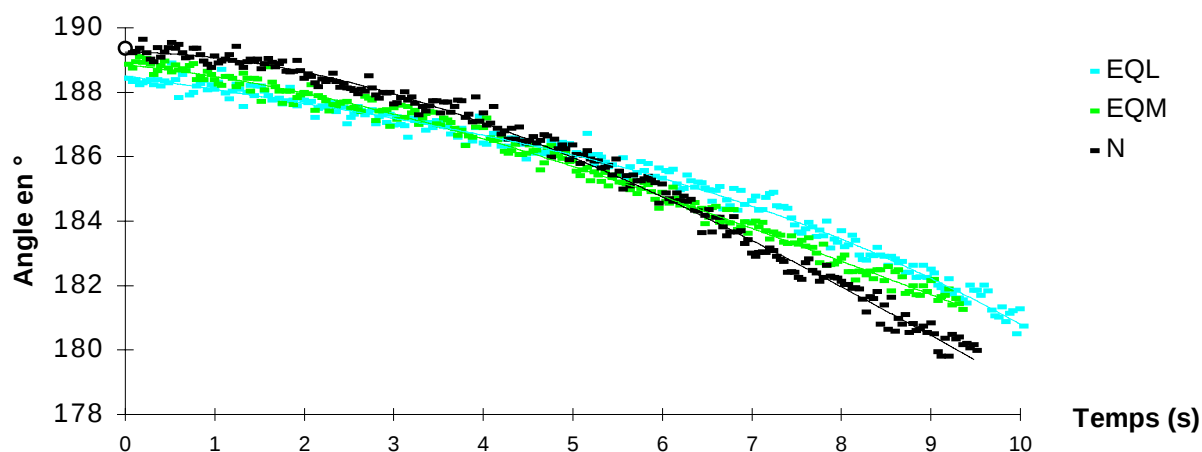
(N : appui neutre sans cale, EQM : élévation du quartier médial du sabot, EQL : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 9 : Rotation axiale métacarpo-phalangienne - exemple du membre 3 - :

Evolution de l'angle θ_3 en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).

2.1.3. *Rotation axiale (figure 9)*

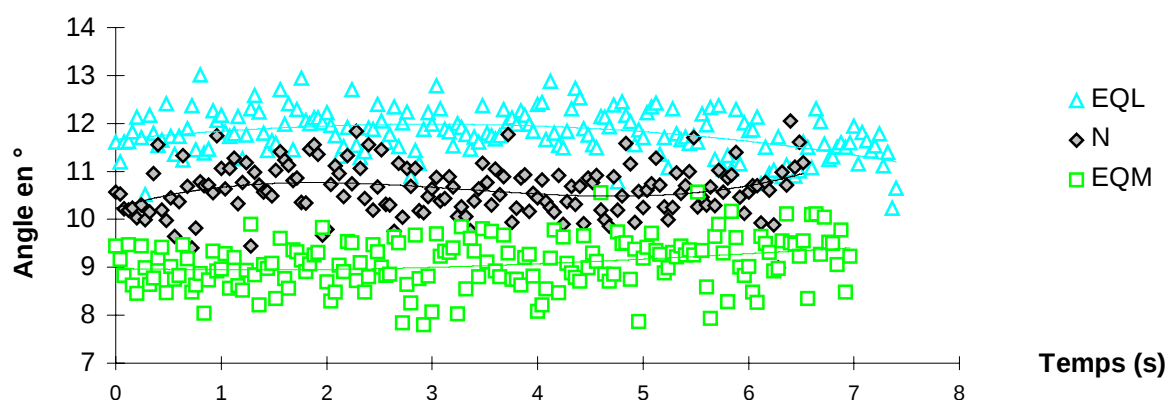
- Quelle que soit la condition imposée, l'articulation subit une rotation latérale au cours de la mise en charge. Ce phénomène est plus ou moins marqué selon le membre considéré. Son amplitude varie de $+0,5^{\circ} \pm 0,0$ à $+2,7^{\circ} \pm 0,3$.
- La cale médiale génère, dès 50 dN, une rotation latérale de la phalange proximale de $+0,8^{\circ} \pm 0,2$ par rapport à l'appui neutre en moyenne sur les 4 membres. Ce décalage par rapport à l'appui neutre persiste mais ne s'amplifie pas avec la mise en charge ($+0,7^{\circ} \pm 0,4$ à 600 dN).
- La cale latérale provoque l'effet inverse en atténuant la phénomène de rotation latérale observé lors de l'appui neutre. De la même manière cet effet apparaît dès 50 dN ($-0,9^{\circ} \pm 0,2$ par rapport à l'appui neutre en moyenne sur les 4 membres) et ne s'amplifie pas avec la mise en charge.



(N : appui neutre sans cale, EQM : élévation du quartier médial du sabot, EQL : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 10 : Flexion interphalangienne proximale - exemple du membre 4 - :

Evolution de l'angle palmaire ($\theta_1 - 180$) en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).



(N : appui neutre sans cale, EQM : élévation du quartier médial du sabot, EQL : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 11 : Collatéromotion interphalangienne proximale - exemple du membre 1 - :

Evolution de l'angle θ_2 en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).

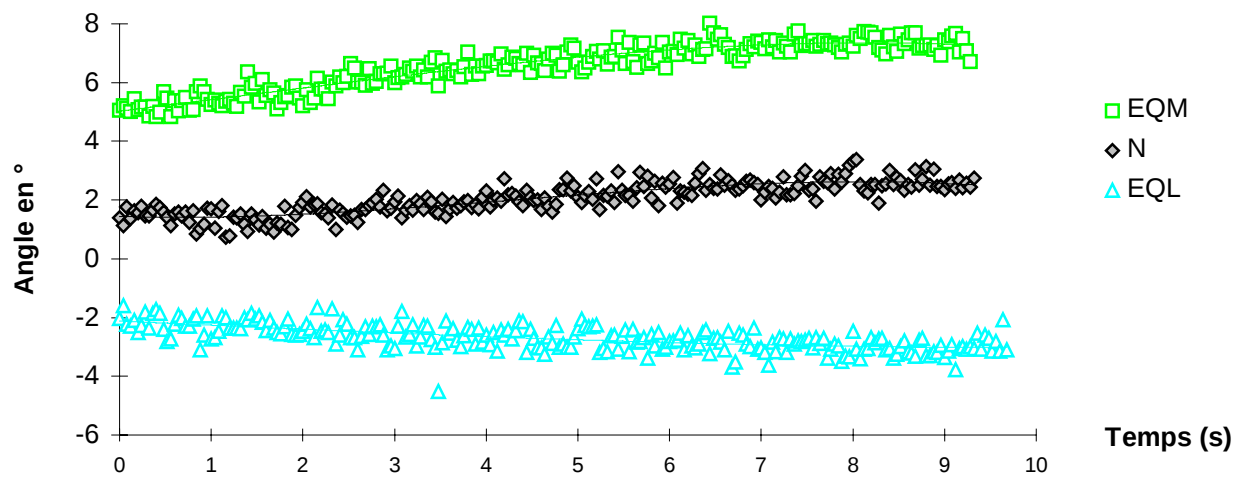
2.2. Articulation interphalangienne proximale (AIPP)

2.2.1. Flexion/extension (figure 10)

- Lors de test neutre, la mise en charge du membre provoque une flexion interphalangienne proximale. L'amplitude de ce mouvement varie de $3,4^{\circ} \pm 0,5$ à $14,7^{\circ} \pm 0,3$.
- L'amplitude de ce mouvement de flexion est discrètement diminuée par l'apposition d'une cale (médiale ou latérale).

2.2.2. Collatéromotion (figure 11)

- La mise en charge du membre sans cale génère de la latéromotion ($+1,3^{\circ} \pm 0,5$).
- L'élévation du quartier latéral génère de la latéromotion de l'AIPP dès le début du test ($+1,4^{\circ} \pm 0,2$ en moyenne, par rapport à l'appui neutre).
- A l'inverse, l'élévation du quartier médial entraîne de la médiomotion ($-1,3^{\circ} \pm 0,3$ en moyenne). Ce comportement, bien que discret, est reproductible sur tous les membres (rapports IEV/IAV faibles).
- A 600 dN, les tendances sont plus discrètes. Dans le cas de l'élévation médiale, il persiste une différence d'angulation statistiquement significative entre cette condition et l'appui neutre ($-1,1^{\circ} \pm 0,8$). Le test de la cale latérale n'est pas différent du test neutre, ce qui traduit une discrète atténuation du phénomène de latéromotion par rapport à l'appui neutre dans cette condition.



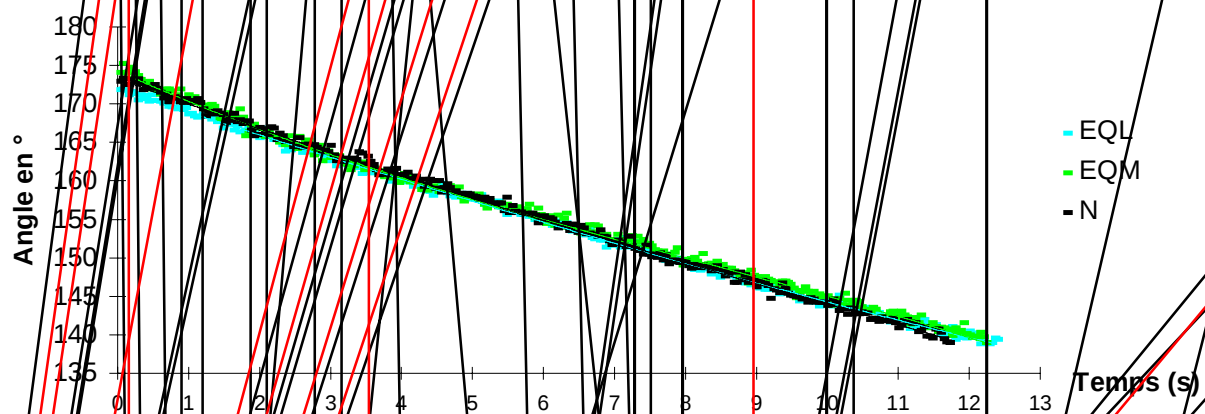
(N : appui neutre sans cale, **EQM** : élévation du quartier médial du sabot, **EQL** : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 12 : Rotation axiale interphalangienne proximale - exemple du membre 4 - :

Evolution de l'angle θ_3 en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).

2.2.3. Rotation axiale (figure 12)

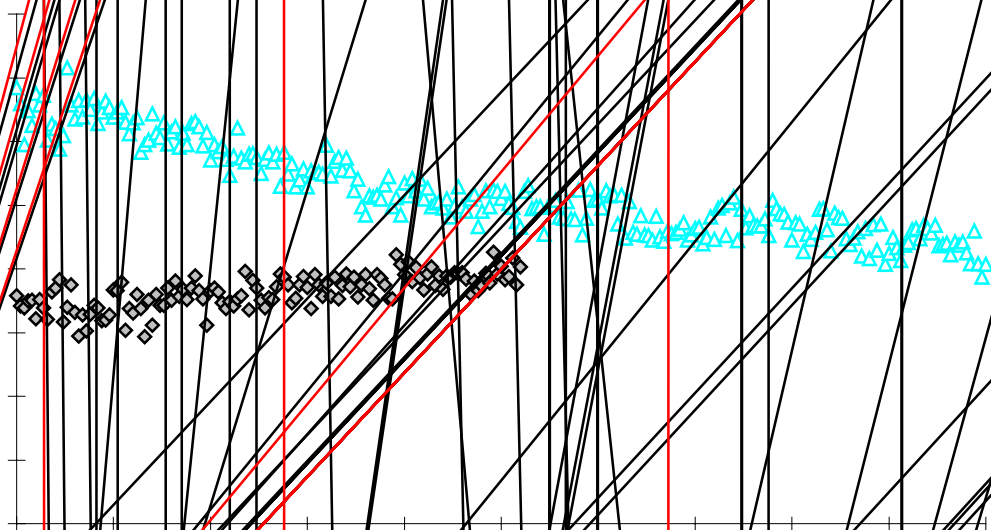
- Lors d'élévation d'un quartier, l'AIPP subit une rotation controlatérale (rotation latérale dans le cas d'une élévation du quartier médial et inversement)
- Cette rotation apparait d'emblée à 50 dN ($+2,8^{\circ} \pm 1,0$ pour une cale médiale et $-3,1^{\circ} \pm 0,7$ pour une cale latérale, en moyenne et par rapport à l'appui neutre).
- Elle est amplifiée par la mise en charge du membre ($+4,8^{\circ} \pm 0,3$ pour une cale médiale et $-4,7^{\circ} \pm 0,5$ à 600 dN pour une cale latérale).



(N : appui neutre sans cale, EQM : élévation du quartier médial du sabot, EQL : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 13 : Flexion interphalangienne distale - exemple du membre 3 - :

Evolution de l'angle palmaire ($\theta_1 - 180$) en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).



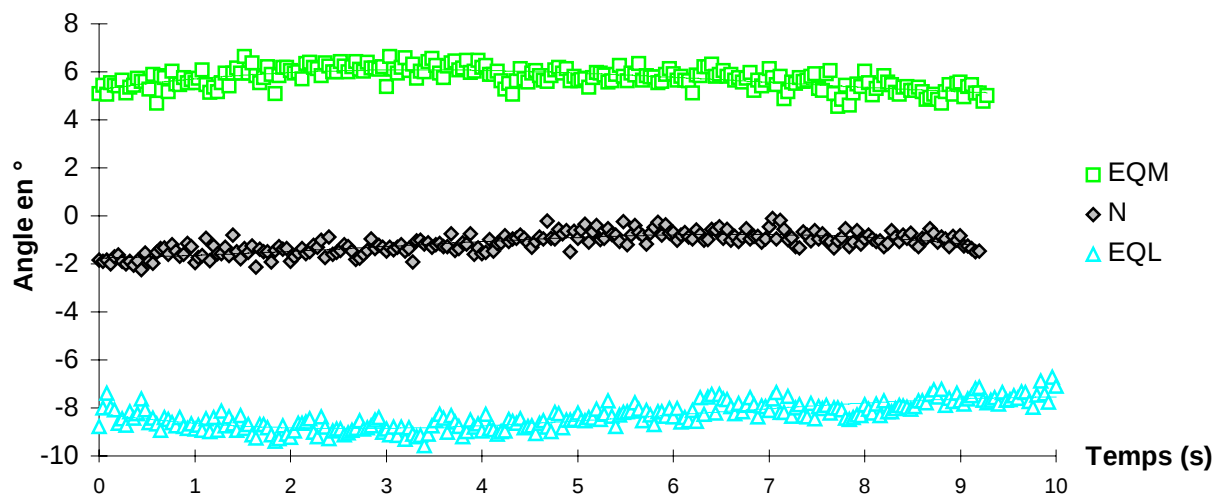
2.3. Articulation interphalangienne distale (AIPD)

2.3.1. Flexion/extension (figure 13)

- La mise en charge du membre provoque une flexion interphalangienne distale. Sans cale, l'amplitude de cette flexion varie de $22,8^{\circ} \pm 0,9$ à $34,1^{\circ} \pm 0,3$.
- Pour 3 membres sur 4, l'adjonction d'une cale ne modifie pas significativement l'amplitude de ce mouvement de flexion par rapport à l'appui neutre.

2.3.2. Collatéromotion (figure 14)

- L'élévation du quartier médial du pied provoque une médiomotion de l'AIPD, dès 50 dN ($-4,2^{\circ} \pm 1,5$ en moyenne, par rapport au test neutre). A l'opposée, l'élévation du quartier latéral du pied s'accompagne d'une latéromotion interphalangienne distale ($+5,6^{\circ} \pm 0,8$ en moyenne, par rapport au test neutre).
- A 50 dN, l'influence des cales sur le comportement articulaire en collatéromotion de l'AIPD n'est pas symétrique pour 3 membres sur 4. L'EQL provoque une latéromotion plus forte que la médiomotion provoquée par l'EQM.
- Lors de la mise en charge du membre, ces mouvements s'atténuent jusqu'à devenir non significatifs à 600dN, ceci se traduisant graphiquement par une convergence des courbes vers les valeurs de l'appui neutre, considéré comme référence. Ce phénomène existe pour tous les membres.



(N : appui neutre sans cale, **EQM** : élévation du quartier médial du sabot, **EQL** : élévation du quartier latéral du sabot)

Figure 15 : Rotation axiale interphalangienne distale - exemple du membre 4 - :

Evolution de l'angle θ_3 en fonction du temps, de t_0 (50 dN) à t_f (600 dN).

2.3.3. Rotation axiale (figure 15)

- A 50 dN, l'élévation du quartier médial du pied s'accompagne, pour tous les membres testés, d'une forte rotation latérale par rapport à l'appui neutre ($+6,2^{\circ} \pm 1,2$). L'élévation du quartier latéral du pied s'accompagne d'une rotation médiale de l'AIPD ($-6,5^{\circ} \pm 0,4$ en moyenne, par rapport à l'appui neutre).
- A 600 dN, la rotation initiale (médiale ou latérale) est conservée (en moyenne, rotation latérale de $+6,2 \pm 0,9$ pour l'EQM et rotation médiale de $-6,7^{\circ} \pm 1,1$ pour l'EQL).

1. DISCUSSION DE LA METHODE DE MODELISATION

1.1. Choix du modèle

L'articulation peut être considérée comme l'interface où se produit le mouvement relatif de 2 os. Les modèles ont évolué d'un modèle simple à 1 degrés de liberté (ddl) de rotation à 2, 3 puis finalement 6 degrés de liberté (3 translations et 3 rotations) qui permet l'étude complète du mouvement articulaire (Bull et Amis, 1998). Ce modèle sophistiqué ne met pas de limites à la description du mouvement de 2 segments, mais la complexité de son utilisation rend son interprétation souvent délicate.

Le modèle choisi dans cette étude se limite à un modèle plus simple à 3 ddl en rotation.

Ce choix a été dicté par les difficultés méthodologiques supplémentaires qu'imposent la modélisation des mouvements de translation. Les translations sont, en effet, difficiles à évaluer de façon précise par les méthodes d'analyse du mouvement (Capozzo, 1984). Elles sont couramment absorbées par les artéfacts et erreurs expérimentales (Fioretti *et al.*, 1997). La translation est définie par la distance séparant 2 points placés sur les segments. Aussi, alors que l'orientation des axes des bases locales suffit pour déterminer les mouvements de rotation entre les 2 segments, la mesure des mouvements de translation dépend étroitement de la localisation des points choisis (Grood et Suntay, 1983) ou, en d'autres termes, du positionnement du repère local par rapport au segment osseux. Ces points sont généralement les origines des repères. Ils peuvent également être des reliefs osseux identifiables par la radiographie (Grood et Suntay, 1983).

Les difficultés dans la définition de ces points d'une part, et l'étape méthodologique supplémentaire (radiographie standard, ou mieux stéréoradiographie) nécessaire à la détermination de leur coordonnées d'autre part, alourdiraient considérablement le protocole expérimental et demandent de plus amples investigations en terme de fiabilité, répétabilité et validité anatomo-fonctionnelle des résultats.

Aussi, bien que des phénomènes de translation existent au sein des articulations digitales chez le cheval (Denoix, 1987), notre étude se limite, dans un premier temps, à l'analyse de 3 ddl en rotation. L'étude des translations pourra faire l'objet d'un volet complémentaire de cette étude.

1.2. Choix de la méthode de mesure

- La **radiographie** a été utilisée *in vivo* (Bushe *et al.*, 1987) comme *in vitro* (Denoix, 1993; Caudron *et al.*, 1998) pour évaluer le fonctionnement des articulations du doigt du cheval. Cette technique permet de projeter les segments osseux sur des plans. Les axes anatomiques supposés sont ainsi directement visualisés et l'interprétation peut être menée sous l'angle de l'anatomie fonctionnelle.

La radiographie fournit, dans certaines circonstances, des données quantitatives, mais la discrimination des mouvements de collatémotion et de rotation axiale est particulièrement difficile. Cette technique dépend par ailleurs, de l'orientation des rayons et des plaques, qui conditionne les projections obtenues, et de la distorsion sphérique des images liée à la forme conique des faisceaux de rayons X (Suntay *et al.*, 1983).

Les études réalisées ont déjà exploité de façon appropriée les ressources de cette technique.

- La **goniométrie** est très utilisée chez l'homme (Chao, 1980; Grood et Suntay, 1983). Elle a été utilisée chez le cheval pour mesurer des angles de flexion/extension (Ratzlaff, 1985; Taylor *et al.*, 1966), mais sa mise en œuvre est difficile dans cette espèce. Par ailleurs, le faible volume disponible en regard de chaque segment phalangien constitue une limite majeure à l'utilisation de ce matériel pour l'analyse simultanée des 3 articulations digitales.
- La **stéréo-radiographie** constitue une alternative intéressante aux défauts de la radiographie. Elle a été utilisée en biomécanique humaine pour la mesure de déplacements de faible amplitude (Selvik, 1989). Cette technique présente cependant l'inconvénient de ne fournir que des mesures séquentielles.
- Finalement, la méthode retenue est la **cinématique tridimensionnelle**. Cette méthode présente le double avantage de fournir des mesures continues à une fréquence d'acquisition de 25 Hz et de permettre le suivi simultané des 3 articulations digitales.

1.3. Modélisation mathématique

1.3.1. Choix de la méthode de calcul

Les mouvements relatifs de 2 solides évoluant dans l'espace peuvent être quantifiés par plusieurs techniques.

1.3.1.1. Angles d'Euler et angles cardaniques

L'analyse par les angles d'Euler vise à positionner un segment mobile par rapport à un segment de référence en considérant leur alignement absolu. La position relative des 2 repères est décrite par un

vecteur connectant leurs centres et 3 rotations ϕ , θ et Ψ . Ces rotations successives font passer la base mobile de l'orientation de la base de référence à l'orientation qu'elle possède effectivement.

Dans le cas des angles d'Euler, au sens historique du terme, les 3 rotations s'effectuent autour de l'axe Z du repère de référence, puis X', puis Z''. Cette séquence n'est pratiquement pas utilisée car elle fait intervenir 2 fois le même axe et n'a pas de signification anatomique.

Les angles cardaniques, couramment appelés angles d'Euler par généralisation de la méthode, font intervenir 3 rotations qui s'effectuent autour d'un axe de la base de référence puis des axes transformés (axes mobiles). Cette méthode est bien corrélée aux principes d'étude de l'anatomie fonctionnelle. Cependant, compte tenu de la non commutativité de la multiplication matricielle, elle présente l'inconvénient d'être dépendante de l'ordre des rotations choisi.

Grood et Suntay (1983) ont proposé un système de repère articulaire indépendant de cette séquence, dans lequel 2 axes sont liés aux segments osseux et le 3^{ème} axe (axe intermédiaire) est perpendiculaire aux 2 autres. En terme de rotation, ce système est en fait équivalent à une séquence particulière des angles cardaniques avec une localisation anatomique des 2 axes du système. Finalement, un changement dans l'ordre des rotations s'accompagne d'une modification de la définition des axes de ce système, dont les rapports avec les segments osseux seront intervertis.

1.3.1.2. Axe hélicoïdal du mouvement

Le déplacement d'un solide peut être décrit par un mouvement hélicoïdal, c'est à dire par une rotation autour et une translation selon un axe instantané (Bull et Amis, 1998). Cette technique a été fréquemment utilisée dans l'étude du genou (Shiavi *et al.*, 1987 a et b; Kinzel *et al.*, 1972 a et b; Blankevoort *et al.*, 1990). Elle a fait l'objet d'un grand débat sur le serveur internet de l'*International Society of Biomechanics* au début des années 1990 [<http://isb.ri.ccf.org/biomech-l/files/angles3d.topic>]. Il s'est soldé par la préférence des principes de Grood et Suntay (1983) plus palpables anatomiquement que cet axe hélicoïdal instantané, pourtant ardemment défendu par H.J. Woltring (1991).

1.3.1.3. Conclusion

Le choix de la représentation mathématique est fondamental car il conditionne l'interprétation des résultats. Suivant les préceptes de l'ISB (Wu and Cavanagh 1995), la méthode des angles cardaniques a été retenue pour sa capacité à représenter concrètement les angles anatomiques.

1.3.2. Choix du référentiel

1.3.2.1. Référentiel R_0 (référentiel cinématique global)

Nous avons tout d'abord mené cette étude en utilisant le référentiel défini par la structure de calibration. Dans cette approche, l'orientation absolue des segments osseux est définie par rapport aux 3 plans du référentiel R_0 , à savoir: le plan sagittal (X-Z)/angle θ_1 , le plan frontal (Y-Z) /angle θ_2 et le plan transversal (X-Y) /angle θ_3 . L'angle articulaire est obtenu en faisant la différence entre les angles homologues des segments articulaires.

En fait ce raisonnement est faux car les rotations dans l'espace n'ont pas un comportement vectoriel et de ce fait ne possèdent pas les propriétés d'additivité et de commutativité des vecteurs, à moins qu'elles ne soient très faibles (Woltring, 1994).

Il est donc nécessaire d'utiliser un référentiel intangible, lié à l'un des segments osseux définissant l'articulation.

1.3.2.2. Référentiel R_p (segment proximal) ou R_d (segment distal)

Tout mouvement articulaire est décrit en considérant qu'un segment est immobile et que le segment complémentaire se déplace. Dans le cas d'une articulation simple, le segment distal peut se déplacer par rapport au proximal ou l'inverse.

Le choix peut être dicté :

- par le respect d'une convention permettant de comparer des données d'une expérimentation à l'autre,
- par la nécessité d'illustrer le fonctionnement d'une chaîne articulaire, où il peut être intéressant de considérer que le segment le plus distal est fixe au cours de l'appui et donc d'envisager les mouvements du repère proximal par rapport au repère distal (Kinzel et Gutowski, 1983).

Woltring (1991) rappelle que le mouvement articulaire est généralement défini comme le mouvement du segment distal par rapport au segment proximal considéré comme fixe. Nous avons adopté cette disposition dans le respect des conventions anatomo-fonctionnelles usuelles.

1.3.3. Choix de la séquence des rotations

Dans un système d'axes mobiles, la matrice globale de rotation est obtenue en multipliant les matrices élémentaires dans l'ordre des rotations (Veron, 1995). Ces 3 rotations décrivent la flexion/extension (F), la collatémotion (C) et la rotation axiale (R). Elles peuvent être agencées

selon 6 séquences. L'annexe 2 fournit le formulaire des 6 combinaisons. Par convention, la flexion est toujours définie par θ_1 , la collatéromotion par θ_2 et la rotation axiale par θ_3 .

1.3.3.1. Incidence de la séquence - étude théorique

L'examen du formulaire [annexe 2] montre que, pour des matrices de rotations différentes, les valeurs de θ_1 , θ_2 et θ_3 ne sont jamais calculées de la même façon. L'influence de la séquence s'observe directement sur les équations mathématiques, car la multiplication matricielle n'est pas commutative : $[R_\psi][R_\theta] \neq [R_\theta][R_\psi]$ (Fioretti *et al.*, 1997).

En conséquence :

- La séquence détermine les résultats et ils doivent être interprétés en fonction d'elles (Areblad *et al.*, 1990; Woltring, 1991). Des résultats obtenus en utilisant des séquences différentes ne sont théoriquement pas comparables.
- Le mouvement est décrit par une succession de 3 rotations, mais ces 3 angles ne sont pas indépendants les uns des autres et un angle ne peut être interprété qu'à la lumière des 2 autres (Grood et Suntay, 1983).
- La séquence conditionne l'interprétation des résultats car elle contribue à déterminer un système d'axe spécifique (Grood et Suntay, 1983)

Pour déterminer le choix de la séquence 3 éléments ont été considérés :

- l'influence de la séquence sur l'étude particulière de nos données expérimentales,
- la confrontation avec d'autres travaux similaires,
- et la convergence avec la standardisation proposée par l'ISB en matière de mesure 3D chez l'homme.

1.3.3.2. Incidence de la séquence - étude particulière des données expérimentales

Trois conditions ont été testées : N, EQL, EQM. Les θ_1 , θ_2 et θ_3 ont été calculés pour chacune des 6 séquences possibles en axes mobiles. Les lettres F, C et R représentent respectivement les matrices élémentaires correspondant aux angles de flexion/extension, collatéromotion et rotation axiale. L'ordre de ces lettres représente l'agencement de la multiplication matricielle. Chaque courbe

- Pour l'AIPP, dont l'amplitude de flexion est faible (8,1° en moyenne), CFR se projette sur FCR et FRC, et RFC se projette sur CRF et RCF (figure 18).

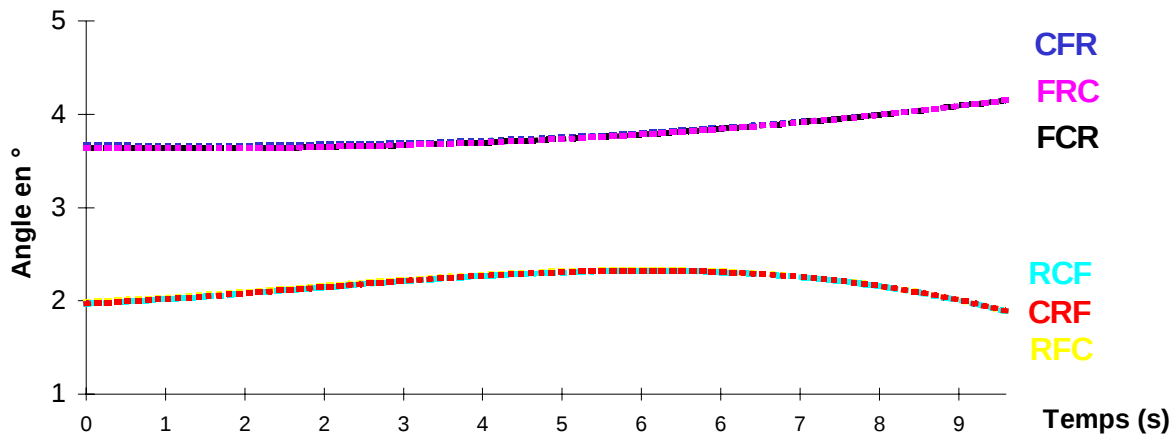


Figure 18 : Influence sur l'angle de collatéromotion des 6 permutations possibles de la séquence, pour une articulation dont l'amplitude de flexion/extension est faible (AIPP).
Exemple de la **collatéromotion interphalangienne proximale**, en appui latéral

La position du mouvement de grande amplitude (flexion) dans la séquence conditionne le résultat des petites rotations. L'effet de la séquence est minimisé lorsqu'une seule rotation est de grande amplitude, à condition que ce ne soit pas la rotation centrale autour de l'axe intermédiaire (Woltring, 1991; Blankevoort *et al.*, 1988).

- Pour l'AMP et l'AIPD, où θ_1 (flexion/extension) est important, les séquences CFR et RFC (flexion au centre) donnent des résultats atypiques en terme de collatéromotion et de rotation. A l'inverse, les séquences FCR/FRC et CRF/RCF donnent des courbes non superposables mais qui suivent une évolution comparable.
- Lorsque l'amplitude de flexion est moindre (AIPP par exemple), sa position dans la séquence a peu d'influence.

1.3.3.3. Incidence de la séquence - confrontation avec d'autres travaux

Ces constatations sont en accord avec des études similaires menées chez l'homme. Fioretti *et al.* (1997) ont testé les 6 séquences d'angles cardaniques et un mouvement hélicoïdal pour le genou humain. Ils ont également observé que l'angle de flexion/extension est celui qui est le moins sensible à la séquence. Les angles d'abduction et d'adduction ont une évolution qui dépend de l'angle de flexion: plus l'angle de flexion est grand, plus les 2 petits angles varient d'une séquence à l'autre. Ils ont démontré que cette interférence est majorée lorsque la flexion est au centre. Les séquences où la flexion est à une extrémité, produisent des résultats similaires.

En définitive, il nous a paru logique de ne pas retenir les séquences CFR et RFC (flexion au centre) et de choisir entre les 2 autres possibilités: FAR/FRA ou ARF/RAF. Il n'y a pas *a priori* d'argument pour préférer l'une plutôt que l'autre, d'autant plus que ce choix ne conditionne pas qualitativement le résultat. Il paraît donc logique de s'attacher aux conventions déjà adoptées en biomécanique humaine, et notamment par l'instance internationale: *l'International Society of Biomechanics*.

1.3.3.4. Incidence de la séquence - conventions ISB

Le comité pour la standardisation de la Société Internationale de Biomécanique a publié, en 1992, deux notes qui recommandent de considérer la convention de Chao/Grood & Suntay (Wu et Cavanagh, 1995). L'approche de ces auteurs est basée sur l'utilisation d'une séquence unique de rotations, justifié par l'utilisation de goniomètres dont les axes doivent être prédéfinis.

Cette convention considère la séquence FCR en axes mobiles, le segment distal se déplaçant par rapport au segment proximal, considéré comme référence (Small *et al.*, 1992). La décomposition débute donc par une rotation autour de l'axe Y du repère R_p annexé au segment proximal, puis une rotation autour de l'axe intermédiaire (perpendiculaire aux 2 axes extrêmes) et enfin une rotation autour de Z_d .

1.4. Choix de l'utilisation de trièdres implantés dans l'os

1.4.1. Choix raisonné de la technique

Les trièdres définissent les bases locales liées à chaque segment osseux. L'utilisation de ces structures a été dictée par des considérations théoriques et expérimentales.

Selon Cappozzo (1984) :

- il faut minimiser les mouvements entre les marqueurs et les os de manière à ce que ces marqueurs soient représentatifs des mouvements des segments,
- la distance entre les marqueurs doit être suffisamment importante pour que l'erreur de mesure sur les coordonnées 3D des marqueurs influe peu sur les angles calculés,
- tous les marqueurs doivent être vus à chaque instant par au moins 2 caméras.

Dans le cas particulier de notre étude, nous pouvions avoir recours :

- à la pose de marqueurs cutanés,
- à l'implantation de marqueurs dans l'os après dépouillement cutané, associé à la création d'un repère par la radiographie,
- à l'implantation de repères à distance.

Les marqueurs cutanés représentent mal les mouvements des segments car la peau glisse à la surface des os (van Weeren, 1989; van Weeren *et al.*, 1990). Reinshmidt *et al.* (1997) ont montré que les marqueurs cutanés placés sur le genou de l'homme n'apportent des informations pertinentes que pour la flexion/extension. Les mouvements de collatéromotion et de rotation axiale n'étaient pas quantifiables avec ces marqueurs. Par ailleurs, la précision des résultats est d'autant meilleure que les marqueurs définissant les repères sont éloignés les uns des autres. Ceci a conduit certains auteurs à placer les marqueurs à distance du sujet sur des tiges collés à la peau (Cappozzo, 1984).

Ces considérations nous ont conduit à tester 2 situations.

Dans un premier temps, 4 marqueurs ont été implantés dans chaque os, après dépouillement du membre. Pour des raisons d'espacement, ces marqueurs étaient répartis sur les 2 faces des segments osseux et étaient donc suivis par 2 couples différents de caméras vidéos. Des radiographies de face et de profil étaient ensuite prises et les axes anatomiques étaient reconstruits. Il est apparu d'emblée qu'il y avait une incohérence entre les 2 vues. Nous avons donc cherché à normaliser les radiographies en utilisant un appareil à focale fixe et en coulant chaque phalange dans un bloc parallélépipédique de paraffine. Les blocs ainsi obtenus ont été radiographiés de face et de profil. Malgré le positionnement répétable des blocs et les corrections apportées aux erreurs de déformations coniques de la radiographie, une incohérence de l'ordre de 2 mm a persisté entre les 2 vues. Nous avons donc choisi de nous affranchir de la radiographie en plaçant les marqueurs à l'extérieur des phalanges.

Les repères locaux ont donc été définis par des trièdres portant 4 marqueurs déterminant un repère orthonormé direct. Ces trièdres ont été fixés au sommet d'une tige filetée, vissée et assujettie dans la corticale osseuse.

1.4.2. Intérêts de la technique

Cette technique présente des avantages:

- Les marqueurs sont éloignés les uns des autres ce qui minimise l'imprécision de la reconstruction des repères.
- Ils sont fixés à l'os et ne sont pas soumis aux glissements cutanés.
- Ils sont placés d'un seul côté du membre et sont donc tous filmés par les 3 caméras. Ceci évite les incohérences entre des mesures effectuées par des couples de caméras placés de part et d'autre du membre.

1.4.3. Limites

Cette technique présente néanmoins des défauts:

- Elle ne permet pas la mesure des translations car la position des repères n'est pas rapportée à l'os.
- L'alignement des axes des trièdres par rapport à l'os est difficile et la répétabilité de leur orientation d'un membre à l'autre est faible. En conséquence, cette méthode, à ce stade de son développement, ne permet pas la comparaison des valeurs absolues entre les membres; seules les valeurs relatives (c'est à dire les différences avec l'appui neutre et l'amplitude des phénomènes au cours de la mise en charge) peuvent être comparées.
- Enfin, l'utilisation de 4 marqueurs par trièdres n'est pas indispensable puisque 3 points non colinéaires suffisent à déterminer une base orthonormée. L'évolution de la technique devrait passer par l'utilisation d'équerres à 3 marqueurs, où le troisième vecteur unitaire sera déterminé par le produit vectoriel des deux autres. Ce dispositif devrait permettre de réduire les erreurs de construction telles que celles objectivées sur les trièdres.

2. ANALYSE CRITIQUE DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Il convient d'apprécier la validité de la méthode mise en œuvre, afin d'évaluer la pertinence des résultats obtenus *in vitro* par rapport à la physiologie réelle des articulations digitales sur le cheval vivant.

2.1. Nature et préparation des membres

2.1.1. Niveau de section du membre

Le niveau de section des membres permet de conserver l'intégrité des attaches des corps charnus et des ligaments accessoires des muscles fléchisseurs superficiel et profond du doigt. Ces formations musculo-tendineuses, grâce à l'intervention de leurs ligaments accessoires (et en parallèle avec le muscle inter-osseux III) régissent le fonctionnement automatique de la main du cheval (Barone, 1989). Cette caractéristique anatomo-fonctionnelle autorise une reproduction *in vitro* assez fidèle de la phase de soutènement dans laquelle les interventions musculaires actives sont minoritaires (Denoix, 1987).

2.1.2. Préparation

La conservation et la dissection des pièces anatomiques ont été réalisées en veillant à respecter l'humidité des formations anatomiques mises à nue pour limiter la dessiccation en particulier des tendons et des ligaments périarticulaires.

Le parage des pieds par le même maréchal-ferrant a permis d'homogénéiser les aplombs et de rectifier les éventuels déséquilibres latéro-médiaux de la boîte cornée.

2.2. Mise en charge

2.2.1. Mode de fixation du membre

Le mode de fixation proximal du membre présente l'avantage d'être simple et reproductible. Toutefois, il est difficile de s'assurer que ce dispositif rigide reproduit effectivement les contraintes subies par le membre entier. Par ailleurs, il ne permet pas de simuler la configuration physiologique du membre au cours d'une foulée entière. Pendant la phase d'appui, le membre thoracique d'un cheval en mouvement passe d'une orientation crâniale à une orientation caudale, alors que nos conditions *in vitro* ne permettaient pas cette modification d'orientation. Ainsi, dans ce protocole

expérimental, seule la phase intermédiaire de la foulée est véritablement simulée. Cette disposition est donc restrictive par rapport à la foulée considérée dans son ensemble.

2.2.2. Valeurs de début et de fin de test (50 dN et 600 dN)

La valeur de début de test à 50 dN correspond à la charge à partir de laquelle les talons du pied sont en contact avec le sol. Cette valeur est largement inférieure à la charge supportée par un membre thoracique du vivant de l'animal : pour un cheval moyen pesant 500 kg, en position debout au placé, environ 60% du poids du corps sont supportés par les deux membres antérieurs. Un seul d'entre eux est donc théoriquement soumis à une charge d'environ 150 dN.

Le choix de la valeur de 600 dN pour la fin du test correspond à une valeur équivalente de la force verticale maximale subie par le sabot antérieur d'un cheval au trot (11,6 N/kg), d'après Merkens *et al.* (1993) (valeur déterminée sur des chevaux pesant, en moyenne, 624 kg) ou Schryver *et al.* (1978) qui estime que la force qui s'applique sur un membre thoracique de cheval au trot équivaut à 0,9 x le poids du corps. Cette contrainte reste largement inférieure à celle subie par le membre lors du galop (8500 N), mesurée grâce à des études sur plate-forme de force (Pratt *et al.*, 1976, Quddus *et al.*, 1978 et Rooney *et al.*, 1978).

2.2.3. Vitesse de descente de la traverse

Les capacités maximales de vitesse de descente de la traverse sur la machine d'essai ont imposé une vitesse de 500 mm/mn. Cette vitesse ne permet pas de simuler un appui aux allures [40 cm/s pour un cheval au trot, en début de phase d'appui (Degueurce, 1995), contre 0,83 cm/s (500 mm/mn) sous presse].

2.3. Conclusion

Un membre isolé, *in vitro*, ne subit pas les contraintes dynamiques du membre sur l'animal en locomotion. En conséquence, l'interprétation des résultats doit tenir compte de ces limites.

3. ANALYSE DES RESULTATS

3.1. Etude préliminaire

3.1.1. Variabilité intra-individuelle [annexe 3]

Quatre membres ont été utilisés dans cette étude. Pour chacun d'entre eux, une même condition (N, EQM ou EQL) a été répétée 3 fois, au sein d'un carré latin. La moyenne des variabilités intra-individuelles (IAV) obtenues sur l'ensemble des paramètres est de $\pm 0.2^\circ$ [annexe 3].

Cette valeur faible est proche de celle du bruit de fond lié aux erreurs aléatoires et systématiques du système cinématique. Ceci traduit donc la répétabilité des mesures pour une même condition, reproduite 3 fois sur le même membre, et par suite, la répétabilité du positionnement du membre et des cales au sein du carré latin.

3.1.2. Variabilité inter-individuelle [annexe 3]

L'analyse des Tableaux VII, VIII et IX [annexe 3] met en évidence une disparité de la variabilité inter-individuelle (IEV) entre les valeurs angulaires absolues et relatives. Ainsi, le rapport IEV/IAV élevé, constaté sur les valeurs angulaires absolues, reflète le défaut de répétabilité dans l'orientation des trièdres d'un membre à l'autre. A l'inverse, ce rapport IEV/IAV se rapproche de 1 pour les valeurs relatives des angles de collatéromotion et rotation. Ce résultat traduit la répétabilité du comportement articulaire en collatéromotion et rotation sous l'influence des cales (en comparaison à l'appui neutre) et permet de définir un comportement global pour la population étudiée.

Aussi, bien que le nombre de membres testés (4) reste insuffisant pour affirmer que ces spécimens particuliers reflètent de façon fiable une population plus générale, cette étude permet d'apporter des éléments de réflexion sur l'influence des modifications d'appui transversal du pied sur le comportement en collatéromotion et rotation axiale des articulations digitales.

3.1.3. Hétérogénéité des amplitudes de flexion/extension entre les membres

L'analyse particulière des résultats des angles de flexion/extension montre qu'il existe, entre les spécimens testés, une variabilité importante de l'amplitude d'extension métacarpo-phalangienne et des flexions interphalangiennes. Pour une même contrainte de 50 dN à 600 dN, l'articulation métacarpo-phalangienne du membre 3 s'étend de $50,9^\circ \pm 0,4$ alors que le membre 1 ne s'étend que de $27,9^\circ \pm 0,6$ lors d'un appui neutre. Ce résultat traduit l'hétérogénéité des membres utilisés, pour lesquels les déformations imposées à l'appareil musculo-tendineux palmaire sont plus ou moins importantes.

Articulation	Cond.	50 dN	600 dN	AMPL	COLLATEROMOTION
AMP	EQL	+0,9°±0,3	+2,1°±0,4	+1,0°±1,3	→ Homolatérale
	EQM	-0,7°±0,3	-2,5°±0,1	-2,0°±1,9	→ Faible à 50dN → Amplifiée avec la mise en charge
AIPP	EQL	+1,4°±0,2	0,0°±0,6	-0,1°±0,6	→ Homolatérale
	EQM	-1,3°±0,3	-1,1°±0,8	+1,5°±1,4	→ Apparaissant d'emblée à 50dN → Non amplifiée avec la mise en charge
AIPD	EQL	+5,6°±0,8	+0,5°±1,4	-4,3°±1,4	→ Homolatérale
	EQM	-4,2°±1,5	-0,5°±0,8	+4,4°±3,9	→ Apparaissant d'emblée à 50dN → Atténuée avec la mise en charge

Tableau V : **Comportements moyens en collatéromotion**, caractérisation du mouvement

Pour chaque condition (EQL : élévation du quartier latéral, EQM : élévation du quartier médial), les valeurs angulaires moyennes initiales (à 50dN) et finales (à 600 dN) ± écart-type sont exprimées par rapport à l'appui neutre, considéré comme référence.

Articulation	Cond.	50 dN	600 dN	AMPL	ROTATION AXIALE
AMP	EQL	-0,			

Cependant, alors qu'il existe des variations inter-individuelles sur les amplitudes de flexion/extension, la variabilité inter-individuelle des valeurs angulaires relatives en collatéromotion et rotation axiale est faible, ce qui traduit l'homogénéité de ces comportements articulaires entre les spécimens testés, malgré leur différence de comportement en flexion.

3.2. Influence des modifications de l'appui transversal du pied

3.2.1. Caractérisation du comportement

L'influence de l'appui dissymétrique du pied sur le comportement en flexion/extension, collatéromotion et rotation axiale de chacune des articulations digitales considérées peut être décrit.

- **Flexion/extension** - Les rotations autour de l'axe Y_p , considéré comme axe de flexion/extension, sont peu influencées par l'apposition de cales élevant les quartiers du pied. Une discrète diminution de l'amplitude de flexion de l'articulation interphalangienne proximale est cependant mise en évidence dans les deux conditions d'appui dissymétrique du pied. Ce phénomène peut s'expliquer par l'apparition de mouvements associés en collatéromotion et en rotation qui tendent à augmenter les sollicitations sur les structures ligamentaires péri-articulaires et contribuent à limiter la flexion de cette articulation.
- **Collatéromotion** - Les rotations autour de l'axe intermédiaire X' , considéré comme axe de collatéromotion, sont à l'inverse, fortement influencées par l'appui dissymétrique du pied. Quelle que soit l'articulation considérée, il existe une collatéromotion qui peut être qualifiée d'homolatérale (l'élévation du quartier médial provoque une médiomotion et inversement). Ce mouvement traduit l'ouverture de l'interligne articulaire du côté opposé à la cale. Un comportement moyen peut être défini, sur les 4 spécimens testés (Tableau V).
- **Rotation axiale** - Enfin, les rotations autour de l'axe Z_d , considéré comme axe de rotation axiale, sont également très influencées par l'appui dissymétrique du pied. L'apposition d'une cale modifiant l'équilibre latéro-médial du pied induit une rotation du segment distal par rapport au segment proximal dans le sens opposé au côté de la cale (rotation contralatérale). Si cette observation est vraie pour les 3 articulations digitales, des comportements originaux sont cependant mis en évidence dans chaque situation (Tableau VI).

3.2.2. Confrontation avec d'autres travaux

- **Denoix (1987)** - Les résultats de cette étude confirment les observations semi-quantitatives obtenues par l'analyse des surfaces cartilagineuses d'affrontement, sur membres isolés soumis à compression (Denoix, 1987). L'association d'une rotation des parties distales et d'une ouverture des interlignes articulaires du côté opposé à l'appui a déjà été décrite. Denoix remarque que cette association va à l'encontre des penchants spontanés des articulations métacarpo-phalangienne et interphalangiennes pour lesquelles ces deux mouvements se font dans le même sens, lorsqu'ils sont associés au cours du soutien.
- **Caudron *et al.* (1998 I et II)** - Caudron *et al.* ont étudié l'influence de l'appui dissymétrique du pied et des rotations phalangiennes sur différents angles mesurés radiographiquement. Les auteurs décrivent l'existence d'une rotation de la phalange distale dans le sens opposée à la cale et d'une compression articulaire du côté de l'appui dissymétrique. La méthode utilisée ne permet cependant pas discriminer les rotations axiales des articulations interphalangiennes proximale et distale et Caudron considère que ces phénomènes peuvent être négligés sur l'AIPP, compte tenu de la faible mobilité de cette articulation. Les résultats de notre étude contredisent cette affirmation, en soulignant à l'inverse l'importance de la participation interphalangienne proximale dans les mouvements de rotation axiale du segment digital.

3.2.3. Originalités

Plusieurs comportements articulaires originaux peuvent être mis en évidence.

La mise en charge du membre s'accompagne dans toutes les circonstances d'appui et pour tous les membres testés d'une rotation latérale de la phalange proximale par rapport au métacarpien III. Cette rotation est amplifiée par l'élévation médiale du pied et atténuée par l'élévation latérale du pied. Ce phénomène n'a jamais été quantifié expérimentalement, bien que Rooney (1974) l'ait subjectivement suspecté compte tenu de l'asymétrie anatomique latéro-médiale des condyles métacarpiens et des surfaces glénoïdales qui leur font face [Annexe 1].

L'augmentation de la charge imposée ne s'accompagne pas nécessairement d'une augmentation des sollicitations en collatéromotion ou rotation des articulations digitales, sous l'influence de l'appui dissymétrique du pied. Ceci est vrai pour les phénomènes de collatéromotion de l'AIPP ou de rotation axiale de l'AIPD pour lesquels, les modifications géométriques de la conformation articulaire apparaissent dès 50 dN et n'évoluent plus avec la mise en charge.

L'évolution du comportement en collatéromotion de l'AIPD, sous l'influence d'un appui dissymétrique, est encore plus particulier, puisque le phénomène de collatéromotion qui est important à 50 dN est progressivement atténué avec la mise en charge. La mise en tension des moyens d'union complémentaires de cette articulation et en particulier de l'extrémité distale du tendon extenseur dorsal du doigt par l'intermédiaire des brides du muscle interosseux III pourrait contribuer à expliquer ce phénomène.

A l'inverse, la rotation axiale de l'AIPP et la collatéromotion métacarpo-phalangienne sont amplifiées avec la mise en charge du membre, sous l'influence de modifications d'appui transversal du pied.

Finalement, lors d'appui dissymétrique du pied, l'articulation interphalangienne distale est très sollicitée en rotation et collatéromotion pour de faible charge, alors que la collatéromotion de cette articulation s'atténue avec la mise en charge. En contre-partie, les articulations plus proximales (AIPP et AMP) sont plus faiblement sollicitées pour de faibles charges, mais la sollicitation en rotation de l'AIPP et en collatéromotion de l'AMP s'intensifient avec l'augmentation de la charge.

3.3. Interprétation fonctionnelle et corrélations lésionnelles

Ces éléments de réflexion se limitent incontestablement à une approche géométrique de la biomécanique digitale et ne prétendent pas statuer sur un comportement articulaire en terme de contrainte. Ils apportent néanmoins une base de réflexion expérimentale objective pour tenter d'établir des corrélations lésionnelles avec plusieurs affections du segment digital chez le cheval.

Quelle que soit l'articulation concernée, l'association des mouvements de collatéromotion et de rotation, générés par l'appui dissymétrique du pied, contribue à augmenter les sollicitations sur l'environnement ligamentaire et capsulaire péri-articulaire. Le ligament collatéral du côté opposé à l'appui tend notamment à limiter l'ouverture de l'interligne articulaire et la rotation qui lui est associée. Comme le soulignent McIlwraith et Goodman (1989), l'étiopathogénie des affections ostéo-articulaires dégénératives est fréquemment liée à des lésions des tissus mous péri-articulaires, et en particulier des ligaments collatéraux, qui conduisent à une instabilité articulaire. Ces faits cliniques mettent en exergue l'importance de mieux appréhender les conditions locomotrices dans lesquelles les modifications d'orientation des rayons osseux risquent d'accroître les sollicitations sur ces formations.

Dans ce sens, nos constatations expérimentales étayent de nombreuses observations cliniques telles que l'apparition de luxation de l'articulation métacarpo-phalangienne lorsque le cheval marche dans un trou (Stashak, 1987; Swanson, 1988; Yovich *et al.*, 1987) ou l'augmentation de l'incidence

des affections dégénératives de l'articulation interphalangienne proximale chez des chevaux dont l'activité sportive impose des voltes serrés et des tournants rapides telle que le polo ou le western (Stashak, 1987).

De même, on peut suspecter que les mouvements de collatéromotion et de rotation imposés aux articulations interphalangiennes, lors d'appui dissymétrique du pied, favorisent la genèse et l'évolution de lésions de l'appareil podotrochléaire (desmopathie des ligaments sésamoïdiens collatéraux et distal, fracture de l'os sésamoïde distal) et contribuent à expliquer l'augmentation des boiteries associées à ces lésions sur le cercle.

La fréquence des affections unilatérales des formations symétriques de l'appareil suspenseur du boulet, tend à démontrer que les sollicitations sur ces formations ne sont pas homogènes (Denoix, 1987). L'apparition d'un mouvement de collatéromotion de la phalange proximale par rapport à l'os métacarpien III peut contribuer à augmenter les sollicitations sur la branche du muscle interosseux III du côté opposé à l'appui. Ce mécanisme participe probablement à l'étiopathogénie des desmopathies unilatérales de la branche correspondante ou des fractures transversales de l'os sésamoïde proximal sur lequel elle s'insère (Denoix, 1987). Wheat et Rhode (1958) constatent d'ailleurs la relation de cause à effet entre les déséquilibres latéro-médiaux de l'appui du pied et l'apparition des fractures de l'os sésamoïde proximal. Ils citent, à titre d'anecdote, le cas d'une fracture de l'os sésamoïde proximal attribuée à un appui sur une balle de golf. Ces observations concordent avec notre interprétation clinique de faits expérimentaux.

Enfin, la caractéristique de ces mouvements renforce l'hypothèse d'origine mécanique de certaines fractures du doigt.

A titre d'exemple, la rotation axiale de la phalange proximale peut favoriser l'apparition des fractures sagittales de cette dernière. En effet, dans ce mouvement, il est probable que le relief sagittal de l'extrémité distale de l'os métacarpien III agisse comme une cale dans la gorge proximale de la phalange proximale (Denoix, 1987; Stashak, 1987) et initie un trait de fracture au sein de cette dépression (figure 19).

L'observation d'un comportement original en rotation latérale de l'articulation métacarpo-phalangienne peut également être mise en relation avec la constatation de lésions fréquemment latéralisées dans cette articulation. C'est le cas des fractures condylaires parasagittales de l'extrémité distale de l'os métacarpien III, qui typiquement intéressent le condyle latéral (Stashak, 1987; Honnas,

1992) et sont considérées par Riggs *et al.* (1999) comme un exemple de fracture de fatigue. L'approfondissement des connaissances sur le comportement de cette articulation apporte donc un élément supplémentaire pour tenter d'appréhender les mécanismes biomécaniques régissant à ce type de lésion.



Figure 19 : Fracture sagittale de la phalange proximale.

CONCLUSION

Au bilan, notre étude *in vitro* apporte des renseignements originaux sur l'évolution des comportements en rotation des articulations digitales sous l'influence d'un appui dissymétrique du pied. A ce titre, elle permet de proposer des éléments de réflexion objectifs sur l'interprétation étiologique de lésions ostéo-articulaires, ligamentaires et tendineuses du segment digital chez le cheval. Ces éléments se limitent incontestablement à une approche géométrique de la biomécanique digitale et ne prétendent pas statuer sur un comportement articulaire en terme de contrainte.

L'interprétation des résultats ne peut se faire qu'à la lumière des choix méthodologiques envisagés et, en particulier, de la modélisation mathématique qui conditionne le système d'axe utilisé. Dans le contexte de cette étude, nous nous sommes limités à l'évaluation de 3 degrés de liberté en rotation des articulations digitales. Pour décrire plus complètement le comportement articulaire, cette approche pourra être complétée par l'évaluation des mouvements de translation, afin d'atteindre un modèle articulaire à 6 ddl.

Par ailleurs, les résultats obtenus démontrent une imprécision et un défaut de répétabilité sur l'orientation des bases locales par rapport aux axes anatomiques des segments osseux qui leurs sont associés. Cette imprécision est inhérente à l'ajustement visuel des axes des trièdres.

En conséquence, une amélioration de la méthode est envisagée. L'adjonction d'une étape de stéréoradiographie permettrait de définir les relations géométriques entre 3 marqueurs radio-opaques implantés dans le segment osseux et la balise cinématique externe (trièdre, ou mieux, équerre à 3 marqueurs). Cette étape supplémentaire devrait permettre de préciser le positionnement du repère local par rapport au segment et, en corollaire, de définir judicieusement un point d'origine au vecteur de translation. Elle limitera de plus les défauts d'orientation de la base locale.

Néanmoins, cette méthodologie qui n'avait, à jour, jamais été utilisée chez le cheval, ouvre des perspectives d'applications intéressantes et variées.

- D'ores et déjà, elle sert de base à l'interprétation des corrélations entre les déformations tendineuses et le comportement des articulations digitales (Jerbi, 1998). Les modifications de l'appui du pied dans le sens longitudinal sont parallèlement étudiées de façon à objectiver l'influence de la ferrure sur les articulations et les déformations tendineuses, *in vitro*.

- En outre, cette méthode peut être directement appliquée à l'étude *in vitro* de lésions ligamentaires induites (ligaments collatéraux des articulations digitales, ligaments accessoires des tendons fléchisseurs), pour en évaluer l'incidence sur la stabilité articulaire.
- Enfin, cette méthode ouvre un large champ d'applications à d'autres régions de l'appareil locomoteur du cheval. L'importance clinique des affections ostéo-articulaires vertébrales dorsales justifie en particulier l'approfondissement des conceptions actuelles sur la mécanique régionale du segment thoraco-lombo-sacral chez le cheval.

D'une façon générale, cette étude illustre l'importance quantitative et fonctionnelle des mouvements articulaires fins du segment digital chez le cheval. En apportant des réponses sur le comportement en rotation de ces articulations, elle soulève de nouvelles questions (en premier lieu sur la quantification des mouvements de translation) auxquelles il est nécessaire de répondre pour une meilleure compréhension de la pathogénie, et de ses applications à la prévention et au traitement des affections locomotrices chez le cheval.

BIBLIOGRAPHIE

- Abdel-Aziz H.I., Karara H.M. (1971) Direct linear transformation from comparator coordinates in object-space coordinates in close-range photogrammetry. *Proc. Am. Soc. Photogrammetry*, Urbana, Illinois: 1-18.
- Areblad M., Nigg B.M., Ekstrand J., Olsson K.O., Ekström H. (1990) Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J. Biomechanics*, **3**: 933-940.
- Balch O., Butler D. (1995) Hoof balance, and lameness: improper toe length, hoof angle, and mediolateral balance. *Comp. Cont. Educ. Pract. Vet.*, **17**: 1275-1283.
- Barone R. (1989) Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome 2: Arthrologie et Myologie, Vigot.
- Blankevoort L., Huiskes R., de Lange A. (1988) The envelope of passive knee joint motion. *J. Biomechanics*, **21**: 705-720.
- Blankevoort L., Huiskes R., de Lange A. (1990) Helical axes of passive knee motions. *J. Biomechanics* **23**: 1219-1229.
- Bull A.M.J., Amis A.A. (1998) Knee joint motion: description and movement. *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, **212** (H): 357-372.
- Bushe T., Turner T.A., Poulos P.W., Harwell N.M. (1987) The effect of hoof angle on coffin, pastern and fetlock joint angles. *Proc. Am. Assoc. Eq. Pract.*, **33**: 729-738.
- Cappozzo A. (1984) Gait analysis methodology. *Hum. Movem. Sci.*, **3**: 27-54.
- Caudron I., Grulke S., Farnir F., Aupaix R., SerTEYN D. (1998) Radiographic assessment of equine interphalangeal joints asymmetry: articular impact of phalangeal rotations (Part I). *J. Vet. Med.*, **45**: 319-325.
- Caudron I., Grulke S., Farnir F., Aupaix R., SerTEYN D. (1998) Radiographic assessment of equine interphalangeal joints asymmetry: articular impact of asymmetric bearings (Part II). *J. Vet. Med.*, **45**: 327-335.
- Challis J.H., Kerwin D.G. (1992) Accuracy assessment and control point configuration when using the DLT for photogrammetry. *J. Biomechanics*, **25**: 1053-1058.
- Chao E.Y.S. (1980) Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *J. Biomechanics* **13**: 989-1006.
- Cochran S.L. (1990) The treatment of distal interphalangeal joint synovitis in sport horses. *Proc. Am. Assoc. Eq. Pract.*, **36**: 281-288.
- Crevier-Denoix N., Jerbi H., Degueurce C., Chateau H., Pourcelot P., Bortolussi C., Geiger D., Denoix J.M. (1998) Influence of heels elevation upon the tension of the deep digital flexor tendon and its accessory ligament, in the horse. (Abstract) In *XXII EAVA Congress*, Naples, Italy.
- Degueurce C. (1995) Analyse cinématique du trot du cheval sur terrain ferme. *Thèse Universitaire*, Université de Paris-Sud.
- Degueurce C., Chateau H., Crevier-Denoix N., Jerbi H., Audigié F., Pourcelot P., Denoix J.M. (1998) Influence of heels raising on the digital joints of the horse. (Abstract) In *XXII EAVA Congress*, Naples, Italy.
- Denoix J.M. (1987) Etude biomécanique de la main du cheval : extensométrie des rayons métacarpo-phalangiens et surfaces articulaires de contact (sur membre isolé soumis à compression). *Thèse universitaire*, Université Claude-Bernard - Lyon I.
- Denoix J.M. (1990) Examen radiographique de l'articulation interphalangienne proximale. *Pratique Vétérinaire Equine*, **3**: 59-72.
- Denoix J.M. (1993) Biomécanique interphalangienne dans les plans sagittal et frontal. In *Proc. Congrès de Médecine et de Chirurgie équine*, Genève, **3**: 44-49.

- Denoix (1999) Functional anatomy of the equine interphalangeal joints. Accepted in *Proc. Am. Assoc. Eq. Pract.*, **45**.
- Dyson S.J. (1991) Lameness due to pain associated with the distal interphalangeal joint: 45 cases. *Equine Vet. J.*, **23**: 128-135.
- Fioretti S., Cappozzo A., Lucchetti L. (1997) Joints kinematics. In Allard P., Cappozzo A., Lundberg A., Vaughan C. (Ed) *Three-dimensional analysis of human locomotion*, Willey & Sons Ltd.
- Grood E.S., Suntay W.J. (1983) A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng.*, **105**: 136-144.
- Hertsch B., Beerhues U. (1988) Der Wendeschmerz als Symptom bei der Lahmheitsuntersuchung des Pferdes - Pathomorphologische, röntgenologische und klinische Untersuchungen. *Pferdeheilkunde*, **4**: 15-22.
- Honnas C.M. (1992) Surgical treatment of selected musculoskeletal disorders of the forelimb. In Auer J.A. (Ed), *Equine surgery*, Saunders Company.
- Jerbi H. (1998) Etude des corrélations entre les déformations tendineuses et la cinématique digitale chez le cheval sur membres isolés soumis à compression. *Mémoire de D.E.A.*, Laboratoire de Physiologie du Mouvement, Université de Paris Sud.
- Kinzel G.L., Gutowski L.J. (1983) Joint models, degrees of freedom and anatomical motion measurement. *J. Biomech. Eng.*, **105**: 55-62.
- Kinzel G.L., Hall A.S., Hillberry B.M. (1972 a) Measurement of the total motion between two body segments - I. Analytical development. *J. Biomechanics*, **5**: 93-105.
- Kinzel G.L., Hall A.S., Hillberry B.M. (1972 b) Measurement of the total motion between two body segments - II. Description of application. *J. Biomechanics*, **5**: 283-293.
- McDiarmid A.M. (1998) Distal interphalangeal joint lameness in a horse associated with damage to the insertion of the lateral collateral ligament. *Equine Vet. Educ.*, **10**: 114-118.
- McIlwraith C.W., Goodman N.L. (1989) Conditions of the interphalangeals joints. *Vet. Clin. North Am. Eq. Pract.*, **5**: 161-178.
- Merkens H.W., Schamhardt H.C., Geertruda J.V.M., van den Bogert A.J. (1993) Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal trot. *Equine Vet. J.*, **25**: 134-137.
- Pourcelot P., Audigié F., Degueurce C., Denoix J.M. (1997) E.K.A.S. - An equine kinematic analysis system for clinical gait analysis. *J. Equine Vet. Sci.*, **17**: 482.
- Pratt G.W.Jr., O'Connor J.T.Jr. (1976) Force plate studies of equine biomechanics. *Am. J. Vet. Res.*, **37**: 1251-1255.
- Quddus M.A., Kingsbruy H.B., Rooney J.R. (1978) A force and motion study of a standardbred trotter. *J. Equine Med. Surg.*, **2**: 233-242.
- Ratzlaff M.H., Grant B.D. (1985) The use of electrogoniometry and cinematography in the diagnosis and evaluation of forelimb lamenesses. *Proc. Am. Assoc. Eq. Pract.*, **31**: 183-198.
- Reinshmidt C., van den Bogert A.J., Nigg B.M., Lundberg A., Murphy N. (1997) Effects of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J. Biomechanics*, **30**: 729-732.
- Riggs C.M., Whitehouse G.H., Boyde A. (1999) Pathology of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones in the horse. *Equine Vet. J.*, **31**: 140-148.
- Rooney J.R. (1974) Distal condylar fractures of the cannon bone in the horse. *Mod. Vet. Pract.*, **55**: 113-114.
- Rooney J.R., Quddus M.A., Kingsbruy H.B., Rooney J.R. (1978) A laboratory investigation of the function of the stay apparatus of the equine foreleg. *J. Equine Med. Surg.*, **2**: 173-180.

- Schryver H.F., Bartel D.L., Langrana N., Lowe J.E. (1978) Locomotion in the horse: kinematics and internal forces in the normal equine digit in the walk and trot. *Am. J. Vet. Res.*, **39**: 1728-1733.
- Selvik G. (1989) Roentgen stereogrammetry: a method for the study of the kinematics of the skeleton system. *Acta. Orthop. Scand.*, Suppl. **232**: 1-51.
- Shiavi R., Limbird T., Frazer M., Stivers K., Strauss A., Abramovitz J. (1987 a) Helical motion analysis of the knee - I. Methodology for studying kinematics during locomotion. *J. Biomechanics*, **20**: 459-469.
- Shiavi R., Limbird T., Frazer M., Stivers K., Strauss A., Abramovitz J. (1987 b) Helical motion analysis of the knee. II. Kinematics of uninjured and injured knees during walking and pivoting. *J. Biomechanics*, **20**: 653-669.
- Small C.F., Bryant J.T., Pichora D.R. (1992) Rationalization of kinematic descriptors for three-dimensional hand and finger motion. *J. Biomed. Eng.*, **14**: 133-141.
- Stashak T.S. (1987) Lameness. In Stashak T.S. (Ed) *Adam's Lameness in Horses*. Edition 4, Philadelphia, Lea & Febiger.
- Suntay W.J., Grood E.S., Hefzy M.S., Butler D.L., Noyes F.R. (1983) Error analysis of a system for measuring three-dimensional joint motion. *J. Biomech. Eng.*, **105**: 127-135.
- Swanson T.D. (1988) Degenerative disease of the proximal interphalangeal (pastern) joint in performance horses. *Proc. Am. Assoc. Eq. Pract.*, **34**: 393-397.
- Taylor B.M., Tipton C.M., Adrian M., Karpovich P.V. (1966) Action of certain joints in the legs of the horse recorded electrogoniometrically. *Am. J. Vet. Res.*, **27**: 85-89.
- van Weeren P.R. (1989) Skin displacement in equine kinematic gait analysis. *PhD thesis*, Rijksuniversiteit te Utrecht.
- van Weeren P.R., van den Bogert A.J., Barneveld A. (1990) A quantitative analysis of skin displacement in the trotting horse. *Equine Vet. J.*, suppl. **9**: 101-109.
- Veron S. (1995) Interprétation des déplacements dans l'espace. *Document interne*, Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, Paris.
- Wheat J.D., Rhode E.A. (1958) The surgical treatment of fractures of the proximal sesamoid bones in the horse. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **132**: 378-382.
- Wilson A.M., Seelig T.J., Shield R.A., Silverman B.W. (1998) The effect of foot imbalance on point of force application in the horse. *Equine Vet. J.*, **30**: 540-545.
- Woltring H.J. (1991) Representation and calculation of 3-D joint movement. *Hum. Movem. Sci.*, **10**: 603-616.
- Woltring H.J. (1994) 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. *J. Biomechanics*, **27**: 1399-1414.
- Wood G.A., Marshall R.N. (1986) The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. *J. Biomechanics*, **19**: 781-785.
- Wu G., Cavanagh P.R. (1995) ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J. Biomechanics*, **28**: 1257-1261.
- Yovich J.V., Turner A.S., Stashak T.S., McIlwraith C.W. (1987) Luxation of the metacarpophalangeal and metatarsophalangeal joints in horses. *Equine Vet. J.*, **19**: 295-298.

ANNEXE 1 : RAPPELS ANATOMIQUES

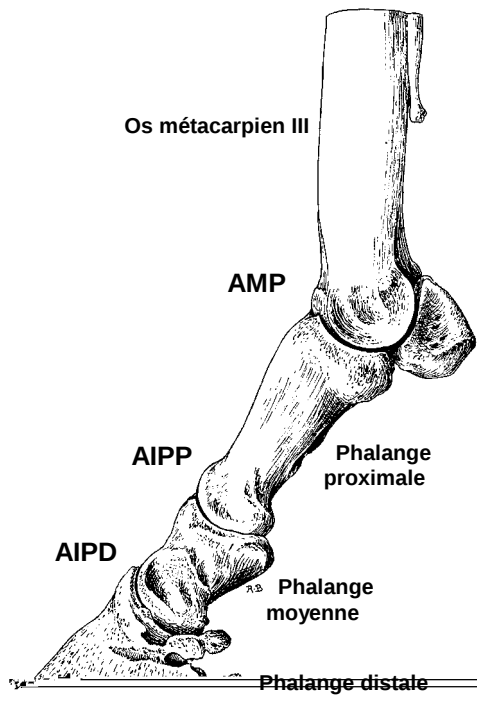


Figure a : Doigt du cheval - membre thoracique gauche, vue latérale - (d'après R. Barone)

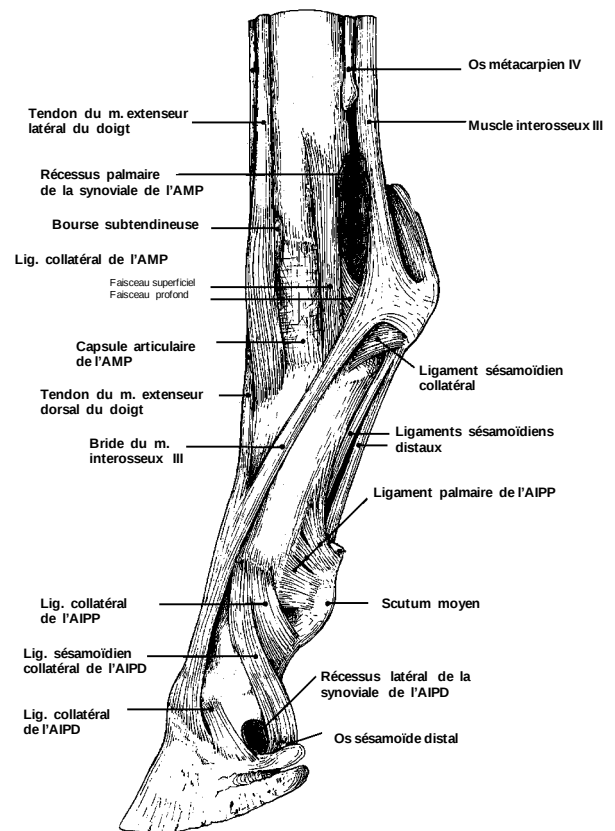


Figure b : Articulations métacarpo-phalangienne et interphalangiennes du cheval : extrémité digitale de la main gauche - vue latérale - (d'après R. Barone)

1. ARTICULATION METACARPO-PHALANGIENNE

L'articulation métacarpo-phalangienne est une articulation synoviale de type condyloïde qui unit l'extrémité distale de l'os métacarpien III à la phalange proximale et aux os sésamoïdes proximaux. Elle constitue la base anatomique de la région du boulet.

1.1. Surfaces articulaires

L'os métacarpien principal présente deux surfaces cylindriques très régulières et presque symétriques, de part et d'autre d'un relief sagittal étendu de la marge dorsale au revers palmaire de la surface articulaire. La partie médiale est un peu plus volumineuse que la latérale. La surface sésamoïdo-phalangienne, très étendue et concave dans le sens dorso-palmar, est formée à parts presque égales par l'extrémité proximale de la phalange proximale et les os sésamoïdes proximaux.

Une gorge sagittale large et profonde sépare deux cavités glénoïdales, dont la médiale est un peu plus large.

1.2. Moyens d'union

Outre la capsule articulaire, épaissie dorsalement, plusieurs formations ligamentaires interviennent dans la stabilité de l'articulation métacarpo-phalangienne :

- les ligaments collatéraux métacarpo-phalangiens, constitués par 2 faisceaux étroitement unis, l'un superficiel et l'autre profond, qui prend naissance proximale dans la dépression située à la face abaxiale du condyle métacarpien et aboutit distalement sur le côté de l'extrémité proximale de la phalange proximale.
- les ligaments sésamoïdiens collatéraux, qui s'étendent de la face abaxiale de l'os sésamoïde au tubercule de l'extrémité proximale de la phalange proximale.
- le ligament intersésamoïdien, unique et épais, qui concourt à former une large coulisse (Scutum proximal) qui sert de surface de glissement aux tendons fléchisseurs du doigt.
- les ligaments sésamoïdiens distaux (ligaments sésamoïdiens droit, obliques, croisés et courts), qui contribuent à solidariser les os sésamoïdes proximaux et la phalange proximale.
- le muscle interosseux III (ou ligament suspenseur du boulet), qui prend proximale une attache étendue sur les rugosités palmaires de l'os métacarpiens III, couvre la face palmaire de l'os métacarpien III et se divise distalement en 2 grosses branches, dont chacune aboutit au sommet de l'os sésamoïde correspondant. Au niveau de cette insertion, chaque branche délègue une bride fibreuse qui contourne la phalange proximale pour rejoindre le tendon de l'extenseur dorsal du doigt.

1.3. Moyens complémentaires d'union

L'articulation métacarpo-phalangienne est renforcée dorsalement par les tendons extenseurs dorsal et latéral du doigt et à sa face palmaire par les tendons fléchisseurs. Ces derniers concourent avec le muscle interosseux au soutien de l'angle métacarpo-phalangien et de l'ensemble du rayon digital.

2. ARTICULATION INTERPHALANGIENNE PROXIMALE

L'articulation interphalangienne proximale est une articulation synoviale de type condyloïde, qui unit la phalange proximale et la phalange moyenne.

2.1. Surfaces articulaires

L'extrémité distale de la phalange proximale est occupée par une trochlée large mais peu profonde formée par 2 reliefs condyloïdes. La phalange moyenne présente une surface articulaire proximale formée de 2 cavités glénoïdales peu profondes, séparées par un léger relief intermédiaire.

2.2. Moyens d'union

Les 2 phalanges sont assujetties par une capsule articulaire que renforcent de chaque côté un ligament palmaire et un ligament collatéral. Ces ligaments collatéraux sont larges et épais, parfaitement symétriques par rapport à l'axe du doigt. Chacun d'eux prend origine sur le tubercule correspondant de l'extrémité distale de la phalange proximale et se porte en direction disto-palmaire, en rayonnant sur le côté de la phalange moyenne.

2.3. Moyens complémentaires d'union

Ils sont fournis dorsalement par le tendon extenseur dorsal du doigt qui renforce la capsule et, palmairement par les tendons fléchisseurs du doigt.

3. ARTICULATION INTERPHALANGIENNE DISTALE

L'articulation interphalangienne distale est une articulation synoviale de type condyloïde qui assure l'union de la phalange distale, complétée de l'os sésamoïde distal, à la phalange moyenne.

3.1. Surfaces articulaires

La phalange moyenne porte une trochlée formée par 2 reliefs condyloïdes. La surface articulaire de la phalange distale est principalement constituée par 2 cavités glénoïdales séparées par un léger relief dorso-palmar qui aboutit dorsalement au processus extensorius. Du côté palmaire, cette surface est complétée par l'os sésamoïde distal.

3.2. Moyens d'union

La coaptation est assurée par la capsule articulaire et des ligaments sésamoïdiens et collatéraux.

- L'os sésamoïde distal est attaché à la phalange distale par un ligament sésamoïdien distal et aux phalanges moyenne et proximale par des ligaments sésamoïdiens collatéraux
- Les ligaments collatéraux sont situés de part et d'autre de l'articulation. Leur disposition est symétrique chez les Equidés.

3.3. Moyens complémentaires d'union

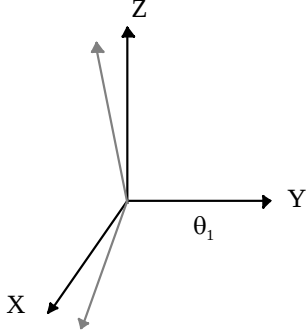
Du côté dorsal, l'articulation est encore affermie par la terminaison du tendon du muscle extenseur dorsal du doigt. A la face palmaire, le tendon fléchisseur profond du doigt se réfléchit sur le scutum distal formé par l'os sésamoïde distal, contre lequel il glisse avant de s'attacher à la surface semi-lunaire de la phalange distale.

L'articulation est en outre couverte de chaque côté par une épaisse lame fibro-cartilagineuse : le cartilage ungulaire.

1. CALCUL DE LA MATRICE DE ROTATION

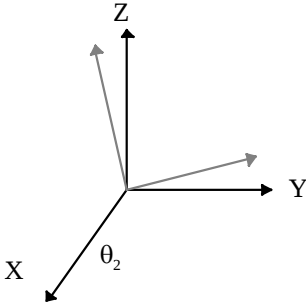
Le repère mobile (R_d) subit 3 rotations autour d'axes mobiles.

Flexion: rotation d'angle θ_1 autour de Y



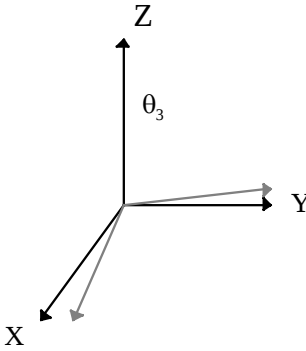
$$M_{\text{flexion}} = \begin{bmatrix} C1 & 0 & -S1 \\ 0 & 1 & 0 \\ S1 & 0 & C1 \end{bmatrix}$$

Collatéromotion: rotation d'angle θ_2 autour de X



$$M_{\text{collatéromotion}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C2 & S2 \\ 0 & -S2 & C2 \end{bmatrix}$$

Rotation axiale: rotation d'angle θ_3 autour de Z



$$M_{\text{rotation}} = \begin{bmatrix} C3 & S3 & 0 \\ -S3 & C3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matrice globale est $M_{\text{FCR}} = M_{\text{flexion}} \cdot M_{\text{collatéromotion}} \cdot M_{\text{rotation}}$.

$$M_{\text{FCR}} = \begin{bmatrix} C1C3 - S1S2S3 & C1S3 + S1S2C3 & -S1C2 \\ -C2S3 & C2C3 & S2 \\ S1C3 - C1S2S3 & S1S3 - C1S2C3 & C1C2 \end{bmatrix}$$

2. CALCUL DE LA MATRICE DE TRANSFORMATION

2.1. Définitions et nomenclature

Soit le repère R_0 , repère absolu déterminé par la cinématique. Il est composé des axes X_0 portant $\overset{p}{i}_0$ (palmaro-dorsal), Y_0 portant $\overset{p}{j}_0$ (médio-latéral) et Z_0 portant $\overset{p}{k}_0$ (disto-proximal).

R_0 est défini par $(O_0, \overline{i}_0, \overline{j}_0, \overline{k}_0)$.

R_p est le même repère local annexé au segment proximal.

Il est composé des axes X_p portant $\overset{p}{i}_p$ (palmaro-dorsal), Y_p portant $\overset{p}{j}_p$ (médio-latéral) et Z_p portant $\overset{p}{k}_p$ (disto-proximal).

$R_p \quad (O_p, \overline{i}_p, \overline{j}_p, \overline{k}_p)$

R_d est le même repère local annexé au segment distal.

Il est composé des axes X_d portant $\overset{p}{i}_d$ (palmaro-dorsal), Y_d portant $\overset{p}{j}_d$ (médio-latéral) et Z_d portant $\overset{p}{k}_d$ (disto-proximal).

$R_d \quad (O_d, \overline{i}_d, \overline{j}_d, \overline{k}_d)$

R_p est le repère d'interprétation et R_d est le repère mobile mesuré dans R_p qui est fixe.

On cherche donc la matrice qui exprime R_d dans R_p , soit $M_{d/p}$ telle que $R_d = M_{d/p} \cdot R_p$

On considère les 2 bases orthonormées directes suivantes:

$R_p \quad (O_p, \overline{i}_p, \overline{j}_p, \overline{k}_p)$
 $R_d \quad (O_d, \overline{i}_d, \overline{j}_d, \overline{k}_d)$

Soit $M_{p/0}$, la matrice qui exprime R_p dans R_0 (R_0 est référence).

2.2. Détermination d'un repère orthonormé direct à partir de 4 marqueurs:

$$\overline{u}_1^p = \overline{P_0^p P_1^p} = \overline{P_0^p P_4^p} + \overline{P_4^p P_1^p} = \lambda \overline{P_4^p P_3^p} + \overline{P_4^p P_1^p}$$

$$\overline{u}_2^p = \overline{P_0^p P_2^p} = \overline{P_0^p P_4^p} + \overline{P_4^p P_2^p} = \lambda \overline{P_4^p P_3^p} + \overline{P_4^p P_2^p}$$

$$\overline{u}_3^p = \overline{P_0^p P_3^p} = \overline{P_0^p P_4^p} + \overline{P_4^p P_3^p} = (\lambda + 1) \overline{P_4^p P_3^p}$$

avec $\overline{P_0^p P_4^p} = \lambda \overline{P_4^p P_3^p}$ et λ connu.

Dans R_0 , on peut mesurer par la cinématique les vecteurs $\overline{O_0 P_1^p}, \overline{O_0 P_2^p}, \overline{O_0 P_3^p}, \overline{O_0 P_4^p}$.

$$\overline{O_0 P_1^p} = x_1^p \cdot \overline{x_0} + y_1^p \cdot \overline{y_0} + z_1^p \cdot \overline{z_0}$$

$$\overline{O_0 P_2^p} = x_2^p \cdot \overline{x_0} + y_2^p \cdot \overline{y_0} + z_2^p \cdot \overline{z_0}$$

$$\overline{O_0 P_3^p} = x_3^p \cdot \overline{x_0} + y_3^p \cdot \overline{y_0} + z_3^p \cdot \overline{z_0}$$

$$\overline{O_0 P_4^p} = x_4^p \cdot \overline{x_0} + y_4^p \cdot \overline{y_0} + z_4^p \cdot \overline{z_0}$$

$$\begin{aligned}\overline{P_4^p P_1^p} &= \overline{P_4^p O_0} + \overline{O_0 P_1^p} = (x_1^p - x_4^p) \overline{x_0} + (y_1^p - y_4^p) \overline{y_0} + (z_1^p - z_4^p) \overline{z_0} \\ \overline{P_4^p P_2^p} &= \overline{P_4^p O_0} + \overline{O_0 P_2^p} = (x_2^p - x_4^p) \overline{x_0} + (y_2^p - y_4^p) \overline{y_0} + (z_2^p - z_4^p) \overline{z_0} \\ \overline{P_4^p P_3^p} &= \overline{P_4^p O_0} + \overline{O_0 P_3^p} = (x_3^p - x_4^p) \overline{x_0} + (y_3^p - y_4^p) \overline{y_0} + (z_3^p - z_4^p) \overline{z_0}\end{aligned}$$

On peut ainsi déterminer les vecteurs orthogonaux $\overline{u_1^p}$, $\overline{u_2^p}$, $\overline{u_3^p}$.

$$\begin{aligned}\overline{u_1^p} &= [\lambda(x_3^p - x_4^p) + (x_1^p - x_4^p)] \overline{x_0} + [\lambda(y_3^p - y_4^p) + (y_1^p - y_4^p)] \overline{y_0} + [\lambda(z_3^p - z_4^p) + (z_1^p - z_4^p)] \overline{z_0} \\ \overline{u_1^p} &= X_1^p \overline{x_0} + Y_1^p \overline{y_0} + Z_1^p \overline{z_0}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\overline{u_2^p} &= [\lambda(x_3^p - x_4^p) + (x_2^p - x_4^p)] \overline{x_0} + [\lambda(y_3^p - y_4^p) + (y_2^p - y_4^p)] \overline{y_0} + [\lambda(z_3^p - z_4^p) + (z_2^p - z_4^p)] \overline{z_0} \\ \overline{u_2^p} &= X_2^p \overline{x_0} + Y_2^p \overline{y_0} + Z_2^p \overline{z_0}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\overline{u_3^p} &= [(\lambda + 1)(x_3^p - x_4^p)] \overline{x_0} + [(\lambda + 1)(y_3^p - y_4^p)] \overline{y_0} + [(\lambda + 1)(z_3^p - z_4^p)] \overline{z_0} \\ \overline{u_3^p} &= X_3^p \overline{x_0} + Y_3^p \overline{y_0} + Z_3^p \overline{z_0}\end{aligned}$$

On normalise ces vecteurs pour obtenir $\overline{i_p}$, $\overline{j_p}$, $\overline{k_p}$.

$$\overline{i_p} = \frac{\overline{u_1^p}}{\|\overline{u_1^p}\|} = \frac{X_1^p}{N_1^p} \overline{x_0} + \frac{Y_1^p}{N_1^p} \overline{y_0} + \frac{Z_1^p}{N_1^p} \overline{z_0}$$

$$\overline{j_p} = \frac{\overline{u_2^p}}{\|\overline{u_2^p}\|} = \frac{X_2^p}{N_2^p} \overline{x_0} + \frac{Y_2^p}{N_2^p} \overline{y_0} + \frac{Z_2^p}{N_2^p} \overline{z_0}$$

$$\overline{k_p} = \frac{\overline{u_3^p}}{\|\overline{u_3^p}\|} = \frac{X_3^p}{N_3^p} \overline{x_0} + \frac{Y_3^p}{N_3^p} \overline{y_0} + \frac{Z_3^p}{N_3^p} \overline{z_0}$$

avec $N_1^p = \sqrt{X_1^{p^2} + Y_1^{p^2} + Z_1^{p^2}}$ (idem pour les autres termes).

2.3. Calcul de la matrice de transformation

$M_{d/p}$ (exprime R_d dans R_p)

$$M_{p/0} = \begin{bmatrix} \overline{X_1^p} / \overline{N_1^p} & \overline{Y_1^p} / \overline{N_1^p} & \overline{Z_1^p} / \overline{N_1^p} \\ \overline{X_2^p} / \overline{N_2^p} & \overline{Y_2^p} / \overline{N_2^p} & \overline{Z_2^p} / \overline{N_2^p} \\ \overline{X_3^p} / \overline{N_3^p} & \overline{Y_3^p} / \overline{N_3^p} & \overline{Z_3^p} / \overline{N_3^p} \end{bmatrix} \text{ tel que } \begin{bmatrix} \overline{i_p} \\ \overline{j_p} \\ \overline{k_p} \end{bmatrix} = M_{p/0} \cdot \begin{bmatrix} \overline{x_0} \\ \overline{y_0} \\ \overline{z_0} \end{bmatrix}$$

$$\text{et, de même, } M_{d/0} = \begin{bmatrix} \overline{X_1^d} / \overline{N_1^d} & \overline{Y_1^d} / \overline{N_1^d} & \overline{Z_1^d} / \overline{N_1^d} \\ \overline{X_2^d} / \overline{N_2^d} & \overline{Y_2^d} / \overline{N_2^d} & \overline{Z_2^d} / \overline{N_2^d} \\ \overline{X_3^d} / \overline{N_3^d} & \overline{Y_3^d} / \overline{N_3^d} & \overline{Z_3^d} / \overline{N_3^d} \end{bmatrix}$$

Si on considère R_p comme repère auxiliaire, on cherche $M_{d/p} = M_{d/0} \cdot M_{0/p} = M_{d/0} \cdot M_{p/0}^T$.

$$M_{d/p} = \begin{bmatrix} \frac{X_1^p}{N_1^p} & \frac{Y_1^p}{N_1^p} & \frac{Z_1^p}{N_1^p} \\ \frac{X_2^p}{N_2^p} & \frac{Y_2^p}{N_2^p} & \frac{Z_2^p}{N_2^p} \\ \frac{X_3^p}{N_3^p} & \frac{Y_3^p}{N_3^p} & \frac{Z_3^p}{N_3^p} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \frac{X_1^d}{N_1^d} & \frac{X_2^d}{N_2^d} & \frac{X_3^d}{N_3^d} \\ \frac{Y_1^d}{N_1^d} & \frac{Y_2^d}{N_2^d} & \frac{Y_3^d}{N_3^d} \\ \frac{Z_1^d}{N_1^d} & \frac{Z_2^d}{N_2^d} & \frac{Z_3^d}{N_3^d} \end{bmatrix}$$

$$M_{d/p} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{11} & \mathbf{r}_{12} & \mathbf{r}_{13} \\ \mathbf{r}_{21} & \mathbf{r}_{22} & \mathbf{r}_{23} \\ \mathbf{r}_{31} & \mathbf{r}_{32} & \mathbf{r}_{33} \end{bmatrix}$$

$$r_{11} = \frac{X_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{X_1^p}{N_1^p} + \frac{Y_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{Y_1^p}{N_1^p} + \frac{Z_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{Z_1^p}{N_1^p}$$

$$r_{12} = \frac{X_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{X_2^p}{N_2^p} + \frac{Y_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{Y_2^p}{N_2^p} + \frac{Z_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{Z_2^p}{N_2^p}$$

$$r_{13} = \frac{X_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{X_3^p}{N_3^p} + \frac{Y_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{Y_3^p}{N_3^p} + \frac{Z_1^d}{N_1^d} \cdot \frac{Z_3^p}{N_3^p}$$

$$r_{21} = \frac{X_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{X_1^p}{N_1^p} + \frac{Y_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{Y_1^p}{N_1^p} + \frac{Z_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{Z_1^p}{N_1^p}$$

$$r_{22} = \frac{X_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{X_2^p}{N_2^p} + \frac{Y_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{Y_2^p}{N_2^p} + \frac{Z_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{Z_2^p}{N_2^p}$$

$$r_{23} = \frac{X_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{X_3^p}{N_3^p} + \frac{Y_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{Y_3^p}{N_3^p} + \frac{Z_2^d}{N_2^d} \cdot \frac{Z_3^p}{N_3^p}$$

$$r_{31} = \frac{X_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{X_1^p}{N_1^p} + \frac{Y_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{Y_1^p}{N_1^p} + \frac{Z_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{Z_1^p}{N_1^p}$$

$$r_{32} = \frac{X_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{X_2^p}{N_2^p} + \frac{Y_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{Y_2^p}{N_2^p} + \frac{Z_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{Z_2^p}{N_2^p}$$

$$r_{33} = \frac{X_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{X_3^p}{N_3^p} + \frac{Y_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{Y_3^p}{N_3^p} + \frac{Z_3^d}{N_3^d} \cdot \frac{Z_3^p}{N_3^p}$$

3. IDENTIFICATION DES MATRICES ET CALCUL DES ANGLES

$$M_{FCR} = \begin{bmatrix} C1C3 - S1S2S3 & C1S3 + S1S2C3 & -S1C2 \\ -C2S3 & C2C3 & S2 \\ S1C3 - C1S2S3 & S1S3 - C1S2C3 & C1C2 \end{bmatrix} = M_{d/p} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{11} & \mathbf{r}_{12} & \mathbf{r}_{13} \\ \mathbf{r}_{21} & \mathbf{r}_{22} & \mathbf{r}_{23} \\ \mathbf{r}_{31} & \mathbf{r}_{32} & \mathbf{r}_{33} \end{bmatrix}$$

d'où

$$\theta_1 = -\text{atan} \frac{r_{13}}{r_{33}}$$

$$\theta_2 = \text{asin } r_{23}$$

$$\theta_3 = -\text{atan} \frac{r_{21}}{r_{22}}$$

4. MATRICES DE ROTATIONS - FORMULAIRE

$$[F]=R_{\text{flexion}} = \begin{bmatrix} C1 & 0 & -S1 \\ 0 & 1 & 0 \\ S1 & 0 & C1 \end{bmatrix} \quad [C]=R_{\text{collatéromotion}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C2 & S2 \\ 0 & -S2 & C2 \end{bmatrix} \quad [R]=R_{\text{rotation}} = \begin{bmatrix} C3 & S3 & 0 \\ -S3 & C3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Les matrices sont de la forme $\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$

$$FCR \quad \begin{bmatrix} C1C3 - S1S2S3 & C1S3 + S1S2C3 & -S1C2 \\ -C2S3 & C2C3 & S2 \\ S1C3 - C1S2S3 & S1S3 - C1S2C3 & C1C2 \end{bmatrix} \quad \begin{aligned} \theta_1 &= -\text{atan}(r_{13}/r_{33}) \\ \theta_2 &= \text{asin}(r_{23}) \\ \theta_3 &= -\text{atan}(r_{21}/r_{22}) \end{aligned}$$

$$FRC \quad \begin{bmatrix} C1C3 & C1C2S3 + S1S2 & C1S2S3 - S1C2 \\ -S3 & C2C3 & S2C3 \\ S1C3 & S1C2S3 - C1S2 & S1S2S3 + C1C2 \end{bmatrix} \quad \begin{aligned} \theta_1 &= \text{atan}(r_{31}/r_{11}) \\ \theta_2 &= \text{atan}(r_{23}/r_{22}) \\ \theta_3 &= -\text{asin}(r_{21}) \end{aligned}$$

$$RFC \quad \begin{bmatrix} C1C3 & C2S3 + S1S2C3 & S2S3 - S1C2C3 \\ -C1S3 & C2C3 - S1S2S3 & S2C3 + S1C2S3 \\ S1 & -C1S2 & C1C2 \end{bmatrix} \quad \begin{aligned} \theta_1 &= \text{asin}(r_{31}) \\ \theta_2 &= -\text{atan}(r_{32}/r_{33}) \\ \theta_3 &= -\text{atan}(r_{21}/r_{11}) \end{aligned}$$

$$RCF \quad \begin{bmatrix} C1C3 + S1S2S3 & C2S3 & -S1C3 + C1S2S3 \\ -C1S3 + S1S2C3 & C2C3 & S1S3 + C1S2C3 \\ S1C2 & -S2 & C1C2 \end{bmatrix} \quad \begin{aligned} \theta_1 &= \text{atan}(r_{31}/r_{33}) \\ \theta_2 &= -\text{asin}(r_{32}) \\ \theta_3 &= \text{atan}(r_{12}/r_{22}) \end{aligned}$$

$$CFR \quad \begin{bmatrix} C1C3 & C1S3 & -S1 \\ S1S2C3 - C2S3 & S1S2S3 + C2C3 & C1S2 \\ S1C2C3 + S2S3 & S1C2S3 - S2C3 & C1C2 \end{bmatrix} \quad \begin{aligned} \theta_1 &= -\text{asin}(r_{13}) \\ \theta_2 &= \text{atan}(r_{33}/r_{23}) \\ \theta_3 &= \text{atan}(r_{12}/r_{11}) \end{aligned}$$

$$CRF \quad \begin{bmatrix} C1C3 & S3 & -S1C3 \\ S1S2 + C1C2S3 & C2C3 & S1C2S3 + C1S2 \\ C1S2S3 + S1C2 & -S2C3 & -S1S2S3 + C1C2 \end{bmatrix} \quad \begin{aligned} \theta_1 &= -\text{atan}(r_{13}/r_{11}) \\ \theta_2 &= -\text{atan}(r_{32}/r_{22}) \\ \theta_3 &= \text{asin}(r_{12}) \end{aligned}$$

ANNEXE 3 : RESULTATS DETAILLES (TABLEAUX)

1. LEGENDES

AMP : Articulation métacarpo-phalangienne

AIPP : Articulation interphalangienne proximale

AIPD : Articulation interphalangienne distale

N : Appui neutre

EQM : Elévation du quartier médial

EQL : Elévation du quartier latéral

VA50 : Valeur absolue de l'angle à 50 dN

VR50 : Valeur relative de l'angle à 50 dN (par rapport à l'appui neutre, pris comme référence)

$$VR50 (EQM) = VA50 (EQM) - VA50 (N) \quad VR50 (EQL) = VA50 (EQL) - VA50 (N)$$

VA600 : Valeur absolue de l'angle à 600 dN

VR600 : Valeur relative de l'angle à 600 dN (par rapport à l'appui neutre, pris comme référence)

$$VR600 (EQM) = VA600 (EQM) - VA600 (N) \quad VR600 (EQL) = VA600 (EQL) - VA600 (N)$$

AMPL : Amplitude du phénomène au cours de la mise en charge, soit $AMPL = VA600 - VA50$

IAV : Variabilité intra-individuelle

IEV : Variabilité inter-individuelle

IEV/IAV: Rapport de la variabilité inter-individuelle sur la variabilité intra-individuelle

A, B, C : Significativité statistique : les moyennes indexées d'une lettre identique ne sont pas significativement différente ($p = 0.05$)

2. INDEX

Tableau VII : Résultats sur les angles de flexion/extension

Tableau VIII : Résultats sur les angles de collatéromotion

Tableau IX : Résultats sur les angles de rotation axiale

Tableau VII : ANGLES DE FLEXION/EXTENSION

Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AMP	EQM	VA50	160,1 ± 0,1 A	158,5 ± 0,3 A	157,4 ± 0,3 A	146,0 ± 0,4 A	155,5 A	6,5	0,3	23,9
	EQM	VR50	2,2 ± 0,6	1,5 ± 0,3	3,6 ± 0,4	1,8 ± 0,6	2,3	0,9	0,5	2,0
	N	VA50	157,9 ± 0,7 B	157,1 ± 0,2 B	153,8 ± 0,2 B	144,1 ± 0,2 B	153,2 B	6,3	0,3	19,7
	EQL	VR50	-1,0 ± 0,8	-1,2 ± 0,2	0,0 ± 0,5	-0,4 ± 0,5	-0,6	0,5	0,5	1,1
	EQL	VA50	156,9 ± 0,2 B	155,9 ± 0,0 C	153,7 ± 0,5 B	143,7 ± 0,4 B	152,6 C	6,0	0,3	22,6
	EQM	VA600	134,3 ± 0,3 A	125,9 ± 0,1 A	104,2 ± 0,6 A	107,2 ± 0,4 A	117,9 A	14,6	0,3	44,5
	EQM	VR600	4,3 ± 0,2	4,0 ± 0,3	1,3 ± 0,2	2,5 ± 0,2	3,0	1,4	0,2	6,7
	N	VA600	130,0 ± 0,1 B	121,9 ± 0,3 B	102,9 ± 0,4 B	104,7 ± 0,4 B	114,9 B	13,2	0,3	44,8
	EQL	VR600	-1,6 ± 0,1	-1,0 ± 0,4	-0,1 ± 0,0	0,2 ± 0,2	-0,6	0,8	0,2	4,8
	EQL	VA600	128,4 ± 0,1 C	120,8 ± 0,2 C	102,8 ± 0,5 B	104,9 ± 0,2 B	114,2 B	12,4	0,2	55,3
	EQM	AMPL	-25,8 ± 0,3 A	-32,6 ± 0,3 A	-53,2 ± 0,3 B	-38,8 ± 0,4 A	-37,6 A	11,6	0,3	37,3
	N	AMPL	-27,9 ± 0,6 B	-35,2 ± 0,4 B	-50,9 ± 0,4 A	-39,4 ± 0,5 A	-38,4 A	9,6	0,5	20,5
	EQL	AMPL	-28,5 ± 0,3 B	-35,0 ± 0,2 B	-51,0 ± 0,1 A	-38,9 ± 0,4 A	-38,3 A	9,4	0,2	41,5
Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AIPP	EQM	VA50	199,6 ± 0,1 B	191,7 ± 0,3 A	189,3 ± 0,3 A	188,8 ± 0,1 B	192,3 A	5,0	0,2	23,8
	EQM	VR50	-0,8 ± 0,3	-0,4 ± 0,3	1,7 ± 0,4	-0,5 ± 0,1	0,0	1,1	0,3	4,2
	N	VA50	200,4 ± 0,3 A	192,0 ± 0,0 A	187,6 ± 0,1 B	189,3 ± 0,0 A	192,3 A	5,7	0,1	51,5
	EQL	VR50	-1,4 ± 0,2	-1,8 ± 0,2	0,3 ± 0,1	-0,8 ± 0,1	-0,9	0,9	0,1	7,1
	EQL	VA50	199,0 ± 0,1 C	190,2 ± 0,2 B	188,0 ± 0,2 B	188,5 ± 0,1 C	191,4 B	5,2	0,1	39,7
	EQM	VA600	199,0 ± 0,4 A	189,4 ± 0,1 A	175,4 ± 0,3 A	181,4 ± 0,1 A	186,3 A	10,2	0,2	47,5
	EQM	VR600	2,0 ± 0,3	2,3 ± 0,2	2,4 ± 0,0	1,5 ± 0,2	2,1	0,4	0,2	2,5
	N	VA600	197,0 ± 0,2 B	187,0 ± 0,2 B	173,0 ± 0,3 B	179,9 ± 0,2 B	184,2 B	10,3	0,2	48,3
	EQL	VR600	-1,5 ± 0,1	-0,6 ± 0,2	0,2 ± 0,2	1,0 ± 0,1	-0,2	1,1	0,1	8,4
	EQL	VA600	195,5 ± 0,1 C	186,5 ± 0,1 C	173,2 ± 0,4 B	180,9 ± 0,1 A	184,0 B	9,4	0,2	59,7
	EQM	AMPL	-0,6 ± 0,4 A	-2,3 ± 0,4 A	-13,9 ± 0,4 A	-7,4 ± 0,1 A	-6,0 A	6,0	0,3	18,5
	N	AMPL	-3,4 ± 0,5 B	-5,0 ± 0,2 C	-14,7 ± 0,3 A	-9,4 ± 0,2 B	-8,1 C	5,1	0,3	18,5
	EQL	AMPL	-3,5 ± 0,2 B	-3,7 ± 0,2 B	-14,8 ± 0,5 A	-7,5 ± 0,2 A	-7,4 B	5,3	0,3	19,4
Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AIPD	EQM	VA50	167,9 ± 1,2 A	179,8 ± 0,7 A	173,7 ± 0,6 A	175,8 ± 0,2 A	174,3 A	5,0	0,6	7,8
	EQM	VR50	1,3 ± 0,4	-0,8 ± 0,7	0,3 ± 0,6	0,7 ± 0,3	0,4	0,8	0,5	1,8
	N	VA50	166,6 ± 0,9 AB	180,6 ± 0,3 A	173,4 ± 0,1 A	175,2 ± 0,3 A	173,9 A	5,8	0,4	15,4
	EQL	VR50	-2,2 ± 1,2	-4,5 ± 0,6	-1,7 ± 0,3	-1,0 ± 0,5	-2,3	1,5	0,6	2,5
	EQL	VA50	164,4 ± 0,4 B	176,1 ± 0,3 B	171,7 ± 0,2 B	174,2 ± 0,3 B	171,6 B	5,1	0,3	16,3
	EQM	VA600	146,1 ± 0,3 A	153,9 ± 0,2 A	138,7 ± 0,4 A	148,4 ± 0,1 A	146,8 A	6,3	0,3	24,3
	EQM	VR600	2,4 ± 0,3	0,6 ± 0,4	-0,6 ± 0,1	1,1 ± 0,4	0,9	1,2	0,3	4,2
	N	VA600	143,7 ± 0,2 AB	153,3 ± 0,2 B	139,2 ± 0,2 A	147,4 ± 0,3 AB	145,9 B	5,9	0,2	26,1
	EQL	VR600	-1,5 ± 1,1	-1,4 ± 0,4	-1,0 ± 0,2	-1,1 ± 0,3	-1,2	0,2	0,5	0,5
	EQL	VA600	142,2 ± 1,2 B	151,9 ± 0,2 C	138,2 ± 0,2 A	146,3 ± 0,3 B	144,7 C	5,8	0,5	11,8
	EQM	AMPL	-21,8 ± 0,9 A	-25,9 ± 0,8 A	-35,1 ± 0,3 B	-27,4 ± 0,2 A	-27,5 AE	5,6	0,6	10,0
	N	AMPL	-22,8 ± 0,8 A	-27,3 ± 0,2 A	-34,1 ± 0,3 B	-27,8 ± 0,6 A	-28,0 B	4,6	0,5	9,6
	EQL	AMPL	-22,2 ± 1,6 A	-24,2 ± 0,5 A	-32,9 ± 0,1 A	-27,9 ± 0,7 A	-26,8 A	4,7	0,7	6,5
								Moy	0,3	

Tableau VIII : ANGLES DE COLLATEROMOTION

Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AMP	EQM	VA50	-9,6 ± 0,3 C	-6,9 ± 0,2 B	-5,4 ± 0,1 C	-4,7 ± 0,1 C	-6,6 C	2,2	0,2	12,6
	EQM	VR50	-0,8 ± 0,2	-0,2 ± 0,2	-0,6 ± 0,2	-1,1 ± 0,1	-0,7	0,3	0,2	2,2
	N	VA50	-8,8 ± 0,1 B	-6,7 ± 0,1 B	-4,8 ± 0,1 B	-3,6 ± 0,1 B	-6,0 B	2,3	0,1	21,1
	EQL	VR50	1,0 ± 0,2	1,0 ± 0,1	0,5 ± 0,2	1,1 ± 0,1	0,9	0,3	0,1	1,9
	EQL	VA50	-7,7 ± 0,1 A	-5,7 ± 0,2 A	-4,2 ± 0,2 A	-2,5 ± 0,0 A	-5,0 A	2,2	0,1	16,1
	EQM	VA600	-10,3 ± 0,2 C	-8,9 ± 0,2 C	-10,0 ± 0,1 C	-5,1 ± 0,1 C	-8,6 C	2,4	0,2	16,0
	EQM	VR600	-2,6 ± 0,2	-2,3 ± 0,2	-2,6 ± 0,0	-2,4 ± 0,1	-2,5	0,1	0,1	1,0
	N	VA600	-7,8 ± 0,0 B	-6,6 ± 0,1 B	-7,5 ± 0,0 B	-2,7 ± 0,1 B	-6,2 B	2,3	0,1	42,4
	EQL	VR600	2,2 ± 0,1	1,6 ± 0,0	2,6 ± 0,1	2,1 ± 0,1	2,1	0,4	0,1	5,6
	EQL	VA600	-5,6 ± 0,1 A	-5,1 ± 0,1 A	-4,9 ± 0,1 A	-0,6 ± 0,1 A	-4,0 A	2,3	0,1	22,3
	EQM	AMPL	-0,8 ± 0,5 B	-2,0 ± 0,4 B	-4,7 ± 0,2 C	-0,5 ± 0,0 C	-2,0 C	1,9	0,3	7,1
	N	AMPL	1,0 ± 0,1 A	0,1 ± 0,1 A	-2,7 ± 0,1 B	0,9 ± 0,1 B	-0,2 B	1,7	0,1	16,4
	EQL	AMPL	2,2 ± 0,2 A	0,6 ± 0,1 A	-0,7 ± 0,1 A	1,9 ± 0,2 A	1,0 A	1,3	0,1	8,9
Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AIPP	EQM	VA50	9,2 ± 0,4 C	2,5 ± 0,1 C	2,3 ± 0,0 C	1,1 ± 0,3 C	3,8 C	3,7	0,2	20,4
	EQM	VR50	-0,9 ± 0,5	-1,1 ± 0,1	-1,7 ± 0,1	-1,4 ± 0,3	-1,3	0,3	0,3	1,3
	N	VA50	10,2 ± 0,2 B	3,6 ± 0,1 B	4,0 ± 0,1 B	2,5 ± 0,1 B	5,1 B	3,5	0,1	28,8
	EQL	VR50	1,7 ± 0,3	1,5 ± 0,2	1,4 ± 0,2	1,2 ± 0,2	1,4	0,2	0,2	0,9
	EQL	VA50	11,8 ± 0,1 A	5,0 ± 0,2 A	5,4 ± 0,3 A	3,7 ± 0,1 A	6,5 A	3,6	0,2	23,1
	EQM	VA600	9,2 ± 0,2 B	3,3 ± 0,3 B	5,5 ± 0,1 B	3,2 ± 0,2 A	5,3 B	2,8	0,2	13,7
	EQM	VR600	-1,6 ± 0,3	-1,8 ± 0,2	-0,2 ± 0,1	-0,8 ± 0,1	-1,1	0,8	0,2	5,1
	N	VA600	10,8 ± 0,3 A	5,1 ± 0,4 A	5,7 ± 0,1 A	4,0 ± 0,1 A	6,4 A	3,0	0,2	12,5
	EQL	VR600	0,4 ± 0,2	0,5 ± 0,2	-0,8 ± 0,1	-0,2 ± 0,3	0,0	0,6	0,2	2,7
	EQL	VA600	11,2 ± 0,1 A	5,6 ± 0,3 A	4,9 ± 0,0 C	3,8 ± 0,2 A	6,4 A	3,3	0,1	22,6
	EQM	AMPL	-0,1 ± 0,6 A	0,8 ± 0,3 B	3,2 ± 0,1 A	2,1 ± 0,1 A	1,5 A	1,4	0,3	5,5
	N	AMPL	0,6 ± 0,4 A	1,6 ± 0,4 A	1,7 ± 0,2 B	1,5 ± 0,2 A	1,3 A	0,5	0,3	1,7
	EQL	AMPL	-0,6 ± 0,2 A	0,6 ± 0,3 C	-0,4 ± 0,3 C	0,1 ± 0,2 B	-0,1 B	0,6	0,3	2,2
Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AIPD	EQM	VA50	-9,6 ± 0,5 C	-4,1 ± 0,2 C	-6,0 ± 0,2 C	-8,1 ± 0,6 C	-6,9 C	2,4	0,4	6,4
	EQM	VR50	-2,0 ± 0,6	-5,5 ± 0,5	-4,4 ± 0,5	-4,9 ± 0,5	-4,2	1,5	0,5	2,9
	N	VA50	-7,6 ± 0,2 B	1,4 ± 0,3 B	-1,6 ± 0,3 B	-3,2 ± 0,1 B	-2,8 B	3,8	0,2	16,2
	EQL	VR50	4,6 ± 0,5	5,5 ± 0,3	5,5 ± 0,5	6,5 ± 0,4	5,6	0,8	0,4	1,9
	EQL	VA50	-3,0 ± 0,2 A	7,0 ± 0,4 A	4,0 ± 0,4 A	3,3 ± 0,3 A	2,8 A	4,2	0,3	13,2
	EQM	VA600	-9,8 ± 0,1 A	-1,4 ± 0,1 C	2,4 ± 0,1 A	-1,4 ± 0,2 A	-2,6 B	5,2	0,1	35,7
	EQM	VR600	-0,4 ± 0,3	-1,5 ± 0,1	0,5 ± 0,2	-0,6 ± 0,4	-0,5	0,8	0,2	3,5
	N	VA600	-9,5 ± 0,3 A	0,2 ± 0,1 B	1,9 ± 0,2 B	-0,8 ± 0,2 A	-2,0 AB	5,1	0,2	24,4
	EQL	VR600	0,7 ± 1,8	2,4 ± 0,2	-0,4 ± 0,1	-0,7 ± 0,0	0,5	1,4	0,5	2,7
	EQL	VA600	-8,8 ± 1,6 A	2,6 ± 0,2 A	1,5 ± 0,1 C	-1,5 ± 0,2 A	-1,5 A	5,1	0,5	10,0
	EQM	AMPL	-0,2 ± 0,6 A	2,7 ± 0,3 A	8,4 ± 0,2 A	6,7 ± 0,5 A	4,4 A	3,9	0,4	9,6
	N	AMPL	-1,8 ± 0,5 A	-1,2 ± 0,3 B	3,5 ± 0,4 B	2,4 ± 0,3 B	0,7 B	2,6	0,4	7,0
	EQL	AMPL	-5,8 ± 1,8 A	-4,4 ± 0,4 C	-2,4 ± 0,3 C	-4,8 ± 0,3 C	-4,3 C	1,4	0,7	2,0
								Moy	0,2	

Tableau IX : ANGLES DE ROTATION AXIALE

Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AMP	EQM	VA50	-3,4 ± 0,1 A	5,8 ± 0,2 A	4,9 ± 0,2 A	-2,9 ± 0,1 A	1,1 A	4,9	0,1	35,2
	EQM	VR50	0,8 ± 0,1	0,4 ± 0,2	1,0 ± 0,2	0,9 ± 0,2	0,8	0,2	0,2	1,4
	N	VA50	-4,2 ± 0,1 B	5,4 ± 0,1 A	3,9 ± 0,1 B	-3,9 ± 0,1 B	0,3 B	5,0	0,1	42,0
	EQL	VR50	-0,8 ± 0,1	-1,0 ± 0,1	-1,0 ± 0,1	-0,6 ± 0,2	-0,9	0,2	0,1	1,8
	EQL	VA50	-5,0 ± 0,2 C	4,3 ± 0,1 B	2,9 ± 0,2 C	-4,4 ± 0,1 B	-0,5 C	4,9	0,1	35,4
	EQM	VA600	-0,8 ± 0,2 A	7,0 ± 0,2 A	5,9 ± 0,2 A	-0,9 ± 0,0 A	2,8 A	4,2	0,1	28,8
	EQM	VR600	0,9 ± 0,3	1,2 ± 0,1	0,4 ± 0,3	0,3 ± 0,2	0,7	0,4	0,2	2,0
	N	VA600	-1,7 ± 0,2 B	5,8 ± 0,1 B	5,5 ± 0,1 AB	-1,2 ± 0,2 A	2,1 B	4,1	0,1	32,2
	EQL	VR600	-0,8 ± 0,2	-0,5 ± 0,2	-0,9 ± 0,2	-0,3 ± 0,2	-0,6	0,3	0,2	1,5
	EQL	VA600	-2,5 ± 0,2 C	5,4 ± 0,1 B	4,6 ± 0,3 B	-1,4 ± 0,2 A	1,5 C	4,1	0,2	22,2
	EQM	AMPL	2,5 ± 0,1 A	1,2 ± 0,3 A	1,0 ± 0,3 A	2,1 ± 0,1 A	1,7 A	0,7	0,2	3,3
	N	AMPL	2,5 ± 0,3 A	0,5 ± 0,0 A	1,6 ± 0,2 A	2,7 ± 0,3 A	1,8 A	1,0	0,2	5,3
	EQL	AMPL	2,5 ± 0,3 A	1,0 ± 0,2 A	1,6 ± 0,3 A	3,0 ± 0,2 A	2,0 A	0,9	0,3	3,3
Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AIPP	EQM	VA50	-2,8 ± 0,0 A	4,0 ± 0,1 A	0,0 ± 0,3 A	5,0 ± 0,3 A	1,5 A	3,6	0,2	19,4
	EQM	VR50	1,7 ± 0,1	2,2 ± 0,3	3,9 ± 0,5	3,4 ± 0,4	2,8	1,0	0,3	2,9
	N	VA50	-4,6 ± 0,2 B	1,8 ± 0,4 B	-3,9 ± 0,2 B	1,6 ± 0,1 B	-1,3 B	3,4	0,2	15,6
	EQL	VR50	-3,0 ± 0,2	-2,1 ± 0,2	-3,6 ± 0,2	-3,8 ± 0,2	-3,1	0,7	0,2	3,6
	EQL	VA50	-7,6 ± 0,2 C	-0,3 ± 0,2 C	-7,5 ± 0,3 C	-2,2 ± 0,1 C	-4,4 C	3,7	0,2	18,5
	EQM	VA600	0,5 ± 0,5 A	7,8 ± 0,3 A	0,5 ± 0,2 A	7,5 ± 0,3 A	4,0 A	4,1	0,3	12,9
	EQM	VR600	4,4 ± 0,5	5,0 ± 0,1	4,8 ± 0,2	5,1 ± 0,4	4,8	0,3	0,3	1,1
	N	VA600	-3,9 ± 0,1 B	2,8 ± 0,2 B	-4,4 ± 0,1 B	2,4 ± 0,1 B	-0,8 B	3,9	0,1	37,0
	EQL	VR600	-4,5 ± 0,4	-4,7 ± 0,2	-4,2 ± 0,1	-5,4 ± 0,2	-4,7	0,5	0,2	2,3
	EQL	VA600	-8,4 ± 0,3 C	-1,9 ± 0,1 C	-8,5 ± 0,1 C	-3,0 ± 0,2 C	-5,5 C	3,5	0,2	19,3
	EQM	AMPL	3,3 ± 0,5 A	3,7 ± 0,2 A	0,7 ± 0,5 A	2,5 ± 0,6 A	2,6 A	1,3	0,5	2,9
	N	AMPL	0,7 ± 0,2 B	1,0 ± 0,3 B	-0,5 ± 0,2 AB	0,8 ± 0,2 AB	0,5 B	0,7	0,2	3,1
	EQL	AMPL	-0,8 ± 0,5 C	-1,6 ± 0,3 C	-1,1 ± 0,3 B	-0,8 ± 0,3 B	-1,1 C	0,4	0,3	1,2
Art.	Cond.	Param.	Membre 1	Membre 2	Membre 3	Membre 4	Moyenne	IEV	IAV	IEV/IAV
AIPD	EQM	VA50	2,7 ± 0,6 A	-6,9 ± 0,1 A	5,8 ± 0,6 A	5,8 ± 0,6 A	1,8 A	6,0	0,5	13,2
	EQM	VR50	5,6 ± 0,8	4,9 ± 0,3	6,6 ± 0,8	7,8 ± 0,8	6,2	1,2	0,7	1,8
	N	VA50	-2,9 ± 0,4 B	-11,8 ± 0,3 B	-0,8 ± 0,3 B	-2,0 ± 0,3 B	-4,4 B	5,0	0,3	16,5
	EQL	VR50	-6,9 ± 0,4	-5,9 ± 0,3	-6,6 ± 0,6	-6,5 ± 0,3	-6,5	0,4	0,4	1,1
	EQL	VA50	-9,9 ± 0,1 C	-17,7 ± 0,3 C	-7,4 ± 0,4 C	-8,5 ± 0,2 C	-10,9 C	4,7	0,3	17,8
	EQM	VA600	3,8 ± 0,4 A	-5,1 ± 0,5 A	2,0 ± 0,6 A	5,0 ± 0,1 A	1,4 A	4,5	0,4	11,8
	EQM	VR600	6,0 ± 0,2 b	7,4 ± 0,4	5,3 ± 0,6	6,0 ± 0,3	6,2	0,9	0,4	2,3
	N	VA600	-2,3 ± 0,1 B	-12,6 ± 0,1 B	-3,3 ± 0,0 B	-1,0 ± 0,2 B	-4,8 B	5,3	0,1	45,9
	EQL	VR600	-6,9 ± 0,6	-8,0 ± 0,3	-5,3 ± 0,1	-6,6 ± 0,2	-6,7	1,1	0,3	3,6
	EQL	VA600	-9,1 ± 0,7 C	-20,6 ± 0,2 C	-8,6 ± 0,1 C	-7,6 ± 0,0 C	-11,5 C	6,1	0,3	23,5
	EQM	AMPL	1,1 ± 0,2 A	1,8 ± 0,4 A	-3,8 ± 1,1 B	-0,8 ± 0,6 A	-0,4 A	2,5	0,6	4,4
	N	AMPL	0,7 ± 0,5 A	-0,7 ± 0,3 B	-2,5 ± 0,3 AB	1,0 ± 0,5 A	-0,4 A	1,6	0,4	4,3
	EQL	AMPL	0,8 ± 0,6 A	-2,9 ± 0,5 C	-1,2 ± 0,4 A	0,9 ± 0,2 A	-0,6 A	1,8	0,4	4,0
								Moy	0,2	

**ETUDE CINEMATIQUE DES ARTICULATIONS DIGITALES DU CHEVAL :
QUANTIFICATION DES MOUVEMENTS ARTICULAIRES
DE ROTATION AXIALE ET DE COLLATEROMOTION**

NOM et Prénom : CHATEAU Henry

RESUME :

Bien que spécialisées dans les mouvements de flexion/extension, les articulations du doigt du cheval sont également soumises à des sollicitations en rotation dans les plans frontal et transversal (collatéromotion et rotation axiale). Ces mouvements de faible amplitude permettraient de compenser passivement les appuis dissymétriques du pied sur sol irrégulier ou sur le cercle. Ils sont incriminés dans l'induction de la douleur et la pathogénie des affections digitales chez le cheval. L'objectif de ce travail est de quantifier ces mouvements pour les 3 articulations digitales, en reproduisant, *in vitro*, l'appui dissymétrique du pied.

Quatre membres thoraciques de chevaux ont été soumis à des cycles de mise en charge sous presse, en rehaussant alternativement les bords latéral et médial du sabot. Chaque segment osseux du doigt était préalablement équipé d'un trièdre muni de marqueurs cinématiques. Le suivi cinématique de ces marqueurs et leur reconstruction tridimensionnelle permettent de définir l'orientation spatiale de chaque segment osseux. Les 3 angles de flexion/extension, collatéromotion et rotation axiale ont été calculés selon le principe des angles cardaniques et du "Joint Coordinate System".

Les résultats de cette étude ont permis de confirmer l'association contrariée d'une rotation axiale et d'une ouverture des interlignes articulaires du côté opposé à l'élévation du sabot. La méthode utilisée permet non seulement une quantification simultanée pour les 3 articulations digitales, mais également une mesure continue de ces phénomènes au cours de la mise en charge du membre.

Ces résultats permettent de proposer des éléments objectifs sur l'interprétation étiologique de lésions ostéo-articulaires, ligamentaires et tendineuses du segment digital chez le cheval.

Mots-clés : cheval ; biomécanique ; cinématique ; articulation digitale ; rotation ; équidé

JURY :

Président : Pr.

Directeur : Pr. DEGUEURCE

Assesseur : Pr. BEGON

Adresse de l'auteur :

Mr. Henry CHATEAU
32, rue PV Couturier
94700 Maisons-Alfort

KINEMATICS STUDY OF THE DIGITAL JOINTS OF THE HORSE: QUANTIFICATION OF AXIAL ROTATION AND COLLATEROMOTION

NAME and Surname: CHATEAU Henry

SUMMARY:

Digital joints of the horse mainly undergo flexion/extension movements in the sagittal plane. However small amplitude rotations in the frontal and transverse planes (collateromotion and axial rotation) also occur. These articular movements are thought to passively absorb the effect of dissymmetrical bearing of the foot on uneven surfaces or during turns. They are believed to induce articular pain and to be a common cause of digital joints injury. The purpose of this study is to quantify these movements in the three digital joints of the horse, reproducing, *in vitro*, the effect of uneven foot bearing.

Four isolated forelimbs were loaded under a press. In each test, the transversal orientation of the foot was modified with a wedge raising alternatively the lateral and medial part of the hoof. Specific implants, allowing kinematics follow-up, were screwed in the digital bones. The three-dimensional reconstruction of these kinematics markers permitted to define the spatial orientation of each bone. The three angles of flexion/extension, collateromotion and axial rotation were calculated using cardanic angles, according to the "Joint Coordinate System".

The results confirm the association of axial rotation of the joint and widening of the articular space in the opposite side of the elevated part of the hoof. The method allows, first, a precise and simultaneous quantification for the three digital joints, and second, continuous measurements during loading.

These objective data are used to enhance the understanding of the aetiology of osteo-articular, ligamentar and tendinous injuries in the digit of the horse.

Keywords: horse; biomechanics; kinematics; digital joint; rotation

JURY:

President : Pr.

Director : Pr. DEGUEURCE

Assessor : Pr. BEGON

Author's Address:

Mr. Henry CHATEAU
32, rue PV Couturier
94700 Maisons-Alfort