



HAL
open science

Pour une meilleure compréhension du rôle des positions d'accouchement en mécanique obstétricale : analyse biomécanique des postures segmentaires

David Desseauve

► To cite this version:

David Desseauve. Pour une meilleure compréhension du rôle des positions d'accouchement en mécanique obstétricale : analyse biomécanique des postures segmentaires. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Poitiers, 2018. Français. NNT : 2018POIT2253 . tel-01981719

HAL Id: tel-01981719

<https://theses.hal.science/tel-01981719>

Submitted on 15 Jan 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Thèse présentée pour obtenir le grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE POITIERS
Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées
(Diplôme National - Arrêté du 7 août 2006)

Ecole Doctorale:

SI-MMEA (Science et Ingénierie en Matériaux, Mécanique, Energétique et Aéronautique)
Secteur de Recherche: Biomécanique

Présentée et soutenue publiquement par:

David DESSEAUVE

Le 12 Janvier 2018, à Poitiers (FR)

**Pour une meilleure compréhension du rôle des positions
d'accouchement en mécanique obstétricale:
Analyse biomécanique des postures segmentaires**

Directeurs de Thèse:

M^{me} L.FRADET, MCU de l'université de Poitiers, *discipline Biomécanique*
M. F.PIERRE, PU-PH de l'université de Poitiers, *discipline Gynécologie-Obstétrique*
M. P. LACOUTURE, PU de l'université de Poitiers, *discipline Biomécanique*

JURY

Rapporteurs:

M^r M.BRIEU, PU de l'école centrale de Lille III, *discipline Biomécanique*

M^r A.CRETUAL, MCU-HDR de l'université de Rennes II, *discipline Biomécanique et Bio ingénierie*

Sous la présidence de:

M^r F.GOFFINET, PU-PH de l'Université de Paris V, *discipline Gynécologie-Obstétrique*

REMERCIEMENTS

A celui par qui tout a commencé outre-mer et sans qui je n'en serais pas là aujourd'hui.

A celui qui m'a pris sous son aile et qui a modelé l'obstétricien et le chercheur que je suis aujourd'hui

A celle qui a accepté de m'encadrer et qui a résisté jusque-là...

A celui qui a accepté que je fasse de l'obstétrique dans son laboratoire de biomécanique

A celui qui est toujours présent d'une façon ou d'une autre dans le déroulement de ma carrière depuis 2007 et qui a accepté de présider ce moment universitaire

Aux Biomécaniciens qui ont accepté de juger le travail d'un Obstétricien un grand merci

A celles qui ont accepté que je les "explore" pendant leur grossesse

A ceux qui n'ont peut-être pas réalisé tous leurs rêves, mais qui m'ont aidé à réaliser les miens grâce à un soutien perpétuel depuis l'âge de 4-5 ans, où je vous avais dit que je serai docteur... plutôt deux fois qu'une !

A ceux qui m'ont fait une place dans leurs cœurs et/ ou dans leur service à Poitiers puis maintenant en Suisse.

A ceux qui restent attachés à nous malgré nos nombreux déplacements...

A celle qui voyage avec moi depuis maintenant 12 ans sans réserves et qui rend tout cela possible.

A celui et celle qui voyagent avec nous maintenant. J'espère seulement que vous n'aurez pas honte de ce que j'ai écrit lorsque vous serez en âge de me lire...

RESUME

Lorsque l'on s'intéresse aux positions d'accouchement, les avis sont très partagés. D'après la littérature, les positions dites verticales parmi lesquelles figure la position accroupie semblent aboutir à des issues materno-fœtales plus favorables que les positions horizontales qui comprennent la position gynécologique. Seulement, l'origine de ces bénéfices notamment du point de vue de la mécanique obstétricale est mal comprise. Il apparaît que ce manque de clarté provient avant tout d'un manque de définition des postures segmentaires retrouvées lors de ces positions d'accouchement.

L'objectif premier de ce travail était donc de définir les postures segmentaires au cours de différentes positions d'accouchement et de préciser en particulier le rôle de la posture des cuisses sur des éléments jugés importants en mécanique obstétricale à savoir l'orientation du plan du détroit supérieur et la courbure lombaire.

En premier lieu, une enquête épidémiologique régionale a été effectuée afin de recenser les positions d'accouchement les plus fréquemment adoptées et d'identifier les facteurs associés à leur adoption.

Par une méthode dérivée des méthodes d'analyse du mouvement, l'influence de la posture des cuisses (flexion et abduction) sur la posture du plan du détroit supérieur et du rachis lombaire a été analysée tout d'abord en position gynécologique puis en position accroupie. Enfin, l'importance de la posture initiale des cuisses sur les mouvements segmentaires a été évaluée au cours d'une manœuvre obstétricale (McRoberts), manœuvre couramment utilisée en cas de dystocie des épaules.

Ce travail a permis de mettre en évidence l'importance de la caractérisation des postures segmentaires pour la compréhension des bénéfices d'une position d'accouchement sur une autre.

Mots clés: Position d'accouchement, biomécanique, analyse du mouvement

TITLE

Toward a better understanding of the role of birthing positions in obstetrical mechanics:
Biomechanical analysis of segmental postures

ABSTRACT

When one considers maternal birthing positions, opinion diverge greatly. In the literature, upright positions, which includes squatting, when compared to supine position seems to favor neonatal and maternal outcomes? However, the origin of those benefits is not yet well understood, especially in the view of obstetrical mechanics. It is thought that this unclarity arises from a lack of a precise definition of segmental postures while giving birth.

Our primary objective was to define the segmental postures during the different birth positions and to specify the postural role of the thighs in relation to the orientation of the superior strait of the pelvis and the lumbar curve hallmarks of obstetrical mechanics.

First of all, a regional epidemiological study was performed to assess the most frequent birth positions assumed by women and to identify which factors influence this decision. Then, from a derived method of movement analysis, the influence of thigh posture (flexion and abduction) in relation to the position of the superior strait of the pelvis and the lumbar spine was analyzed in gynaecological and squatting position. We also evaluated the significance of the initial position of thigh on segmental motion during a McRoberts maneuver, frequently used in shoulder dystocia.

This work highlights the importance of characterization of segmental posture to enable a better comprehension of the advantages of a birth position compared to another.

Keys words: Birth position, biomechanics, movement analysis.

TABLE DES MATIERES

Remerciements	1
Résumé	3
Title	4
Abstract	4
Table des matières	5
Liste des abréviations	8
Table des illustrations	10
Liste des tableaux	13
Liste des annexes	16
Préface	18
Introduction	19
Chapitre I : Etat de la question	20
<i>I.1 Réflexions à partir de l'évolution de la pratique de la césarienne ces dernières décennies.</i>	<i>21</i>
I.1.1 Prolégomènes.....	21
I.1.2 Bénéfice de la césarienne en termes de santé publique	25
I.1.3 L'augmentation du taux de césarienne peut-elle s'expliquer par une "évolution " des pratiques obstétricales, face à une dystocie ?	26
<i>I.2 Place de la position d'accouchement: un conflit d'intérêts entre surveillance, efficacité et confort</i>	<i>29</i>
I.2.1 Classification des positions d'accouchement.....	29
I.2.2 Épidémiologie des positions d'accouchement	31
I.2.3 Rôle de la surveillance et de l'intervention sur les positions adoptées ?	33
I.2.4 Les positions au cours du travail et de l'accouchement et leurs conséquences materno-fœtales et néonatales.....	33
<i>I.3 Doit-on aller vers une approche plus biomécanique qu'épidémiologique pour étudier les positions d'accouchement ?</i>	<i>39</i>
I.3.1 Mécanique obstétricale et position d'accouchement	39
I.3.2 Relation entre la position d'accouchement et le mobile fœtal.....	39
I.3.3 Relation entre la position d'accouchement et les obstacles à franchir par le mobile fœtal	42
I.3.4 Relation entre la position d'accouchement et la contraction utérine	52
I.3.5 Gravité et position d'accouchement.....	54
<i>I.4 Que reste-il à savoir ?</i>	<i>55</i>
<i>I.5 Que doit-on mesurer en biomécanique obstétricale ?</i>	<i>57</i>
I.5.1 Quels outils peut-on utiliser pour étudier la position des femmes lors de l'accouchement ?	58
I.5.2 Comment explorer la colonne vertébrale et en particulier la colonne lombaire lors de l'accouchement ?.....	59
I.5.3 Comment évaluer la laxité ligamentaire ?	62
<i>I.6 Questions de recherches soulevées par la revue de la littérature</i>	<i>65</i>

Chapitre 2: Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature.	68
II.1 Etude 1: Dans quelle position les femmes donnent-elles naissance en 2015 ? Etude prospective régionale multicentrique.....	69
II.1.1 Introduction.....	69
II.1.1 Matériel et Méthode.....	69
II.1.2 Résultats.....	73
II.1.3 Discussion.....	83
II.1.4 Conclusion.....	86
II.2 Etude 2: Vers une recherche de la position d'accouchement "optimale".....	89
Etude 2a: Facteurs affectant la posture segmentaire en position gynécologique.....	89
II.2.1 Introduction.....	89
II.2.2 Matériel et méthode.....	90
II.2.3 Résultats.....	108
II.2.4 Discussion.....	127
II.2.5 Conclusion.....	133
II.3 Etude 2b: " Donner naissance en position accroupie, sur le dos ? Oui, mais pas n'importe comment ! ".....	135
II.3.1 Introduction.....	135
II.3.2 Matériel et Méthode.....	137
II.3.3 Résultats.....	139
II.3.4 Discussion.....	142
II.3.5 Conclusion.....	146
II.4 Etude 3: Comparaison des effets biomécaniques de deux positions de départ avant la réalisation d'une manœuvre de McRoberts: L'abduction des cuisses est-elle utile ?.....	147
II.4.1 Introduction.....	147
II.4.2 Méthodes.....	149
II.4.3 Résultats.....	152
II.4.4 Discussion.....	153
II.4.5 Conclusion.....	158
Chapitre 3 : Discussion générale et perspectives.....	160
III.1 La position d'accouchement est-elle une thématique de recherche d'avenir ?.....	161
III.1.1 De la "sensation clinique" à la question de recherche... ..	161
III.1.2 Donner la vie: une question sociétale.....	161
III.1.3 La recherche sur les positions d'accouchement est une thématique récente avec de nombreuses questions qui restent en suspens.....	163
III.2 Quels sont les apports d'une approche plus biomécanique qu'épidémiologique pour étudier les positions d'accouchement ?.....	164
III.3 Une approche méthodologique innovante, des résultats originaux, mais pas sans limites.	167
III.3.1 Validité de l'hypothèse de départ.....	167
III.3.2 Estimation du plan du détroit supérieur.....	168
III.3.3 Une détermination des postures des cuisses a posteriori.....	169
III.3.4 Absence de randomisation des séries d'acquisitions.....	169
III.3.5 Réserves quant au déploiement de la méthodologie.....	170
III.3.6 Quelles ont été les principales difficultés rencontrées dans ce travail ?.....	171
III.4 Quelle pourraient-êtr e les retombées pratiques de cette recherche ?.....	172
III.5 Une recherche résolument tournée vers l'avenir.....	173
Conclusion générale.....	180

Table des matières

Epilogue.....	181
Bibliographie.....	183
Annexes	197
Publications et présentations issues du travail de thèse.....	218

LISTE DES ABREVIATIONS

ANGce	Angle entre le conjugué externe et le rachis
BI	Diamètre Bi-Ischiatique
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
DREES	Direction de la Recherche, des Etudes de l'Évaluation et des Statistiques.
DS	Détroit Supérieur
ENP	Enquête Nationale Périnatale
ET	Ecart-Type
HTA	Hypertension Artérielle
ICC	Intra Class Corrélation (coefficient de corrélation intra-classe)
IC95%	Intervalle de confiance à 95%
IMC	Indice de masse corporelle en kg.m^{-2}
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
L	Litre
Max	Maximum
MCP	Métacarpo-phalangienne
Min	Minimum
n	effectif
N	Newton
Nb	Nombre
OPTIMAC	<u>OPT</u> imisation des <u>Mé</u> canismes de L' <u>Acc</u> ouchement.
OR	Odds ratio
PC	Personal Computer
PRP	Diamètre Promonto-Retro-Pubien
REML	Restricted maximum likelihood
RR	Risque relatif
R ²	Coefficient de détermination
s	seconde
SA	Semaine d'Aménorrhée
T	Trimestre
TM	Transverse Médian

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1: Les paramètres en jeux lors de l'accouchement.....	21
Figure 2: Courbe cervicométrique de Friedman	22
Figure 3: Position de la tête fœtale avant (A) et après (B) engagement dans le bassin.....	23
Figure 4: L'augmentation du taux de césarienne: Estimation mondiale, régionale et nationale de 1990 à 2014, d'après Betrán et coll.	25
Figure 5: Exemple de bassins rachitiques	27
Figure 6: Effet de l'hyper flexion des cuisses sur l'orientation du détroit supérieur et sur la charnière dorso-lombaire.....	28
Figure 7: La "French birthing position"	31
Figure 8: Principales issues obstétricales étudiées par les 3 revues de la littérature de la Cochrane comparant les positions d'accouchement verticales aux horizontales.....	35
Figure 9: Différents degrés de flexion de la tête fœtale, d'après Williams Obstetrics (6). ...	40
Figure 10: Exemple de présentation céphalique antérieure (A) et postérieure (B) d'après Williams Obstetrics	41
Figure 11: Principaux diamètres du bassin obstétrical d'après Williams Obstetrics	43
Figure 12: Position utilisée par Reitter et coll. dans l'IRM.....	43
Figure 13: Scanner utilisé dans l'étude de Michel et coll.	44
Figure 14: Le concept du "toboggan obstétrical"	45
Figure 15: Dystocie des épaules et manœuvre de McRoberts d'après Williams Obstetrics ...	46
Figure 16: Exemple de courbe d'hystérésis d'un matériau élastique.....	48
Figure 17: Illustration de l'impact du raccourcissement de la courbe d'hystérésis du col de l'utérus lors du travail obstétrical selon l'hypothèse qu'il se comporte comme un élastomère	48
Figure 18: Vue supérieure du plancher pelvien musculo-aponévrotique: D'après Williams Gynecology	49
Figure 19: Les Classification des déchirures périnéales, d'après Williams Obstetrics	51
Figure 20: Force (R) résultante de la combinaison des forces dues à la contraction utérine (CU) et de la pesanteur (P). A) En position verticale b) En position horizontale.....	54
Figure 21: Exemple d'application des dispositifs optoélectroniques pour l'analyse de la marche	59

Figure 22: Exemple de méthode par images stéréographiques utilisée pour étudier les courbures de la colonne vertébrale chez la femme enceinte.	60
Figure 23: Position des segments Epionics™ d'après Dreischarf et coll.	61
Figure 24: Score de Beighton	62
Figure 25: Extensomètre selon Jobbins	63
Figure 26: Placement des caméras autour de la table d'accouchement durant une séance d'acquisition de données	93
Figure 27: Placement des marqueurs utilisés dans l'étude.	94
Figure 28: Exemple pratique de placements des marqueurs sur le bassin selon Helen Hayes et dispositifs utilisés comme marqueurs techniques (antennes).....	95
Figure 29: Illustration des systèmes utilisés pendant les séances de mesure.....	96
Figure 30: Extensomètre utilisé dans notre méthodologie.....	98
Figure 31: Evolution de l'angle d'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne en fonction du couple appliqué à l'articulation. Cette courbe était obtenue à l'aide de l'extensomètre.....	99
Figure 32: Illustration de la position des marqueurs recalculée à partir des marqueurs réfléchissants et définition des repères segmentaires du bassin et de la cuisse.....	102
Figure 33: Mesure de la courbe lombaire par le système Epionics®	104
Figure 34: Angle conjugué externe /rachis en fonction de la flexion des cuisses pour le sujet N°15	115
Figure 35: Angle conjugué externe/rachis en fonction de l'abduction des cuisses pour le sujet N°15	117
Figure 36: Angle de courbure lombaire en fonction de la flexion des cuisses pour le sujet N°15	118
Figure 37: Angle de courbure lombaire en fonction de l'abduction des cuisses pour le sujet N°15	119
Figure 38: Vérification de la normalité des résidus (droite de Henry) pour le modèle Multivarié REML utilisé précédemment (tableau 13)	121
Figure 39: Vérification de la normalité des résidus (droite de Henry) pour le modèle Multivarié-REML utilisé précédemment (tableau 16).....	125
Figure 40: Représentation du muscle ilio-psoas	128
Figure 41: Deux exemples de positions accroupies investiguées dans L'étude 2B.....	136

Figure 42: Exemple de reconstruction pour l'exploration des positions accroupies	137
Figure 43: Représentation schématique d'une dystocie des épaules d'après Enekwe et coll. (171)	147
Figure 44: Illustration des deux positions de départs comparées dans cette étude lors de la manœuvre de McRoberts	151
Figure 45: Elévation de la symphyse pubienne en fonction de la courbure lombaire.	154
Figure 46: Exemple d'acquisition par EOS® et résultats de la reconstruction	157
Figure 47: Nombre d'articles scientifiques indexés sur PubMed depuis 1920	163
Figure 48: Représentation théorique simplifiée de l'extensomètre	199
Figure 49: Présentation des forces appliquées sur le système doigt lors du mouvement d'extension.	200
Figure 50: Exemple de la définition de la position des centres articulaires de la hanche par méthode prédictive proposée par Vaughan et coll.	203
Figure 51: Points de repères anatomiques utilisés pour cette étude.....	204
Figure 52: Plans et angles utilisés pour la recherche de relation.	205
Figure 53: Algorithme de la méthode de régression pas à pas: un test de fisher est réalisé pour tester si un terme du modèle doit être ajouté ou supprimé.	206
Figure 54: Mesure de l'angle entre le conjugué externe CE et le plan du détroit supérieur radiologique (PRP).....	210

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Classification des positions d'accouchement selon Atwood et coll.	30
Tableau 2: Description des caractéristiques maternelles, fœtales, obstétricales de la population étudiée et des maternités participant à l'étude (comparaison aux données validées de la DRESS de 2010).....	74
Tableau 3: Positions d'accouchement lors du travail et lors de l'expulsion.....	76
Tableau 4: Positions observées pendant le travail selon les caractéristiques maternelles, fœtales, obstétricales et institutionnelles.....	79
Tableau 5: Positions à l'expulsion selon les caractéristiques maternelles, fœtales, obstétricales et institutionnelles, après exclusion des césariennes et des extractions instrumentales.....	80
Tableau 6: Facteurs associés à la position en décubitus dorsal pendant le travail, lors de l'accouchement et aux changements de position: Estimation faite par une analyse uni variée puis multi variée par une régression logistique multi-niveaux avec estimation de la composition de la variance, (Odds Ratio avec intervalle de confiance à 95 %)	82
Tableau 7: Caractéristiques des participantes à l'étude lors de l'inclusion (premier trimestre) et lors des séances d'évaluation suivantes (deuxième et troisième trimestre).	92
Tableau 8: Paramètres individuels des sujets en termes d'âge, d'IMC, de parité et de laxité ligamentaire	109
Tableau 9: Valeurs minimum et maximum de l'angle de flexion du conjugué externe sur le rachis obtenues pour chaque sujet et chaque trimestre. La flexion et l'abduction des cuisses associées sont également présentées.	112
Tableau 10: Valeurs minimum et maximum de la courbure lombaire obtenues pour chaque sujet et chaque trimestre. La flexion et l'abduction des cuisses associées sont également présentées.	113
Tableau 11: Coefficient de détermination R^2 selon les trimestres (T) de la régression linéaire entre la flexion des hanches et l'angle du conjugué externe/rachis d'une part, et l'abduction de la hanche d'autre part.....	116
Tableau 12: Résultats des coefficients de détermination R^2 selon les trimestres (T) de la régression linéaire entre la flexion de la hanche et la courbure lombaire d'une part et l'abduction de la hanche d'autre part	120
Tableau 13: Association entre la position des cuisses (abduction et flexion) et les autres paramètres individuels avec l'angle conjugué externe/rachis. Analyses univariée et multivariée par modèle mixte (REML).	121

Tableau 14: Etude de l'association entre les variables: l'âge des sujets d'une part et l'orientation des cuisses (flexion et abduction), la laxité ligamentaire (extension MCP), l'âge de la grossesse en trimestre, l'indice de masse corporelle d'autre part. Analyse univariée modèle mixte (REML).	122
Tableau 15: Influence de l'introduction de la laxité ligamentaire (Extension MCP) parmi les variables sur les estimations des coefficients de régression entre la flexion du conjugué externe sur le rachis et la position des cuisses (abduction et flexion) ajustée sur les paramètres individuels des patientes. Modèle mixte (REML).	123
Tableau 16: Association entre la position des cuisses (abduction et flexion) et d'autres paramètres individuels avec la modification de la courbe lombaire. Analyses univariée et multivariée-modèle mixte (REML).	124
Tableau 17: Estimation des variances résiduelles en fonction des variables introduites lors des ajustements: (modèle 1: vide, modèle 2: ajusté sur position des cuisses (abduction et flexion des cuisses) seulement, modèle 3: modèle ajusté complet (position des cuisses et caractéristiques individuelles).	126
Tableau 18: Caractéristiques des participantes à l'étude biomécanique de la position accroupie	137
Tableau 19: Flexion/abduction des hanches, flexion du détroit supérieur sur le tronc et courbure lombaire dans les quatre positions \bar{X} [ET]	139
Tableau 20: Résultats des tests statistiques.....	140
Tableau 21: Valeurs de l'angle entre le conjugué externe et le rachis et de la courbure lombaire obtenues dans les quatre positions pour chaque sujet.	141
Tableau 22: Caractéristiques des participantes à l'étude biomécanique comparative de deux positions de départs lors de la manœuvre de McRoberts	149
Tableau 23: Valeur moyenne des paramètres étudiés pour le bassin, le rachis et les cuisses en fonction des deux manœuvres de McRoberts testées dans l'étude	152
Tableau 24: Définition des variables indépendantes.....	206
Tableau 25: Résultats radiopelvimétrique (moyenne arithmétique, écart-type et intervalle de confiance à 95%).....	211
Tableau 26: Ecart entre les positions réelles des marqueurs et les positions recalculées	214
Tableau 27: Valeurs maximales de flexion, d'abduction des hanches, d'angle de flexion du conjugué externe sur le rachis et de lordose pour chaque sujet à chaque trimestre	215
Tableau 28: Valeurs maximales de flexion, d'abduction des hanches, d'angle de flexion du conjugué externe sur le rachis et de lordose pour chaque sujet à chaque trimestre	216

Tableau 29: Valeurs minimales de flexion, d'abduction des hanches, d'angle de flexion du conjugué externe sur le rachis, et de lordose pour chaque sujet à chaque trimestre 217

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1: Aetius Amidenus: Texte original ET traduction (P. Luccioni, Laboratoire HiSoMA-Université Jean Moulin Lyon 3).....	197
Annexe 2: Méthode de calcul de l'angle de l'articulatio metacarpophalangienne à l'aide de l'extensomètre	199
Annexe 3: Fiche technique décrivant le protocole expérimental	202
Annexe 4: Estimation du plan du détroit supérieur par des marqueurs externes.	203
Annexe 5: Méthodologie employée pour le recalcul de la position des marqueurs occultés et estimation de l'erreur engendrée:	212
Annexe 6: Valeurs minimales et maximales de flexion et d'abduction des cuisses mesurées au cours de l'experimentation 2a.....	216

PREFACE

« Le terme d'obstétrique rationnelle n'a pas été choisi pour être opposé à celui d'obstétrique classique considérée comme irrationnelle, mais pour désigner la science qui a pour objet l'étude de la parturition dans l'espèce humaine au moyen des procédés et des méthodes qui sont couramment utilisées par les ingénieurs et les physiciens pour l'analyse de leurs problèmes. Il est évident que l'accouchement, normal ou dystocique, est moins un problème de physiologie ou de pathologie, au sens étroit des termes, qu'un problème de mécanique mettant en jeu les trois éléments habituels: une force qui est celle développée par les contractions utérines, un mobile qui est le fœtus, une résistance qui est celle opposée par le bassin osseux et les parties molles de la parturiente. Dans cette optique, l'obstétrique fait incontestablement partie intégrante de la mécanique rationnelle qui est la science du mouvement et l'une des trois classes des mathématiques; les deux autres étant d'une part la science des nombres (arithmétique et algèbre) et d'autre part la science des formes (géométrie et trigonométrie).La mécanique obstétricale préoccupe les accoucheurs depuis qu'il y a des accoucheurs et que l'accouchement est un problème de mécanique. Il est impossible de faire des accouchements sans se soucier de mécanique...on attend toujours le monstre hybride qui combinera le diplôme de docteur en médecine et d'ingénieur en construction civile. Pour lui, la solution à nos problèmes sera vraiment un jeu d'enfants »¹.

Cinquante et un ans plus tard, ce sont ces mots de Pierre Rosa qui ont conduit notre réflexion vers ce travail de thèse, résultat d'une rencontre entre un obstétricien qui est au chevet des parturientes quotidiennement depuis plus de trente ans, un "jeune" obstétricien et une biomécanicienne curieuse...

¹ Rosa P. XXI Congrès de la fédération des sociétés de gynécologie et d'obstétrique de langue française, Lausanne, 5-8 Septembre 1965.

INTRODUCTION

Depuis quelques années, certaines approches posturales, largement diffusées et commercialisées, proposent des alternatives en termes de positions d'accouchement (1). Si ces approches semblent s'orienter vers un meilleur degré de satisfaction de la parturiente, leur impact en termes d'optimisation des paramètres en jeu en vue d'un accouchement spontané reste à démontrer.

Explorer l'impact des différentes positions lors du travail obstétrical sur le déroulement même de l'accouchement suppose d'étudier chacun des paramètres intervenant lors de l'accouchement. La naissance spontanée et naturelle d'un enfant est le résultat de la synchronisation d'un ensemble de paramètres biologiques, biomécaniques et probablement psychologiques qu'il est difficile d'appréhender dans leur ensemble. Les investigations biologiques et psychologiques font l'objet de recherches actives, mais la recherche biomécanique est au point mort depuis de nombreuses années en l'absence de méthodologie non invasive et adaptée à l'exploration de l'accouchement en lui-même.

Nous souhaitons dans ce travail apporter notre contribution à la compréhension de l'accouchement, en essayant d'appréhender l'influence des différentes positions de la femme sur la biomécanique de l'engagement et de la descente du mobile fœtal dans le bassin osseux. Pour cela, nous avons dû développer une méthodologie non invasive utilisable sans restriction chez les femmes enceintes avec l'objectif final de pouvoir l'utiliser in vivo, pendant le travail obstétrical et lors de l'accouchement.

Après avoir décrit les différentes façons d'aborder les positions d'accouchement au regard de la littérature et leur impact sur le plan obstétrical, nous les confronterons aux théories de la mécanique obstétricale. Au terme de cette analyse, nous dégagerons les pistes de recherche à développer pour répondre aux interrogations encore en suspens sur les positions d'accouchement et la mécanique obstétricale. Enfin au bout de cette réflexion nous vous exposerons une démarche de recherche avec ses applications que nous voulons être « rationnelles ».

I CHAPITRE I: ETAT DE LA QUESTION

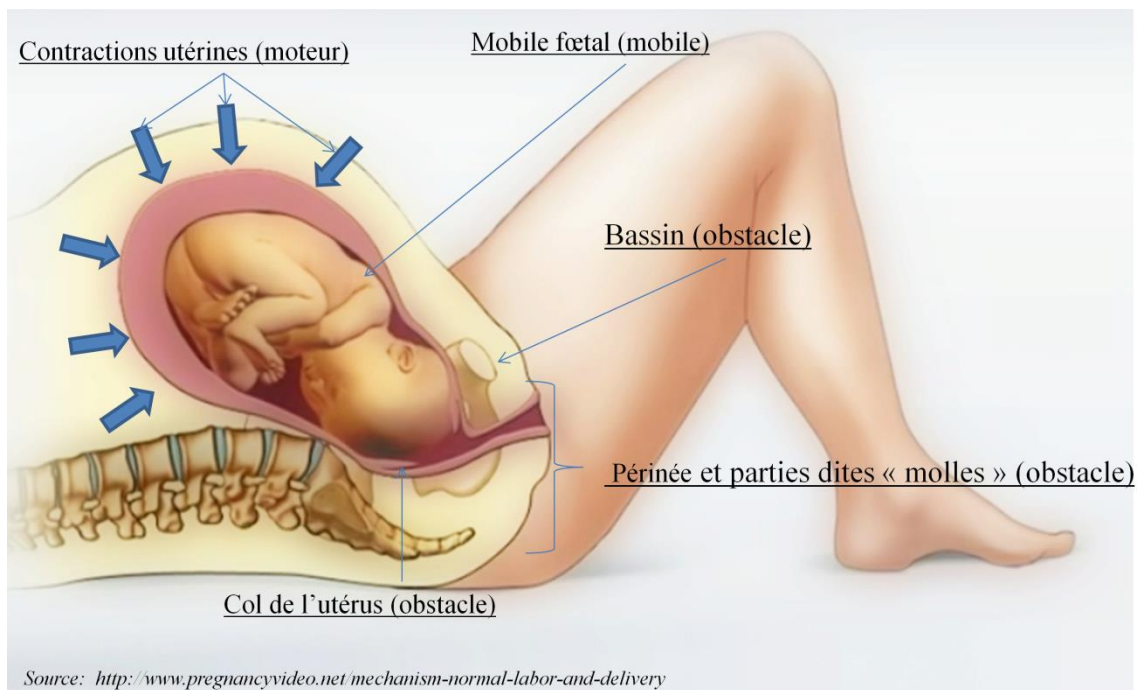
Cette partie a fait l'objet d'une publication (2): Desseauve.D, Fradet.L, Lacouture.P, Pierre.F. Position for labor and birth: State of knowledge and biomechanical perspectives. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol 2017; 208: 46-54.

I.1 REFLEXIONS A PARTIR DE L'EVOLUTION DE LA PRATIQUE DE LA CESARIENNE CES DERNIERES DECENNIES

I.1.1 PROLEGOMENES

Cet exposé, qui a pour but d'explorer certaines problématiques obstétricales par une approche biomécanique, doit dans un premier temps rappeler les notions de base en obstétrique pour *le cas le plus courant, d'un fœtus unique en présentation céphalique* ce qui correspond à près de 94 % des naissances (3).

FIGURE 1: LES PARAMETRES EN JEUX LORS DE L'ACCOUCHEMENT



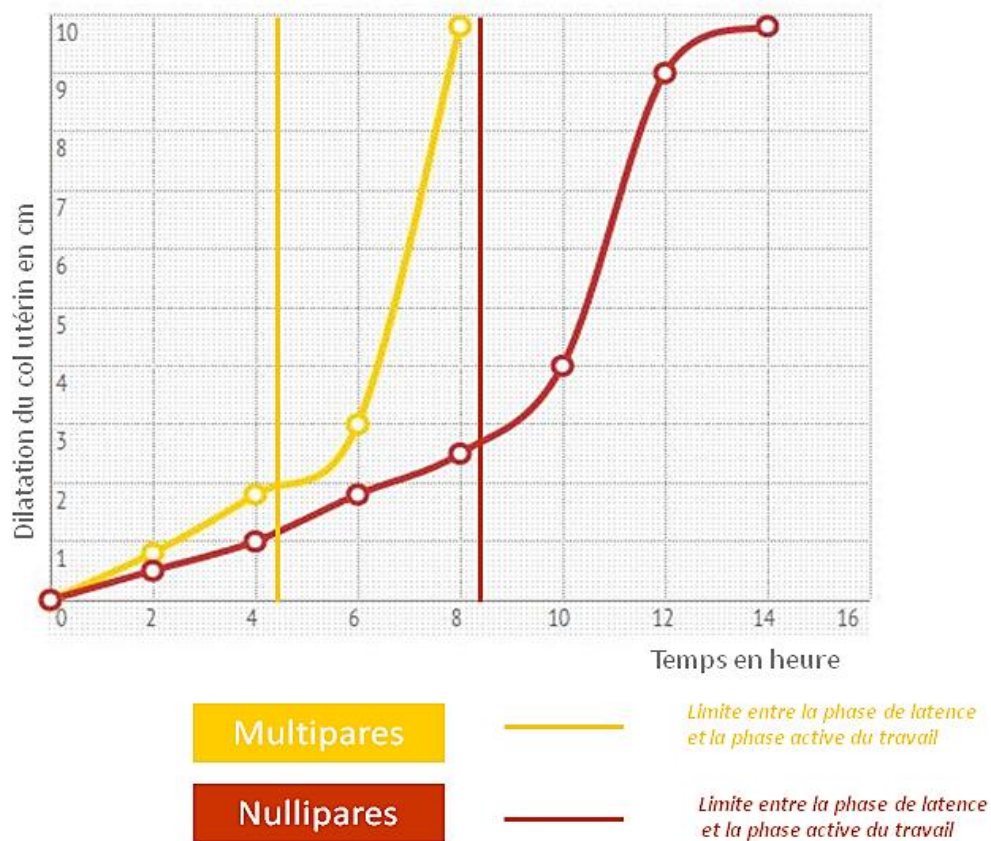
D'un point de vue purement mécanique, l'accouchement dans l'espèce humaine résulte de mécanismes complexes qui font intervenir (cf. Figure 1):

- Un mobile: le fœtus en présentation céphalique.
- Un passage que le fœtus doit franchir et qui est constitué par:
 - Le col de l'utérus qui subira d'abord des modifications structurelles (maturation), puis se dilatera sous l'influence des contractions utérines;
 - Un défilé osseux matérialisé par le bassin qui présente schématiquement trois rétrécissements ou « détroits » (supérieur, moyen et inférieur pouvant être des obstacles à franchir par le mobile fœtal ou tout du moins constituer des éléments de friction);

- Les parties molles représentées par les tissus musculo-ligamentaires du plancher pelvien;
- Un moteur: la contraction utérine, renforcée par la poussée maternelle en phase d'expulsion.

Pendant l'accouchement, des interactions mécaniques et biologiques constantes se produisent entre ces différents acteurs pour aboutir à la naissance.

FIGURE 2: COURBE CERVICOMETRIQUE DE FRIEDMAN (4)



Source: <http://evidencebasedbirth.com/friedmans-curve-and-failure-to-progress-a-leading-cause-of-unplanned-c-sections/>

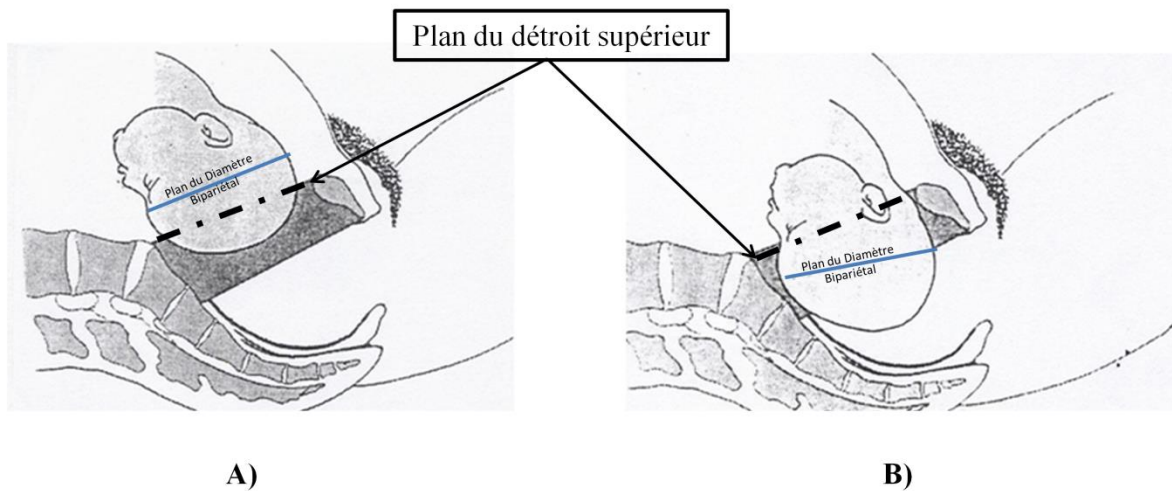
L'accouchement est classiquement dissocié en trois phases successives. La première phase du travail correspond à une période de dilatation du col utérin. Les contractions utérines sont alors intermittentes, douloureuses et se renforcent progressivement. Cette première phase se divise elle-même en deux périodes successives: une période de latence où les contractions utérines entraînent une faible dilatation du col de l'utérus et qui est généralement plus courte chez la multipare que chez la nullipare²; puis une phase active ou la dilatation du col est plus régulière (cf. Figure 2).

² On parle de nullipare lorsqu'une femme n'a jamais accouché, par opposition à une multipare.

La définition du début de la phase active fait l'objet de nombreuses controverses, car l'entrée d'une parturiente dans cette phase correspond au diagnostic de travail obstétrical (accouchement en cours). Cette phase doit être différenciée de la phase de latence qui précède cette phase active. Classiquement, une femme nullipare était considérée en phase active lorsque le col de l'utérus était effacé à 3 cm de dilatation. Mais de plus en plus, le diagnostic de phase active est repoussé à 5-6 cm notamment aux États-Unis pour éviter le sur-diagnostic d'arrêt de travail en cours de phase de latence et éviter ainsi des césariennes inutiles (5).

La deuxième phase du travail obstétrical commence lorsque le col de l'utérus est à dilatation complète (plus de distinction anatomique entre le segment inférieur de l'utérus, le col de l'utérus et la partie haute du vagin) et se termine par la naissance de l'enfant. Elle correspond donc à la descente du fœtus dans le bassin. Durant cette phase, le fœtus doit s'engager dans le bassin, c'est-à-dire que le plus grand diamètre de la tête fœtale (diamètre bipariétal) doit franchir le plan du détroit supérieur du bassin (cf. Figure 3).

FIGURE 3: POSITION DE LA TÊTE FŒTALE AVANT (A) ET APRES (B) ENGAGEMENT DANS LE BASSIN



Sources: http://campus.cerimes.fr/maieutique/ueobstetrique/mecanisme_accouchement_sommetbis/site/html/1.html

L'engagement peut survenir avant la dilatation complète et même avant le travail obstétrical notamment chez la nullipare (6–8).

On parle de dystocie ³ lorsque cette progression naturelle du « travail obstétrical » est entravée. Elle peut survenir lors des phases de dilatation du col, et/ou de descente de la tête

³En grec ancien: dys: difficulté et tokos: accouchement.

fœtale dans le bassin maternel jusqu'à la naissance⁴. Ainsi avant l'expulsion de la tête de l'enfant en dehors de la filière génitale, on distingue classiquement, deux sortes de dystocies: les dystocies dynamiques (dysfonctionnement du moteur utérin et/ou des anomalies de la dilatation utérine) et les dystocies mécaniques. Les dystocies mécaniques sont réparties en anomalies du contenant avec les dystocies osseuses et les dystocies des tissus mous, les anomalies du mobile fœtal puis les anomalies des deux (on parle alors de disproportion fœto-pelvienne). Ces dystocies surviennent plutôt en fin de dilatation, voire à dilatation complète. Cette dichotomie classique entre les dystocies suppose que l'on identifie à chaque fois une étiologie bien précise qui permet de classer la dystocie observée dans un groupe ou l'autre, chacun se traduisant par des moyens thérapeutiques ciblés. Or, la limite entre ces deux types de dystocie est loin d'être nette. L'attitude thérapeutique face à la dystocie est variable d'une équipe d'obstétriciens à l'autre, le plus souvent par manque de connaissance et/ou de compréhension des mécanismes en cause.

Les dystocies dites « d'engagement » sont celles qui surviennent en fin de dilatation (fin de la première phase du travail: phase active) et lors de l'engagement proprement dit. Les dystocies qui surviennent lors de cette période charnière, où le fœtus « doit franchir un cap », sont souvent mécaniques et seront l'objet de l'essentiel de nos préoccupations dans l'exposé qui suit.

La troisième phase du travail correspond à la délivrance du placenta et de ses annexes. Cette phase représente une entité physiopathologique particulière qui n'est pas en rapport avec la thématique que nous souhaitons développer dans ce travail.

Ainsi l'accouchement et ses difficultés sont des phénomènes complexes qu'il faut appréhender de façon globale. Afin de focaliser notre réflexion, nous avons fait le choix dans cet exposé de ne nous intéresser qu'aux mécanismes qui surviennent en fin de première phase du travail et au début de la deuxième phase de l'accouchement. Cette période charnière est pourvoyeuse d'un bon nombre de dystocies dont la résolution passe souvent par le recours à la césarienne qui est en constante augmentation dans de nombreux pays. Nous nous sommes donc questionnés sur la place qu'occupe la césarienne dans la gestion de ces dystocies afin de mieux comprendre cette "évolution" obstétricale.

⁴ Par exemple la dystocie des épaules (rétention des épaules de l'enfant dans le bassin, alors que la tête est déjà née) qui est une situation obstétricale à part entière, mais qui sera abordée plus loin dans cet exposé.

I.1.2 BENEFICE DE LA CESARIENNE EN TERMES DE SANTE PUBLIQUE

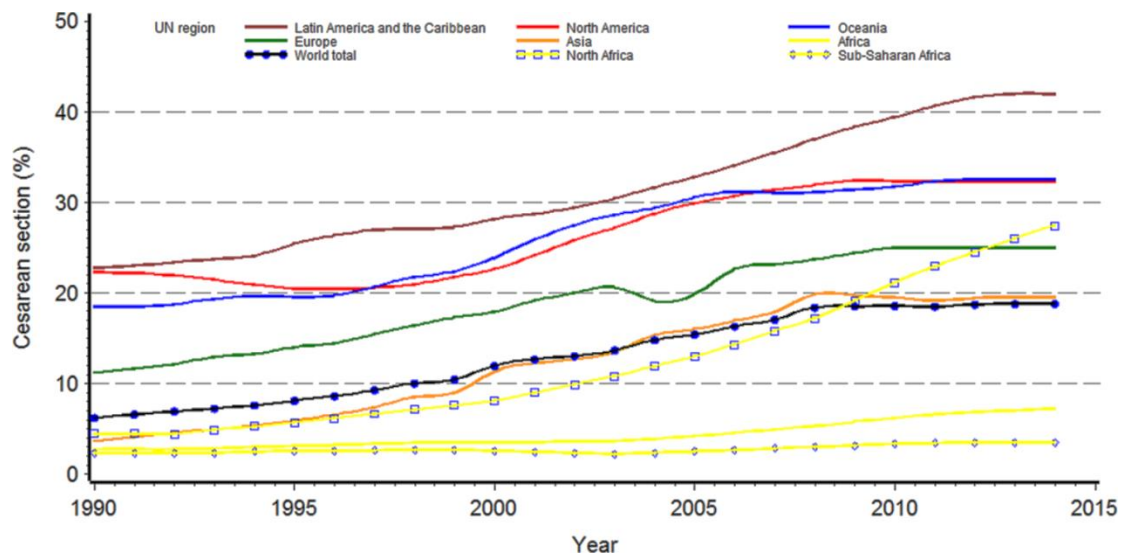
"La priorité ne devrait pas être d'atteindre un taux spécifique, mais de tout mettre en œuvre pour pratiquer une césarienne chez toutes les femmes qui en ont besoin" (9)

En 1985, l'Organisation mondiale de la Santé statuait qu'il n'y avait aucune justification, et ce, quelle que soit la région du monde, à un taux d'accouchements par césarienne supérieur à 15% (10). Trente ans plus tard, cette affirmation ne semble pas remise en cause. En effet, le dépassement de ce taux de césarienne énoncé par l'OMS ne semble pas s'accompagner d'une réduction de la morbi-mortalités materno-fœtale (11). La césarienne ne semble donc pas constituer une solution ultime à l'élimination de la morbi-mortalité materno-fœtale.

Par ailleurs, l'augmentation du nombre de césariennes n'est pas à encourager pour des raisons économiques. La césarienne est en effet associée à un surcoût qu'il est nécessaire de justifier dans un système de santé que l'on souhaite de plus en plus efficient (12).

Malgré cela, le taux d'accouchement par césarienne augmente inexorablement, et ce, quels que soient les pays, comme illustré par la Figure 4 (13).

FIGURE 4: L'AUGMENTATION DU TAUX DE CESARIENNE: ESTIMATION MONDIALE, REGIONALE ET NATIONALE DE 1990 A 2014, D'APRES BETRAN ET COLL. (13)



La France ne déroge pas à cette tendance avec un taux de césariennes qui est passé de 15.9% en 1995 à 21% en 2010 même si une tendance à la stabilisation est observée depuis 2003. Si le taux de césarienne reste stable chez les multipares avec antécédents de césarienne (autour de 64 %), il augmente chez les primipares (de 19,6 % à 23,3 %) et chez les multipares sans antécédent de césarienne (de 6,7 % à 8,8 %). Il est difficile de savoir si ces évolutions

traduisent l'apparition de nouvelles indications de césarienne, ou reflètent une attitude prophylactique dans des situations jugées depuis ces dernières années plus à risques pour la mère et l'enfant (14).

I.1.3 L'AUGMENTATION DU TAUX DE CESARIENNE PEUT-ELLE S'EXPLIQUER PAR UNE "EVOLUTION " DES PRATIQUES OBSTETRIQUES, FACE A UNE DYSTOCIE ?

Parmi les raisons invoquées pour expliquer cette augmentation du taux de césarienne l'âge des femmes et le poids des nouveau-nés sont souvent incriminés. Pourtant il ne semble pas que les enfants qui naissent au cours de ces dernières années soient plus gros. Ainsi, l'évolution du poids des nouveau-nés n'est pas en rapport avec l'augmentation constante du taux de césarienne si on en croit les chiffres de l'ENP de 2010 (14). L'âge maternel ne semble pas, lui non plus, constituer en lui-même un facteur de risque de césarienne (15).

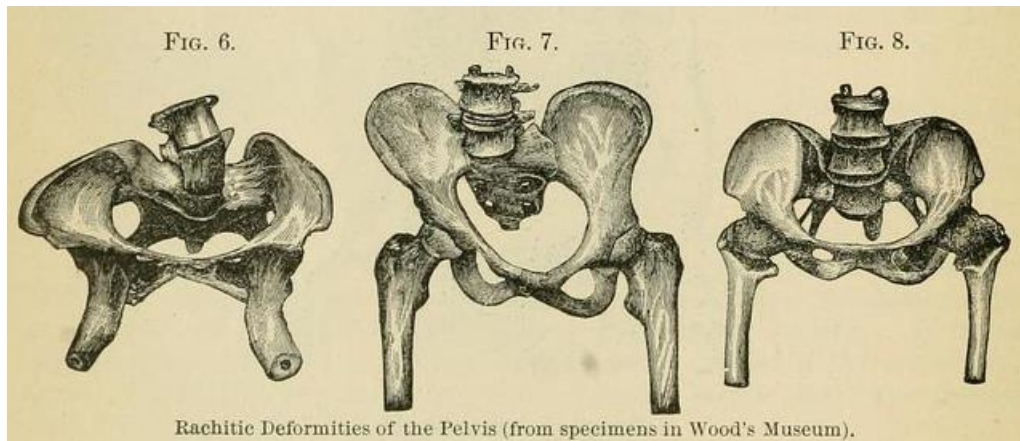
L'évolution des pratiques obstétricales face à une dystocie serait donc à l'origine de l'augmentation du taux de césarienne à terme que l'on observe. Cependant, comprendre la nature de cette évolution n'est pas aussi simple. En France, entre 1998 et 2001, on peut noter une augmentation de 6 points (69% versus 75% respectivement) de la probabilité d'avoir une césarienne en cas de dystocie due à une anomalie pelvienne (16). Des constats similaires ont été faits par Barber et coll. aux États-Unis avec une augmentation des césariennes pour « arrest of labor » (17). Dans cette dernière étude, on note que sur 5 ans, la proportion de césariennes pour des indications posées en dehors du travail reste relativement stable alors que les césariennes pour dystocie lors du travail « arrest of labor » ont augmenté de près de 3.9% par an. Nous avons vu que le terme générique de dystocie peut poser des difficultés de terminologie, et donc de précision dans les indications de césarienne. En France, les dystocies sont la source d'environ 30 % des césariennes en cours de travail, soit 18 000 par an (18). De même, les dystocies sont responsables d'environ 60 % des aides à l'accouchement par voie basse par extractions instrumentales (forceps, ventouses et spatules), ce qui représente en extrapolant 52000 accouchements par an, en France.

D'après les données de la DRESS portant sur les années 1998 à 2001, 34% des dystocies pelviennes, soit des dystocies « mécaniques », sont diagnostiquées pendant le travail et se soldent par une césarienne dans 17,1% des cas (16).

L'incidence des dystocies pelviennes, c'est-à-dire dont la cause est un bassin qui ne permet pas un accouchement eutocique, serait donc de 3,4 % en France. Cela représente environ 23400 femmes par an dans un pays dit "développé" où les cas de déformations pelviennes sont devenus exceptionnels. En effet un grand pourvoyeur de bassins viciés était le rachitisme (déficit en vitamine D) très courant au 19^{ème} siècle (cf. Figure 5).

Les anciens traités d'obstétrique rapportaient alors fréquemment les difficultés d'accouchement sur ces types de bassins qui étaient responsables d'une morbi-mortalité materno-fœtale très importante jusque dans la première moitié du XX^{ème} siècle (19–21). À partir des années 1950, des politiques de santé publique simples et efficaces (huile de foie de morue dans les écoles par exemple) associées à l'évolution des habitudes de vie (congés et exposition solaire) ont permis de faire reculer efficacement l'incidence du rachitisme en Europe et aux États-Unis. Dès 1972, une étude d'une série d'accouchements de l'hôpital universitaire d'Howard rapportait même la disparition des césariennes pour déformation pelvienne liée au rachitisme (22). Les quelques bassins viciés répertoriés de nos jours sont principalement des bassins qui ont subi des traumatismes lors d'accidents de la voie publique.

FIGURE 5: EXEMPLE DE BASSINS RACHITIQUES (19)

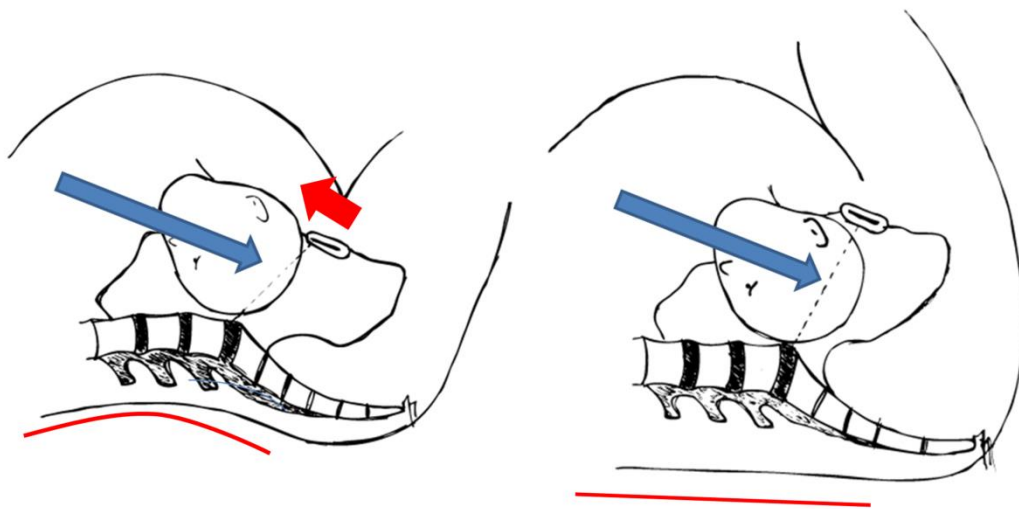


Nous avons évoqué que les dystocies pouvaient-être classées de différentes façons selon leur étiologie (mécanique ou dynamique) et qu'au final il n'était pas toujours aisé de définir la frontière entre les étiologies. Pour illustrer encore notre propos, lorsque l'on suspecte une dystocie dynamique qui peut être en rapport avec une insuffisance de la force ou de la fréquence des contractions, il est possible de les renforcer par l'apport intraveineux d'ocytocine. Seulement, un épuisement du muscle utérin peut aussi survenir lorsque l'utérus propulse le fœtus contre un obstacle qu'il n'arrive pas à franchir (bassin, col de l'utérus, partie molle...). En pratique clinique et de façon assez schématique, l'"arrest of labor" est géré dans

de nombreuses maternités par une introduction ou une augmentation du débit de perfusion d'ocytocine pour augmenter ou renforcer les contractions. Mais cela s'accompagne aussi d'une mobilisation de la patiente afin de trouver une position qui serait plus favorable à l'accouchement.

Une certaine pratique obstétricale et notamment de maïeutique quotidienne laisse pressentir que ces attitudes thérapeutiques posturales, surtout lors d'un défaut d'engagement de la présentation permettent dans un certain nombre de cas d'aboutir à un accouchement par voie basse, et ce, en l'absence d'intervention obstétricale lourde. Cette approche posturale des parturientes, issue d'un enseignement souvent empirique, repose sur l'hypothèse que le positionnement de la patiente permettrait de modifier le plan d'engagement en orientant l'axe de progression du mobile fœtal perpendiculairement au plan du détroit supérieur tout en diminuant la proéminence du promontoire et en aplatissant la charnière dorsolombaire (cf. Figure 6).

FIGURE 6: EFFET DE L'HYPER FLEXION DES CUISSSES SUR L'ORIENTATION DU DETROIT SUPERIEUR ET SUR LA CHARNIERE DORSO-LOMBAIRE



Sources: Remerciement pour cette illustration à Mathieu Ménard ancien doctorant de l'Institut Pprime (2013-2016).

Ces principes décrits par Rosa et coll., et diffusés empiriquement par De Gasquet, reposent à l'origine sur des principes d'obstétrique dits « rationnels » dont les effets sont encore aujourd'hui difficiles à mesurer objectivement (1,23).

Si ces approches de thérapie posturale semblent s'orienter vers un meilleur degré de satisfaction de la parturiente, leur impact en termes d'optimisation d'une naissance naturelle reste à démontrer.

Dans les deux prochains sous-chapitres, nous allons décrire les différentes façons d'aborder les positions d'accouchement au regard de la littérature. Nous présenterons aussi l'impact des différentes positions d'accouchement sur le plan obstétrical puis nous les confronterons aux théories de mécanique obstétricale. Au terme de cette analyse, nous dégagerons les pistes de recherche à développer pour répondre aux interrogations encore en suspens sur les positions d'accouchement et la mécanique obstétricale.

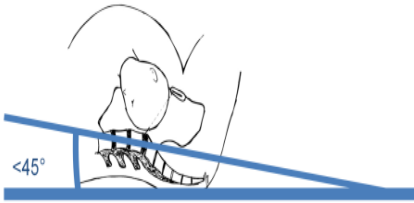

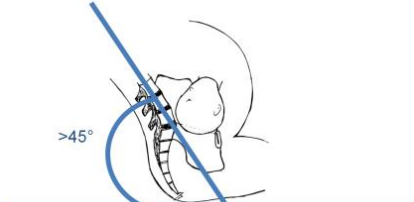
I.2 PLACE DE LA POSITION D'ACCOUCHEMENT: UN CONFLIT D'INTERETS ENTRE SURVEILLANCE, EFFICIENCE ET CONFORT

I.2.1 CLASSIFICATION DES POSITIONS D'ACCOUCHEMENT

Dans la littérature les obstétriciens et les sages-femmes font référence à l'article d'Atwood pour la définition des positions d'accouchement (24). Seulement, cette classification manque de précision. Ainsi, de façon assez schématique, les positions d'accouchement se résument dans cette classification à deux grands groupes constitués en fonction de l'angle que fait la ligne reliant les centres des troisième et cinquième vertèbres lombaires avec l'horizontale (24). Lorsque cet angle est supérieur à 45° , la position est considérée comme verticale (cf. Tableau 1). Cette définition des différentes positions n'est malheureusement pas consensuelle et aussi stricte, car, pour d'autres auteurs, la verticalisation est considérée pour un angle supérieur à 30° (25).

De façon assez schématique les positions accroupies, assises, suspendues ou debout, ainsi que leurs variantes se retrouvent donc dans la catégorie des positions dites verticales, tandis que les positions en décubitus dorsal, gynécologiques latérales, ainsi que leurs variantes, se retrouvent dans la catégorie des positions « horizontales » (24).

TABLEAU 1: CLASSIFICATION DES POSITIONS D'ACCOUCHEMENT SELON ATWOOD ET COLL.(24)

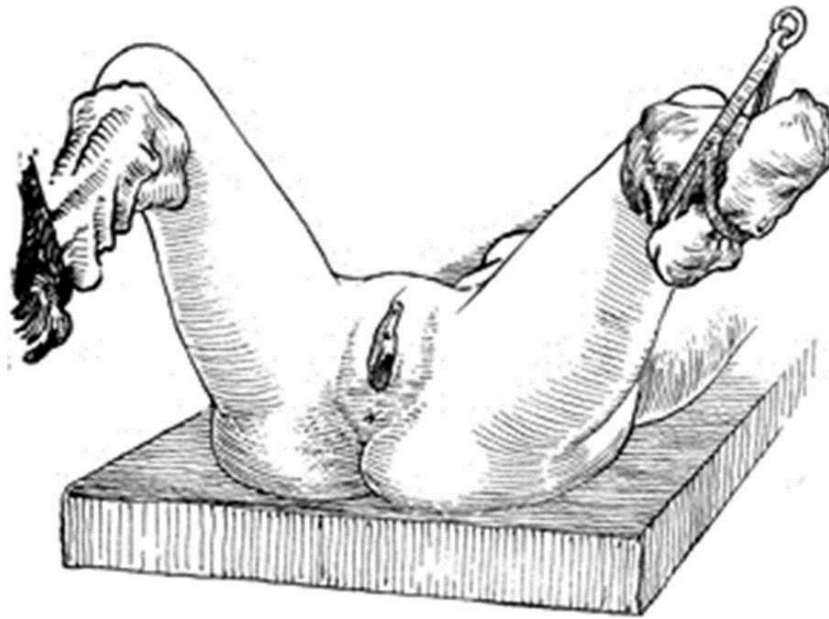
<i>Positions couchées (Horizontale)</i>	<p><i>Position latérale (Sims chez les anglosaxons)</i> <i>Semi-couchée</i> <i>Position gynécologique dite aussi de lithotomie</i> <i>Position de Trendelenburg (Allongée avec la tête plus basse que le bassin)</i></p>	
<i>Positions neutres</i>	<p><i>La ligne passant par le centre de la troisième à la cinquième vertèbre lombaire est plus horizontale que verticale</i></p>	
<i>Positions verticales s</i>	<p><i>Assise (chaise/tabouret d'accouchement)</i> <i>À genou</i> <i>Accroupie non-assistée d'un tiers ou assisté avec support</i> <i>Accroupie assistée d'un tiers ou avec un coussin de naissance</i></p>	

Parmi ces positions, la position d'accouchement largement pratiquée dans les maternités est décrite par François Mauriceau⁵ dès le XVIII^{ème} siècle. Cette position encore appelée « gynécologique », ou *semi-recumbent* ou encore *french birthing position*. Cette position dérivée de la position de la taille (lithotomie), avait ainsi l'intérêt de faciliter l'intervention obstétricale en offrant un large accès au périnée (Figure 7) (26,27).

Pourtant, depuis la plus haute antiquité, ce sont d'autres positions, notamment les positions dites verticales, qui sont largement rapportées (28). Dans une enquête de 1961, Naroll et coll., rapporte que, parmi 76 cultures, seulement 14 d'entre elles (soit 18%) optent spontanément pour une position horizontale pour leur accouchement (29). Les conclusions de cette enquête interculturelles confirment les résultats de l'important travail effectué auparavant par Engelmann et Jarcho (30,31). Selon leurs observations, les femmes non influencées par les conventions occidentales n'adoptent pas la position dorsale. Qui plus est, celles-ci changent souvent de position au cours du travail.

⁵ Selon certains auteurs, Mauriceau en tant qu'helléniste érudit aurait plagié les écrits d'Aristote décrivant cette position d'accouchement.

FIGURE 7: LA "FRENCH BIRTHING POSITION"



Source: <http://www.atlasofpelvicsurgery.com> by Clifford R. Wheelless, Jr., M.D. and Marcella L. Roenneburg, M.D.

I.2.2 ÉPIDÉMIOLOGIE DES POSITIONS D'ACCOUCHEMENT

« Les statistiques sont pour le médecin ce qu'est le lampadaire pour l'ivrogne: il le soutient plus qu'il ne l'éclaire. » (32)

Même si le monitoring de l'accouchement s'est progressivement imposé dans les maternités depuis les travaux de Friedman en 1954 (4), en 2016, il est encore difficile d'évaluer avec précision quelles positions sont adoptées par les parturientes au cours du travail et de l'expulsion. Ceci est en grande partie dû au manque de données sur ce paramètre. La position d'accouchement ne fait en effet pas partie des marqueurs habituellement relevés dans les maternités. De plus, sa précision sur le partogramme, c.-à-d. l'enregistrement graphique de l'évolution du travail, de l'accouchement ainsi que des données de surveillance maternelle et fœtale, ne fait pas partie des critères recommandés pour évaluer la qualité du partogramme (33). Les données disponibles sur les positions d'accouchement sont donc peu nombreuses et font souvent preuve de limites méthodologiques.

Par exemple, l'étude récente de Lepleux et coll. (34), qui a tout de même le mérite d'être l'une des premières sur le sujet en France, s'intéresse plus aux changements de positions pendant le travail qu'aux positions en elles-mêmes. Dans cette étude qui portait sur un échantillon de 1906 accouchements, les auteurs rapportent que lors de la phase active du

travail la position assise et assise aménagée étaient les plus utilisées (19,3% et 26,8% respectivement). En phase expulsive, près de 66,8% des femmes étaient en positions gynécologiques, 21,7 % en position gynécologique aménagée et 10,8 % des femmes en décubitus latéral. Trois d'entre elles avaient accouché sur un tabouret et neuf à quatre pattes (ce qui représentait moins de 1 % des accouchements). Pour ces auteurs, le terme « aménagé » implique « un respect de la physiologie (posture étirée, angle rachis-fémur inférieur à 90°, concordance des axes, possibilité de rotation des fémurs et de nutation du sacrum) et/ou l'utilisation d'accessoires (coussins d'appui ou de maintien à microbilles (type Corpomed®), galette, ballon...) ». On peut également reprocher à cette étude un biais de sélection puisque l'échantillon étudié représente seulement 40% des accouchements sur la période d'étude.

Les revues de la littérature s'intéressant aux positions d'accouchement incluent essentiellement des essais randomisés qui cherchent à mesurer les conséquences obstétricales de chaque position testée (35–37). Une étude observationnelle portant sur une large cohorte suédoise (12782 femmes), dont l'objectif principal était d'estimer l'impact des positions d'accouchement sur les déchirures périnéales, rapporte que 83.9% des naissances s'effectuaient en positions horizontales (c.-à-d. en position dite de Mauriceau, latérale ou semi-couchée) (38). Les mêmes résultats sont observés par une étude brésilienne, avec un taux de positions horizontales (définie ici comme les positions demi-assises avec un angle entre le tronc et la table de 45 °) de 82.3% sur 1079 accouchements (39). Cette dernière étude donne par ailleurs un aperçu de la distribution des autres positions d'accouchement: 16% pour la position latérale gauche, 0.8% pour la position accroupie, 0.7% pour la position « quatre pattes » et 0.2% pour la position debout. Ces résultats contrastent avec ce qui est observé dans une étude au Népal où seulement 52.9% des accouchements se font en position horizontale (allongée), tandis que 38,9% se font en position accroupie et 8.3% en position debout (40). Cette étude n'avait pas non plus comme objectif principal l'étude des positions d'accouchement, mais s'intéressait aux facteurs de risque de prolapsus et d'incontinence urinaire.

Il serait donc intéressant de compléter ces études sur l'utilisation des positions d'accouchement en proposant des études observationnelles multicentriques dont l'objectif principal sera de décrire la distribution des positions d'accouchement.

I.2.3 ROLE DE LA SURVEILLANCE ET DE L'INTERVENTION SUR LES POSITIONS ADOPTEES ?

Comme évoqué précédemment, la position dite de « Mauriceau », et les positions horizontales de manière plus générale, facilitent l'intervention obstétricale et la surveillance de la progression du travail en offrant un large accès au périnée de la parturiente.

Les positions que les femmes prennent en salle d'accouchement sont donc largement influencées par ces contraintes de surveillance du travail. Dans une recherche permanente du contrôle du risque résiduel propre à l'aviation, les maternités ont ainsi systématisé la surveillance de rythme cardiaque fœtal en continu. La surveillance de la progression du travail est donc facilitée par une position horizontale lors de la première phase du travail et par une position « dite de Mauriceau » lors de la phase expulsive en offrant un large accès au périnée de la parturiente. (41). Une plus grande liberté dans le choix des positions passe probablement par un monitoring du rythme cardiaque fœtal par télémétrie dont peu de maternités disposent encore à l'heure actuelle.

À cela, s'ajoute la possibilité de bénéficier d'une péridurale. En France 78 % des accouchements se font sous péridurale (3). Un des corollaires à ce mode d'analgésie est le fréquent bloc moteur. Pour des raisons évidentes de sécurité, la péridurale est donc souvent associée à des positions d'accouchements horizontales afin de limiter le risque de chute. Seule la péridurale déambulatoire constitue une alternative analgésique compatible avec une position verticale. Cette pratique qui a pour contrainte la recherche d'une absence de bloc moteur tout en provoquant une analgésie suffisante (42) reste pour l'instant marginale dans notre pays.

I.2.4 LES POSITIONS AU COURS DU TRAVAIL ET DE L'ACCOUCHEMENT ET LEURS CONSEQUENCES MATERNO-FŒTALES ET NEONATALES

Les positions horizontales, largement adoptées par les maternités, ne semblent pas sans impact sur le déroulement du travail et le confort de la patiente. Pour caractériser l'impact des positions sur le déroulement de l'accouchement, il faut étudier les données relatives au travail obstétrical proprement dit (durée du travail, recours à une extraction instrumentale ou à une césarienne), mais aussi fœtales (anomalies du rythme cardiaque fœtal) et maternelles (déchirure périnéale, épisiotomie, hémorragie de la délivrance, douleur).

Lors de la première phase du travail, comme lors de la seconde phase, de nombreux auteurs suggèrent que les positions verticales possèdent des avantages obstétricaux par rapport aux positions dites horizontales (43). Nous avons précisé en prolégomènes que nous allons focaliser notre réflexion sur la fin de la première phase ainsi que sur la deuxième phase du travail.

L'étude de la première phase du travail est difficile, car il faut distinguer deux parties, phase de latence et phase active, dont les limites sont floues. La revue de Lawrence et coll. qui est l'une des seules à s'intéresser à l'impact des positions d'accouchement lors la première phase du travail ne distingue pas la phase de latence de la phase de dilatation active (37). Pourtant, l'effet d'une position verticale n'est probablement pas le même à 3 cm de dilatation sur une présentation fœtale haute et mobile, qu'en fin de dilatation, au moment de la confrontation céphalopelvienne et parfois en voie d'engagement. D'après cette revue, les positions verticales adoptées lors de la première phase semblent avoir une action sur la deuxième phase du travail puisqu'une diminution de l'incidence de l'extraction instrumentale⁶ est observée RR=0,80 IC95% [0,69-0,92]. Toutefois, aucune hypothèse n'est formulée pour expliquer ce résultat. En revanche, les positions verticales, en première phase du travail, sont sans effet sur les taux de césarienne (37).

L'impact obstétrical des positions verticales par rapport aux positions horizontales lors de la deuxième phase du travail a été beaucoup plus exploré. Il a en effet fait l'objet de plusieurs publications qui seront détaillées dans les prochaines lignes et qui sont résumées par la figure 8 (35,36,44).

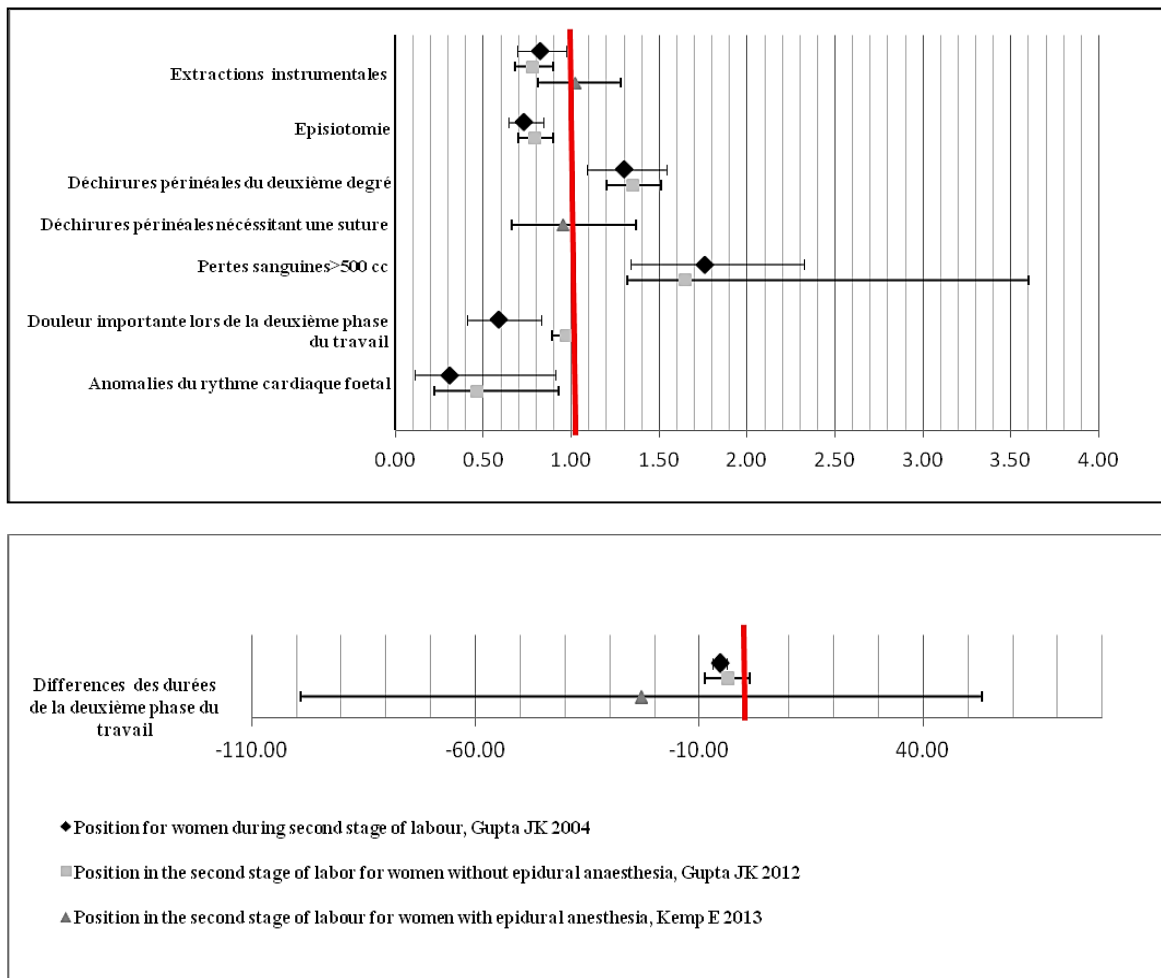
I.2.4.1 DUREE DU TRAVAIL

En dépit de nombreux biais méthodologiques soulignés par ses auteurs, une méta-analyse récente incluant 25 études et 5218 femmes montre une diminution de la durée de la première phase du travail lorsque les parturientes sont en positions verticales par rapport aux positions horizontales (37). Dans cette revue, la déambulation, le coussin d'accouchement, la position assise, la position debout, et la position à genoux sont classées dans la catégorie « positions verticales » tandis que les positions couchées, semi-couchées ou latéralisées sont classées

⁶ Les extractions instrumentales concernent les aides qui sont utilisées lors de la naissance à l'aide de forceps ou de ventouses pour hâter la naissance soit en raison d'une souffrance fœtale (manque d'oxygénation), soit en raison d'une fatigue maternelle.

dans la catégorie « positions horizontales ». Le gain de temps pour les positions verticales sur le travail obstétrical serait d'une heure en moyenne, mais ce gain ne serait significatif que chez les multipares (gain moyen d'une heure et demie). Cette différence observée entre les primipares et les multipares doit être interprétée en tenant compte de certaines particularités physiologiques. En effet, si les phases d'effacement du col de l'utérus, de dilatation et d'expulsion sont bien individualisées chez la primipare, il est beaucoup plus difficile de segmenter le travail d'une multipare, ce qui peut induire un biais de classement difficilement contrôlable.

FIGURE 8: PRINCIPALES ISSUES OBSTETRIQUES ETUDIEES PAR LES 3 REVUES DE LA LITTERATURE DE LA COCHRANE COMPARANT LES POSITIONS D'ACCOUCHEMENT VERTICALES AUX HORIZONTALES (35,36,44) (ODDS RATIO OU MINUTES, AVEC INTERVALLE DE CONFIANCE A 95%)



Concernant la deuxième phase de travail, cette même revue rapporte que la position prise lors de la première phase du travail n'a pas d'impact significatif sur la durée de cette phase d'expulsion (37). Les résultats semblent néanmoins contradictoires puisqu'une revue Cochrane montre que cette deuxième phase pouvait être raccourcie d'environ 4 minutes (4,28 minutes IC95% [2.93-5.63]) par la mise en positions verticales (35).

I.2.4.2 PERFUSION ET OXYGENATION FŒTALES

D'un point de vue fœtal, il existe une hypothèse selon lesquelles les positions verticales ou latérales amélioreraient la perfusion utéro-placentaire en décompressant les vaisseaux intra-abdominaux. Ceci se traduirait par une diminution des anomalies du rythme cardiaque fœtal. Deux études corroborent cette hypothèse puisqu'elles montrent qu'il y aurait moins d'anomalies du rythme cardiaque fœtale en positions verticales qu'en positions horizontales (45–47).

Néanmoins, les résultats de ces deux études, souvent rapportées dans les différentes revues sur le sujet, doivent être interprétés avec prudence (35,44). Les résultats sont en effet à la limite de la significativité pour l'une (OR=0.28 IC95% [0.08-0.98]) (46), ou portent sur des faibles effectifs pour l'autre (45).

I.2.4.3 CONSEQUENCES MATERNELLES

Sur le plan maternel, d'après Lawrence et coll. (37), la position prise par la parturiente lors de la première phase du travail n'aurait d'influence, ni sur le risque de déchirure du deuxième degré ou d'épisiotomie, ni sur le risque d'hémorragie de la délivrance. Par contre, lors de la deuxième phase du travail, comparativement aux positions horizontales, les positions verticales augmenteraient le risque de déchirure du deuxième degré (RR=1,30 IC95% [1.09-1.54]) et d'hémorragie de la délivrance (RR=1,76 IC95% [1.34-3.32]) , tout en diminuant le risque d'épisiotomie (RR=0,73, IC95% [0.64-0.84])(35).

Cette association entre la position maternelle au cours de la deuxième phase du travail et les déchirures du sphincter de l'anus a été renforcée par des données provenant de Suède où la position verticale a été couramment utilisée dans les années 80-90. En effet, parallèlement, une augmentation de 0,7% en 1982 à 2,9% en 1996 du nombre de déchirures périnéales était observée. L'une des hypothèses suédoises soutenue serait que les positions alternatives comme les positions verticales diminuent la visualisation et la protection manuelle du périnée lors de l'expulsion, et donc diminuent la prévention des blessures du sphincter externe de l'anus (48). Ce résultat a été renforcé par une réduction importante des ruptures du sphincter anal (de 4,03% à 1,17%, $p < 0,001$) après une intervention nationale en Norvège recommandant la position gynécologique pendant la phase d'expulsion avec un soutien manuel du périnée (49).

I.2.4.4 DOULEURS

Les parturientes avec ou sans péridurale ne rapportent pas plus de douleurs sévères en positions verticales ou horizontales, et ce, en première (37) comme en deuxième phase du travail (50). Lors d'analyses secondaires stratifiées selon la péridurale, on retrouve qu'en absence de péridurale, les positions verticales diminuent la douleur rapportée pendant le travail (RR=0,73 IC95 % [0,60-0,90]) (36).

I.2.4.5 LIMITES DANS L'INTERPRETATION DES RESULTATS

Les résultats présentés précédemment issus de larges revues de la littérature sont à pondérer, car si la puissance statistique est indiscutable de par l'importance des effectifs, la définition des interventions dans ces articles soulève certaines réserves.

Les issues obstétricales observées doivent ainsi être interprétées avec prudence. En effet il n'est pas sûr que les positions verticales aient un rôle propre dans l'augmentation des pertes sanguines, d'épisiotomie ou dans la diminution des extractions instrumentales. Comme déjà évoquées, les positions verticales rendent la surveillance du travail plus difficile, ce qui peut expliquer pourquoi le recours aux extractions instrumentales est différé. De la même façon, l'épisiotomie est, on le conçoit, bien moins aisée à réaliser en positions verticales qu'en positions horizontales. De ce fait, les positions verticales pourraient restreindre le recours à l'épisiotomie ce qui se traduirait par une augmentation des déchirures périnéales du second degré comme le confirment les observations faites en cas de politique d'utilisation restrictive de l'épisiotomie lors de l'accouchement (51).

En ce qui concerne les pertes sanguines, nous avons vu que les positions verticales semblent être associées à un sur-risque d'hémorragie du post-partum (cf. Figure 8), mais il n'est pas sûr que ce sur-risque soit associé aux positions en elle-même. En effet, il est maintenant établi que la quantification précise des pertes sanguines après l'accouchement soit l'une des meilleures façons de prévenir les hémorragies graves du post-partum notamment par l'utilisation de sac de recueil de sang conçu pour la position gynécologique (52). Un retard dans le diagnostic de pertes sanguines anormales augmente le risque d'hémorragie grave du post-partum (pertes sanguines > 1.5L). Certaines positions verticales (accroupie, debout), en rendant les quantifications des pertes sanguines imprécises (car il n'y a pas de sac de recueil adapté à ces positions), peuvent probablement être associées à une augmentation du risque d'hémorragies graves du post-partum, sans que la position en tant que telle ne joue un rôle propre dans la survenue de l'hémorragie.

La mesure de l'impact des positions d'accouchement en termes de conséquences obstétricales soulève par ailleurs de nombreuses difficultés méthodologiques que ni les études interventionnelles ni les études rétrospectives observationnelles ne peuvent résoudre. On peut ainsi noter une absence de randomisation pour la majorité des études incluses, exposant ainsi les résultats à un biais de sélection majeur. De plus, les types d'intervention ne sont pas toujours précisément décrits (37). Qui plus est, la durée pendant laquelle la patiente adopte une position et l'éventuel passage d'un groupe à l'autre au cours du travail n'est pas toujours précisé, comme l'a bien souligné Gupta et coll. (35).

L'analgésie péridurale est potentiellement aussi un facteur de confusion dont il faut tenir compte lorsque l'on compare les positions d'accouchement entre elles. Afin de tenir compte de cet effet, deux revues de la littérature récentes ont étudié l'impact des positions d'accouchement (verticales vs horizontales) sur la deuxième phase du travail en tenant compte de l'analgésie péridurale. Ainsi Gupta et coll. ont étudié les résultats en l'absence d'analgésie péridurale (36), tandis que Kempt et coll. ont étudié les résultats pour des parturientes bénéficiant toutes de celle-ci (44). Pour les femmes qui accouchent sans analgésie péridurale, les résultats en termes d'issues materno-fœtales sont comparables à ce qui a été observé par ce même Gupta en 2004 dans une revue pour laquelle l'exposition à celle-ci n'était pas prise en compte (35) (Cf. Figure 7). En revanche, sous analgésie péridurale, les issues materno-fœtales en positions verticales ne sont pas significativement différentes de celles observées en positions horizontales (44). Nous avons peu d'hypothèses pour expliquer ces observations. Nous savons simplement que l'analgésie péridurale a pour effet de diminuer l'activité musculaire utérine (53,54), ce qui entraîne fréquemment un bloc moteur qui pourrait inhiber l'activité des muscles périnéaux. La très récente mise à jour de la Cochrane sur le sujet n'apporte pas de nouvelle information pour les femmes n'ayant pas d'analgésie péridurale (55).

Pour finir, dans ces études, l'absence de description précise et de contrôle des positions adoptées (membres inférieurs, rachis, colonne vertébrale ...) rend l'interprétation des études et la comparaison des positions d'accouchement très approximative. Ces études souffrent donc d'un biais de classement des positions majeures qui réside dans la définition même des postures d'accouchement. Il semble en effet difficile de justifier tous les bénéfices des positions verticales en tenant compte de la seule position du dos. Comme le montrent les résultats avec péridurale, il semble donc important d'approfondir les mécanismes mis en jeu

lors des accouchements pour mieux appréhender les bénéfices éventuels d'une position d'accouchement sur une autre.

I.3 DOIT-ON ALLER VERS UNE APPROCHE PLUS BIOMECANIQUE QU'EPIDEMIOLOGIQUE POUR ETUDIER LES POSITIONS D'ACCOUCHEMENT ?

Les études épidémiologiques ou les essais cliniques jugent a posteriori de l'effet d'une intervention par rapport à une autre, en s'affranchissant souvent de la compréhension des mécanismes mis en jeu lors de la mise en place de l'intervention. Or, la description fondamentale de ces mécanismes permettrait non seulement de mieux comprendre les bénéfices observés d'une position par rapport à une autre lors de l'accouchement, mais aussi, ce qui est finalement souhaité, de mieux les maîtriser et les reproduire. Maintenant, que savons-nous sur ces mécanismes et quels sont les éléments théoriques qui pourraient expliquer les avantages d'une position d'accouchement sur une autre ?

Les positions horizontales semblent donc avoir un intérêt pour le personnel médical en facilitant la surveillance du travail et l'intervention, alors que les positions verticales auraient des avantages plus obstétricaux même si certaines précautions sont à prendre lors de l'interprétation des études mentionnées précédemment. La prochaine section s'attache donc à faire le lien entre mécanique obstétricale et position d'accouchement.

I.3.1 MECANIQUE OBSTETRICALE ET POSITION D'ACCOUCHEMENT

Avec une vision très mécanistique de l'accouchement nous avons vu, de façon très schématique, que l'accouchement dans l'espèce humaine fait intervenir:

- Un mobile: le fœtus;
- Un passage à franchir: bassin osseux, col de l'utérus, parties molles;
- Un moteur: la contraction utérine et la poussée maternelle en phase d'expulsion.

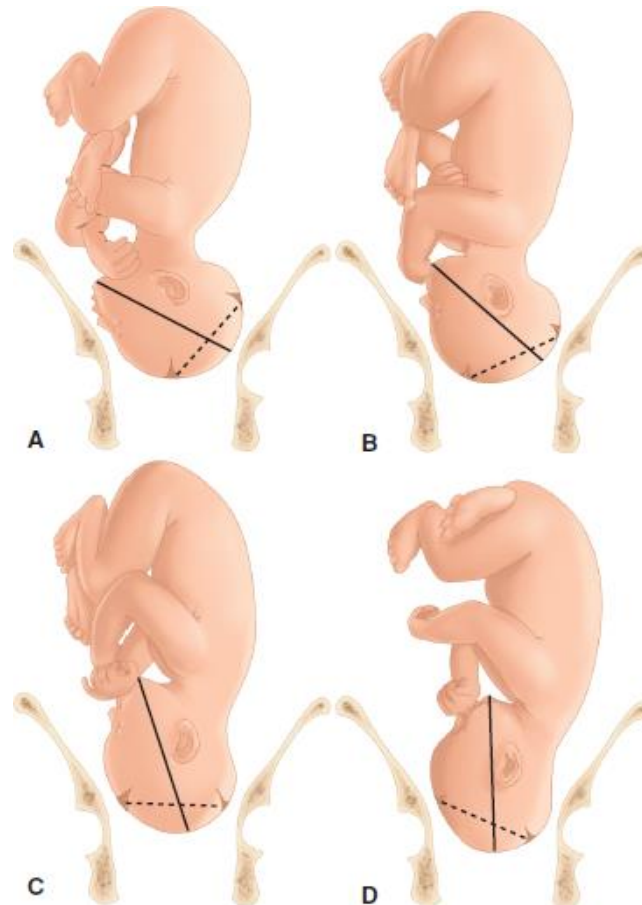
I.3.2 RELATION ENTRE LA POSITION D'ACCOUCHEMENT ET LE MOBILE FŒTAL

Lors d'un accouchement, les contraintes mécaniques dépendent des diamètres fœtaux qui font face aux obstacles. Il faut, dans l'idéal, que le fœtus se présente avec un degré de flexion de la tête (appelé communément pôle céphalique en obstétrique) maximum afin de présenter

le plus petit diamètre (diamètre sous occipito-bregmatique) dans l'aire du détroit supérieur et cela, de préférence, en variété antérieure (6).

Le pôle céphalique est la partie qui importe le plus en matière de mécanique obstétricale, en raison de sa pseudo-incompressibilité. Un modelage fœtal est néanmoins possible par chevauchement des écailles occipitales, pariétales et frontales afin de réduire les diamètres de présentation. La déflexion de la présentation (c'est-à-dire une extension modérée de la tête du fœtus) peut constituer une cause de dystocie mécanique pouvant conduire à une difficulté dans la progression du travail obstétrical (cf. Figure 9).

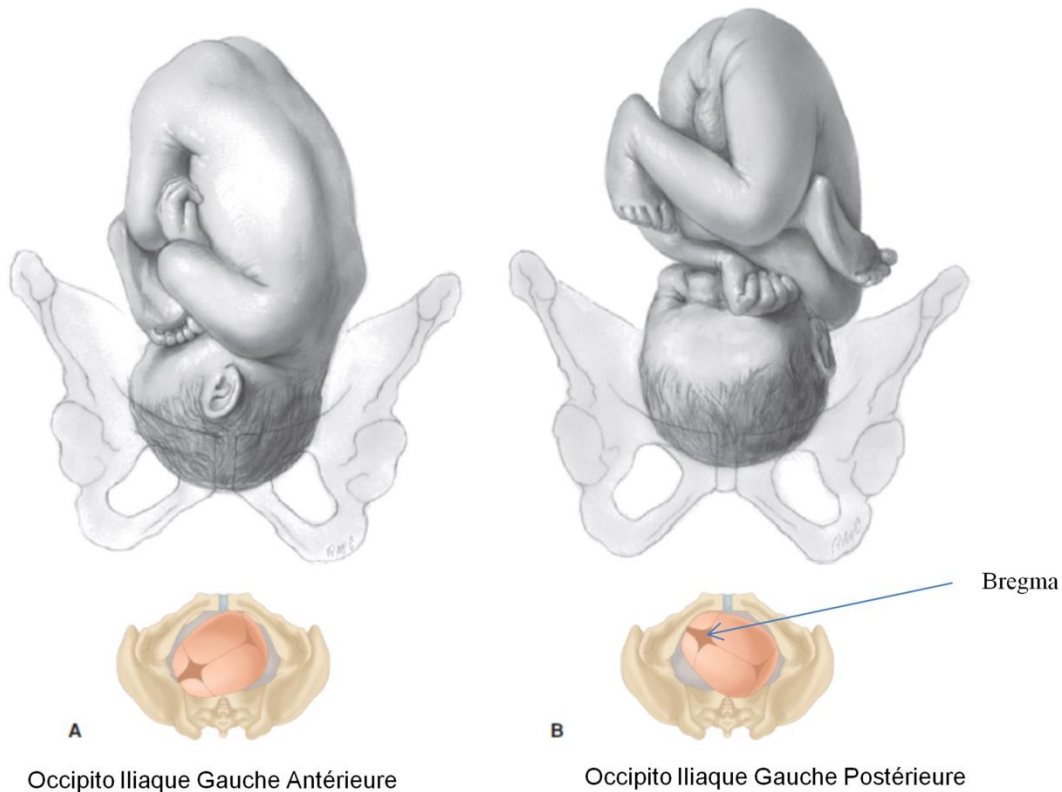
FIGURE 9: DIFFERENTS DEGRES DE FLEXION DE LA TETE FŒTALE, D'APRES WILLIAMS OBSTETRICS (6)



Légende: (A) position neutre, (B) flexion modérée (communément appelé présentation du Bregma du nom de la petite fontanelle que l'on perçoit au centre de l'excavation lors du toucher vaginal), (C) flexion importante, (D) flexion maximum (présentation du sommet réputée la plus favorable pour l'accouchement)

En dehors d'exceptionnelles malformations maternelles ou fœtales, il n'existe pas à ce jour d'explication scientifiquement démontrée sur les causes de déflexion de la tête fœtale. Ces déflexions de la tête sont souvent associées à des présentations postérieures réputées plus dystociques que les variétés antérieures (cf. Figure 10).

FIGURE 10: EXEMPLE DE PRESENTATION CEPHALIQUE ANTERIEURE (A) ET POSTERIEURE (B) D'APRES WILLIAMS OBSTETRICS (6)



La fréquence des variétés occipito-postérieures est d'environ 20 % pendant le travail, et la majorité des fœtus en présentation du sommet évoluent vers une présentation antérieure au cours du travail (56). Cependant environ 5 % d'entre eux se présentent finalement à l'expulsion en occipito-postérieur (1 à 8 %) selon les différentes séries publiées (57,58). Les complications maternelles liées à l'accouchement en occipito-sacré sont bien connues (déchirures périnéales, sur-risque de césarienne) (59,60), et la thérapeutique posturale est régulièrement proposée pour corriger ce type de présentation.

Ainsi, il a été mentionné dans plusieurs travaux résumés par Hunter et coll. (61), d'adapter la position d'accouchement en cas de présentation postérieure avec, pour hypothèse, que la position à 4 pattes induirait une meilleure flexion de la présentation qui favoriserait elle-même la rotation du fœtus. Cette position maternelle devrait donc favoriser la flexion de la tête fœtale en rapprochant le contact osseux postérieur (occipital) et en éloignant le contact

antérieur (frontal). Deux essais randomisés récents évaluant l'impact des attitudes posturales pour corriger ce type de présentation dystocique se sont révélés négatifs (62,63). Les positions latérales asymétriques qui ont aussi été évoquées pour corriger ce type de présentation, n'ont pas fait la preuve de leur efficacité dans l'essai de Le Ray et coll. (64).

Ainsi, les hypothèses qui sont faites depuis de nombreuses années concernant l'effet des thérapeutiques posturales pour la correction de certaines variétés dites dystociques ne semblent pas se vérifier au vu des différents essais qui ont été réalisés.

L'utilisation de postures telle qu'elles sont utilisées de nos jours, c'est-à-dire sans contrôle biomécanique précis, ne semble pas avoir d'effet obstétrical scientifiquement démontré sur ces présentations.

I.3.3 RELATION ENTRE LA POSITION D'ACCOUCHEMENT ET LES OBSTACLES A FRANCHIR PAR LE MOBILE FŒTAL

I.3.3.1 LE BASSIN

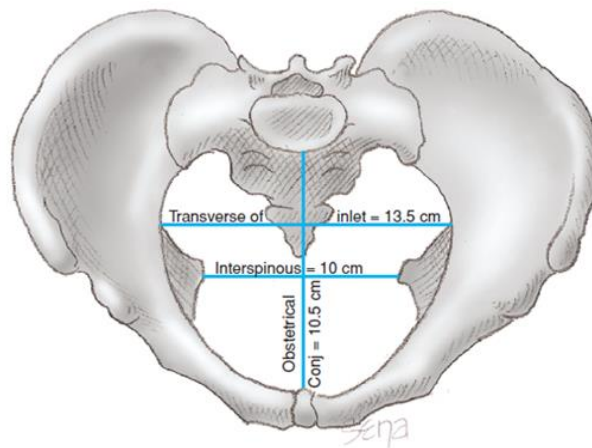
Dimensions du bassin

Les mouvements du bassin et les modifications des aires d'engagement de la présentation fœtale dans le bassin ont fait l'objet des théories de Farabeuf, publiées au début du 20^{ème} siècle (65) et encore enseignées de nos jours. Ces théories rapportent que des phénomènes de nutation ou de contre-nutation peuvent significativement agir sur les dimensions du bassin en augmentant de l'ordre de 10 mm les diamètres du détroit supérieur par exemple. De même, toujours selon Farabeuf, ces mouvements de nutation et contre nutation du bassin pourraient être accentués par respectivement une hyperflexion et hyperextension des cuisses. D'après cette théorie, une position d'accouchement incluant une hyperflexion des cuisses augmenterait donc le diamètre du bassin.

Certaines études ont cherché à mesurer les modifications des diamètres du bassin en fonction de la position d'accouchement, mais les résultats sont contrastés. Les premières études radiologiques réalisées sur des faibles effectifs et sur des patientes non enceintes montraient ainsi une stabilité des dimensions du bassin lorsque les patientes passaient d'une position gynécologique classique à la position accroupie (66–68). De l'apparition de nouvelles technologies comme l'IRM a résulté une nouvelle série d'études sur le sujet. Or, ces études ont

mis en évidence des modifications significatives des diamètres du bassin en fonction des positions (69,70). Dans ces études, la position accroupie (appelée "squatting" en anglais), augmentait de 6 à 8 mm certaines dimensions du bassin notamment le diamètre inter-épineux (69,70). Dans ces deux études, chez les femmes enceintes comme chez les femmes non enceintes, on observait également une diminution du diamètre antéro-postérieur (diamètre appelé « Obstetrical » sur la Figure 11) et un "élargissement" du bassin de quelques millimètres (diamètre noté « interspinous » sur la Figure 11). Il n'y a pas, à notre connaissance, d'autres études qui analysent les effets des autres positions (latéral, assise...) sur les dimensions du bassin.

FIGURE 11: PRINCIPAUX DIAMETRES DU BASSIN OBSTETRICAL D'APRES WILLIAMS OBSTETRICS (6)



Une dernière étude radiologique portant sur la manœuvre de McRoberts consistant à provoquer une hyper flexion des cuisses sur le tronc à partir d'une position gynécologique n'a montré aucune variation des diamètres du bassin (71).

FIGURE 12: POSITION UTILISEE PAR REITTER ET COLL. DANS L'IRM (70)



Ces résultats contrastés peuvent en partie s'expliquer par les positions souvent très différentes et variées qui sont explorées avec parfois de grandes approximations dans leurs définitions. Par exemple, Reitter et coll. tirent des conclusions biomécaniques sur la position

de McRoberts ou la position accroupie (squatting), alors qu'ils ont manifestement positionné leurs sujets à quatre pattes dans l'IRM (cf. Figure 12).

La définition des positions dans ces études est par ailleurs très approximative, mais plus encore, la flexion des cuisses n'est pas du tout contrôlée. Or, il a été évoqué précédemment que les modifications des diamètres du bassin seraient liées à la position des cuisses. Qui plus est, les positions explorées dans ces études sont limitées par les contraintes imposées par les méthodes d'imagerie médicale employées (Cf. Figure 13)(72).

FIGURE 13: SCANNER UTILISE DANS L'ETUDE DE MICHEL ET COLL. (69)



Enfin, certains paramètres intrinsèques des sujets comme la laxité ligamentaire ne sont pas pris en compte dans ces études. Il est pourtant maintenant bien établi que l'augmentation de la laxité ligamentaire est une quasi constante pendant la grossesse, ce qui n'est probablement pas sans impact sur les ligaments unissant les os du bassin (73). Une augmentation de la laxité ligamentaire devrait favoriser la capacité du bassin à se déformer en profitant de la plus grande élasticité de ses ligaments. Cette modification de la laxité est probablement un phénomène dynamique dont il faut tenir compte lors d'étude de biomécanique obstétricale (70).

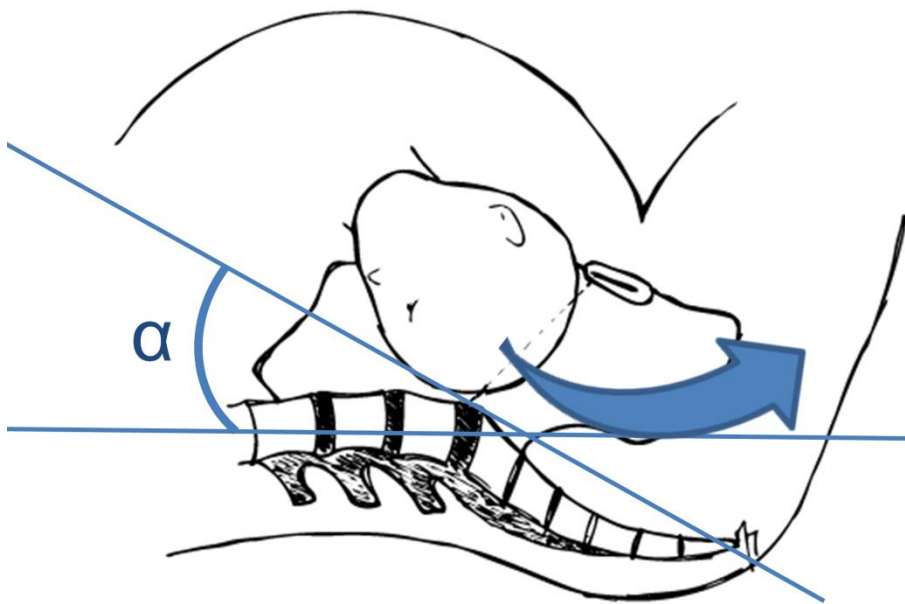
Orientation du bassin et action du rachis

Dès l'antiquité, il a été noté que la position des jambes, des cuisses et de la courbure lombaire de la patiente n'était pas sans impact sur la mécanique obstétricale. Aspasia, sage-

femme, compagne de Périclès (499-429 av. J.-C.) aurait ainsi écrit: « *Si la difficulté provient de la courbure des lombes, il(le médecin) fera mettre la parturiente les genoux fléchis pour que, la vulve étant située au sommet, les voies s'accommodent plus facilement. On fera coucher de même les femmes grasses et fortes.* » (Annexe 1) (74). Cette recommandation, sous-entend que la courbe lombaire influence la mécanique obstétricale et qu'un moyen de la corriger réside dans le fléchissement des cuisses. Les avantages de positions dites verticales telle la position accroupie résident donc peut-être dans l'hyper-flexion qu'elle provoque au niveau des hanches, de la rétroversion du bassin et de la correction de lordose lombaire que la position entraîne.

Ces observations ont été reprises et formalisées par Rosa, un des pionniers du concept d'"obstétrique rationnelle" dans les années 50. Rosa formulait ainsi que l'optimisation de la progression du fœtus passerait par l'obtention d'un « toboggan obstétrical » limitant les obstacles à la progression du fœtus (23) (cf. Figure 14).

FIGURE 14: LE CONCEPT DU "TOBOGGAN OBSTETRICAL"



La réduction de l'angle entre l'axe d'engagement et la ligne reliant les centres des troisième et cinquième vertèbres lombaires (représenté sur la figure 14, par l'angle alpha), pourrait être un facteur de réduction d'obstacle à la progression du fœtus, en réduisant la lordose lombaire.

Toujours selon Rosa, il serait par ailleurs possible d'orienter le bassin pour corriger ces

défauts d'inclinaison, considérés comme une cause majeure de dystocie mécanique (23,75). Dans ses analyses de cas cliniques, Rosa rapporte ainsi qu'une approche obstétricale globale, intégrant la position de la patiente, la position fœtale et l'architecture du bassin, permet d'aboutir à un accouchement par voie basse sans difficulté alors même que la césarienne semblait s'imposer (75). Ses écrits ont certes été publiés à une période où la césarienne n'était pas réalisée dans les mêmes conditions de sécurité qu'actuellement. Mais son témoignage qui repose sur les bases d'une certaine logique obstétricale, sous-entend qu'un accouchement ne peut se réaliser que lorsqu'il existe une adéquation entre la contraction utérine, l'axe d'engagement, le mobile fœtal, et les diamètres du bassin.

Bien que l'angle de progression fœtale soit considéré comme un élément fondamental lors de l'accouchement par voie basse, aucune étude n'a cherché à mettre en évidence l'influence des positions d'accouchement sur cet angle de progression (70). Même si cela peut être quelque part compréhensible, du fait des difficultés pour y parvenir, il semble étonnant que cela ne constitue pas une piste de recherche.

FIGURE 15: DYSTOCIE DES EPAULES ET MANCEUVRE DE MCROBERTS D'APRES WILLIAMS OBSTETRICS (5)



Une étude que nous avons déjà citée a mis en évidence l'intérêt d'agir sur la mobilisation de la parturiente dans un cas particulier de dystocie: la dystocie des épaules (71). Cette pathologie survient lorsque les épaules restent bloquées dans le bassin après la naissance ce qui expose le fœtus à l'hypoxie et divers traumatismes (élongation du plexus brachial, et

fractures humérales et/ou claviculaires entre autres). Dans cette situation une manœuvre est recommandée en première intention, la manœuvre de McRoberts (76). Cette manœuvre consiste à réaliser une hyperflexion des membres inférieurs sur le tronc de la patiente (77). Elle est souvent associée à une pression sus-pubienne (cf. Figure 15). Dans leur étude, Gherman et coll. ont tenté d'objectiver la mobilisation du détroit supérieur et de la colonne vertébrale lombaire lors de la manœuvre de McRoberts (71). D'après leurs résultats, cette manœuvre s'accompagne d'une rotation céphalique de la symphyse pubienne ainsi qu'une diminution de la lordose lombaire (71) (cf. Figure 6). Ces résultats semblent confirmer la possibilité d'agir sur le bassin et les lombes en manipulant les cuisses.

La particularité de cette manœuvre est que la mise en position des patientes sollicite d'un point de vue biomécanique le complexe lombo-pelvi-fémoral. Ce complexe est très étudié en orthopédie notamment dans le cadre de la problématique de la prothèse de hanche et de son impact sur la stabilité et le positionnement du bassin (78). En obstétrique, l'interrelation de ces trois éléments n'a jamais été explorée dans le contexte du positionnement des parturientes. Lorsque la position d'accouchement est définie, seule la position du rachis par rapport à la verticale est évoquée. La position relative du bassin par rapport au rachis ou encore la flexion des cuisses n'est, quant à elle, peu ou pas évoquée.

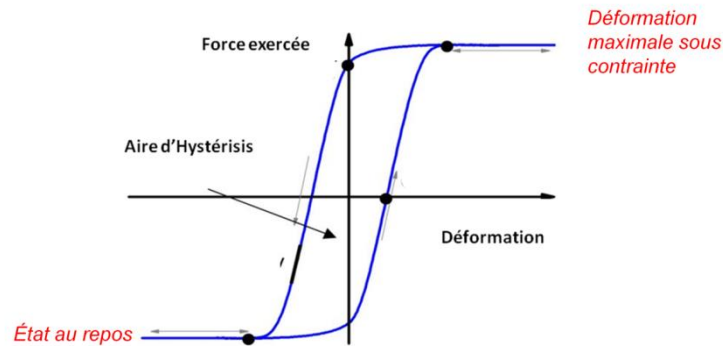
Les informations limitées qu'apportent ces différents travaux semblent soutenir la pertinence de mesurer avec précision la position des cuisses, du bassin et des lombes pour mieux comprendre l'influence des positions d'accouchement sur l'axe d'engagement du fœtus.

I.3.3.2 LE COL DE L'UTERUS

En ce qui concerne l'obstacle que représente le col de l'utérus, il n'est pas aisé d'établir une quelconque influence des positions sur sa structure. Certains auteurs évoquent l'hypothèse selon laquelle les positions verticales favoriseraient l'alignement entre le fœtus et le "canal de naissance" dont le col de l'utérus fait partie (79,80). Seulement, quand on y regarde de plus près, les auteurs qui servent de point d'appui lors de l'évocation de cette hypothèse n'affirment absolument pas cela. Par exemple, Jowitt écrit que les positions verticales favorisent un meilleur alignement du fœtus et du col de l'utérus en citant Chen et coll. (81). Dans l'article de Chen et coll., il n'est fait mention que de l'amélioration de l'efficacité des efforts expulsifs et une meilleure stimulation de ce réflexe, mais pas d'alignement du col de l'utérus avec le corps de l'utérus. De ce fait, l'effet positif des

positions verticales qui se traduit par un raccourcissement de la première phase du travail (37), et donc de la phase de dilatation du col de l'utérus, proviendrait d'une action sur le col de l'utérus dont le mécanisme n'est pas encore élucidé.

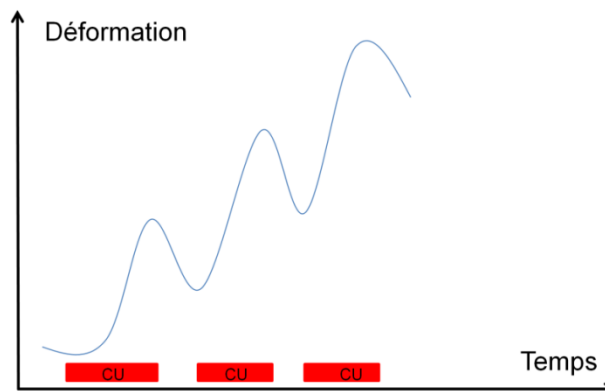
FIGURE 16: EXEMPLE DE COURBE D'HYSTERESIS D'UN MATERIAU ELASTIQUE



Légende: Considérer le col de l'utérus comme un élastomère à l'instar de Glass et coll (82), revient à considérer que le col de l'utérus répond aux mêmes lois physiques que les plastiques élastiques.

Glass et coll. considèrent l'utérus comme une sorte d'élastomère proche du nylon (82). Or, pour ce type de matériaux, une force appliquée pendant une durée et une intensité minimum peut résulter en un raccourcissement de sa boucle d'hystérésis en ne permettant pas de retour à l'état initial (83) (cf. Figure 16 et 17). La figure 17 illustre ce comportement "visco-élastique" que l'on attribue au col de l'utérus.

FIGURE 17: ILLUSTRATION DE L'IMPACT DU RACCOURCISSEMENT DE LA COURBE D'HYSTERESIS DU COL DE L'UTERUS LORS DU TRAVAIL OBSTETRICAL SELON L'HYPOTHESE QU'IL SE COMPORTE COMME UN ELASTOMERE



Légende: CU: Contraction utérine

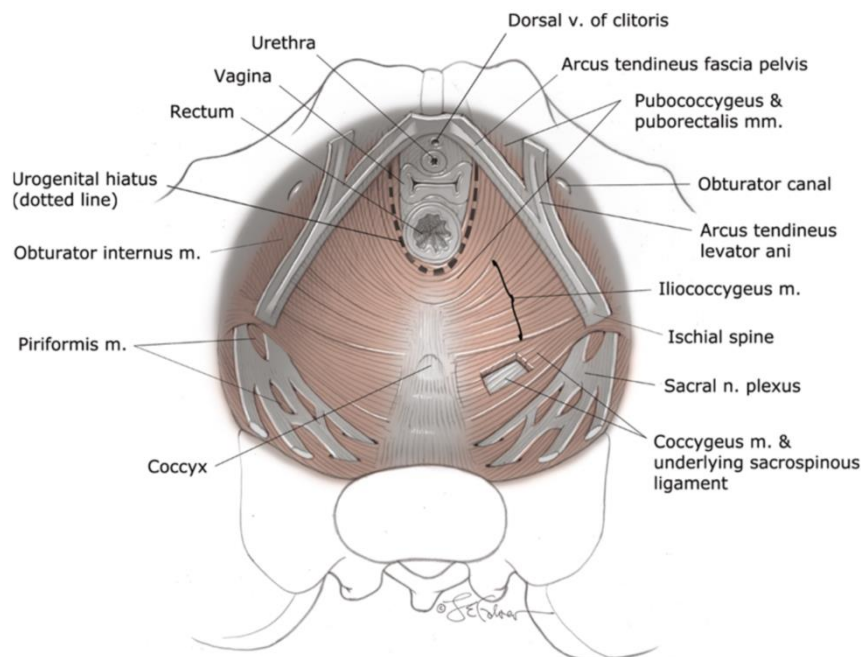
Chaque contraction entraîne une déformation du col de l'utérus (dilatation). Le temps séparant deux contractions ne permettant pas au col de revenir à son état initial, le col se dilate

progressivement. Le mécanisme d'action de l'influence de la position de la parturiente sur la dilatation du col s'explique donc peut-être par ce raccourcissement de cette boucle d'hystérésis. Dans ce cas, l'influence des positions sur la dilatation du col de l'utérus viendrait plutôt des forces exercées sur celui-ci par une meilleure action de la contraction utérine ou bien par un déplacement plus important du mobile fœtal, seules actions permettant de raccourcir cette boucle.

I.3.3.3 LES PARTIES MOLLES

L'influence de la position prise par la parturiente pendant le travail sur l'obstacle que constituent les parties molles pour la progression du mobile fœtal n'est là non plus pas bien connue. Lors de la confrontation foeto-pelvienne, les résistances en jeu intègrent, comme évoqué précédemment, le bassin osseux, mais aussi les parties molles qui l'entourent, d'où la notion de bassin mou constituant un entonnoir musculo-aponévrotique fermant l'excavation osseuse et réalisant un plancher pelvi-périnéal (cf. Figure 18).

FIGURE 18: VUE SUPERIEURE DU PLANCHER PELVIEN MUSCULO-APONEVROTIQUE: D'APRES WILLIAMS GYNECOLOGY (84)



L'influence de ce plancher pelvien pendant l'accouchement est encore mal compris, car si certains font l'hypothèse qu'un plancher pelvien tonique pourrait faire obstruction à la sortie du fœtus, d'autres résultats semblent démontrer l'inverse (85–88). Ainsi, Aran et coll., dans une étude observationnelle prospective cas-témoin, ont relevé que les femmes césarisées pour

échec de déclenchement avait une tonicité pelvienne plus importante que celles ayant accouché par voie basse (88). Salvesen et coll. ont quant à eux, montré dans un essai randomisé que les femmes qui avaient bénéficié d'un programme d'entraînement des muscles périnéaux pendant la grossesse (entraînant, on peut le supposer, une augmentation de la tonicité du périnée) avaient une seconde phase du travail plus courte (85). Seulement, ce résultat n'a jamais été confirmé par les études qui ont suivi (86,87,89).

Reste à savoir comment évaluer objectivement et directement de façon fiable et reproductible les propriétés viscoélastiques du plancher pelvien, car dans la littérature cette tonicité n'est jamais évaluée directement. C'est plutôt la force supportée par ce plancher pelvien qui est évaluée lorsque le terme « tonicité » passive est employé.

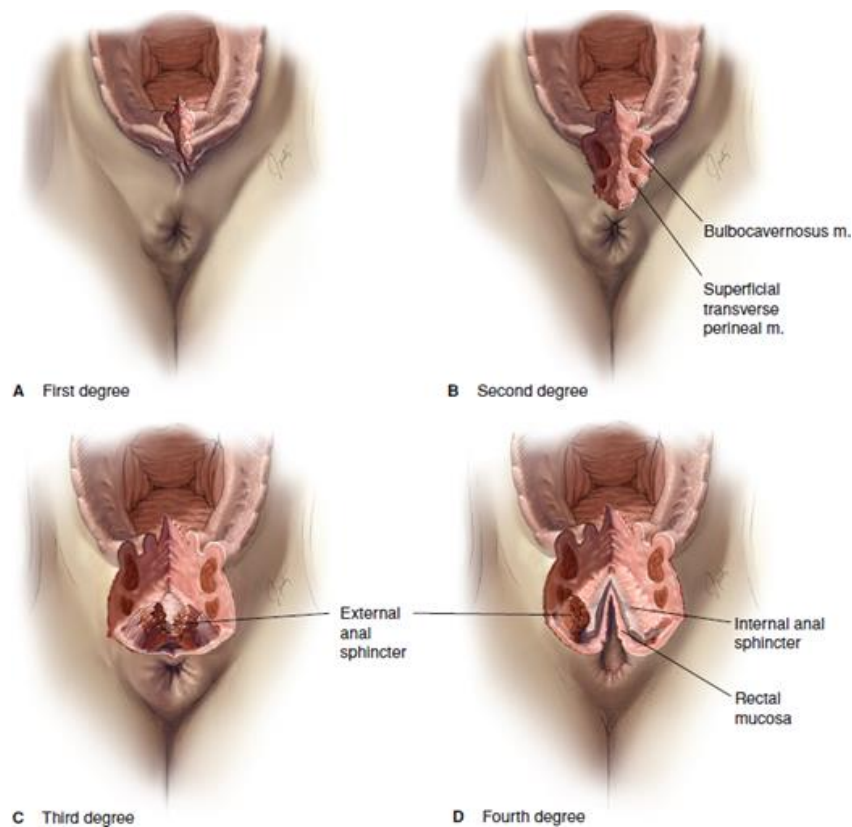
Les déformations subies par le périnée et les parties molles lors de l'accouchement se manifestent principalement par un étirement des muscles releveurs de l'anus. D'après le modèle obstétrical développé par Ashton-Miller et coll., ces muscles devraient supporter au moment de l'accouchement un étirement de 3,26 fois leur longueur alors que l'on sait que les muscles striés de l'organisme se rompent habituellement lors d'un étirement de 1,5 fois leur longueur (90). Ce plancher pelvien pourrait avoir un rôle mixte: passif par la déformation qu'il subit et actif dans l'orientation de la présentation par les forces qu'il exerce. En effet, les essais de modélisation de l'activité musculaire du plancher pelvien lors de l'accouchement montrent que les forces exercées par les muscles périnéaux sur la présentation fœtale augmentent au fur et à mesure de la progression du fœtus dans le bassin (91). Ces forces seraient d'autant moins intenses que la présentation est fléchie (92). Il y aurait donc une relation entre les forces exercées par le plancher pelvien et le degré de flexion de la présentation. Ces modèles en éléments finis sont des simulations qui ne permettent pas d'aller plus loin dans la compréhension du travail obstétrical. En particulier ils ne permettent pas de définir le rôle propre du périnée lors de l'accouchement.

Une autre façon d'appréhender le rôle de ces muscles lors du travail est aussi d'observer le résultat d'études cliniques comparant les femmes avec et sans péridurale, le bloc moteur fréquemment induit par cette analgésie pourrait inhiber l'activité de ces muscles périnéaux et entraver le déroulement du travail. Or la péridurale est un facteur de risque bien connu d'extraction instrumentale et d'augmentation de la durée de la seconde phase du travail (93). De même l'utilisation de faibles doses d'analgésique lors de la péridurale limitant le bloc moteur diminue le risque d'extraction instrumentale de péridurale (94). Même si ce n'est pas

le seul facteur sur lequel la péridurale intervient, l'inhibition de l'activité des muscles périnéaux pourrait avoir une influence importante sur le déroulement du travail.

FIGURE 19: LES CLASSIFICATION DES DECHIRURES PERINEALES, D'APRES WILLIAMS OBSTETRICS (5)

(A) Déchirures au premier degré impliquant la fourchette, la peau périnéale, et la muqueuse vaginale, mais pas le fascia sous-jacent et le muscle. Celles-ci comprenaient des lacérations péri-urétrales, qui peuvent saigner abondamment. (B) Déchirures du deuxième degré impliquant, en outre, le fascia et les muscles du périnée, mais pas le sphincter anal. Ces déchirures peuvent être sur la ligne médiane, mais se prolongent souvent vers le haut sur un ou les deux côtés du vagin, formant un triangle irrégulier. (C) Déchirures du troisième degré qui atteignent le sphincter anal externe. (D) Déchirures du quatrième degré qui se prolongent à travers la muqueuse rectale pour exposer sa lumière et impliquent donc des perturbations des deux sphincters anaux internes et externes.



La part entre flexibilité, élasticité et production de force de ce groupe musculaire reste à préciser, pour mieux comprendre son rôle dans le déroulement de l'accouchement.

Lorsqu'on s'intéresse précisément à l'impact des positions maternelles sur le périnée, comme évoqué précédemment, les positions maternelles verticales augmentent significativement le risque de déchirure du deuxième degré (35–37) (cf. Figure 19).

Cependant, cette différence n'est pas retrouvée dans l'étude ne considérant que des parturientes sous anesthésie péridurale (44). Même si les effectifs qui sont comparés sont différents et peuvent compromettre la significativité des résultats, la péridurale sème encore le trouble quant à l'interprétation de ces résultats et son rôle dans la survenue de ces déchirures. Il est ainsi difficile d'expliquer comment la péridurale pourrait diminuer l'incidence des déchirures périnéales chez les femmes en positions verticales.

Parmi les pistes de réflexion, nous devons tenir compte du métabolisme aérobie des muscles du plancher pelvien. La physiopathologie conduisant à une déchirure périnéale résulte le plus souvent d'un étirement excessif du muscle élévateur de l'anus qui va se produire sur des fibres musculaires qui sont contractées en permanence du fait de leur activité tonique. D'un point de vue physiopathologique, ce type d'étirement est considéré comme une « contraction de type excentrique » (c.-à-d. étirement d'un muscle contracté) bien connue pour causer des dommages musculaires importants. La péridurale en diminuant cette tonicité par le bloc moteur qu'elle induit pourrait diminuer l'incidence de ces déchirures périnéales.

L'exploration de la physiopathologie des déchirures périnéales est donc complexe et une approche de recherche multimodale (épidémiologique, biomécanique, clinique, simulation) semble nécessaire pour expliquer l'augmentation significative du risque de déchirure du deuxième degré en positions verticales (35–37).

I.3.4 RELATION ENTRE LA POSITION D'ACCOUCHEMENT ET LA CONTRACTION UTERINE

La contraction utérine possède un rôle essentiel dans la mécanique obstétricale. Une contraction modifie en effet la pression intra-utérine ce qui se traduit par une force permettant le déplacement du mobile fœtal. De cette contraction utérine va aussi dépendre la force exercée par ce mobile fœtal sur les parties molles déformables.

Comme nous l'avons déjà souligné, de nombreuses études ont noté une diminution globale de la durée du travail en position verticale (cf. Figure 8) (36,37). Une des hypothèses expliquant ces résultats est que les contractions utérines sont plus efficaces en position verticale. Seulement, l'origine de cette efficacité n'est pas réellement démontrée, ni expliquée.

Les contractions utérines résultent d'un processus électro-physiologique complexe. Une des pistes de recherche pourrait donc reposer sur une meilleure compréhension de ce

processus et en particulier sur la propagation de la contraction qui semble liée à la position du centre de l'activité utérine qui initie la contraction (sorte de pacemaker physiologique) (95). La position de ce centre peut varier selon les contractions, mais il semble que plus ce centre est situé haut sur l'utérus (c.-à-d. près du fundus utérin) moins le risque de dystocie est élevé (96). De là, à penser que la position de la parturiente pourrait influencer la position de ce centre d'activité utérine il n'y a qu'un pas que la recherche en physiologie pourrait nous aider à franchir, car à notre connaissance, aucune étude n'a cherché à analyser l'influence de la position sur la propagation des contractions utérines (95).

Lorsque seule une estimation plus « globale » de l'intensité des contractions utérines est rapportée, l'effet des positions verticales vs horizontales est plus contrasté. Les travaux de Mendez-Bauer et coll. (97) ont montré une augmentation de l'intensité des contractions utérines lors du passage en position verticale en cours de travail (97). Seulement, ces travaux ne sont pas confirmés par Chen et coll., qui par une mesure de la pression intra-utérine ne retrouvent pas de réelle différence, en termes d'intensité, entre une position verticale et horizontale (81). Ces différences de résultats peuvent sans doute en partie s'expliquer par les limites liées aux capteurs de pression intra-utérine. En effet, ces capteurs permettent une détection du nombre de contractions utérines, mais pas vraiment de l'intensité de la force produite par les contractions en raison des imprécisions de mesure de pression liées au positionnement de ce type de capteur dans la cavité utérine (98). La mesure électromyographique de la contraction utérine pourrait peut-être répondre à ces imprécisions de mesure, notamment par l'analyse du contenu fréquentiel des contractions, qui permet déjà de faire la distinction entre les contractions efficaces et inefficaces de manière non invasive pour des grossesses à terme (99–101).

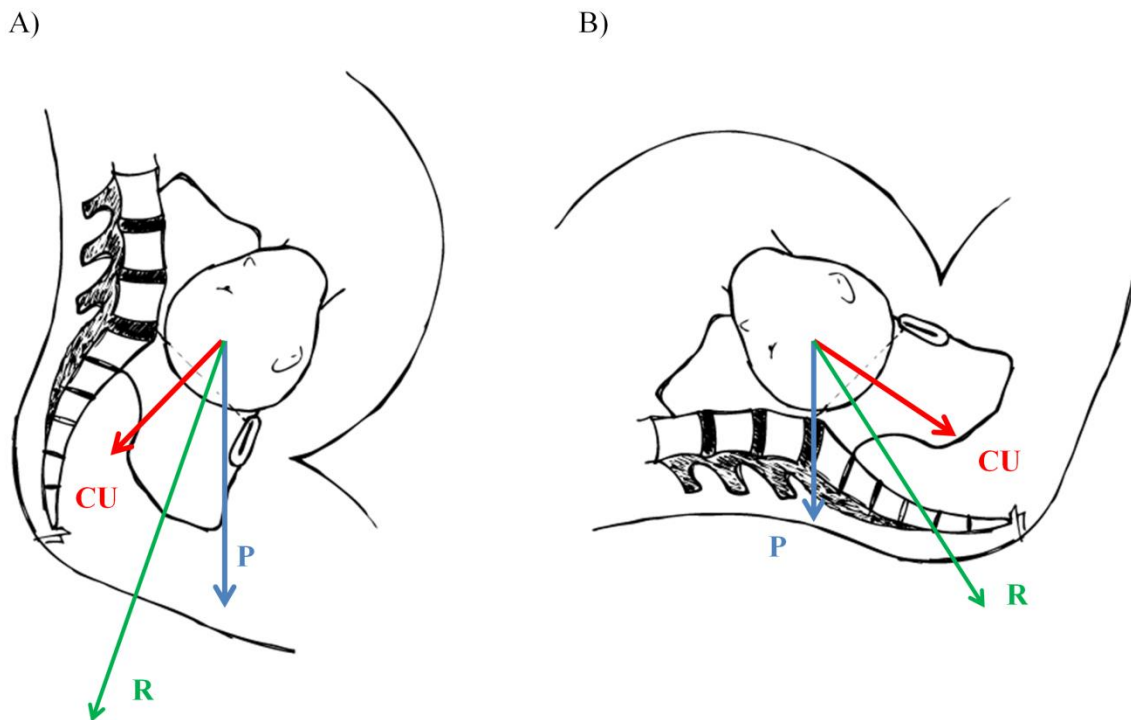
Enfin, même si ces différents auteurs ont comparé des positions verticales à des positions horizontales, le type de position verticale qu'ils retenaient était différent (position assise pour Chen, position debout pour Mendez Bauer et coll.).

Si Chen et coll., ne confirment pas une augmentation de la contractilité utérine en position assise (donc verticale), ils constatent une augmentation de la pression utérine résiduelle entre chaque contraction qu'ils attribuent à l'effet « élémentaire » de la gravité. Il paraît donc pertinent d'appréhender le rôle que pourrait avoir la gravité sur les différents éléments intervenant lors de l'accouchement.

I.3.5 GRAVITE ET POSITION D'ACCOUCHEMENT

Une hypothèse avancée pour expliquer l'avantage des positions verticales sur les positions horizontales en ce qui concerne la diminution du temps de travail réside dans la contribution de la pesanteur à la force agissant sur le mobile fœtal (81,102). Selon Chen et coll., il y aurait, en position verticale, une augmentation de la pression résiduelle entre les contractions en partie due aux poids des viscères situés au-dessus de l'utérus ainsi qu'au poids du fœtus. Cette pression supplémentaire serait favorable à la descente du fœtus (81). En position horizontale la diminution d'une partie de la pesanteur qui s'applique sur le fœtus à travers la filière génitale compromettrait ainsi sa progression. Les directions des forces en présence (pesanteur, force due à la contraction utérine et poussée d'Archimède que nous négligerons) divergent ainsi avec l'inclinaison du buste vers l'horizontale. (Cf. Figure 20).

FIGURE 20: FORCE (R) RESULTANTE DE LA COMBINAISON DES FORCES DUES A LA CONTRACTION UTERINE (CU) ET DE LA PESANTEUR (P). A) EN POSITION VERTICALE B) EN POSITION HORIZONTALE



Nous pouvons alors facilement comprendre que la force exercée sur le mobile fœtal sera d'autant plus efficace qu'elle se rapproche de l'axe de la pesanteur comme c'est le cas en position verticale. Ashton-Miller et coll. (90) estiment que la force subie par le plancher pelvien est de l'ordre de 37N en position debout pour 19N en position couchée (soit un différentiel de 18N attribuable à la pesanteur). Un pic de la force de la contraction utérine peut

engendrer sur le plancher pelvien une force de 54N tandis qu'une poussée volontaire engendrerait une force de l'ordre de 120N.

D'après ces estimations, la part de la pesanteur ne semble pas négligeable lors du travail, mais est beaucoup plus limitée lors des efforts de poussée. Qui plus est, ces valeurs sont des estimations théoriques provenant de modélisation par éléments finis qu'il conviendrait de confirmer par des valeurs expérimentales.

I.4 QUE RESTE-IL A SAVOIR ?

Durant le travail obstétrical, l'une des tâches les plus difficiles pour le "laborist" est d'aider la parturiente à optimiser tous les paramètres qui conduiront, dans des conditions idéales, à un accouchement par voie vaginale, en particulier, en recherchant la meilleure adéquation entre le fœtus et le défilé pelvien (103). Une bonne compréhension des mécanismes impliqués dans le travail est donc essentielle pour prévenir et traiter les dystocies.

Les données épidémiologiques suggèrent de nombreux avantages obstétricaux des positions d'accouchement dites verticales sur les positions dites horizontales. Seulement, lorsque les mécanismes d'accouchement sont pris en compte, comme le mobile fœtal, les obstacles qu'il rencontre et les forces engendrées permettant son déplacement, beaucoup de questions restent en suspens pour justifier l'avantage d'une position sur une autre.

En ce qui concerne les obstacles rencontrés par le mobile fœtal, il apparaît que dans la définition des positions d'accouchement, les positions des cuisses, du bassin et du rachis ont été négligées de façon inappropriée, sans doute par difficulté pour apprécier l'ensemble du positionnement de ces éléments chez les femmes enceintes.

Une mesure, permettant une définition précise des positions d'accouchement, ainsi qu'une évaluation objective de leur impact biomécanique pourrait constituer une voie de recherche prometteuse pour la compréhension et la résolution de certaines dystocies du travail.

Depuis Farabeuf (1891), il semble que les dimensions du bassin pouvaient être légèrement agrandies en positionnant de manière favorable le bassin, notamment en provoquant une hyperflexion des cuisses. Plus tard, ce sont les travaux Gold (82) qui ont décrit radiologiquement « the pelvic drive » c'est-à-dire « la meilleure route à suivre pour l'accouchement ... ». *Cette pelvic drive est celle pour laquelle l'axe de progression du fœtus est perpendiculaire au plan du détroit supérieur en rencontrant le moins d'obstacles*

possibles (par l'aplatissement de la charnière dorsolombaire) (cf. Figure 6). Inspiré par ces auteurs, Rosa proposa une véritable approche biomécanique des positions d'accouchement en 1952. Il fut le premier à décrire et à appliquer certains principes de thérapie posturale notamment en cas de dystocie d'inclinaison du bassin. Ses principes ont fait l'objet de plusieurs case-reports appliqués à la pathologie dystocique (75,105). Selon l'hypothèse de Rosa, il apparaît que les positions du bassin et du rachis doivent être maîtrisées et que ceci peut être fait en agissant sur la flexion des cuisses de la parturiente.

Une des voies que la recherche en biomécanique obstétricale pourrait prendre, après avoir développé les moyens techniques le permettant, serait de caractériser l'influence des positions d'accouchement sur le positionnement des cuisses, du bassin et du rachis afin de mieux appréhender l'origine des différences observées et leurs conséquences sur l'issue obstétricale.

Concernant les forces exercées sur le mobile fœtal et sur les parties molles, là aussi de nouvelles études devront être menées pour pouvoir conclure. Ainsi, l'impact des positions d'accouchement sur les contractions utérines est loin d'être établi, notamment du fait de l'absence d'une mesure fiable. De nouvelles solutions méthodologiques doivent donc être proposées pour mieux mesurer l'intensité de la force des contractions utérines, mais aussi pour mieux caractériser les propriétés des parties molles déformées par le fœtus (plancher pelvien et col de l'utérus). Ce n'est qu'à ce prix que le rôle des positions d'accouchement pourra être pleinement établi et compris.

Les études épidémiologiques permettent d'évaluer les actions au niveau d'une population de parturientes. Mais l'impact réel des positions, compte tenu de leur variété et de la difficulté de leur caractérisation, rend l'extrapolation des résultats de ces études peu pertinente au niveau individuel. Ceci pourrait expliquer les nombreuses contradictions que l'on observe dans la littérature, en termes d'impact sur les issues obstétricales. Le bien-être au cours de l'accouchement suppose de tendre vers un accouchement le plus physiologique possible. Le rôle de l'accoucheur serait alors d'optimiser cette épreuve en augmentant son efficacité pour diminuer l'effort, la fatigue et la douleur ressentie pour un bien être materno-fœtal qui doit rester l'objectif premier. Ceci passe probablement par un accompagnement scientifiquement validé, en revenant à une approche purement fondamentale et moderne grâce aux moyens utilisés par les laboratoires de biomécanique. Les propriétés d'un matériau, la mesure d'une force, la caractérisation des positions des segments humains sont autant d'éléments pleinement investigués en biomécanique.

Nous allons aborder dans la prochaine partie les paramètres nécessaires pour décrire scientifiquement les positions afin de mieux évaluer leurs effets.

I.5 QUE DOIT-ON MESURER EN BIOMECHANIQUE OBSTETRICALE ?

Nous avons vu que la posture obstétricale n'est jamais abordée précisément lors des différentes études sur les positions d'accouchement. Nous entendons par posture la mesure précise des positions des cuisses, du bassin et de la colonne vertébrale. Cette mesure doit être faite par rapport à un référentiel qui peut être la salle d'accouchement par exemple, mais aussi de façon relative, c'est à dire par rapport au bassin et à la colonne vertébrale. Cette étape est indispensable, car il est difficile de comprendre les bienfaits de telle ou telle position d'accouchement tant que ces dernières ne sont pas elles-mêmes clairement identifiées. Il se peut, en effet, que pour certains éléments mis en jeu lors de l'accouchement, ce soit la position des segments du corps humain les uns par rapport aux autres, plus que la verticalité proprement dite, qui intervienne, d'où la nécessité de caractériser ces postures obstétricales induites par les positions d'accouchement.

Ainsi, après avoir développé une méthodologie fiable permettant une mesure précise des positions d'accouchement, il sera possible d'étudier l'influence de ces postures sur les autres facteurs de l'accouchement (contraction utérine, déplacement du fœtus). Le travail ici présenté se focalisera, quant à lui, exclusivement sur la méthodologie et les moyens de mesurer de façon fiable les paramètres qui semblent pertinents pour identifier précisément la posture des femmes en travail.

Si la meilleure position d'accouchement est théoriquement celle qui permet à l'axe de progression du fœtus d'être perpendiculaire au plan du détroit supérieur en rencontrant le moins d'obstacles possible et que la flexion des cuisses peut favoriser cela, les relations entre la charnière dorso-lombaire, le plan du détroit supérieur et la position des cuisses doivent être examinées en détail. Par conséquent, une évaluation scientifique et précise des positions d'accouchement doit tenir compte des cuisses, du bassin et de la courbure lombaire.

Les paramètres relatifs à la grossesse qui pourraient avoir une influence en termes de réponse musculo-squelettique doivent aussi être évoqués et mesurés si l'on veut être capable d'interpréter les éventuelles différences interindividuelles que nous sommes susceptibles d'observer. La grossesse est un état physiologique unique qui modifie de nombreux facteurs physiologiques comme la laxité ligamentaire. Il a déjà été précisé que cette laxité ligamentaire

pouvait affecter la structure pelvienne (72,106). Or, cette laxité influence sans doute également les réponses articulaires pelviennes et rachidiennes lors de l'accouchement.

I.5.1 QUELS OUTILS PEUT-ON UTILISER POUR ETUDIER LA POSITION DES FEMMES LORS DE L'ACCOUCHEMENT ?

Définir scientifiquement une position maternelle revient à situer dans un repère défini, la position de la colonne vertébrale (précisément du rachis lombaire), du bassin et des cuisses.

Dans la littérature, les moyens utilisés lors de l'étude des positions d'accouchement sont principalement radiologiques, par résonance magnétique, ou par échographie (69,71,107,108). Ces méthodes d'exploration présentent certaines limites. Tout d'abord, il est bien connu que les expositions aux rayons X ne sont pas sans risque. D'ailleurs, en France, les comités d'éthique n'autoriseraient pas leur utilisation sur des femmes enceintes notamment si aucun bénéfice direct pour la femme enceinte ou son fœtus n'est à prévoir de l'interprétation de l'examen (109).

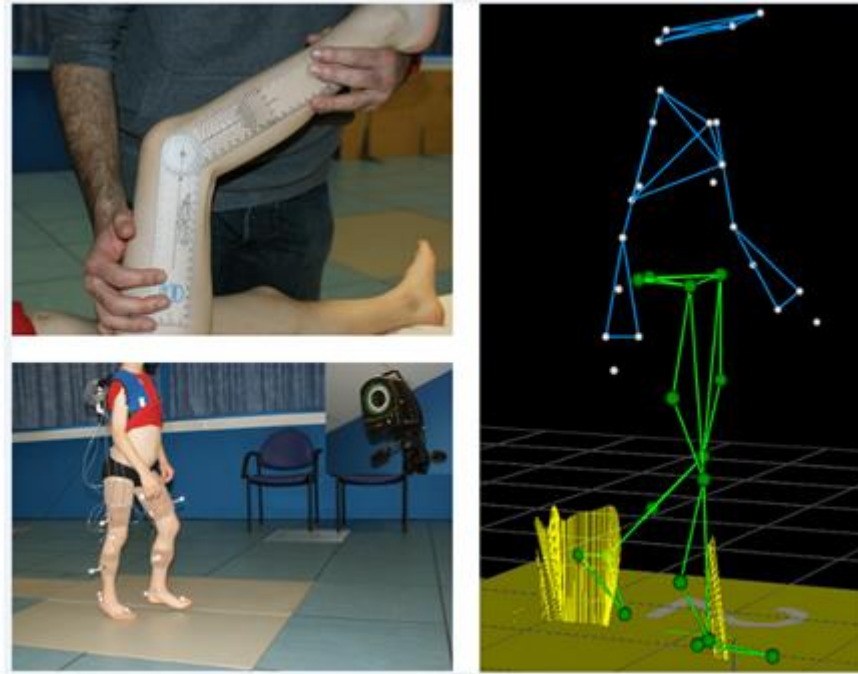
En ce qui concerne l'utilisation de l'IRM au cours du travail, le système est encombrant, peu disponible, limite la mobilité des femmes et par conséquent, le choix des positions. Par ailleurs, explorer les caractéristiques des femmes lors de l'accouchement en tenant compte de la surveillance materno-fœtale (rythme cardiaque fœtal, accès au périnée, mobilisation maternelles...) nécessiterait des appareils d'IRM comme ceux utilisés par les vétérinaires.

La technologie et les méthodes d'analyse du mouvement humain utilisées en biomécanique pourraient être utilisées pour mesurer les positions des cuisses et du bassin. Les systèmes d'analyse du mouvement tridimensionnel, notamment les dispositifs optoélectroniques et les modèles biomécaniques sous-jacents à cette technologie sont utilisés depuis quelques dizaines d'années et largement diffusés (Figure 21).

Cette méthodologie a été utilisée avec succès pour explorer, par exemple, les mouvements du bassin et des articulations de la hanche des femmes enceintes pendant la marche. Les systèmes optoélectroniques ont aussi l'avantage de ne pas émettre de rayonnement nocif. Ensuite, la technique et les méthodes sont bien établies après de nombreuses années d'utilisation qui ont fait l'objet d'une communication scientifique abondante. Elles permettent aujourd'hui l'analyse de tout type de posture ou de mouvements humains (110–112). Dans le

milieu clinique, cette méthodologie est par ailleurs largement répandue en particulier pour l'analyse quantifiée de la marche (113,114).

FIGURE 21: EXEMPLE D'APPLICATION DES DISPOSITIFS OPTOELECTRONIQUES POUR L'ANALYSE DE LA MARCHE



Sources: http://www.cofemer.fr/article.php?id_article=876

Des études récentes répertoriées dans la littérature scientifique montrent que ces systèmes de mesure permettent d'évaluer très précisément la position et les mouvements des membres inférieurs et du bassin (115,116). Cette méthode n'est cependant pas suffisante pour évaluer dans son intégralité la posture de la parturiente pendant le travail. En effet, selon les études, près de 85% des parturientes accouchent en position couchée c'est-à-dire sur leur dos qui est une position pour laquelle les caméras du système optoélectroniques ne peuvent pas voir les marqueurs externes placés sur le dos des femmes.

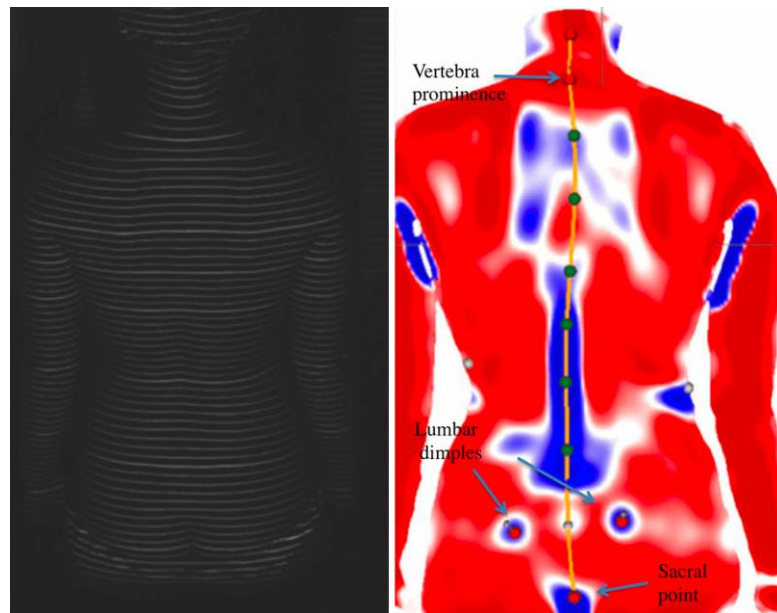
I.5.2 COMMENT EXPLORER LA COLONNE VERTEBRALE ET EN PARTICULIER LA COLONNE LOMBAIRE LORS DE L'ACCOUCHEMENT ?

Une mesure fiable de la posture et des changements de position de la colonne vertébrale pendant l'accouchement constitue donc un défi de taille.

Tout d'abord, la plupart des méthodes d'imagerie traditionnellement employées pour caractériser la courbure lombaire ne peuvent pas être utilisées en raison de l'exposition aux rayonnements ionisants qu'elles impliquent.

Parmi les autres outils qui ont été proposés pour mesurer les courbures de la colonne vertébrale, les systèmes basés sur des images stéréographiques semblent constituer une méthode sûre. Qui plus est, elle a été utilisée pour étudier les courbures de la colonne vertébrale pendant la grossesse (117) (cf. Figure 22).

FIGURE 22: EXEMPLE DE METHODE PAR IMAGES STEREOGRAPHIQUES UTILISEE POUR ETUDIER LES COURBURES DE LA COLONNE VERTEBRALE CHEZ LA FEMME ENCEINTE (117)

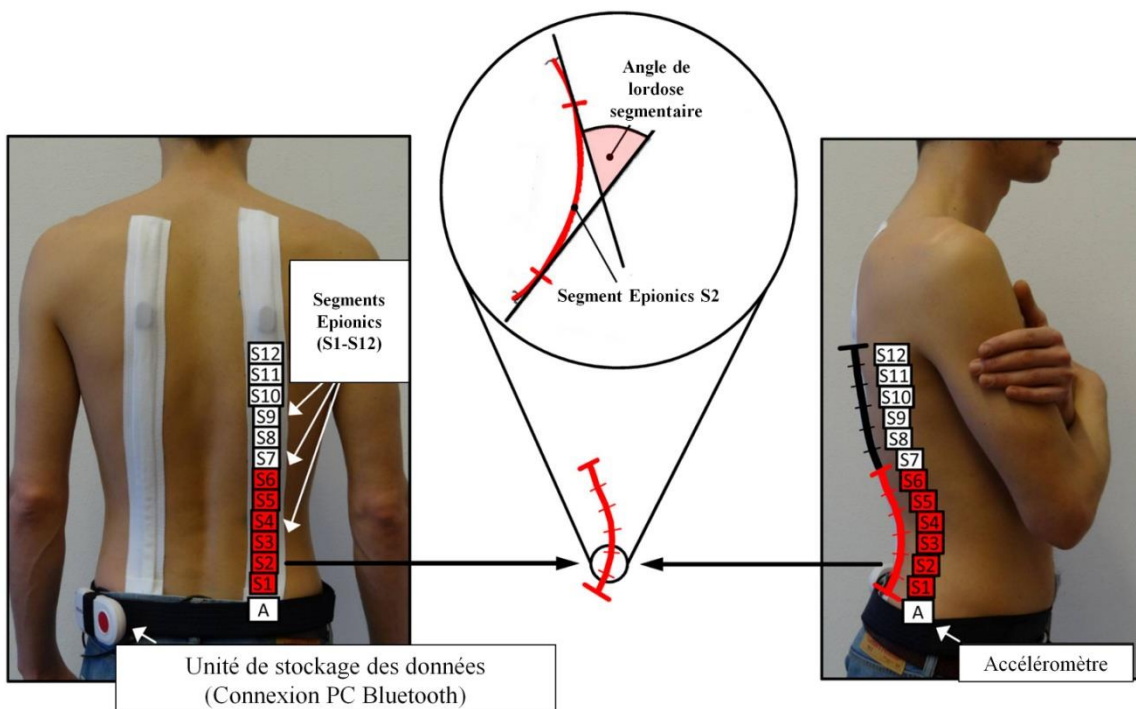


Un flux de lumière de lignes parallèles est projeté sur la surface dévêtue du dos des femmes enceintes par un rétroprojecteur, comme on le voit sur la gauche. Ensuite, une reconstruction de surface du dos est réalisée par la transformation automatique des lignes horizontales et de leurs courbures correspondantes en un diagramme de dispersion en trois dimensions. Le processus épineux de la 7^e vertèbre cervicale (vertèbre proéminente), les deux fossettes lombaires et le point sacral sont détectés automatiquement par le système. D'après Betsch et al (117).

Néanmoins, cette méthode a les mêmes limites que les systèmes de capture de mouvement, car elle impose que le dos du sujet soit visible. Ainsi, tous les systèmes, même s'ils sont nombreux et intéressants, qui utilisent une vision plus ou moins directe de la déformation du dos, doivent être écartés (117). D'autres outils ne sont pas basés sur la vision, mais nécessitent des capteurs assez encombrants qui vont obligatoirement être problématiques en position couchée (118–123).

Un outil de mesure construit sur la base de jauge de déformation pourrait répondre à notre problématique. Le système Epionics SPINE™ a été récemment mis au point pour évaluer les courbures de la colonne vertébrale des patients souffrant de lombalgie (124). Ce système est constitué de deux bandes flexibles chacune composée de 12 segments, notés s_i sur la figure 23, et instrumentés en jauges de déformation. Ces jauges mesurent une variation de tension aux bornes de résistances électriques qui dépend de la déformation des segments de la courbure vertébrale (cf. Figure 23). Cet appareil semble être en mesure de quantifier la cyphose thoracique et la lordose lombaire en position statique, ainsi que le mouvement de la colonne vertébrale dans presque toutes les conditions rencontrées en pratique clinique (125–127). Plusieurs études ont évalué ces courbures vertébrales par le système Epionics SPINE™ au cours de différentes activités. Elles ont également validé ce dispositif, lui attribuant une bonne précision et une excellente reproductibilité intra et extra observateur ($icc > 0.98$ dans les deux cas) (124,128,129).

FIGURE 23: POSITION DES SEGMENTS EPIONICS™. D'APRES DREISCHARF ET COLL. (130)



Le système Epionics SPINE™ et ses composants individuels (Bande support autocollante, capteurs, accéléromètre et unité de stockage) apposés sur le dos d'un sujet. Mise en évidence de l'évaluation de l'angle de lordose totale qui est la somme de tous les inter-segments incurvés en position debout (plage de lordose moyenne surlignée en orange pour les segments S1 à S6), ainsi que l'orientation du bassin donné par α , par rapport à la verticale (la direction de la force gravitationnelle de la terre, \vec{g}).

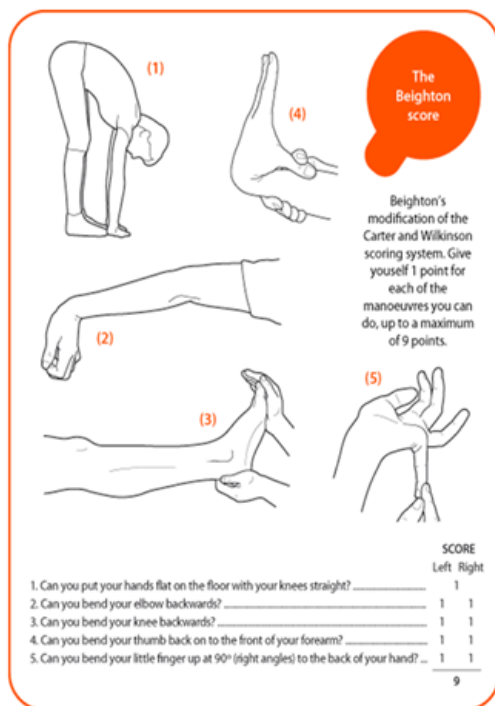
Il a été utilisé avec succès pour quantifier les facteurs de risque musculo-squelettiques liés au travail dans une publication récente (128). Cette méthode non invasive fournit par ailleurs, des résultats comparables à ce que l'on peut obtenir par rayon X selon la méthode proposée par Cobb dès 1948 (131).

Ce dispositif n'a, à notre connaissance, jamais été utilisé chez les femmes enceintes. Or, il pourrait fournir de nouvelles données sur la biomécanique de la colonne vertébrale pendant la grossesse et l'accouchement.

I.5.3 COMMENT EVALUER LA LAXITE LIGAMENTAIRE ?

La laxité ligamentaire est un paramètre qui pourrait avoir une influence en termes de réponse musculo-squelettique pendant la grossesse. De ce fait, il apparaît essentiel d'en tenir compte lors d'une étude biomécanique. En effet, il semble maintenant acquis qu'il existe une modification de la laxité ligamentaire au cours de la grossesse (106). Cette augmentation de la laxité semble liée à un climat hormonal particulier au cours de la grossesse, notamment sous l'influence de l'œstradiol (132). L'évaluation de la laxité ligamentaire chez un individu peut se faire de façon globale pour apprécier sa laxité générale (135), ou bien de manière ciblée sur une articulation ou un ligament (133,134).

FIGURE 24: SCORE DE BEIGHTON (136)



Articulation	Signe
Pouces	Extension passive jusqu'au contact avec l'avant-bras
Auriculaires	Extension passive supérieure à 90°
Coudes	Recurvatum supérieur à 10°
Genoux	Recurvatum supérieur à 10°
Rachis	Flexion avec les paumes des mains à plat sur le sol

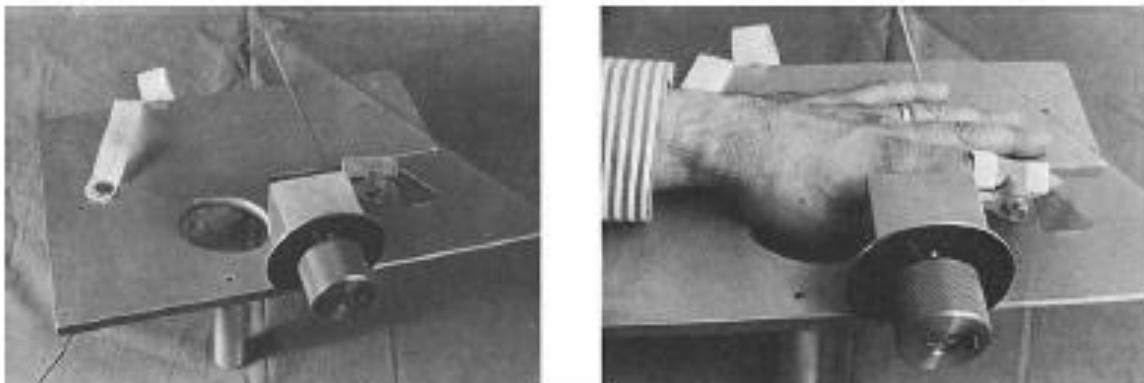
I.5.3.1 ÉVALUATION CLINIQUE GENERALE

Le score clinique le plus utilisé sur le plan international, pour évaluer la laxité générale, est le score de Beighton (135). Ce score (cf. Figure 24) évalue la laxité ligamentaire au niveau de différentes articulations (membres supérieurs, membres inférieurs, rachis) avec une cotation sur 9 points, les individus ayant un score supérieur à 3 étant considérés comme hyperlaxes (135). Ce score est simple, reproductible, mais peu discriminant. Il est largement utilisé lors de travaux épidémiologiques (136), et a été administré à des cohortes de femmes enceintes (72,137,138). Néanmoins, ce score présente probablement certaines limites, notamment lorsque l'on évalue des femmes enceintes proches du terme de la grossesse. En effet, la position main à plat, jambes tendues (la position 1 sur la Figure 24) est probablement difficile à réaliser pour une femme enceinte au troisième trimestre compte tenu de la proéminence de l'utérus.

I.5.3.2 EVALUATION CIBLEE SUR UN SYSTEME ARTICULAIRE

Les techniques d'évaluation ciblées de la laxité ligamentaire mesurent une amplitude articulaire ou la distension d'un ligament en réponse à une force extérieure (136). Ce type d'outil est particulièrement adapté à la réalisation de mesures répétées chez un même sujet, et donc à la réalisation de travaux de recherche cliniques (136).

FIGURE 25: EXTENSOMETRE SELON JOBBINS (142)



Une première catégorie d'outils propose d'évaluer la laxité ligamentaire au niveau du membre supérieur. Parmi ceux mesurant l'amplitude articulaire maximale, plusieurs ont été utilisés pendant la grossesse. Les mesures étaient diverses: déviation ulnaire du cinquième doigt, extension maximale du coude, extension maximale au niveau de la deuxième articulation métacarpophalangienne, flexion-extension maximale du poignet (139–141). Calguneri et coll. utilisent pour leur étude un extensomètre décrit en 1979 par l'équipe de Jobbins et coll. (72,142) (cf. Figure 25). Cet appareil évalue le degré d'extension passive de

l'index de la main non dominante pour un couple appliqué à la deuxième articulation métacarpophalangienne de 0,26N.m. Cet outil présente des indices de performance satisfaisants (coefficient de variation de 3 à 10%) et, qui plus est, a été utilisé sur une cohorte importante de femmes enceintes, et cela, pendant et après la grossesse (72,142).

Lindgren et coll. mesurent l'abduction passive du 4^{ème} doigt de la main gauche en réponse à une force de 1,7N appliquée à l'extrémité de celui-ci avec une excellente reproductibilité (133).

Une autre catégorie de dispositifs évalue la laxité ligamentaire à partir des caractéristiques ligamentaires des membres inférieurs. Schauburger et coll. Ainsi que Dumas et coll. mesurent le déplacement antéro-postérieur du plateau tibial en réponse à une force de 90N appliquée sur ce plateau avec une excellente reproductibilité (73,139). Ces systèmes tels que le KT1000 (MEDmetric Corp, San Diego, Californie) ou le GNRB (GeNouRoB®) ont été conçus pour mesurer la laxité du ligament croisé antérieur du genou avec une grande précision. Cependant pendant la grossesse, la laxité de ce ligament est probablement aussi influencée par la prise de poids physiologique de la grossesse ainsi que par les modifications des habitudes des femmes enceintes, notamment en termes d'activité physique (134).

Ainsi, le score de Beighton largement utilisé lors d'étude épidémiologique souffre d'un manque de précision et semble limité pour une utilisation chez la femme enceinte à terme. Les méthodes qui quantifient la laxité ligamentaire par la mesure d'une extension ligamentaire ou articulaire semblent plus précises et ont été utilisées pour différentes populations. Dans le cas particulier de la grossesse, la mesure de la laxité des articulations au niveau de la main, et plus précisément au niveau de l'index, semble la plus simple à réaliser, notamment en raison de son accessibilité. Les facteurs concomitants à la grossesse comme la prise de poids, le changement de forme du corps, ont -on le suppose- peu d'influence sur cette articulation métacarpophalangienne comme souligné par Lindgren et coll. (133). Enfin, cette articulation est moins exposée aux sur-risques de blessures et de surcharge des membres inférieurs en cours de grossesse (143).

L'extensomètre de Jobbins semble donc constituer le dispositif le plus approprié pour évaluer la laxité ligamentaire pendant la grossesse, comme attesté par sa précision, sa validité et sa fiabilité chez les femmes enceintes (72).

I.6 QUESTIONS DE RECHERCHES SOULEVEES PAR LA REVUE DE LA LITTERATURE

Nous avons vu dans la littérature que de nombreuses questions restaient encore en suspens. Nous n'avons malheureusement pas pu traiter toutes ces questions dans le cadre de ce travail. Il nous faudra donc ici nous contenter de quelques-unes d'entre elles...

Dans un premier temps, nous avons vu que la littérature manque d'études épidémiologiques permettant d'identifier clairement les positions qui sont utilisées chez les femmes en travail en France. Malgré de nombreuses données issues de revues systématiques de la Cochrane, il est difficile de décrire précisément dans quelle position accouchent les femmes à l'heure actuelle. Nous répondrons brièvement à cette interrogation par une enquête régionale multicentrique.

Dans cette revue de la littérature, il apparaît aussi que l'ensemble des études sur les positions d'accouchement souffre d'un manque de précision quant à la définition même des positions, puisque celles-ci ne sont jamais décrites en termes de posture des segments corporels. Cette imprécision n'est probablement pas sans impact sur l'interprétation des effets qui sont attribués aux différentes positions d'accouchement. Il nous semble donc indispensable de proposer un protocole de recherche avec une approche biomécanique non invasive permettant de caractériser la posture des différents segments.

Grâce à ce protocole, nous proposons de tester l'hypothèse selon laquelle une hyperflexion des cuisses permettrait d'agir sur le bassin et la courbe lombaire. Ceci a été suggéré par certains auteurs, mais jamais démontré. Pour cela, nous chercherons à étudier l'influence de la posture des cuisses sur la posture du bassin et la courbe lombaire en partant de la position d'accouchement la plus usitée dans les pays occidentaux: la position gynécologique.

À la suite de cette première expérimentation qui devrait donner quelques informations sur le rôle de la position d'accouchement sur la posture du bassin et la courbe lombaire, nous étudierons l'une des positions d'accouchement alternative qui est souvent considérée comme favorable pour l'accouchement: la position accroupie. Nous analyserons en particulier les différences en termes de postures segmentaires entre cette position et la position gynécologique.

Finalement, nous appliquerons ce protocole pour l'étude d'une manœuvre bien connue en obstétrique la manœuvre de McRoberts. Comme évoqué précédemment, cette manœuvre

propose en effet d'agir sur le bassin de la parturiente en provoquant une hyperflexion des cuisses. Nous proposons donc de vérifier cette hypothèse.

II CHAPITRE 2: REPONSES AUX QUESTIONS SOULEVEES PAR LA REVUE DE LA LITTERATURE.

II.1 ETUDE 1: DANS QUELLE POSITION LES FEMMES DONNENT-ELLES NAISSANCE EN 2015 ? ETUDE PROSPECTIVE REGIONALE MULTICENTRIQUE

Cette étude a fait l'objet d'une publication: Desseauve D, Gachon B, Bertherat P, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. In which position do women give birth in 2015 ? Results from a prospective multicenter study. Gynecol Obstet Fertil 2016; 44: 548-56 (144).

II.1.1 INTRODUCTION

Cette thèse propose donc d'apporter une meilleure compréhension des mécanismes en jeux lors des différentes positions d'accouchement prises par les femmes en travail. Seulement, nous avons vu précédemment qu'il est difficile de savoir avec précision quelles positions sont adoptées par les parturientes au cours du travail et de l'expulsion en France. À l'issue de la revue de la littérature, force est de constater que les données disponibles sur le sujet sont peu nombreuses et font parfois preuve de limites méthodologiques. Le manque d'études observationnelles induit un manque d'information épidémiologique en matière de positionnement de la femme enceinte lors du travail obstétrical avant et pendant les efforts expulsifs. S'il ressort de la littérature que plus des trois quarts des femmes accouchent sur le dos dans les pays développés, il nous a paru indispensable, dès la conception de cette thèse, d'avoir une estimation de la fréquence des positions dans laquelle les femmes donnent naissance dans la région même où se développe cette thèse. En effet, il apparaît essentiel par la suite de définir les paramètres biomécaniques relatifs aux positions les plus utilisées.

Nous avons donc réalisé, dans un premier temps, une enquête prospective multicentrique au niveau régional, avec un double objectif: d'une part, déterminer la fréquence des différentes positions employées lors des premières et deuxièmes phases du travail; d'autre part, étudier les déterminants de l'emploi des positions et des changements de position.

II.1.1 MATERIEL ET METHODE

Lieux d'enquête

Cette enquête transversale a été menée dans plusieurs centres hospitaliers de la région Poitou-Charentes du 25 février au 31 mars 2015. Sur les 15 maternités qui appartiennent au réseau régional de périnatalité (5 maternités privées, dont 4 de niveau 1 et 1 de niveau 2, 6 maternités publiques de niveau 2, 3 maternités publiques de niveau 1, 1 maternité publique de

niveau 3), 5 maternités ont été incluses. Ces centres ont été inclus sur la base du volontariat. Malgré cela, il a été vérifié que parmi ces centres figuraient bien des centres représentant les 3 niveaux de périnatalité, le secteur public et le secteur privé, ainsi que le milieu universitaire et non universitaire.

Notre enquête a donc été menée dans 1 centre universitaire de Niveau 3 (2338 accouchements réalisés en 2015); 2 centres hospitaliers de niveau 2 (1502 et 1632 accouchements réalisés respectivement en 2015); un centre hospitalier de niveau 1 (1113 accouchements réalisés en 2015); une maternité privée de niveau 1 (1087 accouchements réalisés en 2015). Les maternités étaient réparties dans trois départements nommés A, B et C.

Afin de valider l'exhaustivité de notre recueil, nous avons confronté notre base de données aux cahiers d'accouchement présents dans chaque maternité avant anonymisation.

Participantés incluses

Toutes les femmes entrant en salle de naissance en travail, enceintes d'un fœtus unique en présentation céphalique et vivant, étaient incluses.

Les critères d'exclusion étaient une mort fœtale in utero, une interruption médicale de grossesse, une présentation autre que céphalique, une grossesse multiple, la présence de pathologies ostéo-articulaires empêchant une mobilisation normale chez les parturientes.

Considérations éthiques

La validation de notre étude auprès d'un comité d'éthique n'était pas requise dans la mesure où il s'agit d'une enquête purement observationnelle, sans aucune intervention supplémentaire par rapport aux pratiques habituelles.

Variabtes recueillies

Le recueil de données s'est effectué sous la forme d'un questionnaire rempli par le personnel soignant de périnatalité-en charge de la patiente au cours de l'avancée du travail et lors de la naissance (sage-femme et/ou obstétricien). Les données reportées sur le questionnaire ont été comparées aux données figurant sur les dossiers obstétricaux et les registres de salle de naissance. Au cours de l'avancée du travail obstétrical, les positions étaient notées sur le questionnaire. Ce dernier était transmis d'une équipe à l'autre en cas de changement d'équipe au cours de la prise en charge de la parturiente. Ainsi le recueil se

poursuivait de manière prospective tout au long du travail. Cette méthodologie minimisait également le risque de perte d'informations liée au changement d'équipe.

Différentes variables susceptibles d'impacter les résultats observés devaient être notées. Par exemple, l'antécédent de diabète gestationnel impose une surveillance glycémique pendant le travail et peut donc médicaliser un accouchement a priori "physiologique". Un utérus cicatriciel, une macrosomie, une prématurité, un déclenchement artificiel du travail demandent une surveillance accrue du travail qui pourrait influencer sur les réponses qui sont faites aux parturientes en termes de positions. Un travail rapide (<2 Heures) laisserait peu de temps aux parturientes pour se positionner. Enfin, nous avons fait l'hypothèse que la péridurale pouvait limiter le nombre de positions et la mobilisation des patientes pendant le travail.

Pour chaque femme, ont été recueillies les données suivantes: le lieu de l'accouchement; son âge; sa parité; le terme lors de l'accouchement (en semaines d'aménorrhée); l'antécédent de césarienne; l'existence d'un diabète gestationnel (définie par une hyperglycémie provoquée par voie orale pathologique et/ou une glycémie à jeun pathologique au premier trimestre).

Pour les données propres à l'accouchement, nous avons recueilli: le type de début de travail (spontané ou artificiel); la mise en place d'une analgésie péridurale; les modalités d'accouchement (accouchement par voie basse, spontané ou instrumental, césarienne) et la durée du travail. Enfin, le poids de naissance du bébé était noté ainsi que l'existence d'une macrosomie (définie pour un poids de naissance supérieur à 4kg).

Des variables relatives à la maternité dans laquelle avait lieu l'accouchement étaient également notées: le département; le niveau de soin périnatal (I,II,III) (145) et le statut juridique (public/privé).

Critère de jugement principal

Le critère de jugement principal était la position lors de l'expulsion décrite selon la classification d'Atwood et reprise plus tard par le CNGOF (Collège National des Gynécologues Obstétriciens Français) en 1998 (24,102).

Critères de jugement secondaires

Les positions adoptées au cours du travail et le changement de position étaient également systématiquement recueillis dans notre étude. À chaque changement de position, la nouvelle

position adoptée était notifiée. Après l'accouchement, la position principale était définie comme la position adoptée sur la plus longue durée au cours du travail.

Traitement des données

Toutes les variables relevées ont été décrites en termes de moyenne et d'écart-type pour les variables continues et en termes de nombre et de pourcentage pour les variables catégorielles.

Après une description des caractéristiques des patientes, nous avons situé notre échantillon en comparant les caractéristiques de celui-ci aux données régionales issues des certificats de santé du huitième jour de la DRESS datant de 2010 (146).

Les positions observées lors de l'expulsion et en cours de travail ont été décrites, d'abord pour l'ensemble des données recueillies, puis après exclusion des césariennes et des extractions instrumentales. Nous avons en effet considéré que les accouchements par césarienne en cours de travail ou par extraction instrumentale constituaient des biais de confusion pour la position observée lors de l'expulsion puisque ces types d'accouchements se font nécessairement sur le dos.

Une analyse univariée a été menée afin d'identifier les facteurs qui pourraient être associés aux différentes positions observées pendant le travail et lors de l'accouchement. Les positions en décubitus dorsal ont aussi été comparées à l'ensemble des autres positions en analyse univariée.

Les comparaisons ont été effectuées à l'aide d'un test de Chi² ou de Fischer en fonction des conditions d'application au risque de première espèce de 5% (lors de la présence de 0 dans le tableau de contingence, les calculs ont été effectués en remplaçant le 0 par 0.1).

L'association entre les facteurs recueillis et la position principalement observée au cours du travail et lors de l'expulsion, ainsi que le changement de position ont été estimés par le calcul d'un Odds Ratio avec un intervalle de confiance à 95%. Pour ces estimations, nous avons considéré deux catégories de variables, les variables individuelles caractérisant les femmes (leur grossesse, leur accouchement); et les variables caractérisant les maternités (centre, département, niveau de soin, et statut juridique: public ou privé).

Afin de tenir compte de la structure hiérarchique de ces données dans l'estimation des paramètres et de leurs écarts-types, nous avons construit un modèle hiérarchique mixte à deux niveaux (16). Il nous a semblé également pertinent d'étudier les variations de fréquence des

positions observées lors du travail et lors de l'expulsion, ainsi que les changements de position, afin de savoir si ces variations étaient importantes et expliquées pour tout ou partie par les caractéristiques des patientes. Pour chacune de ces issues (position principale pendant le travail, l'expulsion, changement de position), nous avons estimé une variance et testé sa significativité grâce à un modèle multi niveau vide. Un modèle ajusté sur les variables des maternités, puis un modèle ajusté sur les caractéristiques individuelles des patientes, nous a permis de mesurer la part de la variance explicable. Seul le quatrième modèle ajusté sur les caractéristiques individuelles des patientes et les variables des maternités avec une estimation de la variance expliquée et résiduelle est présentée dans nos résultats.

L'ensemble de l'analyse a été effectué sous Stata V14 (Stata Corp, College Station, TX, USA).

II.1.2 RESULTATS

Durant la période d'étude de 5 semaines, 551 sur 683 femmes ont été incluses dans notre enquête (dont 563 accouchements par voie basse) soit une exhaustivité de 95%. L'âge moyen des femmes de la population étudiée était de 29,5_{ET} [±5.3] ans. Les enfants avaient un poids de naissance moyen de 3270_{ET} [±484] grammes. Quarante-quatre pourcents (N=242) des femmes étaient nullipares. Le terme moyen à l'accouchement était de 39,2_{ET} [±1.74] semaines d'aménorrhée (Tableau 2). Nous rapportons, dans notre échantillon, 5,6% (N=31) de fœtus macrosomes. Le centre hospitalier universitaire de niveau 3 était majoritaire, totalisant 35,4% des accouchements (N=195) de l'échantillon. Parmi la totalité des femmes incluses, 3,1% (N=17) avaient un antécédent de césarienne, 6% (N=33) ont donné naissance par césarienne, et 12,9% (N=71) par extraction instrumentale (Tableau 2).

En se basant sur les données de la DRESS au niveau régional (146), il apparaît que notre population était bien représentative en termes d'âge, de parité, de prématurité, ou de macrosomie. En revanche, nous retrouvons, dans notre population, significativement moins de déclenchements artificiels du travail (11,8% vs 19%, $p < 0.01$), moins de diabète gestationnel (0,73% vs 3%, $p < 0.01$), moins de femmes avec un antécédent de césarienne (3,1% vs 7,7%, $p < 0.001$) et un usage plus fréquent de l'analgésie péridurale (75% vs 60%) (cf. Tableau 2).

Pour 11,6% (64/551) des patientes, le changement de position pendant le travail n'était pas rapporté. Pour l'ensemble des variables, le taux de données manquantes était inférieur à 10%. Aucun effet indésirable lié aux positions ou au changement de position n'a été rapporté lors de notre étude.

TABLEAU 2: DESCRIPTION DES CARACTERISTIQUES MATERNELLES, FŒTALES, OBSTETRIQUES DE LA POPULATION ETUDIEE ET DES MATERNITES PARTICIPANT A L'ETUDE (COMPARAISON AUX DONNEES VALIDEES DE LA DRESS DE 2010)

	Population étudiée (N=551)		Population DRESS (N=18812)		p
	N	%	N	%	
Caractéristiques maternelles et fœtales:					
Age maternel en année					
<25	98	17,8	3188	17,0	0,5
25-35	358	65,0	12031	64,0	
>35	91	16,5	3593	19,0	
Données manquantes	4	0,7	-	-	
Primiparité	242	43,9	8469	45,0	0,6
Utérus cicatriciel	17	3,1	1447	7,7	< 0,001
Diabète pendant la grossesse	4	0,7	564	3,0	<0,01
Prématurité (<37SA)	29	5,6	1122	6,0	0,7
Macrosomie (>4000g)	31	5,6	1223	7,0	0,5
Caractéristiques obstétricales:					
Déclenchement artificiel du travail:	65	11,8	3614	19,0	<0,001
Voie d'accouchement:					
Césarienne	33	12,9	3217	17,0	
Extraction instrumentale	71	6,0	1701	9,1	<0,001
Voie basse spontanée	433	78,6	13746	73,0	
Données manquantes	14	3,0	148	1,0	
Péridurale	416	75,0	11336	60,0	<0,001
Données manquantes	24	4,3	-	-	
Caractéristiques des maternités:					
Centre hospitalier universitaire Niveau 3 Département A	195	35,4			
Centre hospitalier Niveau 2 Département B	90	16,3			
Centre hospitalier Niveau 2 Département C	107	19,4			
Centre hospitalier Niveau 1 Département A	91	16,5			
Maternité Privée Niveau 1 Département C	68	12,4			
Type de Maternité:					
Type I	157	28,5			
Type II	199	36,1			
Type III	195	35,4			
Secteur d'activité:					
CHU	195	35,4			
Publique (hors CHU)	287	52,1			
Privé	69	12,5			

Lors du travail obstétrical, et cela quelle que soit l'issue de leur accouchement (voie basse spontanée, césarienne ou extraction instrumentale), 71% des femmes étaient en position gynécologique ou en décubitus dorsal, 10,9% étaient en position latérale, et 10% étaient en

position demi assise. Les autres positions (quatre pattes, debout, bain) étaient rarement rapportées (Tableau 3).

Après exclusion des césariennes en cours de travail et des extractions instrumentales, 86.1% des femmes ont accouché en position gynécologique ou en décubitus dorsal. Les autres positions rapportées étaient, par ordre de fréquence, le décubitus latéral puis la position assise ou demi-assise (3,8% et 1,8% respectivement). Comme lors du travail obstétrical, les autres positions lors de l'expulsion étaient anecdotiques dans notre échantillon (<1%).

Chapitre 2 : Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature

TABLEAU 3: POSITIONS D'ACCOUCHEMENT LORS DU TRAVAIL ET LORS DE L'EXPULSION

	Population totale (N=551)		Population césariennes exclues (N=518)		Population césariennes et extractions instrumentales exclues (N=447)	
	N	%	N	%	N	%
Position lors du travail:						
<i>Positions Horizontales</i>						
Décubitus dorsal/position gynécologique	391	71,0	368	71,0	322	72,0
Décubitus latéral	60	10,9	55	10,6	40	9,0
Quatre pattes	6	1,1	6	1,1	6	1,3
<i>Positions Verticales</i>						
Assise/demi-assise	55	10	51	9,9	45	10,1
Déambulation/Debout	4	0,5	1	0,4	3	0,5
<i>Autres: (En Immersion)</i>	5	1,1	5	1,2	4	1,1
<i>Césarienne</i>	33	6,0	-	-	-	-
<i>Données Manquantes</i>	30	5,4	30	5,8	27	6,0
Position lors de l'expulsion:						
<i>Positions Horizontales</i>						
Décubitus dorsal/position gynécologique	456	82,8	456	88,0	385	86,1
Décubitus latéral	17	3,1	17	3,3	17	3,8
Quatre pattes	4	0,7	4	0,8	4	0,9
<i>Positions Verticales</i>						
Assise/demi-assise	8	1,4	8	1,5	8	1,8
Déambulation/Debout	1	0,2	1	0,2	1	0,2
<i>Autres: (En Immersion, accroupie)</i>	-	-	-	-	-	-
<i>Césarienne</i>	33	6,0	-	-	-	-
<i>Données Manquantes</i>	32	5,8	32	6,2	32	7,2

Pendant le travail, il y avait significativement plus de positions en décubitus dorsal dans le centre de niveau 3, dans les maternités publiques, ou en cas de travail de moins de 2 heures. Les positions assises lors du travail étaient associées à la présence d'une péridurale (11,3 vs 3,6%, $p < 0.001$). L'issue de l'accouchement (voie basse spontanée, extraction instrumentale, césarienne) n'était pas associée aux positions observées pendant le travail ($p = 0,15$) en analyse univariée.

Comme pour le travail, parmi les facteurs associés à la position des femmes lors de l'expulsion, un travail rapide (< 2 heures) était significativement associé à la pratique de la position latérale (11% vs 1%, $p < 0,001$). Dans les centres de niveau de soin périnatal 1 ou 2, les positions latérales lors de l'expulsion étaient plus utilisées que dans le centre de niveau 3 (4,6%, 4,9%, 1,6% respectivement, $p < 0,001$). Les positions latérales à l'expulsion étaient plus fréquentes dans le centre privé par rapport aux centres publics (7,1% vs 3,3% $p < 0.06$). Toutes les femmes diabétiques pendant la grossesse ($N=3$); ou donc l'enfant était prématuré ($N=26$), ont accouché en décubitus dorsal (cf. Tableau 5).

Lors du travail comme lors de l'expulsion, l'antécédent de césarienne, la parité, l'âge de la parturiente, la prématurité, ou le déclenchement artificiel du travail n'étaient pas associés aux positions qui ont été utilisées (cf. Tableaux 4 et 5).

Chapitre 2 : Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature

TABLEAU 4: POSITIONS OBSERVEES PENDANT LE TRAVAIL SELON LES CARACTERISTIQUES MATERNELLES, FETALES, OBSTETRIQUES ET INSTITUTIONNELLES (N=551)

	Position principale utilisée pendant le travail obstétrical:										p
	DD (N=391)		DL (N=60)		Assis (N=55)		Autres (N=15)		DM (N=30)		
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	
Caractéristiques maternelles et fœtales											
Age en années											
<25	68	69,4	6	6,1	15	15,3	1	1,0	8	8,2	0,2
25-35	260	71,8	44	12,1	29	8,0	12	3,4	17	4,7	
>35	63	69,2	10	11,0	11	12,1	2	2,2	5	5,5	
Parité											
Primipares	165	68,2	32	13,2	23	9,5	6	2,5	16	6,6	0,4
Multipares	226	73,1	28	9,1	32	10,4	9	2,9	14	4,5	
Diabète gestationnel											
Oui	3	75,0	1	25,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0,7
Non	388	71,0	59	10,8	55	10,0	15	2,7	30	5,6	
Utérus cicatriciel											
Oui	15	88,2	2	11,8	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0,6
Non	376	70,4	58	10,9	55	10,3	15	2,7	30	5,6	
Macrosomie											
PFE≥4000g	24	77,4	3	9,7	3	9,7	0	0,0	1	3,2	1
PFE<4000g	367	70,6	57	11,0	52	10,0	15	2,8	29	5,6	
Terme											
≥37SA	364	70,8	54	10,5	52	10,1	14	2,7	30	5,9	0,8
<37SA	20	69,0	5	17,3	3	10,3	1	3,4	0	0,0	
DM	7	87,5	1	12,5	0	0,0	0	0,0	0	0,0	
Caractéristiques obstétricales											
Péridurale											
Oui	292	70,2	45	10,8	47	11,3	6	1,44	26	6,2	<0,001
Non	82	73,9	13	11,7	4	3,6	8	7,2	4	3,6	
DM	17	70,8	2	8,3	4	16,7	1	4,2	0	0,0	
DAW											
Oui	46	70,8	7	10,8	10	15,4	0	0,0	2	3,1	0,4
Non	345	71,0	53	10,9	45	9,3	15	3,0	28	5,8	
Durée du travail											
≥120 minutes	273	71,9	42	11,0	43	11,3	6	1,6	16	4,2	<0,001
<120 minutes	88	86,3	4	3,9	5	4,9	4	3,9	1	1,0	
DM	30	43,5	14	20,3	7	10,1	5	7,25	13	18,9	
Modalités d'accouchement											
VBS	322	72,1	40	8,9	45	10,1	13	2,9	27	6,0	0,15
EI	46	64,8	15	21,1	6	8,4	1	1,4	3	4,2	
Césarienne	23	69,7	5	15,1	4	12,1	1	3,0	0	0,0	
Caractéristique des maternités											
Centres											
CHU, Niv3, Dept A	152	77,9	15	7,7	17	8,7	7	3,6	4	2,1	<0,001
CH, Niv1, Dept A	68	77,3	13	14,8	4	4,5	2	2,3	1	1,1	
CH, Niv2, Dept B	73	80,2	9	9,9	7	7,7	1	1,1	1	1,1	
CH, Niv2, Dept C	64	59,3	15	13,9	23	21,3	2	1,8	4	3,7	
Clin, Niv1, Dept C	34	49,3	8	11,6	4	5,8	3	4,3	20	29,0	
Niveau de soin périnatal											
1	102	64,9	21	13,4	8	5,1	5	3,2	21	13,4	<0,001
2	137	68,8	24	12,1	30	15,1	3	1,5	5	2,5	
3	152	78,0	15	7,7	17	8,7	7	3,6	4	2,0	
Statut juridique											
Publique	357	74,0	52	10,8	51	10,6	12	2,5	10	2,1	<0,001
Privé	34	49,3	8	11,6	4	5,8	3	4,3	20	29,0	
Départements											
A	220	77,7	28	9,9	21	7,4	9	3,2	5	1,8	<0,001
B	73	80,2	9	9,9	7	7,7	1	1,1	1	1,1	
C	98	55,4	23	13,0	27	15,2	5	2,8	24	13,6	

Légende: CH: Centre hospitalier, CHU: Centre Hospitalier Universitaire, Clin: Clinique, DAW: Déclenchement artificiel du travail, DD: Décubitus dorsal, Dept: Département, DL: Décubitus Latéral, DM: Données manquantes, EI: Extraction instrumentale, Niv: niveau de soin périnatal (1,2,3), SA: Semaines d'Aménorrhée, VBS: Voie Basse Spontanée.

Chapitre 2 : Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature

TABLEAU 5: POSITIONS A L'EXPULSION SELON LES CARACTERISTIQUES MATERNELLES, FETALES, OBSTETRIQUES ET INSTITUTIONNELLES, APRES EXCLUSION DES CESARIENNES ET DES EXTRACTIONS INSTRUMENTALES (N=447)

	Types de positions à l'expulsion:										p
	DD (N=385)		DL (N=17)		Assis (N=8)		Autres (N=5)		DM (N=32)		
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	
Caractéristiques maternelle et fœtales											
Age en années											
<25	76	92,7	2	2,4	0	0,0	0	0,0	4	4,9	0,5
25-35	251	85,5	11	3,7	6	2,0	3	1,0	23	7,8	
>35	58	81,7	4	5,6	2	2,8	2	2,8	5	7,1	
Parité											
Primipares	146	85,9	6	3,5	5	2,9	2	1,2	11	6,5	0,7
Multipares	239	86,3	11	4,0	3	1,1	3	1,1	21	7,5	
Diabète gestationnel											
Oui	3	100,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0	1,0
Non	382	86,0	17	3,8	8	1,8	5	1,2	32	7,2	
Utérus cicatriciel											
Oui	11	91,7	0	0,0	1	8,3	0	0,0	0	0,0	0,4
Non	374	86,0	17	3,9	7	1,6	5	1,1	32	7,4	
Macrosomie											
PFE≥4000g	22	88,0	0	0,0	1	4,0	0	0,0	2	8,0	0,6
PFE<4000g	363	86,0	17	4,1	7	1,6	5	1,2	30	7,1	
Terme											
≥37SA	354	85,3	17	4,1	8	1,9	5	1,2	31	7,5	0,6
<37SA	26	100,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	
DM	5	83,3	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	16,7	
Caractéristiques obstétricales											
Péridurale											
Oui	283	87,6	10	3,1	5	1,5	3	0,9	22	6,8	0,5
Non	88	82,2	6	5,6	2	1,9	2	1,9	9	8,4	
DM	14	82,3	1	5,9	1	5,9	0	0,0	1	5,9	
DAW											
Oui	41	87,2	0	0,0	3	6,4	0	0,0	3	6,4	0,1
Non	344	86,0	17	4,3	5	1,3	5	1,3	29	7,1	
Durée du travail											
≥120 minutes	280	92,0	3	1,0	3	1	2	0,7	16	5,3	<0,001
<120 minutes	70	72,2	11	11,3	1	1,0	1	1,0	14	14,5	
DM	35	76,1	3	6,5	4	8,8	2	4,3	2	4,3	
Caractéristiques des maternités											
Centres											
CHU, Niv3, DeptA	117	75,5	3	1,9	2	1,3	1	1,3	31	20,0	0,001
CH, Niv1, DeptA	70	94,6	2	2,7	2	2,7	0	0,0	0	0,0	
CH, Niv2, Dept B	68	93,1	4	5,5	1	1,4	0	0,0	0	0,0	
CH, Niv2, Dept C	81	91,0	4	4,5	3	3,4	1	1,1	0	0,0	
Clin, Niv1, Dept C	49	87,5	4	7,1	0	0,0	2	3,6	1	1,8	
Niveau de soin périnatal											
1	119	91,6	6	4,6	2	1,5	2	1,5	1	0,8	<0,001
2	149	92,0	8	4,9	4	2,5	1	0,6	0	0,0	
3	117	75,5	3	1,9	2	1,3	2	1,3	31	20,0	
Statut juridique											
Public	336	86,0	13	3,3	8	2,0	3	0,8	31	7,9	0,06
Privé	49	87,5	4	7,1	0	0,0	2	3,6	1	1,8	
Départements											
A	187	81,7	5	2,2	4	1,7	2	0,9	31	13,5	<0,001
B	68	93,1	4	5,5	1	1,4	0	0,0	0	0,0	
C	130	89,6	8	5,5	3	2,1	3	2,1	1	0,7	

Légende: CH: Centre hospitalier, CHU: Centre Hospitalier Universitaire, Clin: Clinique, DAW: Déclenchement artificiel du travail, DD: Décubitus dorsal, Dept: Département, DL: Décubitus Latéral, DM: Données manquantes, EI: Extraction instrumentale, Niv: niveau de soin périnatal (1,2,3), SA: Semaines d'Aménorrhée, VBS: Voie Basse Spontanée.

En analyse univariée, lorsque l'on comparait le décubitus dorsal à toutes les autres positions, une durée du travail obstétrical inférieure à 2 heures était significativement associée à l'usage du décubitus dorsal lors du travail (OR=2,2 IC95% [1,2-4,2]). L'âge maternel

supérieur à 35 ans, et une durée du travail inférieure à 2 heures, étaient significativement moins souvent associée à l'usage du décubitus dorsal lors de l'expulsion (OR=0,2 IC95% [0,1-0,9] et OR=0,1 IC95% [0,1-0,4] respectivement). En ce qui concerne le changement de position, les femmes étaient mobilisées moins souvent lorsque les enfants étaient prématurés (OR= [0,1 IC95% [0,1-0,2], lorsque la parturiente était primipare (OR=0,5 IC95% [0,3-0,8], lorsque le travail obstétrical était inférieur à 2 heures (OR=0,2 IC95% [0,1-0,3], ou lorsque les femmes accouchaient dans un niveau de soin périnatal de type 3 (OR=0,4 IC95% [0,2-0,8]. En revanche, l'extraction instrumentale, et l'usage de l'analgésie péridurale, étaient significativement associés à un changement de position dans notre étude (cf. Tableau 6).

Après ajustement, une durée de travail inférieure à deux heures était significativement associée au décubitus dorsal pendant le travail (ORa=2,1 IC95% [1,01-4,3]). La prématurité, la durée du travail inférieure à 2 heures, et le fait d'accoucher dans un niveau de soin périnatal de type 3, diminuaient significativement la survenue d'un changement de position pendant le travail (ORa=0,05 IC95% [0,01-0,2], ORa=0,2 IC95% [0,1-0,3], et ORa=0,3 [0,2-0,7] respectivement). La péridurale était associée à la survenue d'un changement de position (ORa=2,1 IC95% [1,2-3,8]). Lors de l'expulsion, la primiparité était associée à la position en décubitus dorsal (ORa=3,6 IC95% [1,2-10,8]), alors que le travail obstétrical inférieur à 2 heures était significativement moins souvent associé à l'usage du décubitus dorsal lors de l'expulsion.

Il y avait un effet « centre » en ce qui concerne l'utilisation de la position gynécologique (ou du décubitus dorsal) pendant le travail et le changement de position (variance significative 0,02_{ET}(0,07), et 0,17_{ET}(0,03), cf. Tableau 6). Pendant le travail, 70% de la variance observée dans l'utilisation du décubitus dorsal selon les centres était expliquée par les variables individuelles des patientes. En ce qui concerne le changement de position, ce sont les caractéristiques des maternités (niveau de soin périnatal et secteur d'activité) qui expliquaient principalement la variance observée au niveau des centres (64%). La variable département n'a pas pu être prise en compte dans le modèle d'ajustement multi niveau, car elle induisait de la colinéarité (Le département A contient le seul niveau 3, la variable niveau « explique » donc aussi le département A).

Chapitre 2 : Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature

TABLEAU 6: FACTEURS ASSOCIES A LA POSITION EN DECUBITUS DORSAL PENDANT LE TRAVAIL, LORS DE L'ACCOUCHEMENT ET AUX CHANGEMENTS DE POSITION: ESTIMATION FAITE PAR UNE ANALYSE UNI VARIEE PUIS MULTI VARIEE PAR UNE REGRESSION LOGISTIQUE MULTI-NIVEAUX AVEC ESTIMATION DE LA COMPOSITION DE LA VARIANCE, (ODDS RATIO AVEC INTERVALLE DE CONFIANCE A 95 %)

Bases	DD pendant le travail		Changement de position pendant le travail		DD lors de l'expulsion	
	Complète N=551		Complète N=551		Césarienne et extraction instrumentales exclues N=447	
Effectifs inclus dans le modèle	OR Brut	OR Ajusté	OR Brut	OR Ajusté	OR Brut	OR Ajusté
	-	N=431	-	N=411	-	N=303
Variables						
Variables individuelles (Niveau 1)						
<i>Age maternel en année</i>						
<25	0,9 [0,5-1,5]	1,2 [0,6-2,2]	0,9 [0,6-1,6]	1,2 [0,6-2,3]	0,3 [0,1-1,4]	0,2 [0,0-1,4]
25-35	réf	réf	réf	Réf	réf	réf
>35	0,8 [0,4-1,7]	1,1 [0,5-2,5]	1,05 [0,5-2,0]	1,9 [0,7-4,6]	0,2 [0,1- 0,9]*	0,1 [0,0-0,9]
<i>Primiparité</i>	1,3 [0,9-2,0]	1,4 [0,8-2,3]	0,5 [0,3-0,8]*	0,7 [0,4-1,3]	1,3 [0,6-2,7]	3,6 [1,2-10,8]*
<i>Utérus cicatriciel</i>	3,3 [0,7-14,9]	1,7 [0,3-8,3]	1,4 [0,4-4,5]	1,7 [0,4 7,8]	0,9 [0,1-6,8]	0,18 [0,0-1,9]
<i>Diabète pendant la grossesse</i>	0,9 [0,1-8,5]	0,9 [0,1-9,5]	1,6 [0,2-16,6]	0,7 [0,0-7,4]	-	-
<i>Prématurité (<37SA)</i>	0,7 [0,3-1,6]	1,1 [0,4-3,1]	0,1 [0,1-0,2]*	0,05 [0,0-0,2]*	-	-
<i>Macrosomie (>4000g)</i>	1,3 [0,5-3,4]	1,1 [0,4-3,3]	1,5 [0,6-3,4]	0,8 [0,3-2,3]	1,7 [0,2-13,5]	-
<i>Déclenchement artificiel du travail:</i>	0,9 [0,5-1,6]	0,8 [0,4-1,6]	1,8 [0,9-3,4]	1,4 [0,7-3,0]	1,1 [0,3-3,7]	0,8 [0,2-3,3]
<i>Durée du travail obstétrical < 2heures</i>	2,2 [1,2-4,2]*	2,1 [1,0-4,3]*	0,2 [0,1-0,3]*	0,2 [0,1-0,3]*	0,1 [0,1-0,4]*	0,1 [0,0-0,4]*
<i>Voie d'accouchement:</i>						
<i>Césarienne</i>	0,6 [0,4-1,1]	0,7 [0,2-2,1]	1,4 [0,6-3,3]	1,1 [0,5-2,4]	-	-
<i>Extraction instrumentale</i>	0,7 [0,3-1,5]	0,8 [0,4-1,7]	2,6 [1,3-4,9]*	0,7 [0,2-2,5]	-	-
<i>Voie basse spontanée</i>	réf	réf	réf	Réf	-	-
<i>Péridurale</i>	0,9 [0,5-1,4]	1,2 [0,6-2,4]	3,2 [2,0-5,0]*	2,1 [1,2-3,8]*	1,5 [0,7-3,4]	1,0 [0,3-3,2]
Variables de la Maternité (Niveau 2)						
<i>Niveau de soin périnatal</i>						
1	réf	réf	réf	Réf	réf	réf
2	0,8 [0,4-1,7]	1,0 [0,4-2,1]	0,8 [0,4-1,5]	1,1 [0,2-1,6]	1,0 [0,4-2,3]	0,6 [0,2-2,1]
3	1,3 [0,6-2,9]	1,0 [0,4-2,1]	0,4 [0,2-0,8]*	0,3 [0,2-0,7]*	1,4 [0,5-3,8]	0,9 [0,3-3,4]
<i>Secteur d'activité privé</i>	0,7 [0,3-1,8]	1,2 [0,4-3,5]	0,9 [0,3-2,9]	1,0 [0,3-3,0]	0,6 [0,2-1,5]	0,5 [0,1-1,7]
Composante de la variance						
Variance résiduelle estimée au niveau 2, σ^2 (ET)	-	0,02 (0,07)	-	0,17 (0,03)	-	NS
% de la variance expliqué par les variables individuelles (niveau 1)	-	70%	-	32%	-	-
% de la variance expliqué par les variables des maternités (niveau 2)	-	10%	-	64%	-	-
% de la variance expliqué par le modèle multi niveau	-	80%	-	96%	-	-

Légende: NS=Non Significatif, *=p<0,05, réf=catégorie de référence pour l'estimation des Odds Ratio, ET= Ecart-Type

II.1.3 DISCUSSION

Les résultats clés de cette étude sont que 86.1% des femmes qui accouchent spontanément le font en position gynécologique. On note par ailleurs un effet « centre » sur la position lors du travail et lors de l'accouchement des femmes avec, pour certains centres, davantage de positions latérales lors de l'expulsion. Le type d'établissement (notamment le niveau de soin périnatal) semble jouer un rôle notamment pour la mobilisation des femmes lors du travail, qui est moins pratiquée dans le centre de niveau 3 que dans les autres centres.

Nos résultats en termes de position en cours de travail et lors de l'expulsion sont comparables à ce qui a été retrouvé dans d'autres études dont l'objectif principal était d'estimer l'impact de ces positions sur les déchirures périnéales (38,39).

La définition de la position qu'adoptent les femmes lors de l'accouchement fait partie des limites de tout travail sur ce sujet. De même, la durée pendant laquelle la patiente adopte une position et l'éventuel passage d'une position à l'autre au cours du travail, n'est pas toujours précisée comme l'a bien souligné Gupta et coll. (35). Dans ce travail, nous avons sensibilisé les équipes pour la définition des positions prises et nous avons fait le choix de relever la position « principale » en cours de travail. Nous ne pouvons pas apporter plus de précisions dans la définition de la position notamment en termes de posture des différents segments des membres inférieurs.

Certaines variables font défaut dans notre analyse afin d'expliquer l'effet « centre » qui est mesuré, comme les paramètres de formation ou les caractéristiques des soignants de périnatalité (âge, école de formation, participation aux formations sur les positions d'accouchement), ou sur le centre (durée écoulée depuis la dernière formation sur les positions d'accouchement). Nous pensons que ces paramètres devraient figurer dans toute nouvelle enquête épidémiologique sur le sujet.

L'étude présentée est l'une des premières dont l'objectif principal est d'évaluer les distributions des positions pendant le travail et lors de l'expulsion. Ce travail multicentrique permet de prendre en compte les différentes modalités de prise en charge des parturientes dans notre région, du fait de sa bonne exhaustivité en termes de type de centre, puisqu'il inclut des centres de secteurs différents, de niveau de soins différents, universitaires ou non.

Notre population est probablement sélectionnée avec une surreprésentation de l'accouchement spontané et des accouchements sous péridurale si l'on se réfère aux données

de la DRESS de 2010. Seulement, le déclenchement artificiel du travail n'est pas significativement associé aux positions lors du travail, de l'expulsion ou au changement de position. Ainsi cette surreprésentation des accouchements spontanés ne devrait donc pas induire d'erreur dans les estimations que nous présentons. En ce qui concerne la péridurale, si elle est associée aux changements de position lors du travail, l'association entre péridurale et changement de position pourrait être surestimée. Enfin, notre population est probablement moins à risque que celle de la DRESS lorsqu'on compare par exemple le diabète gestationnel entre notre population et les données régionales. De ce fait, notre étude ne permet pas de répondre à la question de l'influence d'une pathologie, en l'occurrence diabétique, sur la mobilisation et le type de position lors du travail et à l'expulsion. Les études à venir devront prendre en compte les critères des grossesses pathologiques pour mesurer leur influence sur les positions lors du travail et à l'accouchement, mais devront avoir recours à de larges effectifs compte tenu de la multiplicité de la pathologie obstétricale.

Nous avons montré que la prématurité est associée à la position en décubitus dorsal. Les fœtus prématurés qui sont parfois expulsés plus rapidement et dans un contexte souvent d'urgence rendent l'utilisation de positions alternatives plus délicate lors de l'accouchement, probablement parce que la position en décubitus dorsal ou gynécologique offre un meilleur contrôle de la naissance de ces enfants plus fragiles.

Nous avons remarqué que, lorsque le travail obstétrical dure moins de deux heures, il y avait significativement plus de décubitus dorsal que de positions latérales lors de l'expulsion. Cet effet n'est plus observé après ajustement sur l'ensemble des autres caractéristiques maternelles et obstétricales, probablement en raison du rôle confondant de la péridurale, car un travail de moins de deux heures est plus rarement associé à une péridurale. Une étude de plus grande puissance aurait peut-être permis de mettre en évidence le rôle propre de la péridurale sur la position à l'expulsion. D'un point de vue pratique, un accouchement en moins de deux heures s'effectue souvent sans péridurale et augmente la probabilité que la patiente « cherche une position antalgique », qui n'est pas forcément le décubitus dorsal, et pourrait expliquer le nombre de positions alternatives dans ce contexte.

Le vécu et le bien-être des femmes en salle de naissance sont étroitement corrélés au sentiment de liberté qu'une femme peut avoir au cours de son accouchement. Or, ceci passe par la possibilité de faire varier les positions au cours du travail et de l'accouchement (147). Notre travail montre des pratiques différentes selon les centres, avec notamment moins de

mobilisation des femmes pendant le travail dans le centre de niveau 3. Soixante-dix pour cent de la variance des positions d'accouchement observée pendant le travail est expliquée par les caractéristiques individuelles des patientes. Ce sont donc les caractéristiques des femmes qui sont les plus déterminantes dans le choix de la position à l'expulsion. En revanche le changement de position est plus influencé par le centre de soins que par les caractéristiques propres des femmes (64% de la variance liée au changement de positions est expliqué par les variables des centres). Du point de vue des équipes, nous pouvons simplement préciser que les équipes des centres universitaire de niveau 3 et hospitalier de niveau 1 du département A font partie de la même fédération inter-hospitalière, avec des équipes médicales (médecins et sages-femmes) qui partagent leur activité entre les deux centres. De même, le centre hospitalier de niveau 2 du département C a, au sein de son équipe, bon nombre de praticiens (médecins et sages-femmes) issus du centre hospitalier universitaire du département A. Ce point pourrait expliquer les similitudes de pratique entre ces centres.

Nous devons aussi évoquer la possibilité que les accouchements soient plus médicalisés dans les centres hospitaliers de niveau 2 ou 3 que dans le centre de niveau 1. Les équipes sont en effet plus souvent confrontées à des cas de grossesses pathologiques. Cette médicalisation n'est sûrement pas sans impact sur la réduction de la mobilité des femmes et sur une limitation des choix des positions lors de l'accouchement. Avec la conviction que la mobilisation des femmes au cours de leur accouchement doit être évaluée pour en mesurer scientifiquement les bénéfices, nous devons réfléchir, notamment dans les centres à forte activité obstétricale « pathologique », aux moyens à mettre en œuvre pour favoriser cette mobilité. La voie de la péridurale déambulatoire pourrait être une piste de réflexion si sa pratique se diffusait en obstétrique (148,149).

II.1.4 CONCLUSION

Notre étude confirme que la position gynécologique est encore la principale position dans laquelle les femmes donnent naissance de nos jours. Par ailleurs, il existe une différence de pratique entre les centres en particulier selon leur niveau de soin périnatal.

La définition précise des positions et des postures des segments reste une limite comme dans de nombreuses études. C'est pourquoi nous allons tenter dans la prochaine partie, de définir un protocole permettant de quantifier « biomécaniquement » la position d'accouchement en caractérisant les postures segmentaires. Ceci devrait permettre de proposer une définition précise et objective de ces positions d'accouchement en termes de flexion / abduction des cuisses, cyphose / lordose des lombes.

Résumé de la première étude:

Dans cette étude menée dans l'ancienne région Poitou-Charentes:

- 86.1% des femmes ont accouché en position gynécologique ou en décubitus dorsal;
- 3.8% des femmes ont accouché en décubitus latéral;
- 1.8% des femmes ont accouché position assise ou demi-assise.

- ➔ Les accouchements en position gynécologique sont encore très largement majoritaires.
- ➔ La position des femmes à l'expulsion est influencée par les caractéristiques individuelles et obstétricales des femmes.
- ➔ Le centre dans lequel s'effectue l'accouchement joue un rôle dans la mobilisation des femmes pendant le travail obstétrical.

II.2 ETUDE 2: VERS UNE RECHERCHE DE LA POSITION D'ACCOUCHEMENT "OPTIMALE "

ETUDE 2A: FACTEURS AFFECTANT LA POSTURE SEGMENTAIRE EN POSITION GYNECOLOGIQUE

Cette étude a fait l'objet d'une présentation (Poster), au 3rd European Congress on Intrapartum Care (Stockholm-Suède, l'article est en préparation): Desseauve.D, Fradet.L, Gachon.B, Panjo.H, Lacouture.P, Pierre.F. How to optimize gynaecological childbirth position? Firstly, by assessing the relation between hip flexion, position of pelvis inlet plane and lordosis. An innovative biomechanical study.

II.2.1 INTRODUCTION

Avec près de 90% des femmes qui accouchent sur le dos en 2015 dans notre région (proche de ce qui est retrouvé dans d'autres pays industrialisés), nous pouvons légitimement nous interroger sur les variantes de postures qui pourraient optimiser cette position (144). Comme évoqué précédemment, la revue de la littérature a suggéré le rôle important de l'orientation du bassin et de la courbe lombaire pour la progression du fœtus. La relation entre les positions des cuisses, du bassin et du dos des parturientes est évoquée depuis la Grèce antique comme l'atteste les écrits d'Aspasie rapportés par Aetius Amidenus (74). Ces constatations reprises par Farabeuf et coll., puis plus tard Rosa et coll., ont abouti à une nouvelle formulation de ces principes, ainsi qu'à des recommandations lors de la survenue de dystocie pendant le travail (23,65,75). Depuis les travaux de Gherman et coll. qui ont, les premiers, documenté radiologiquement l'action de la flexion des cuisses sur le rachis lombaire et le bassin en dynamique, il n'y pas eu d'autre étude explorant précisément les relations biomécaniques entre ces trois éléments (bassin, rachis, cuisse). Par ailleurs, les travaux de Gherman et coll. ne portaient pas sur des femmes enceintes. Radiologiquement, l'hyperflexion des cuisses diminue la lordose lombaire et ascensionne la symphyse pubienne de 20°(71). Reste à savoir dans quelle mesure cette action sur les cuisses, lorsque la parturiente est sur le dos, permet d'atteindre selon les auteurs le "pelvic drive" ou le « toboggan obstétrical », à savoir un plan du détroit supérieur perpendiculaire à l'axe de progression fœtale, accompagné d'une absence de lordose lombaire.

Nous proposons dans cette partie d'explorer, tout au long de la grossesse, l'effet de la mobilisation des cuisses en termes de flexion et d'abduction des femmes en décubitus dorsal sur la position du plan d'engagement (détroit supérieur) et sur le rachis lombaire. Ce suivi longitudinal doit permettre de mesurer l'effet du terme de la grossesse sur les relations cuisses/détroit supérieur et cuisses/courbe lombaire que nous étudions. En effet, comme évoqué dans la littérature, des modifications qui surviennent au cours de la grossesse, que ce soient des modifications de la laxité ligamentaire ou de la morphologie, peuvent vraisemblablement avoir une influence sur ces relations (132,138,150). Ce suivi nous permettra donc de définir si les constatations, faites à terme, sont les mêmes qu'en début de grossesse. Des relations « particulières » pourraient ainsi être décelées dès les premiers mois de grossesse.

Par ailleurs, au cours de ce travail, nous définirons également les postures des cuisses qui permettent d'obtenir les conditions optimales pour l'engagement du fœtus. Ces conditions d'optimalité correspondent à une « traduction » des conditions d'obtention du toboggan obstétrical.

II.2.2 MATERIEL ET METHODE

Ce protocole d'étude a fait l'objet d'une publication: Desseauve.D, Pierre.F, Gachon.B, Decatoire.A, Lacouture.P, Fradet.F. New approaches for assessing childbirth positions. J Gynecol Obstet Biol Reprod 2017; 46.189-195 (151).

II.2.2.1 PARTICIPANTES INCLUSES

Les participantes à l'étude OPTIMAC ont été recrutées au sein de la consultation de gynécologie-obstétrique du CHU de Poitiers. Ce recrutement a été effectué conformément au protocole présenté au Comité de Protection des Personne Ouest 3 et à l'Agence nationale de sécurité du médicament qui l'a examiné et approuvé (Accords CPP: 2013-1203-42; ANSM: B131-460-22). Une affiche était placardée en salle d'attente afin de susciter l'interrogation sur le protocole. Les femmes se sont vues proposer l'étude en fin de consultation et ont été convoquées sur le lieu de la manipulation au Centre d'Investigation Clinique (CIC) du CHU de Poitiers. La prise en charge médicale n'a pas été impactée par l'étude. Les investigateurs (Dr David Desseauve, ou Pr Fabrice Pierre) ont informé chaque femme qui répondait aux critères d'inclusion de l'existence de cette étude. Elles ont été informées sur l'objectif, le déroulement du protocole, les risques et bénéfices liés à l'étude. Le formulaire de

consentement éclairé a été remis en main propre avec le document expliquant le protocole, afin que le sujet ait le temps de réfléchir et de revenir sur son choix de participer ou non à l'étude. L'adhésion à l'étude acquise, les patientes étaient convoquées sur le lieu de la recherche, une indemnisation était prévue en bons d'achat FNAC® ou Natalys® à hauteur de 50 Euros pour chaque campagne d'étude. Le jour de l'expérimentation avait lieu la visite d'inclusion (durée: 20 min). Juste avant de commencer la phase active du protocole, l'expérimentateur (Dr David Desseauve) présentait le protocole et le matériel à chaque sujet dans la salle d'expérimentation (salle située dans les locaux du C.I.C). Si le sujet confirmait sa participation, le formulaire de consentement éclairé était signé et remis à l'investigateur, qui était également présent tout au long de cette période d'enregistrement. L'investigateur réalisait alors un examen clinique afin de vérifier que le sujet correspondait aux critères d'inclusion et ne présentait pas de contre-indication à participer à cette étude (mesures du poids et de la taille, relevé des antécédents personnels et familiaux).

Les critères d'inclusion étaient:

- D'être âgée de plus de 18 ans;
- De consulter au CHU de Poitiers lors d'un suivi obstétrical normal, ou avoir manifesté le souhait de participer à cette étude lors d'un précédent séjour à la maternité (le suivi obstétrical normal étant défini par une consultation dont le but est la réalisation des dépistages médicaux recommandés en France);
- De bénéficier d'un régime de Sécurité Sociale, ou d'en bénéficier par l'intermédiaire d'une tierce personne;
- De fournir son consentement éclairé et signé.

Les critères d'exclusion pour les femmes enceintes étaient:

- D'être suivie dans le cadre de pathologies gynécologiques oncologiques ou infectieuses autres que les infections génitales basses;
- D'être suivie dans le cadre de pathologie obstétricale: thrombophilie; retard de croissance intra-utérin; malformation fœtale; menace d'accouchement prématuré; HTA essentielle ou gravidique;
- De posséder des antécédents de traumatisme ou de chirurgie sur le rachis dorsolombaire ou les hanches;
- D'être atteinte de maladie neuromusculaire;

- D'être atteinte de maladie du tissu conjonctif entraînant une hyperlaxité ligamentaire de type syndrome de Marfan ou de maladie inflammatoire articulaire;
- De faire l'objet de soins psychiatriques;
- D'avoir un IMC supérieur à 40;
- D'être allergique au sparadrap
- D'être privée de liberté par une décision judiciaire ou administrative, de séjourner dans un établissement sanitaire ou social, ou d'être majeure sous protection légale.

Au total, 20 femmes enceintes ont été incluses, 18 de ces femmes enceintes ont bénéficié d'une évaluation complète. Deux participantes ont en effet arrêté leur participation entre le 2^{ème} et le 3^{ème} trimestre de grossesse, sans qu'elles nous aient fourni d'explication.

Nous rapportons dans le tableau 7 le terme lors de l'évaluation des femmes aux différentes séances (1^{er}, 2^{ème}, 3^{ème} trimestre), ainsi que leur IMC moyen, leur âge au début de leur inclusion, et le pourcentage de nullipare.

TABLEAU 7: CARACTERISTIQUES DES PARTICIPANTES A L'ETUDE LORS DE L'INCLUSION (PREMIER TRIMESTRE) ET LORS DES SEANCES D'EVALUATION SUIVANTES (DEUXIEME ET TROISIEME TRIMESTRE)

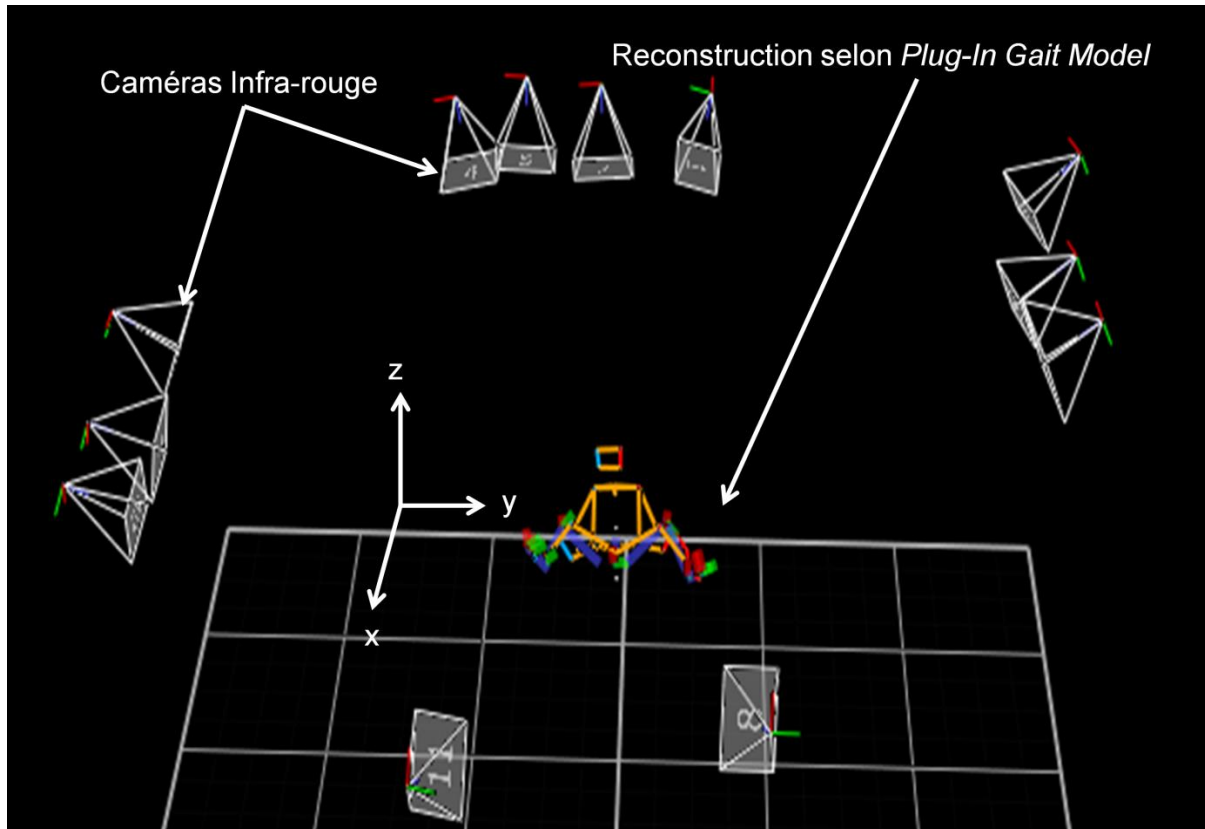
N=18		1 ^{er} T (inclusion)	2 ^{ème} T	3 ^{ème} T
Age	\bar{X} [IC 95%] - ET	33.1 [30.9-35.3] - 2.8	-	-
Primipare	n (%)	6 (35)	-	-
Terme (SA)	\bar{X} [IC 95%] - ET	13.8 [12.3-15.2] - 0.7	24.0 [22.5-25.7] - 0.7	34.0 [32.3-35.5] - 0.7
IMC (en kg.m ²)	\bar{X} [IC 95%] - ET	24.0 [22.0-25.0] - 0.7	25.0 [24.0-28.0] - 0.8	26.0 [24.0-28.0] - 0.8

Légende: n=effectifs, \bar{X} = moyenne, IC 95% =intervalle de confiance à 95%, ET= écart-type, IMC= indice de masse corporelle, kg.m²=kilogramme par mètre carré, T= trimestre, SA= semaines d'aménorrhée.

II.2.2.2 ANALYSE DE LA POSTURE DES CUISSSES ET DU BASSIN

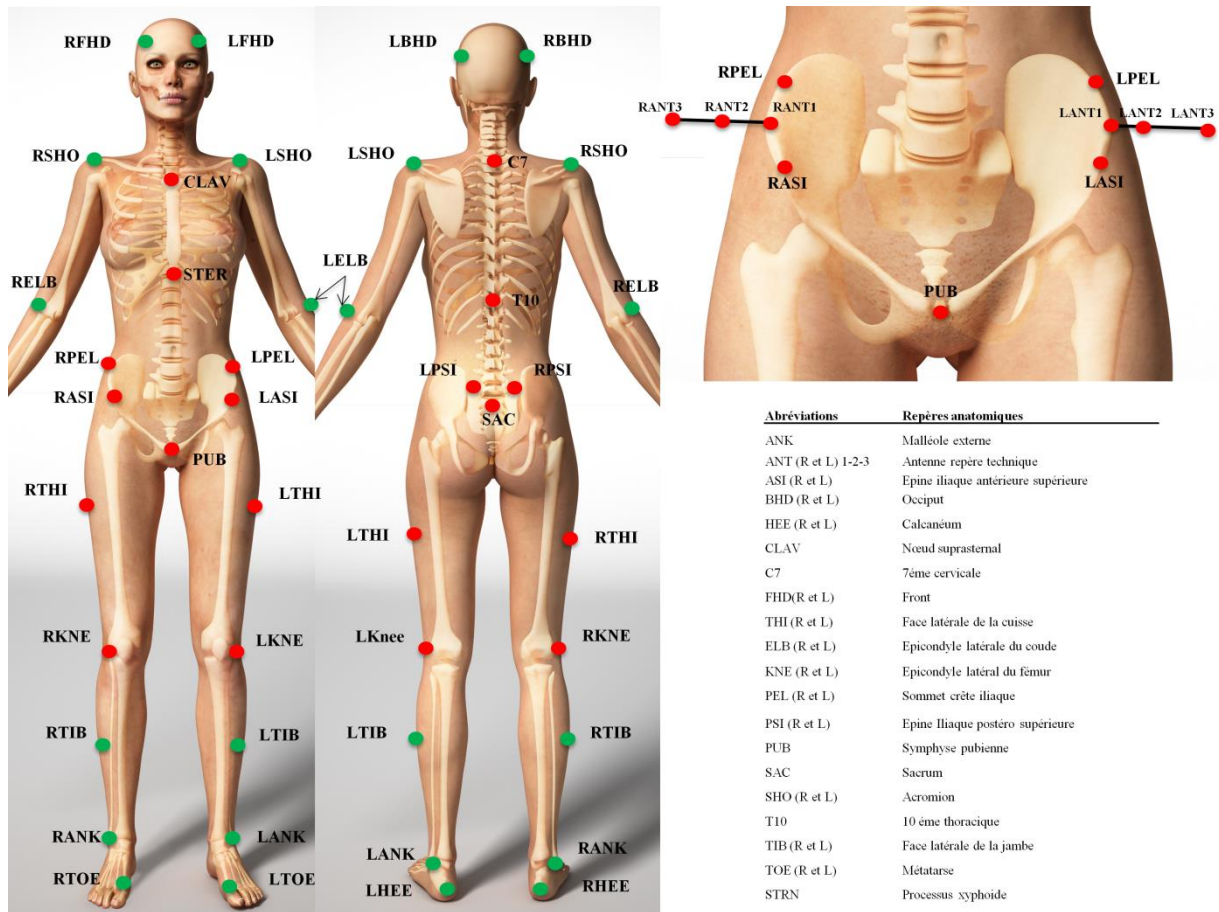
Rappelons que l'objectif était d'évaluer en phase statique la posture dans l'espace des cuisses, du plan du détroit supérieur, et du bassin, afin d'évaluer l'effet de la posture des cuisses sur la position du plan d'engagement, du bassin, et de la courbe lombaire. Pour cela, une analyse cinématique tridimensionnelle a été réalisée.

FIGURE 26: PLACEMENT DES CAMERAS AUTOUR DE LA TABLE D'ACCOUCHEMENT DURANT UNE SEANCE D'ACQUISITION DE DONNEES



Cette analyse tridimensionnelle de la posture a ainsi été effectuée par la mesure des positions de marqueurs réfléchissant dans l'espace à l'aide d'un système de capture de mouvement optoélectronique composé de 12 caméras infrarouges cadencées à 100 Hz (Vicon, Oxford Metrics, UK). La figure 26 représente la disposition dans l'espace des 12 caméras optoélectroniques utilisées pour cette étude. Comme ce peut être noté, au cours de l'analyse expérimentale, les caméras étaient placées autour de la table d'accouchement. Plus précisément, quatre caméras étaient placées à environ 1,5 mètre derrière la table d'accouchement avec une vue plongeante sur cette table. Deux autres étaient situées à l'avant de la table, toujours à 1,5 mètre environ, tandis que les autres étaient placées en vis-à-vis de chaque côté de la table (3 par côté). Après plusieurs expérimentations, ce placement a été retenu, car il limitait les occultations des marqueurs.

FIGURE 27: PLACEMENT DES MARQUEURS UTILISES DANS L'ETUDE



© Can Stock Photo Inc. Pixelchaos

Légende: R=Right (droite); L=Left (gauche); Marqueurs en rouge: marqueurs principaux pris en compte dans les calculs de position; Marqueurs en vert: marqueurs additionnels permettant une meilleure visualisation des acquisitions.

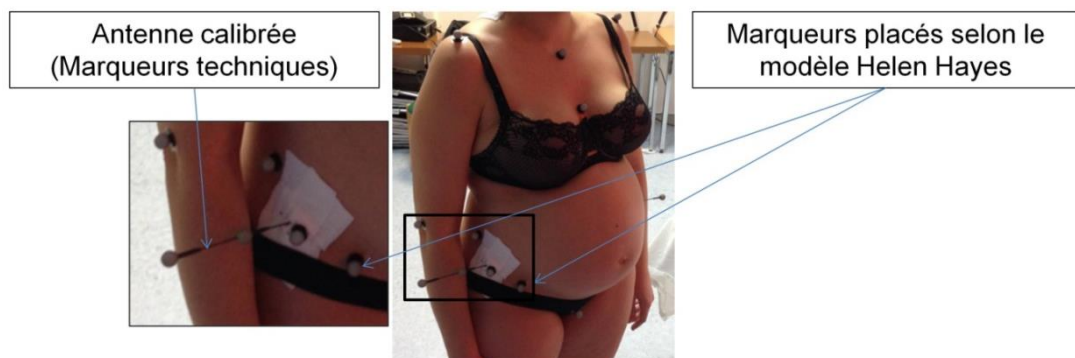
Pour localiser les éléments anatomiques souhaités, des marqueurs réfléchissants ont été placés et fixés à l'aide de ruban adhésif double face sur les sujets. Ces marqueurs étaient localisés sur des repères anatomiques selon une version adaptée du modèle de Helen Hayes (152). En pratique, comme en témoigne la figure 27 nous avons placé:

- Quatre marqueurs pour obtenir l'orientation du thorax: un sur la 7ème vertèbre cervicale, un sur la 10ème vertèbre thoracique, un sur le processus xiphoïde et enfin un sur le nœud suprasternal;
- Cinq marqueurs pour mesurer la position du bassin: un sur chaque épine iliaque antérosupérieure et postéro supérieure; un sur le pubis.
- Trois marqueurs pour obtenir l'orientation des cuisses: un marqueur sur chaque épicondyle latéral et médial du fémur; un marqueur sur chaque face latérale de la

cuisse (situé précisément dans le plan formé par l'axe de flexion/extension du genou et le relief du grand trochanter);

- Six marqueurs techniques: 3 marqueurs disposés sur une « antenne » placée sur le sommet des 2 crêtes iliaques afin de fournir un repère technique permettant la reconstruction des marqueurs pelviens si ceux-ci devaient être occultés au cours de l'expérimentation (figure 27-28).

FIGURE 28: EXEMPLE PRATIQUE DE PLACEMENTS DES MARQUEURS SUR LE BASSIN SELON HELEN HAYES ET DISPOSITIFS UTILISES COMME MARQUEURS TECHNIQUES (ANTENNES)



Des marqueurs additionnels ont été placés pour faciliter la visualisation des acquisitions. Parmi eux, figuraient:

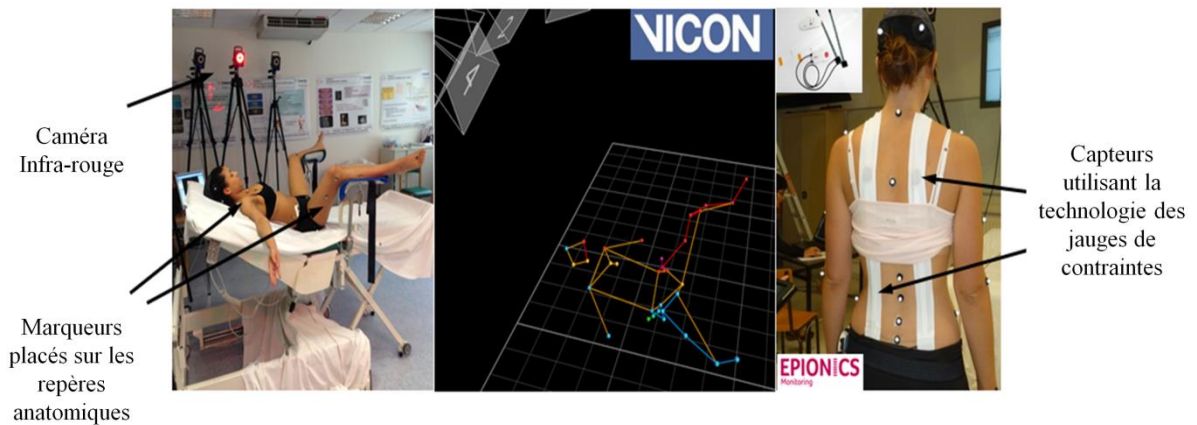
- Un marqueur sur chaque dixième côte;
- Quatre marqueurs sur la tête du sujet (deux sur le front et deux sur l'occiput);
- Un marqueur sur chaque acromion, ainsi qu'un marqueur sur chaque épicondyle de l'humérus;
- Deux marqueurs situés sur la jambe: un sur chaque malléole externe; un sur la face latérale de la jambe;
- Deux marqueurs situés sur chaque pied: un sur chaque calcanéum; et un entre le premier et le deuxième métatarsien.

II.2.2.3 EVALUATION DE LA COURBURE VERTEBRALE LOMBAIRE

Le système Epionics SPINE™ (Epionics Medical, GMHB, Potsdam, Germany) a été utilisé dans notre étude pour évaluer la courbure vertébrale et plus précisément lombaire (111, 154). Lors des séances d'évaluation des participantes, deux bandes autocollantes étaient disposées sur le dos des patientes. Chacune de ces bandes comportait un fourreau permettant d'y insérer les capteurs flexibles. Les deux bandes autocollantes étaient fixées sur le dos à 7,5

cm des apophyses épineuses, de part et d'autre de la colonne vertébrale. L'extrémité inférieure de chaque bande devait être alignée avec la partie postéro supérieure de l'épine iliaque postérieure qui est anatomiquement située au niveau de la première vertèbre sacrée. Les bandes de capteurs étaient connectées à une unité de stockage capable de collecter les données à une fréquence de 50 Hz et de les transmettre par Bluetooth au système informatique qui stockait les données (PC). Ce système est visible sur la Figure 29.

FIGURE 29: ILLUSTRATION DES SYSTEMES UTILISES PENDANT LES SEANCES DE MESURE (VICON™ ET EPIONICS SPINE™)



Le système Epionics SPINE™ établissait ainsi le degré de lordose et de cyphose à partir de la somme des valeurs angulaires mesurées par chaque segment composant les capteurs flexibles. Par convention, une valeur négative de la somme angulaire des segments Epionics™ correspond à une lordose, alors qu'une valeur positive correspond à une cyphose vertébrale.

II.2.2.4 ÉVALUATION DE LA LAXITE LIGAMENTAIRE

Score de Beighton

Nous avons précédemment évoqué la nécessité d'évaluer la laxité ligamentaire lors des études s'effectuant pendant la grossesse. Le score de Beighton a été le plus utilisé lors d'études épidémiologiques pour évaluer la laxité globale (136). De ce fait, il a également été retenu pour cette étude.

Ce score, gradué de 0 à 9, s'établit sur la base de diverses manœuvres de mobilisation articulaire dans le but d'apprécier la laxité ligamentaire. Ces manœuvres sont les suivantes:

- 1- Le sujet doit, les pieds joints, faire une flexion antérieure du tronc en conservant une extension totale des genoux et chercher à toucher le sol avec la paume des mains. (*1 point s'il touche*);
- 2- Le recurvatum du coude est évalué par une extension passive de l'avant-bras. Si ce recurvatum dépasse 10°, un point est considéré (*1 point par coté*);
- 3- Le recurvatum du genou est évalué par une extension passive de la jambe. Si ce recurvatum dépasse 10°, un point est considéré (*1 point par coté*);
- 4- Le sujet effectue lui-même une hyperflexion médiale de chaque pouce vers l'avant-bras. (*1 point de chaque côté lorsque le pouce touche l'avant-bras*);
- 5- L'opérateur applique une flexion dorsale sur les petits doigts. Si cette flexion dépasse 90°, un point est considéré (*1 point par coté*).

Nous avons vu que ce test était peu discriminant, et qu'il possédait certaines limites quant à son utilisation pendant la grossesse. Un point de ce score provient en effet de la capacité des sujets à toucher le sol les jambes tendues en partant de la position debout. Or cette capacité est sans aucun doute altérée du fait de l'encombrement abdominal en fin de grossesse.

Ce score a néanmoins été évalué dans notre étude afin d'apporter un point de comparaison avec certaines données de la littérature. Il doit être également noté que d'autres méthodes d'évaluation clinique ont été testées. Ce travail a fait l'objet d'un stage de Master2 Recherche (Yosra Cherni).

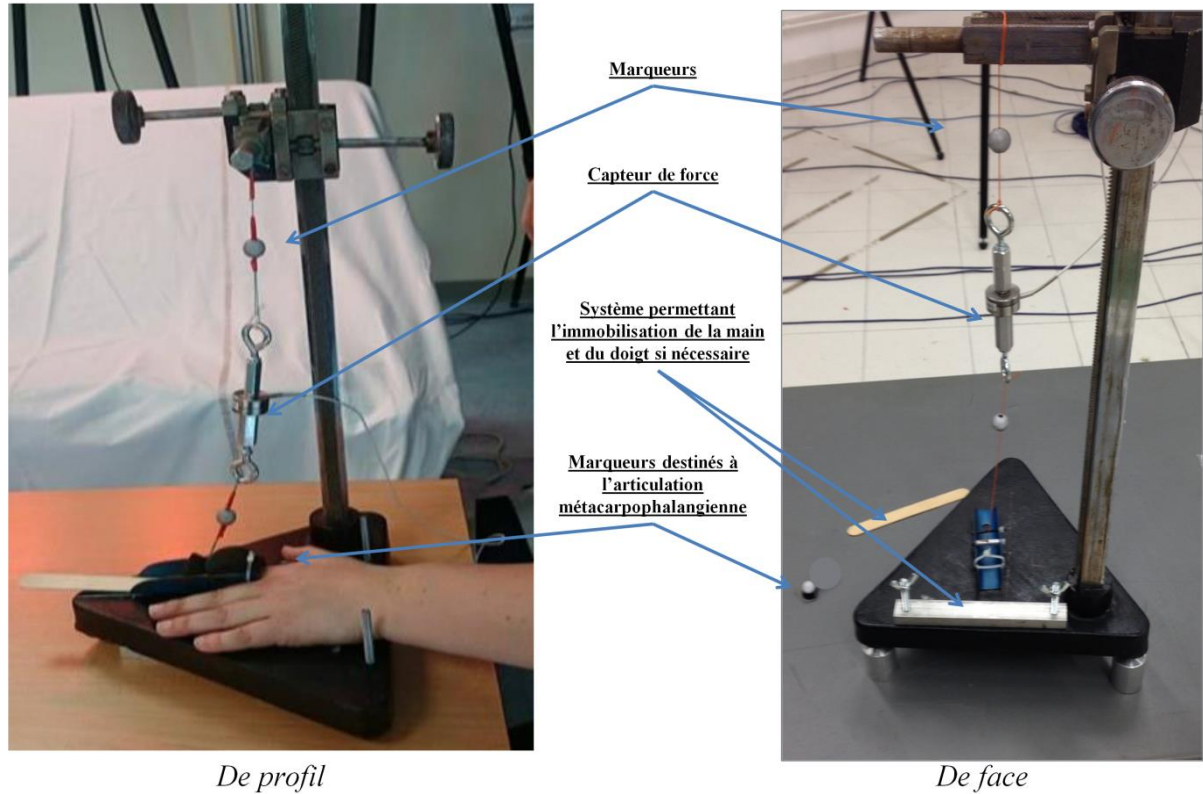
Ces mesures cliniques ont été complétées par une mesure plus fine de la laxité ligamentaire. Cette mesure a été effectuée à partir d'une méthode adaptée de l'extensomètre de Jobbins consistant à mesurer l'extension atteinte par la deuxième articulation métacarpophalangienne lors de l'application d'un couple de 0.26N.m à l'articulation. D'après notre revue de la littérature, cette approche semble en effet être la plus pertinente pour évaluer la laxité ligamentaire pendant la grossesse.

Evaluation de la laxité ligamentaire par la mesure de l'extension de l'articulation métacarpophalangienne de l'index.

En l'absence d'extensomètre de Jobbins disponible sur le marché, il nous a fallu en concevoir un. Pour rappel, cet extensomètre permet de faire varier l'angle d'extension de l'index en appliquant un couple à l'articulation métacarpophalangienne tout en mesurant, de manière synchrone, l'angle d'extension de l'index et le couple appliqué à l'articulation

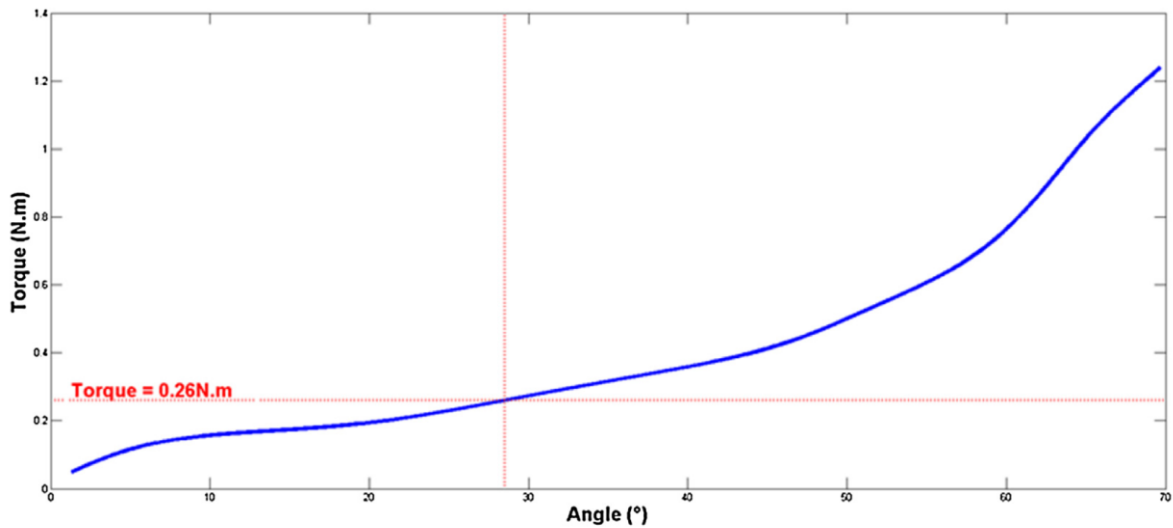
métacarpophalangienne. L'angle et le couple étaient mesurés par l'intermédiaire d'un capteur de force et de marqueurs réfléchissants disposés sur la main (cf. Figure 30). Ce dispositif a fait l'objet d'une étude spécifique menée dans le but de valider la méthode (153).

FIGURE 30: EXTENSOMETRE UTILISE DANS NOTRE METHODOLOGIE



Suivant la proposition de Jobbins, la laxité de l'articulation métacarpophalangienne était obtenue en retenant la valeur d'angle d'extension de l'index atteinte pour un couple appliqué à l'articulation de 0.26N.m (142). La méthodologie employée pour le calcul de l'angle est détaillée en annexe (Annexe 2). La figure 31 illustre un enregistrement obtenu avec le dispositif.

FIGURE 31: EVOLUTION DE L'ANGLE D'EXTENSION DE L'ARTICULATION METACARPO-PHALANGIENNE EN FONCTION DU COUPLE APPLIQUE A L'ARTICULATION. CETTE COURBE ETAIT OBTENUE A L'AIDE DE L'EXTENSOMETRE



II.2.2.5 PROCEDURE

Chaque femme a été évaluée à trois reprises, au cours du premier, du deuxième et du troisième trimestre de la grossesse. Pour chaque session de mesure, le protocole suivant était respecté.

Après avoir noté les paramètres morphologiques du sujet (masse, taille), l'évaluation de la laxité ligamentaire globale par le score de Beighton était effectuée. Pour cela, les sujets étaient équipés de deux marqueurs réfléchissants placés sur l'articulation métacarpophalangienne de l'index et sur l'extensomètre, en vis-à-vis de l'extrémité de l'index (cf. figure 30). Puis nous demandions à chaque sujet de:

- S'asseoir face l'extensomètre en étant le plus relâché possible;
- Fléchir le coude à 90° sur la table d'examen;
- Glisser son index de la main non dominante dans l'interstice de l'extensomètre (avec une immobilisation de la partie proximale du métacarpe afin d'avoir uniquement le mouvement de l'articulation métacarpophalangienne de l'index);
- Ne pas intervenir afin que le mouvement reste passif.

Une fois le sujet bien en place, l'opérateur faisait tourner la crémaillère d'une façon lente et continue jusqu'à atteindre l'extension maximale, et ce, dans la limite de la gêne douloureuse. Une seule mesure était effectuée par sujet.

A la suite à cette évaluation, le sujet était équipé des marqueurs réfléchissants évoqués précédemment. Puis, une acquisition statique était effectuée, le sujet étant en position debout. Cette acquisition statique était effectuée pour définir la position dans des repères techniques de points anatomiques comme les épines iliaques postéro supérieures et le sacrum, nécessaires pour obtenir la posture du bassin. A la suite de cette acquisition statique en position debout, les marqueurs placés sur ces épines iliaques postéro supérieures et le sacrum étaient ôtés.

Le sujet s'installait ensuite sur la table d'accouchement de la marque Maquet dont le dossier était réglé à 30° par rapport à l'horizontale. Le sujet était d'abord positionné assis afin de réaliser une acquisition statique neutre, puis avec une flexion maximale du tronc sur les cuisses. Ces deux acquisitions, qui ne seront plus évoquées par la suite, étaient effectuées en vue de définir des méthodes d'évaluation de la laxité ligamentaire ne faisant appel à aucun dispositif (153). A la fin de cette acquisition l'ensemble des capteurs positionnés sur la partie postérieure du thorax étaient retirés pour ne pas gêner la participante en position allongée. Enfin nous demandions aux sujets de reculer jusqu'à rencontrer une perpendiculaire au bord du support fessier.

Une nouvelle acquisition en position allongée était alors effectuée, dans le but de faciliter la phase de labellisation des marqueurs.

Par la suite, le sujet en position gynécologique était placé dans des positions correspondant à différentes flexions (30 ° / 60 ° / 90 ° / 110 ° / flexion de hanche maximum) et d'abduction des hanches (30 ° / 60 ° / abduction de hanche maximale). Ainsi, 15 différentes configurations de positions étaient obtenues. Un certain ordre des positions a été défini dans le but de limiter le temps d'expérimentation. La séquence utilisée lors des expérimentations figure sur la fiche d'expérimentation en annexe (annexe 3).

Les angles étaient définis à l'aide d'un goniomètre à chaque position. Une fois la position définie et les angles vérifiés au goniomètre, les femmes devaient rester immobiles pendant 3 secondes, pour réaliser une acquisition simultanée de la position des marqueurs et de la courbe lombaire.

II.2.2.6 TRAITEMENT DES DONNEES

POSITIONS DES MARQUEURS

Marqueurs occultés de façon systématique

L'étude de la position gynécologique rend impossible la visualisation des marqueurs situés sur le dos et le sacrum. Par ailleurs, ces marqueurs étaient systématiquement retirés lorsque le sujet passait sur la table d'accouchement. Pour pallier ce problème, comme évoqué précédemment, dans un premier temps, une acquisition du sujet debout en position statique était effectuée afin de capter la position de la totalité des marqueurs. À partir de cette acquisition statique, la position des marqueurs occultés était définie dans des repères techniques basés sur des marqueurs toujours visibles. En phase de post-traitement, la position des marqueurs était donc recalculée en considérant leur position inchangée dans les repères techniques définis au préalable. La méthodologie, employée ainsi qu'une estimation de l'erreur engendrée par cette procédure, est présentée en annexe (Annexe 4).

Filtrage des données

Les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas de second ordre avec double passe. La fréquence de coupure retenue était de 10 Hz. Cette fréquence est couramment retenue pour filtrer ce type de donnée, les mouvements humains étant considérés de fréquence inférieure (154).

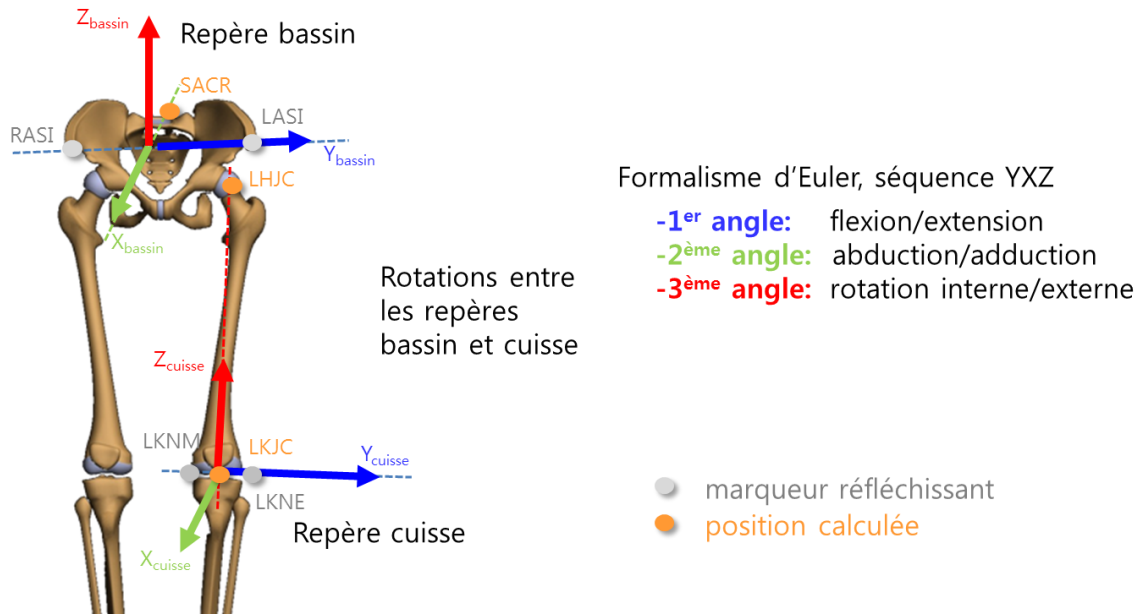
Angles obtenus à partir de ces marqueurs

À partir des positions de ces marqueurs réfléchissants, les angles suivant étaient définis:

- La flexion et l'abduction des cuisses;
- L'angle entre le conjugué externe et le rachis.

Les angles de flexion et d'abduction des cuisses étaient obtenus en se basant sur le Conventional Gait Model (155,156). Ce modèle permet dans un premier temps de définir les centres articulaires de la hanche (modèle de Newington-Gage) et du genou (156). Il définit ensuite les repères segmentaires du bassin et de la cuisse (cf. Figure 32). Les angles permettant de passer de l'un à l'autre sont alors calculés selon la séquence d'Euler modifiée YXZ où l'axe Y est l'axe médio-latéral du segment, l'axe X, l'axe antéro-postérieur et l'axe Z, l'axe longitudinal. Les angles de flexion de la cuisse correspondent donc à la rotation suivant l'axe Y, les angles d'abduction à la rotation suivant l'axe X.

FIGURE 32: ILLUSTRATION DE LA POSITION DES MARQUEURS RECALCULEE A PARTIR DES MARQUEURS REFLECHISSANTS ET DEFINITION DES REPERES SEGMENTAIRES DU BASSIN ET DE LA CUISSE



L'angle entre le plan du conjugué externe et le rachis (noté plus tard *ANGce* dans le reste de l'exposé) a été obtenu à partir de plusieurs mesures. Tout d'abord, l'angle entre le bassin et le rachis était obtenu en calculant l'angle entre l'axe longitudinal du bassin (l'axe \vec{Z}_{bassin} sur la figure 32) et l'axe passant par les marqueurs C7 et T10 projeté dans le plan formé par les axes antéro-postérieur et longitudinal du bassin (ce qui correspond au plan sagittal), selon les formules suivantes:

$$\vec{Z}_{tronc\ sag} = (\overline{T_{10} C_7}, \vec{X}_{bassin}) * \vec{X}_{bassin} + (\overline{T_{10} C_7}, \vec{Z}_{bassin}) * \vec{Z}_{bassin}$$

$$\vec{Z}_{tronc\ sag} = \vec{Z}_{tronc\ sag} / \|\vec{Z}_{tronc\ sag}\|$$

$$ang_{bassin/rachis} = \text{acos}(\vec{Z}_{tronc\ sag} \cdot \vec{Z}_{bassin}) * 180/\pi$$

Le signe de cet angle était similaire au signe du produit scalaire entre $\vec{Z}_{tronc\ sag}$ et \vec{X}_{bassin} .

Le plan du conjugué externe était alors défini à partir des marqueurs placés sur le sacrum, sur le bord supérieur de la symphyse pubienne, et sur les épines iliaques antérosupérieures comme proposé par Sherer et Aboulafia (157) et utilisé plus tard par d'autres auteurs (108). Il s'agit ici d'un diamètre obstétrical légèrement différent de celui qui avait été décrit par Baudelocque et qui porte son nom, le conjugué externe de Baudelocque étant celui qui passe par le sommet de la symphyse pubienne et par l'apophyse de la 5^{ème} épineuse lombaire (158). Nous avons fait le choix de dévier de la description initiale car la 5^{ème} épineuse lombaire

possède un certain degré de mobilité qui peut rendre l'estimation de ce plan approximatif, notamment lors des phases d'hyperflexion. Il nous a ainsi semblé plus judicieux de partir du sacrum de façon standardisée, afin d'avoir un repère osseux plus fixe que l'épineuse de la 5^{ème} vertèbre lombaire. Pour simplifier le propos, nous avons tout de même appelé dans le reste de l'exposé le diamètre que nous avons défini entre le sommet de la symphyse et le bord supérieur du sacrum: le conjugué externe. L'angle existant entre le bassin et le plan du conjugué externe est donc défini en calculant l'angle entre l'axe antéro-postérieur du bassin et l'axe passant par le sacrum et la symphyse pubienne, projeté dans le plan formé par les axes antéro-postérieur et longitudinal du bassin. Cet angle supposé fixe est calculé lors de la position statique en position debout, afin de limiter les effets des artéfacts des tissus mous.

Ce qui se traduit par les calculs suivants:

$$\vec{X}_{conj\ ext\ sag} = (\overrightarrow{SP_{ub}}, \vec{X}_{bassin,}) * \vec{X}_{bassin} + (\overrightarrow{SP_{ub}}, \vec{Z}_{bassin,}) * \vec{Z}_{bassin}$$

$$\vec{X}_{conj\ ext\ sag} = \vec{X}_{conj\ ext\ sag} / \|\vec{X}_{conj\ ext\ sag}\|$$

$$ang_{conjugué\ externe/bassin} = \arccos(\vec{X}_{conj\ ext\ sag} \cdot \vec{X}_{bassin}) * 180/\pi$$

Et donc, finalement:

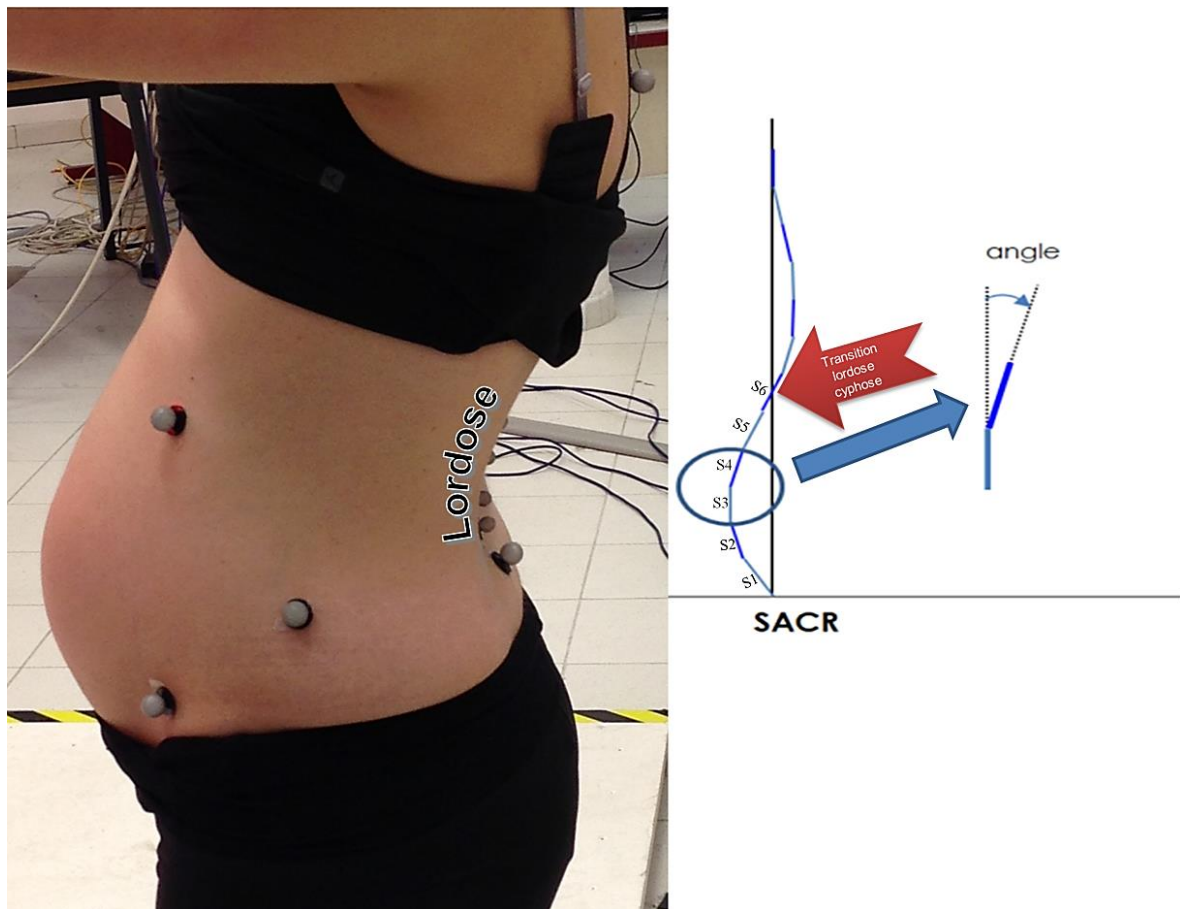
$$ang_{conjugué\ externe/rachis} = ang_{bassin/rachis} + ang_{conjugué\ externe/bassin}$$

La position de plan du détroit supérieur n'est pas identifiable par des marqueurs externes. Une étude de radiopelvimétrie sur femmes enceintes a donc été effectuée en parallèle pour estimer l'angle existant entre le conjugué externe défini dans notre étude et le plan du détroit supérieur. Cette étude est présentée en annexe 4. D'après cette étude, un angle de 37° en moyenne existe entre le conjugué externe et le plan du détroit supérieur. Cette valeur a donc été exploitée lors de la réflexion autour de la position optimale.

COURBURE LOMBAIRE

La courbure lombaire a été définie telle que proposée par Consmuller et coll.(159). La courbure lombaire résulte en une somme des angles existant entre chaque segment des capteurs Epionics® (cf. Figure 33). La valeur moyenne obtenue au cours des 3 secondes d'enregistrement est retenue pour chaque essai. En pratique, pour rappel, la lordose lombaire (dos creux) est définie par une somme segmentaire angulaire négative, une cyphose (dos arrondi) par une somme segmentaire angulaire positive.

FIGURE 33: MESURE DE LA COURBE LOMBAIRE PAR LE SYSTEME EPIONICS®



VALEURS RETENUES

Pour la laxité ligamentaire, le score de Beighton et l'angle d'extension atteint par l'articulation métacarpophalangienne pour un couple de 0.26N.m (que nous appellerons par la suite extension MCP) étaient relevés pour chaque session d'expérimentation.

Pour les angles, un programme Matlab a été conçu pour fusionner les données des différents systèmes de mesure. Pour chaque session d'expérimentation, pour chaque combinaison de flexion/abduction de la hanche, les angles aux articulations de la hanche (flexion et abduction), le degré de lordose/cyphose lombaire, et la flexion du bassin sur la colonne vertébrale, ont donc été obtenus. La valeur retenue correspondait à la valeur moyenne sur les 3 secondes de mesure continue. Les angles de flexion/abduction des hanches étaient également moyennés sur les côtés droit et gauche.

STRATEGIE D'ANALYSE

Dans un premier temps, nous décrirons pour chaque sujet les paramètres individuels en termes de parité, de laxité ligamentaire (score de Beighton et extension MCP), pour chaque trimestre. Nous avons fait le choix de ne calculer l'IMC qu'au premier trimestre et nous

l'avons ensuite intégré dans nos analyses et nos interprétations. Les IMC à chaque séance n'ont pas été recalculés, car les variations de poids au cours de la grossesse sont multifactorielles: poids du fœtus; masse grasse maternelle; prise d'œdème. Ces variations sont donc très difficiles à interpréter et source de confusion, notamment sur de faibles échantillons comme le nôtre.

Les variations d'IMC en cours de grossesse étant extrêmement variable d'une femme à l'autre au cours de la grossesse nous avons tenu compte de cette variable seulement lors de l'inclusion. Les variables quantitatives concernant la laxité ligamentaire ont été décrites en termes de moyenne et d'écart-type.

Nous présenterons également les valeurs minimales et maximales d'angle entre le conjugué externe et le rachis, puis de courbure lombaire et ce, pour chaque trimestre. Les comparaisons des données selon les trimestres ont été testées par un test de Friedman, un test non paramétrique pour plus de deux échantillons appariés. Les données n'étaient en effet pas distribuées selon une loi normale d'après les résultats des tests de normalité Shapiro-Wilk. En cas d'effet du trimestre, pour mettre en évidence quel trimestre différait des autres, nous avons effectué comme test post-hoc des tests de Wilcoxon auquel une correction de Bonferroni était apportée (multiplication de la valeur p par le nombre de comparaisons effectuées, ici 2). Nous avons considéré pour l'ensemble de l'étude que les résultats étaient significatifs au risque de première espèce de 5%.

Pour répondre à l'objectif d'étudier l'effet de la flexion et de l'abduction des hanches sur le conjugué externe et donc, indirectement, sur le plan du détroit supérieur, puis sur la courbe lombaire, nous avons réalisé des régressions linéaires dans un premier temps. Ceci permettait une première mise en évidence « grossière » de relations éventuelles entre les postures des hanches et la posture du bassin d'une part et du rachis lombaire d'autre part. Ces relations ont été explorées à l'aide d'une régression linéaire simple et calcul du pourcentage de la variance expliquée par la régression grâce au coefficient de détermination R^2 . Ce coefficient nous a permis de mesurer l'adéquation entre la régression effectuée et les données observées qui ont permis de l'établir.

Par la suite, ces relations ont été affinées en faisant intervenir dans nos modèles de régression 3 types d'effet:

1. L'effet des paramètres que nous avons recueillis ou mesurés comme les caractéristiques générales des sujets (âge, IMC, terme de la grossesse, laxités ligamentaires), mais aussi flexion et abduction des cuisses;

2. L'effet du trimestre de grossesse (pour rappel; chaque sujet était convoqué pour une séance d'acquisition au premier (T1), deuxième (T2), et troisième trimestre (T3) de grossesse);

3. L'effet du sujet en lui-même pour les modèles de régression multivariée;

Après avoir comparé et testé plusieurs modèles selon leur rapport de vraisemblance avec le modèle linéaire simple, nous avons choisi d'utiliser un modèle mixte REML (REsidual Maximum Likelihood). Une modélisation de la covariance entre les sujets et le trimestre a été intégrée, car elle améliorerait significativement la vraisemblance des modèles selon Akaike.

L'hypothèse de normalité pour l'âge, l'IMC, et la laxité ligamentaire (extension MCP) ont été vérifiées par le test de Shapiro-Wilk. Les modèles mixtes REML ont été construits selon l'hypothèse d'une distribution normale des résidus. La normalité de la distribution des résidus a été vérifiée graphiquement par un tracé de normalité standard (droite de Henry). Dans cette méthode, les écarts à la moyenne (résidus) sont classés en rangs. À partir de ces rangs, les valeurs standardisées (centrées-réduites) de la distribution normale sont tracées selon l'axe Y. Lorsque les résidus observés (tracés selon l'axe X) sont distribués normalement, toutes les valeurs doivent être alignées sur une droite. Si les résidus ne sont pas distribués normalement, ils s'écarteront plus ou moins de la droite. Cette méthode a été appliquée pour chaque modèle, que ce soit en analyse univariée ou en multivariée. Pour la clarté de notre exposé nous avons fait le choix de ne présenter que les droites d'Henry pour les modèles multivariés.

Une régression linéaire mixte univariée a tout d'abord permis d'estimer les coefficients de régression entre la réponse du bassin et l'ensemble des paramètres intrinsèques des sujets (âge maternel, trimestre de grossesse, nulliparité, IMC, laxité ligamentaire selon l'extension MCP) et extrinsèque (position des cuisses en termes de flexion et d'abduction). Une analyse multivariée permettant de calculer des coefficients de régression ajustés a ensuite été réalisée en incluant l'ensemble des paramètres intrinsèques et extrinsèques des sujets.

La même procédure d'ajustement a été réalisée pour la courbe lombaire.

Lors de la construction des modèles de régression nous avons procédé à une analyse de variance. Nous avons d'abord procédé à une analyse de variance à un facteur (modèle vide). Cette première variance a été calculée pour l'angle entre le rachis et le conjugué externe, d'une part, puis pour la lordose dans un second temps. Lors des ajustements nous avons ensuite calculé la variance résiduelle après ajustement. Ainsi lors de l'introduction d'une variable, si cette variable est significativement corrélée à l'effet de la flexion du conjugué externe sur le rachis par exemple, cela ne veut pas dire que c'est une variable déterminante dans l'explication de l'effet observé. La "force" de cette variable se mesure par sa capacité à diminuer la variance précédemment observée avant son introduction dans le modèle. Afin d'éclaircir la présentation des résultats nous avons choisi de présenter la variance de la variable à expliquer lorsque le modèle est vide et lorsque le modèle est complet pour la flexion du conjugué externe, sur le rachis d'une part et pour la variation de la lordose lombaire, d'autre part. Cette analyse permet de mesurer dans quelle mesure les variables qui ont été introduites permettent d'expliquer ce qui est observé. En résumé, plus la variance diminue au fil de l'introduction des variables dans le modèle, plus le modèle "explique" bien les effets qui sont observés. Entre le modèle vide et le modèle complet, il est ainsi possible de calculer le pourcentage de la variance expliquée par le modèle complet de régression multivariée. C'est en fait une façon détournée permettant de calculer un pseudo coefficient R^2 , qui rappelons-le, est aussi le pourcentage de variance expliquée par une régression linéaire.

Après avoir étudié les relations entre la position des cuisses et l'angle conjugué externe/rachis d'une part, et la courbe lombaire d'autre part, il nous a semblé pertinent de revenir à la notion de « position optimale » (cf. Figure 6). Pour cela, nous avons cherché à identifier si la « position optimale » était obtenue pour chaque sujet et, si oui, quels étaient les paramètres (flexion/abduction des cuisses, laxité ligamentaire, etc.) qui influençaient l'atteinte de cette position. Comme évoqué précédemment, la position optimale est supposée être atteinte lorsque le détroit supérieur forme un angle de 90° avec le rachis tandis que les lombaires sont en position neutre ou en cyphose ($\text{lordose} \geq 0^\circ$). Nous avons précédemment souligné qu'avec la méthodologie employée, seul le conjugué externe pouvait être localisé, mais qu'une étude de radiopelvimétrie annexe avait été menée (Annexe 4) pour identifier en moyenne la position relative du détroit supérieur par rapport au conjugué externe. A la valeur de l'angle conjugué externe/rachis ANGce , la valeur de 37° devait donc en moyenne être

retirée pour obtenir la position du détroit supérieur par rapport au rachis. De ce fait, la valeur optimale était obtenue pour un angle ANGce de 37°.

Pour l'analyse des données, compte tenu de la précision de nos mesures (Annexe 5), nous avons défini une variable binaire "dos plat ou en cyphose Oui/Non (un dos plat ou en cyphose correspondant à une courbure lombaire supérieure ou égale à -3°). Pour les mêmes raisons, le plan du détroit supérieur sera considéré comme perpendiculaire à la colonne vertébrale pour un angle ANGce de 37° +/-5°, et sera appelé "plan optimal".

Une variable appelée "Optimac" a été définie par la combinaison des variables "dos plat" et "plan optimal".

L'ensemble de l'analyse a été réalisé sous STATA V14 (StataCorp, College Station, TX, USA).

II.2.3 RESULTATS

II.2.3.1 PARAMETRES INDIVIDUELS

Le tableau 8 présente les paramètres individuels des sujets. D'après ce tableau, il existe une différence significative, selon le trimestre de grossesse, de la laxité ligamentaire mesurée par l'angle d'extension atteint par l'articulation métacarpophalangienne pour un couple de 0.26N.m (extension MCP). En revanche cette modification de la laxité ligamentaire selon les trimestres n'est pas objectivée par le score de Beighton ($p=0.2$).

D'après les tests post-hoc, l'angle d'extension atteint par l'articulation métacarpophalangienne pour un couple de 0.26N.m au premier trimestre était inférieur aux angles atteints aux deuxièmes et troisièmes trimestres ($p = 0.02$ et 0.025 et respectivement).

Chapitre 2 : Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature

TABLEAU 8: PARAMETRES INDIVIDUELS DES SUJETS EN TERMES D'AGE, D'IMC, DE PARITE ET DE LAXITE LIGAMENTAIRE

Sujet	Age (année)	IMC (kg.m ⁻²) \bar{X} (ET)*	Nullipare	Extension MCP (°)				Score de Beighton			
				T1	T2	T3	\bar{X} (ET)*	T1	T2	T3	\bar{X} (ET)*
1	28	29,7 (0,8)	oui	45	33	33	37,0 (7,0)	4	6	5	5,0 (0,8)
2	35	24,3 (0,7)	non	46	43	42	43,6 (2,1)	4	5	3	4,0 (0,8)
3	30	20,4 (0,7)	non	46	58	47	50,3 (6,6)	4	3	3	3,3 (0,4)
4	39	28,7 (1,7)	non	38	43	50	43,6 (6,0)	5	9	9	7,6 (1,9)
5	30	25,5 (1,3)	oui	57	58	55	56,7 (1,5)	9	9	5	7,7 (1,9)
6	33	25,0 (1,1)	non	40	50	44	44,9 (5,0)	1	4	7	4,2 (2,4)
7	34	24,0 (0,7)	non	39	37	42	39,3 (2,5)	7	7	3	6,0 (2,2)
8	35	24,6 (1,1)	non	32	33	42	35,7 (5,5)	2	1	0	1,0 (0,8)
9	30	29,7 (1,4)	oui	47	59	61	55,8 (7,6)	6	4	3	4,3 (1,2)
10	30	19,8 (0,8)	oui	36	37	40	37,7 (2,1)	1	7	3	3,7 (2,5)
11	35	29,4 (0,2)	oui	56	60	57	57,6 (2,1)	7	8	9	8,0 (0,8)
12	37	25,3 (0,6)	non	28	32	30	30,0 (2,0)	2	8	0	3,4 (3,5)
13	33	25,1 (0,5)	non	36	43	45	41,7 (4,7)	0	0	0	0,0 (0,0)
14	26	24,3 (1,0)	oui	40	42	51	44,3 (5,9)	7	4	2	4,3 (2,0)
15	43	24,0 (0,4)	non	23	26	25	24,7 (1,5)	0	1	1	0,7 (0,5)
16	34	27,4 (0,1)	non	54	61	58	57,6 (3,5)	4	6	7	5,7 (1,3)
17	31	21,6 (0,5)	non	39	53	47	46,3 (7,0)	2	2	2	2,0 (0)
18	28	22,4 (1,1)	non	40	52	53	48,3 (7,2)	2	6	4	4,1 (1,6)
\bar{X}	32.8	25.1		41.3	45.3 ¹	45.4 ¹	44.04	3.8	5.08	3.5	4.1
ET	4.2	3.0		9.0	10.8	9.6	10.0	2.6	2.8	2.7	2.8
		<i>p</i> (Friedman)		<0,001				0,2			

\bar{X} Moyenne; ET: écart-type.

*Moyenne et écart-type de l'IMC et des évaluations de la laxité ligamentaire sur les 3 sessions (T1, T2, T3).

¹: différence significative ($p < 0.05$) avec les données du premier trimestre d'après le test de Wilcoxon.

II.2.3.2 POSTURES DES CUISSSES, DU BASSIN ET DU RACHIS

Le tableau 9 présente les valeurs minimales et maximales d'angle de flexion du conjugué externe sur le rachis, relevées au cours de chaque trimestre de grossesse (et donc de chaque session d'expérimentation) pour chaque sujet ayant pris part à l'étude. Pour ces valeurs minimales et maximales d'angle entre le conjugué externe et le rachis, les flexions et abductions des cuisses relevées lors de leur enregistrement ont également présentées.

Les valeurs minimales et maximales de flexion et d'abduction des cuisses relevées au cours des expérimentations sont quant à elles présentées en annexe 6. Les valeurs extrêmes de flexion et d'abduction relevées au cours des expérimentations ne coïncident en effet pas nécessairement aux valeurs relevées lors de l'apparition des valeurs extrêmes d'angle entre le conjugué externe et le rachis. Or, nous cherchons dans ce travail à mettre en lumière une éventuelle relation entre flexion et abduction des cuisses d'une part, et angle de flexion du

conjugué externe sur le rachis d'autre part, ce qui justifie notre choix de ne pas présenter ces valeurs extrêmes de flexion et d'abduction des cuisses.

D'après le tableau 9, les valeurs minimales de flexion du conjugué externe sur le rachis passent en moyenne de -24° (11) au premier trimestre à -20° (8) au deuxième puis à -17° (8) au troisième trimestre. Les valeurs de flexion de cuisse correspondant varient quant à elles de 34° (10) au premier trimestre à 26° (9) au deuxième trimestre puis à 30° (15) au troisième. Les valeurs d'abduction associées semblent plus variables puisqu'elles varient de 23° (18) à 9° (8) entre le premier et le deuxième trimestres.

Les valeurs maximales de flexion du conjugué externe sur le rachis semblent peu varier au cours des trimestres puisqu'elles varient en moyenne uniquement de 2° au cours des trois trimestres (de 13° (8) à 11° (7) entre le premier et le troisième trimestres). Il en est de même pour les valeurs de flexion de cuisse et d'abduction associées. La plus grosse variation se situe entre le premier et le deuxième trimestre pour la flexion et est uniquement de 4° en moyenne (108° (14) au premier trimestre et 112° (18) au deuxième trimestre). Pour l'abduction, la plus grosse différence est de 6° en moyenne et se situe entre le premier et le troisième trimestres (33° (11) et 39° (9) respectivement).

D'après les tests de Friedman, ces évolutions de valeurs minimales et maximales d'angle de flexion du conjugué externe sur le rachis au cours des trimestres ne sont pas significatifs ($p = 0.108$ pour les valeurs minimales, $p = 0.574$ pour les valeurs maximales). Il en est de même pour les valeurs minimales et maximales de flexion ($p = 0.373$ pour les valeurs minimales, $p = 0.200$ pour les valeurs maximales) et d'abduction associées ($p = 0.102$ pour les valeurs minimales, $p = 0.357$ pour les valeurs maximales).

En rappelant que nous avons fait l'hypothèse que la position optimale correspond à un angle du conjugué externe par rapport au rachis de 37° avec une tolérance de $\pm 5^{\circ}$ pour tenir compte de notre précision de mesure, d'après le tableau 9, seul un sujet et uniquement au premier trimestre se rapproche de la position optimale du détroit supérieur à un degré près (sujet 7). Par ailleurs, cet angle entre le conjugué externe et le rachis était de 31° , et était obtenu avec une flexion de cuisses de 75° et une abduction de 26° .

D'après le tableau 10, les valeurs minimales de courbure lombaire évoluent très peu en moyenne (de -10° (7) au deuxième trimestre à -12° (7) au troisième trimestre pour la plus grande différence entre les trimestres). Par ailleurs, les valeurs sont négatives, ce qui témoigne

d'une lordose. Les valeurs de flexion de cuisse correspondantes sont plus variées en moyenne, la plus grande différence se situant entre le deuxième ($62^{\circ}(39)$) et le troisième trimestres ($51^{\circ}(28)$) avec de fortes variations interindividuelles; comme l'atteste les valeurs élevées d'écart-type. Les valeurs d'abduction associées évoluent peu puisque la plus la plus grande variation est de 5° entre le premier ($31^{\circ}(13)$) et le deuxième trimestres ($26^{\circ}(18)$).

Les données sont également très stables à chaque trimestre pour les valeurs maximales de courbure lombaire et les valeurs associées de flexion et d'abduction des cuisses. La courbure maximale (positive et donc atteste d'une cyphose) est de $1^{\circ}(6)$ au premier trimestre, $3^{\circ}(6)$ au deuxième, et $1^{\circ}(4)$ au troisième trimestre. La plus importante variation se situe entre le deuxième et le troisième trimestre pour la flexion associée des cuisses ($98^{\circ}(40)$ au deuxième trimestre et $112^{\circ}(23)$ au troisième trimestre). Pour l'abduction associée, la plus grosse différence est de 2° en moyenne et se situe entre le deuxième et le troisième trimestres ($35^{\circ}(14)$ et $37^{\circ}(12)$ respectivement).

D'après les tests de Friedman, les valeurs minimales et maximales d'angle de courbure lombaire ne sont pas significativement différentes au cours des trimestres ($p = 0.399$ pour les valeurs minimales, $p = 0.656$ pour les valeurs maximales). C'est également le cas pour les valeurs minimales et maximales de flexion ($p = 0.337$ pour les valeurs minimales, $p = 0.399$ pour les valeurs maximales) et d'abduction associées ($p = 0.399$ pour les valeurs minimales, $p = 0.993$ pour les valeurs maximales).

Selon notre hypothèse de départ, la position dite optimale se traduit par une courbure lombaire supérieure à $0^{\circ} +/- 3^{\circ}$, une courbure lombaire positive correspondant à une cyphose lombaire accentuant ce que l'on a appelé précédemment le toboggan obstétrical. Nous notons ainsi dans le tableau 10 que la position optimale du dos est atteinte pour 13 sujets sur 18 au premier trimestre, puis 16 sujets sur 18 au deuxième, et 15 sujets sur 18 au troisième trimestre. Par ailleurs, lorsque la position optimale du dos est obtenue par les sujets au premier trimestre, elle est atteinte également lors des trimestres suivants. Cette position optimale du dos peut être atteinte pour des valeurs de flexion des cuisses faibles. Ainsi, le sujet 9 atteint une cyphose pour 29° de flexion des cuisses lors du troisième trimestre.

Chapitre 2 : Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature

TABLEAU 9: VALEURS MINIMUM ET MAXIMUM DE L'ANGLE DE FLEXION DU CONJUGUE EXTERNE SUR LE RACHIS OBTENUES POUR CHAQUE SUJET ET CHAQUE TRIMESTRE. LA FLEXION ET L'ABDUCTION DES CUISSSES ASSOCIEES SONT EGALEMENT PRESENTEES.

Sujet	Trimestre 1 (inclusion)						Trimestre 2 (2 ^{ème} session)						Trimestre 3 (3 ^{ème} session)					
	min			max			min			max			min			max		
	ANGce	flex associée	abd associée	ANGce	flex associée	Abd associée	ANGce	flex associée	abd associée	ANGce	flex associée	abd associée	ANGce	flex associée	Abd associée	ANGce	flex associée	abd associée
1	-30	56	56	6	119	22	-38	36	9	-3	148	29	-25	60	13	6	129	31
2	-24	31	18	3	114	55	-16	11	8	7	130	29	-19	-2	4	7	108	38
3	-35	43	26	8	128	35	-36	23	2	2	132	32	-23	43	11	5	135	30
4	-20	41	19	17	119	24	-17	12	-2	17	106	52	-19	34	7	5	123	39
5	-16	28	11	17	86	23	-9	29	14	23	105	19	-12	37	12	16	101	45
6	-12	23	60	18	87	15	-13	23	28	21	106	44	-30	56	56	6	119	22
7	-12	28	15	31	75	26	-15	20	8	13	120	34	4	10	9	29	111	44
8	-38	21	1	0	97	51	-24	39	5	11	111	41	-14	33	39	7	118	26
9	-22	37	12	6	110	23	-12	35	18	19	108	31	-10	29	6	17	101	33
10	-20	25	43	12	111	25	-23	40	11	13	117	45	-26	43	21	8	119	42
11	-7	17	52	22	121	23	-17	31	9	5	126	39	-11	20	14	15	100	38
12	-20	28	15	14	105	45	-22	23	10	3	118	53	-14	22	13	6	108	49
13	-32	49	14	18	101	40	-15	26	15	22	95	49	-11	25	41	17	103	32
14	-20	34	17	21	113	45	-24	21	11	8	117	38	-21	25	12	13	106	46
15	-30	38	11	14	109	41	-17	15	9	15	117	39	-13	23	17	19	94	35
16	-15	35	17	18	109	32	-16	34	1	21	73	49	-16	18	4	9	113	47
17	-26	47	12	7	104	41	-25	17	-5	13	82	38	-15	22	13	10	68	55
18	-52	31	8	0	127	32	-26	39	10	14	105	45	-31	39	11	8	118	23
\bar{X}	-24	34	23	13	108	33	-20	26	9	12	112	39	-17	30	17	11	110	37
ET	11	10	18	8	14	11	8	9	8	7	18	9	8	15	14	7	15	9
<i>p</i>	0.10	0.37	0.10	0.57	0.20	0.36												

Légende: les zones grisées correspondent aux données en rapport avec la position que nous avons définie comme optimale.

Chapitre 2 : Réponses aux questions soulevées par la revue de la littérature

TABLEAU 10: VALEURS MINIMUM ET MAXIMUM DE LA COURBURE LOMBAIRE OBTENUES POUR CHAQUE SUJET ET CHAQUE TRIMESTRE. LA FLEXION ET L'ABDUCTION DES CUISSSES ASSOCIEES SONT EGALEMENT PRESENTEES.

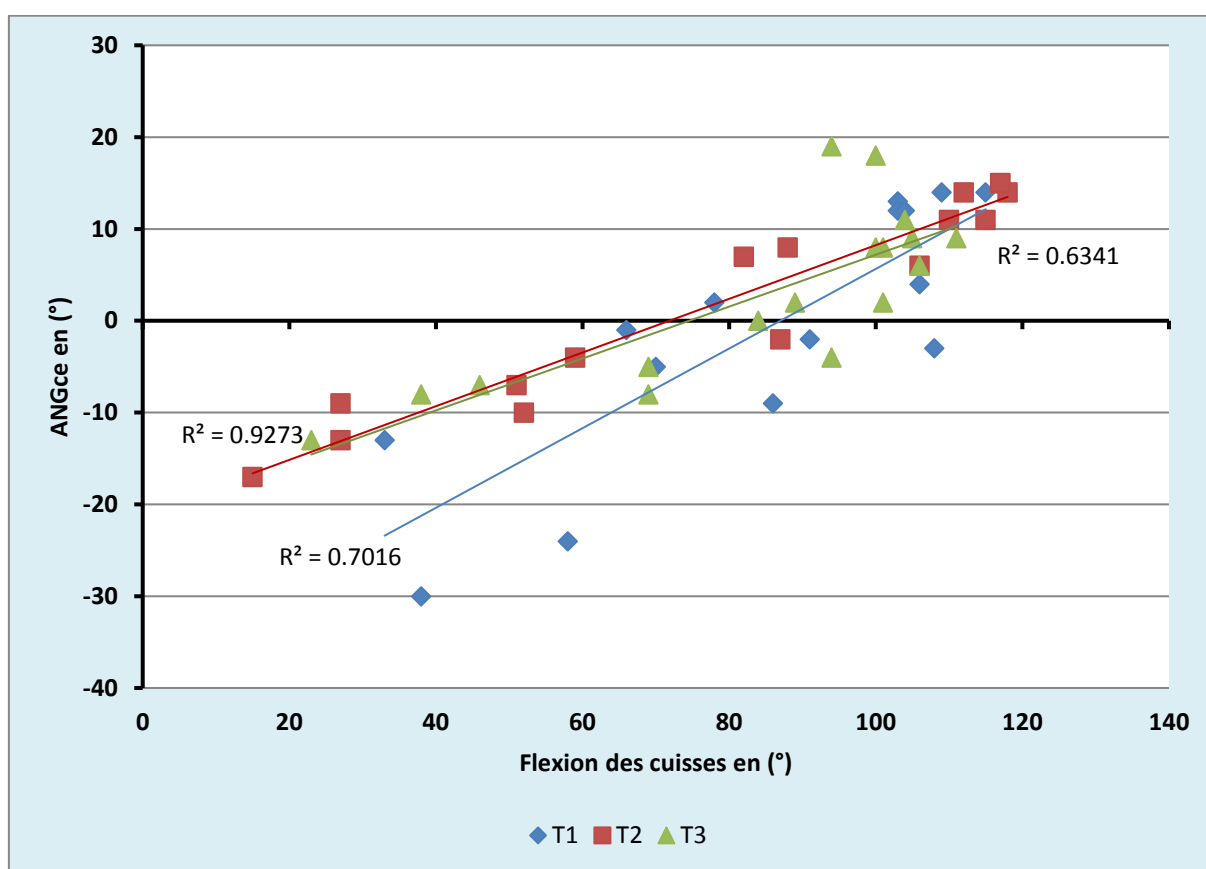
Sujet	Trimestre 1 (inclusion)						Trimestre 2 (2 ^{ème} session)						Trimestre 3 (3 ^{ème} session)					
	min			max			min			max			min			max		
	Lordose	flex associée	abd associée	Lordose	flex associée	abd associée	Lordose	flex associée	abd associée	Lordose	flex associée	abd associée	Lordose	flex associée	abd associée	Lordose	flex associée	abd associée
1	-20	39	40	1	119	22	-9	117	25	0	148	29	-13	60	13	0	131	32
2	-12	90	18	-3	116	47	-10	122	53	9	-8	3	-11	-2	4	2	124	59
3	-8	101	33	17	128	35	-12	23	2	8	132	32	-17	77	26	0	136	43
4	-7	114	26	6	56	62	-6	12	-2	6	106	52	1	34	7	7	123	39
5	0	79	22	8	118	31	-1	62	26	3	93	35	-6	69	45	3	103	41
6	-11	97	41	-4	34	30	-4	88	39	2	126	47	-20	39	40	1	119	22
7	-5	64	28	3	123	39	-8	75	9	7	120	34	-7	52	36	-1	111	44
8	-10	90	50	-1	119	44	-9	105	16	-1	116	39	-5	89	20	0	118	26
9	-12	27	42	-5	110	23	-8	48	28	-3	108	31	-7	31	36	0	29	6
10	-11	64	27	7	111	25	-9	104	26	12	40	11	-9	43	21	8	119	42
11	-13	17	52	2	128	45	-6	31	9	2	126	39	-7	76	44	0	125	51
12	-12	28	15	0	113	38	-11	10	51	-4	118	53	-13	10	52	-5	115	47
13	-20	49	14	-5	104	39	-15	102	47	1	26	15	-9	88	42	3	103	32
14	-12	98	32	-5	115	41	-11	15	32	0	117	38	-14	80	25	1	118	23
15	-9	38	11	4	103	36	-7	82	55	9	117	39	-13	84	53	4	100	45
16	-17	27	40	-3	109	32	2	25	40	16	73	49	-13	26	12	-4	121	31
17	-17	44	44	-8	89	44	-18	48	10	-5	103	37	-17	22	13	2	102	43
18	-31	28	20	0	28	20	-32	39	10	-2	105	44	-33	39	11	-4	114	40
\bar{X}	-11	61	31	1	101	36	-10	62	26	3	98	35	-12	51	28	1	112	37
ET	6	32	13	6	30	11	7	39	18	6	40	14	7	28	16	4	23	12
<i>p</i>	0.39	0.34	0.40	0.65	0.4	1												

Légende: les zones grisées correspondent aux données en rapport avec la position que nous avons définie comme optimale.

II.2.3.3 INFLUENCE DE LA POSTURE DES CUISSSES SUR LES POSTURES DU CONJUGUE EXTERNE

La figure 34 représente, pour chaque trimestre de grossesse la relation entre la flexion des cuisses et la réponse du bassin évaluée par l'angle d'ANGce pour un sujet, le sujet 15. D'après cette figure, la flexion du conjugué externe sur le rachis augmente avec la flexion des cuisses à chaque trimestre. Cette forte relation est attestée par les coefficients de détermination supérieurs à 0.63 pour ce sujet.

FIGURE 34: ANGLE CONJUGUE EXTERNE /RACHIS EN FONCTION DE LA FLEXION DES CUISSSES POUR LE SUJET N°15



Légende: ANGce= angle du conjugué externe par apport au rachis, (°) = Degré, T=trimestres

Le tableau 11 présente les coefficients de détermination caractérisant la relation entre la flexion des hanches et l'angle ANGce pour chaque sujet et chaque trimestre. D'après ce tableau, on note pour tous les sujets, une relation forte entre l'angle de flexion du conjugué externe sur le rachis et la flexion des cuisses, et ce, quel que soit le trimestre comme l'atteste les coefficients de détermination R^2 en moyenne supérieurs à 0,7. Pour tous les sujets, la

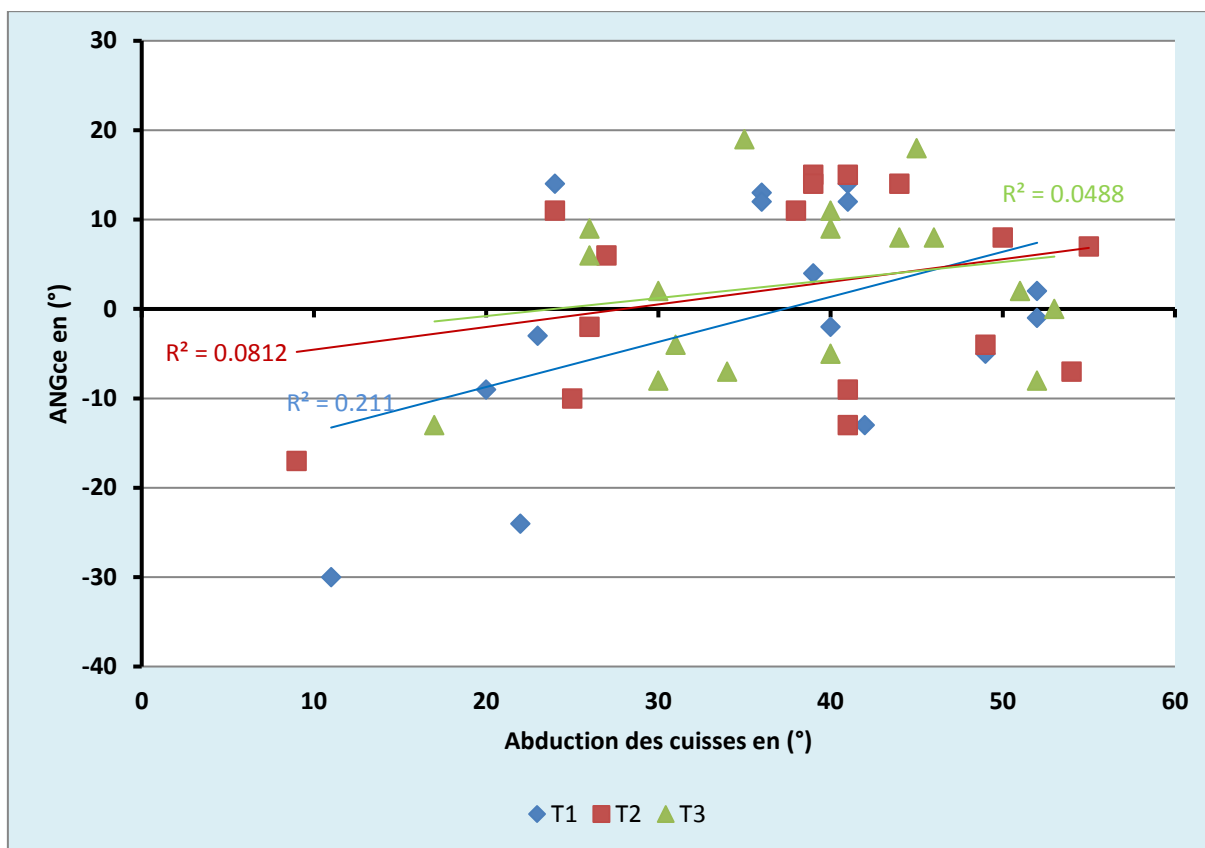
flexion des hanches entraînait une flexion du conjugué externe sur le rachis (le coefficient directeur de l'équation de régression était bien à chaque fois positif).

TABLEAU 11: COEFFICIENT DE DÉTERMINATION R^2 SELON LES TRIMESTRES (T) DE LA RÉGRESSION LINÉAIRE ENTRE LA FLEXION DES HANCHES ET L'ANGLE DU CONJUGUÉ EXTERNE/RACHIS D'UNE PART, ET L'ABDUCTION DE LA HANCHE D'AUTRE PART

Sujet	Valeur de R^2 pour (ANGce) = a (flexion des cuisses) + β			Valeur de R^2 pour (ANGce) = a (abduction des cuisses) + β		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
	1	0,78	0,80	0,65	0,01	0,00
2	0,76	0,86	0,85	0,09	0,08	0,28
3	0,86	0,91	0,78	0,11	0,00	0,11
4	0,82	0,82	0,90	0,07	0,33	0,32
5	0,80	0,76	0,82	0,00	0,02	0,11
6	0,49	0,61	0,78	0,00	0,00	0,01
7	0,55	0,47	0,18	0,16	0,26	0,52
8	0,80	0,65	0,85	0,45	0,19	0,06
9	0,56	0,80	0,32	0,23	0,21	0,33
10	0,83	0,90	0,76	0,00	0,05	0,26
11	0,46	0,32	0,65	0,09	0,42	0,04
12	0,79	0,83	0,71	0,22	0,18	0,22
13	0,48	0,90	0,63	0,29	0,23	0,00
14	0,86	0,90	0,86	0,39	0,16	0,07
15	0,71	0,92	0,63	0,21	0,08	0,04
16	0,59	0,75	0,32	0,05	0,17	0,56
17	0,88	0,64	0,73	0,03	0,71	0,23
18	0,71	0,74	0,63	0,40	0,08	0,16
\bar{X} (ET)	0,71 (0,14)	0,75 (0,16)	0,67 (0,2)	0,16 (0,14)	0,18 (0,18)	0,18 (0,17)
min - max	0,46 - 0,88	0,32 - 0,92	0,18 - 0,90	0,0 - 0,45	0,0 - 0,71	0,0 - 0,56

Pour l'abduction des cuisses, son influence sur la posture du conjugué externe semble moins nette comme l'illustre la figure 35 qui représente l'angle ANGce en fonction de l'abduction des hanches pour chaque trimestre pour le sujet 15. On peut évoquer une augmentation de la flexion du conjugué externe sur le rachis avec l'augmentation de l'abduction des hanches. Seulement, cette influence de l'abduction reste faible, comme en témoigne les coefficients de détermination relativement faibles caractérisant cette influence ($R^2=0.211$ pour le sujet 15).

FIGURE 35: ANGLE CONJUGUE EXTERNET/RACHIS EN FONCTION DE L'ABDUCTION DES CUISSSES POUR LE SUJET N°15



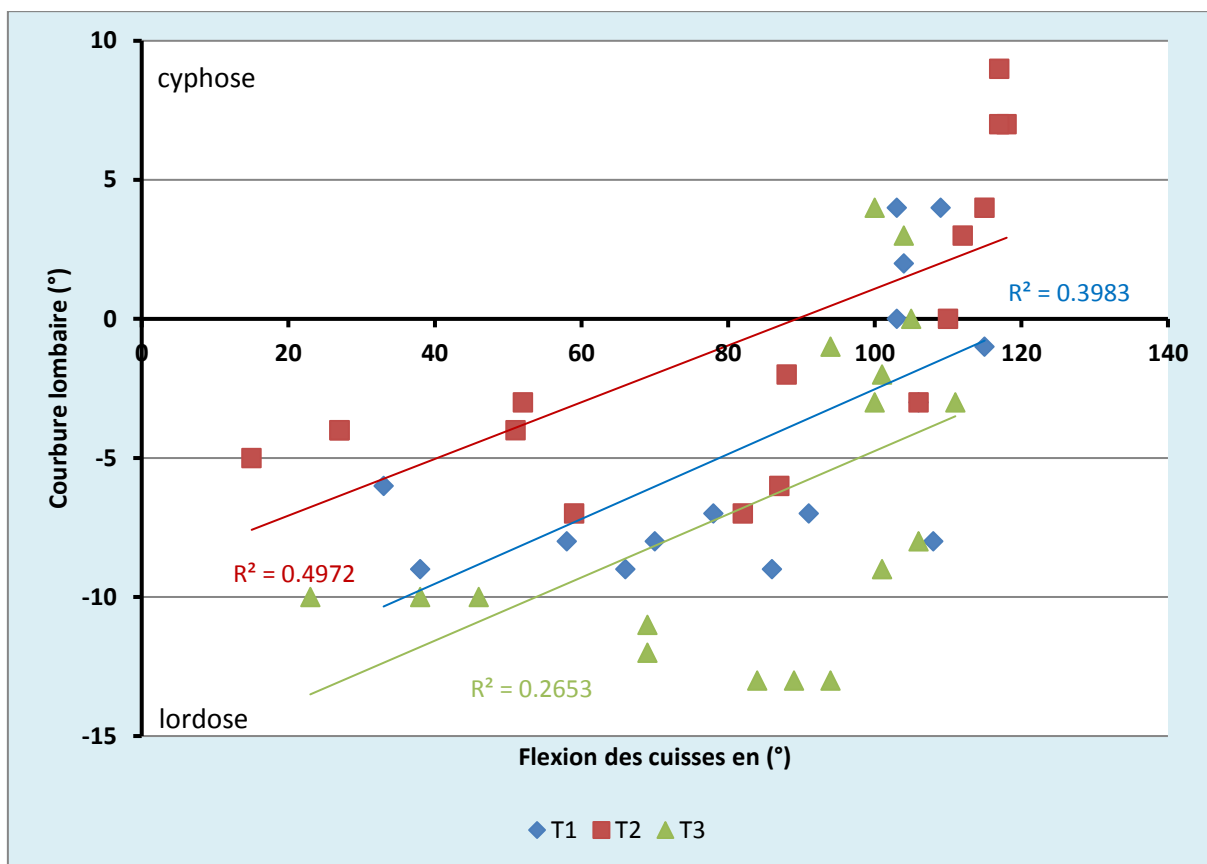
Le tableau 10 confirme que l'influence de l'abduction des cuisses sur la flexion du conjugué externe est nettement moindre que celle de la flexion des cuisses. En effet, les coefficients de détermination caractérisant la relation entre l'abduction des cuisses et la flexion du conjugué externe sur le rachis sont faibles ($R^2 = 0.17$ en moyenne).

II.2.3.4 INFLUENCE DE LA POSTURE DES CUISSSES SUR LA COURBE LOMBAIRE

La figure 36 représente pour chaque trimestre la courbure lombaire en fonction de la flexion des cuisses pour le sujet 15. D'après cette figure, la flexion des cuisses semble entraîner une diminution de la lordose lombaire. Seulement, cette relation est relativement faible, comme le suggèrent les coefficients de détermination caractérisant cette relation, qui sont inférieurs à 0.5.

Lorsque l'on s'intéresse à l'ensemble des sujets, le constat est similaire avec des coefficients de détermination inférieur à 0.5 en moyenne et ce, quel que soit le trimestre pour la flexion des cuisses (cf. tableau 12).

FIGURE 36: ANGLE DE COURBURE LOMBAIRE EN FONCTION DE LA FLEXION DES CUISSSES POUR LE SUJET N°15



Le rôle de l'abduction sur les modifications de la courbure lombaire semble quasi-nulle comme l'illustre la figure 37 représentant les courbures lombaires en fonction de l'abduction des cuisses pour le sujet 15. Pour ce sujet, les coefficients de détermination à chaque trimestre caractérisant cette relation entre l'abduction des cuisses et la courbure lombaire n'excédaient pas 0.02.

Pour l'ensemble des sujets, là aussi, les coefficients de détermination caractérisant la relation entre l'abduction des cuisses et la courbure lombaire sont modestes, comme en témoignent les coefficients R^2 inférieurs à 0.11 en moyenne. L'abduction des cuisses et la courbure lombaire ne semblent donc pas être corrélées (cf. Tableau 12)

FIGURE 37: ANGLE DE COURBURE LOMBAIRE EN FONCTION DE L'ABDUCTION DES CUISSSES POUR LE SUJET N°15

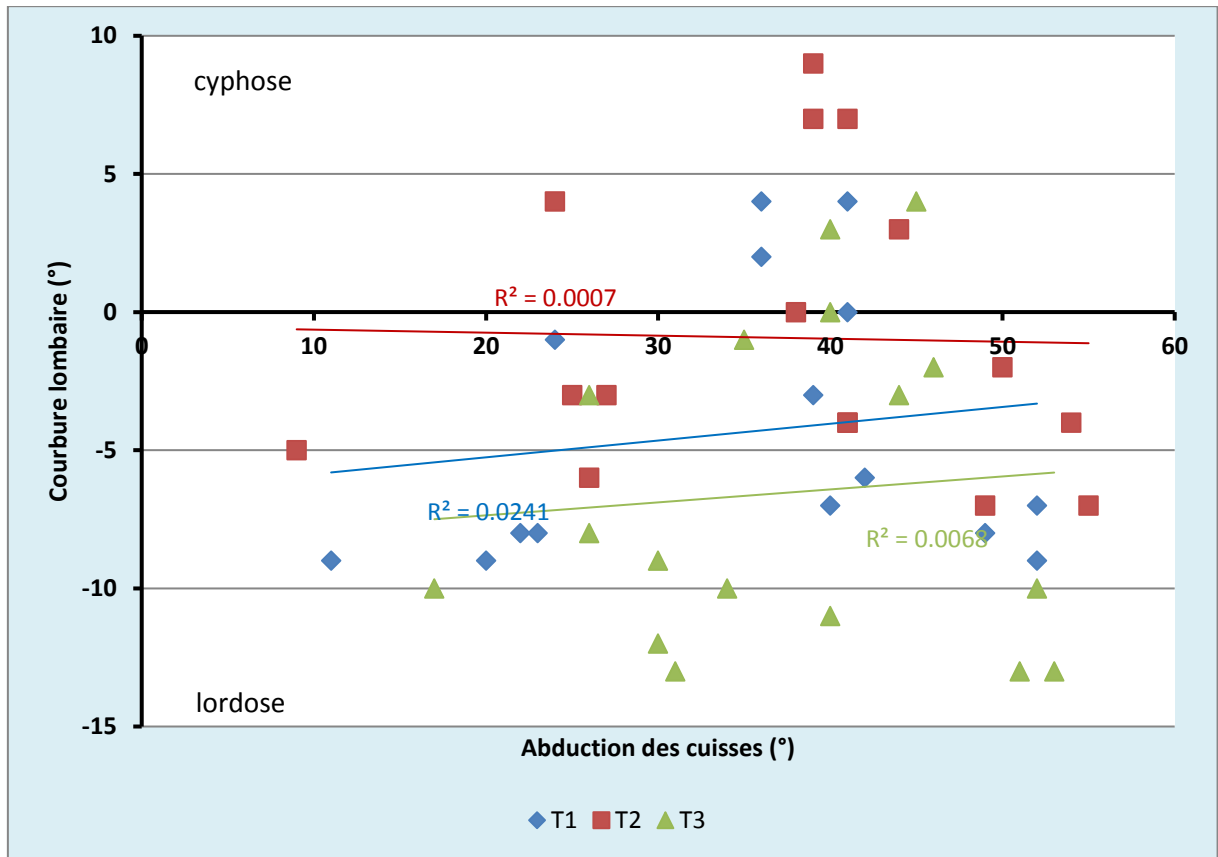


TABLEAU 12: RÉSULTATS DES COEFFICIENTS DE DÉTERMINATION R² SELON LES TRIMESTRES (T) DE LA RÉGRESSION LINÉAIRE ENTRE LA FLEXION DE LA HANCHE ET LA COURBURE LOMBAIRE D'UNE PART ET L'ABDUCTION DE LA HANCHE D'AUTRE PART

Sujet	Valeur de R ² pour (courbure lombaire) = α (flexion des cuisses) + β			Valeur de R ² pour (courbure lombaire) = α (abduction des cuisses) + β		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
1	0,52	0,30	0,35	0,06	0,05	0,07
2	0,13	0,04	0,40	0,01	0,03	0,08
3	0,56	0,49	0,57	0,10	0,01	0,06
4	0,03	0,43	0,58	0,20	0,23	0,46
5	0,00	0,15	0,46	0,22	0,06	0,12
6	0,03	0,37	0,52	0,10	0,01	0,06
7	0,53	0,26	0,39	0,00	0,01	0,01
8	0,34	0,16	0,11	0,00	0,04	0,09
9	0,10	0,52	0,25	0,12	0,01	0,06
10	0,11	0,01	0,38	0,09	0,08	0,17
11	0,52	0,45	0,16	0,01	0,02	0,01
12	0,41	0,65	0,59	0,13	0,17	0,00
13	0,42	0,16	0,36	0,11	0,38	0,01
14	0,12	0,28	0,49	0,00	0,00	0,00
15	0,38	0,52	0,27	0,02	0,00	0,00
16	0,24	0,56	0,73	0,26	0,05	0,23
17	0,07	0,70	0,77	0,05	0,24	0,26
18	0,50	0,64	0,44	0,20	0,16	0,27
\bar{X} (ET)	0.27 (0.20)	0.37 (0.21)	0.43 (0.18)	0.09 (0.09)	0.09 (0.1)	0.11 (0.12)
min - max	0.00 - 0.56	0.01 - 0.70	0.11 - 0.77	0.00 - 0.26	0.00 - 0.38	0.00 - 0.46

II.2.3.5 ANALYSE MULTIFACTORIELLE DE LA RELATION POSTURE DES CUISSES, POSTURE DU CONJUGUE EXTERNE ET COURBE LOMBAIRE

Coefficients de régression obtenus par régression linéaire mixte entre la flexion des cuisses et l'angle conjugué externe/rachis

Les coefficients de régression bruts et ajustés entre l'angle conjugué externe/rachis et l'ensemble des paramètres intrinsèques et extrinsèques des sujets sont présentés dans le tableau 13.

En analyse univariée comme en analyse multivariée, la flexion des cuisses, l'abduction et la laxité ligamentaire (évaluée par l'extension MCP) sont corrélées de façon significative avec l'angle conjugué externe/rachis. Parmi ces paramètres la régression la plus importante est retrouvée avec la laxité ligamentaire (0,62 IC95% [0,45 – 0,79]), viennent ensuite la flexion des cuisses (0,23 IC95% [0,21 - 0,25]) et l'abduction (0,15 IC95% [0,11 – 0,19]). À la vue de ces résultats, une flexion des cuisses de 4.35° entraîne en moyenne une flexion du conjugué

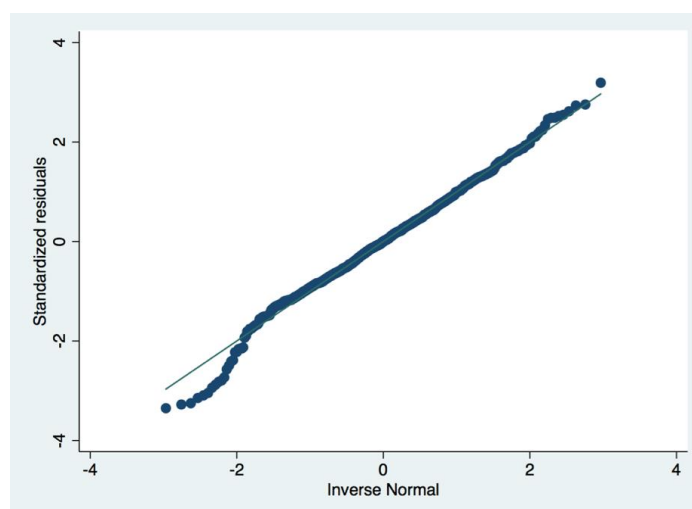
externe sur le rachis de 1°. La prise en compte des paramètres individuels, de la laxité ligamentaire, de la position des cuisses (en termes d'abduction et de flexion) permet d'expliquer 60% de la variance de la flexion du conjugué externe sur le rachis qui est observée entre les sujets (variance explicable = $(124,31-50,92) / 124,31$).

TABLEAU 13: ASSOCIATION ENTRE LA POSITION DES CUISSSES (ABDUCTION ET FLEXION) ET LES AUTRES PARAMETRES INDIVIDUELS AVEC L'ANGLE CONJUGUE EXTERNE/RACHIS. ANALYSES UNIVARIEE ET MULTIVARIEE PAR MODELE MIXTE (REML).

	Coefficient de régression avec l'angle ANGce (°) Estimation brute avec IC95%	p	Coefficient de régression avec l'angle ANGce (°) Estimation après ajustement avec IC95%	p
Orientation des cuisses				
Flexion (°)	0,24 [0,22 - 0,25]	<0,001	0,23 [0,21 - 0,25]	<0,001
Abduction (°)	0,26 [0,21 - 0,31]	<0,001	0,15 [0,11 - 0,19]	<0,001
Extension MCP (°)	0,35 [0,14 - 0,56]	<0,001	0,62 [0,45 - 0,79]	<0,001
Paramètres individuels				
Age	0,39 [-0,30 - 1,09]	0,27	1,17 [0,15 - 2,20]	0,02
Trimestres de la grossesse	1,19 [-0,38 - 2,77]	0,14	-0,30 [-2,53 - 1,92]	0,79
Indice de masse corporelle	0,39 [-0,39 - 1,18]	0,33	-0,19 [-1,06 - 0,67]	0,66
Nulliparité	0,72 [-5,58 - 7,01]	0,82	2,63 [-6,40 - 11,68]	0,57
Variance résiduelle	Modèle vide: 124,31 [112,69 - 137,13]		Modèle complet: 50,92 [46,15 - 56,19]	

La Courbe de Henry (cf. Figure 38) pour le modèle multivarié montre une distribution des résidus normale en dehors des valeurs extrêmes ce qui est relativement habituel et n'interfère pas sur l'interprétation globale de nos résultats.

FIGURE 38: VERIFICATION DE LA NORMALITE DES RESIDUS (DROITE DE HENRY) POUR LE MODELE MULTIVARIE REML UTILISE PRECEDEMMENT (TABLEAU 13)



L'âge des sujets n'est pas significativement associé à la flexion du conjugué externe sur le rachis en univariée, mais le devient en multivariée. Ce "comportement " nous a fait suspecter une corrélation entre les variables introduites dans le modèle. L'étude de cette corrélation est présentée dans le tableau 14.

TABLEAU 14: ETUDE DE L'ASSOCIATION ENTRE LES VARIABLES: L'AGE DES SUJETS D'UNE PART ET L'ORIENTATION DES CUISSSES (FLEXION ET ABDUCTION), LA LAXITE LIGAMENTAIRE (EXTENSION MCP), L'AGE DE LA GROSSESSE EN TRIMESTRE, L'INDICE DE MASSE CORPORELLE D'AUTRE PART. ANALYSE UNIVARIEE MODELE MIXTE (REML).

	Coefficient de régression avec l'âge du sujet Estimation brute avec IC95%	<i>p</i>
Position des cuisses*		
Flexion (°)	-0.002 [-0.01 - 0,006]	0.7
Abduction (°)	0,02 [-0,01 - 0,04]	0.1
Extension MCP (°)	-0.17 [-0.20 - - 0,15]	<0,001
Paramètres individuels		
Trimestres de la grossesse	-0.06 [-0,41 - 0.28]	0,7
Indice de masse corporelle	0.16 [0.07 -0.25]	<0.001
Nulliparité	-4.66 [-5.17 - 4.15]	0,82

Le tableau 14, révèle une association significative entre l'âge et la laxité ligamentaire (extension MCP) des sujets d'une part, et l'indice de masse corporelle, d'autre part.

Pour valider, l'hypothèse que c'est la corrélation négative entre l'âge des sujets et leur laxité ligamentaire qui rend significatif l'âge des sujets dans le modèle multivarié, nous avons construit deux modèles multivariés. Un, sans la variable laxité ligamentaire, et un complet (résultats extraits du modèle complet du tableau 8). Les résultats sont présentés dans le tableau 10. L'introduction de la laxité ligamentaire dans le modèle rend le coefficient de régression entre l'âge des sujets et la flexion du bassin significative. L'introduction de cette variable permet d'améliorer significativement la vraisemblance du modèle avec une diminution de la variance résiduelle de 6%.

TABLEAU 15: INFLUENCE DE L'INTRODUCTION DE LA LAXITE LIGAMENTAIRE (EXTENSION MCP) PARMIS LES VARIABLES SUR LES ESTIMATIONS DES COEFFICIENTS DE REGRESSION ENTRE LA FLEXION DU CONJUGUE EXTERNE SUR LE RACHIS ET LA POSITION DES CUISSSES (ABDUCTION ET FLEXION) AJUSTEE SUR LES PARAMETRES INDIVIDUELS DES PATIENTES. MODELE MIXTE (REML).

	Modèle 1 (Variable laxité ligamentaire exclue): Coefficient de régression avec l'angle ANGce (°) Estimation après ajustement avec IC95%	<i>p</i>	Modèle 2 (Complet): Coefficient de régression avec l'angle ANGce (°) Estimation après ajustement avec IC95%	<i>p</i>
Position des Cuisses				
Flexion (°)	0,22 [0,21 - 0,24]	<0,001	0,23 [0,21 - 0,25]	<0,001
Abduction (°)	0,15 [0,12 - 0,24]	<0,001	0,15 [0,11 - 0,19]	<0,001
Extension MCP (°)	-		0,62 [0,45 - 0,79]	<0,001
Paramètres individuels				
<i>Age</i>	0,69 [-0,39 - 1,77]	0,20	1,17 [0,15 - 2,20]	0,02
Trimestres de la grossesse	1,09 [-1,07 - 3,25]	0,32	-0,30 [-2,53 - 1,92]	0,79
Indice de masse corporelle	-0,23 [-1,14 - 0,67]	0,60	-0,19 [-1,06 - 0,67]	0,66
Nulliparité	4,62 [-4,96 - 14,21]	0,95	2,63 [-6,40 - 11,68]	0,57
Variance résiduelles	53.98 [48.9-59-59.56]		50.92 [46.14-56.19]	

Coefficients de régression obtenus par régression linéaire mixte entre la flexion des cuisses et la courbure lombaire

Les coefficients de régression bruts et ajustés entre la courbe lombaire et l'ensemble des paramètres intrinsèques et extrinsèques des sujets sont présentés dans le tableau 16.

TABLEAU 16: ASSOCIATION ENTRE LA POSITION DES CUISSSES (ABDUCTION ET FLEXION) ET D'AUTRES PARAMETRES INDIVIDUELS AVEC LA MODIFICATION DE LA COURBE LOMBAIRE. ANALYSES UNIVARIEE ET MULTIVARIEE-MODELE MIXTE (REML).

	Coefficient de corrélation avec la courbure lombaire (°) Estimation brute avec IC95%	p	Coefficient de corrélation avec la courbure lombaire (°) Estimation après ajustement avec IC95%	p
Position des cuisses*				
Flexion (°)	0,06 [0,05 - 0,07]	<0,001	0,06 [0,05 - 0,07]	<0,001
Abduction (°)	0,03 [0,01 - 0,05]	0,016	-0,001 [-0,02 - 0,02]	0,92
Extension MCP (°)	0,10 [-0,011 - 0,20]	0,056	0,22 [0,12 - 0,32]	<0,001
Paramètres individuels				
Age en année	0,28 [-0,07 - 0,63]	0,11	0,52 [0,05 - 0,10]	0,03
Trimestres de la grossesse	0,61 [-0,69 - 1,90]	0,36	-0,58 [-2,04 - 0,89]	0,44
Indice de masse corporelle en kg.m ²	0,69 [0,28 - 1,10]	0,001	0,52 [0,06 - 0,98]	0,03
Nulliparité	0,84 [-2,36 - 4,05]	0,6	0,79 [-3,37 - 4,95]	0,57
Variance résiduelle		Modèle vide: 23,86 [21,61 - 26,35]	Modèle complet: 19,2 [17, 37 - 21,22]	

Légende: * Par rapport à la colonne vertébrale

En analyse univariée, la courbe lombaire était corrélée significativement et positivement avec la flexion et l'abduction des cuisses ainsi que l'indice de masse corporelle (0,06 IC95% [0,05-0,07], p<0,001; 0,03 IC95% [0,01-0,05], p=0,16; 0,69 IC95% [0,28-1,10], p=0,001 respectivement). La laxité ligamentaire (évaluée par l'extension MCP) est quant à elle corrélée positivement, mais à la limite de la significativité (p=0,056).

Après ajustement, les associations observées en analyse univariée entre la courbe lombaire, la flexion des cuisses, la laxité ligamentaire, et l'indice de masse corporelle restaient significatives (cf. tableau 12).

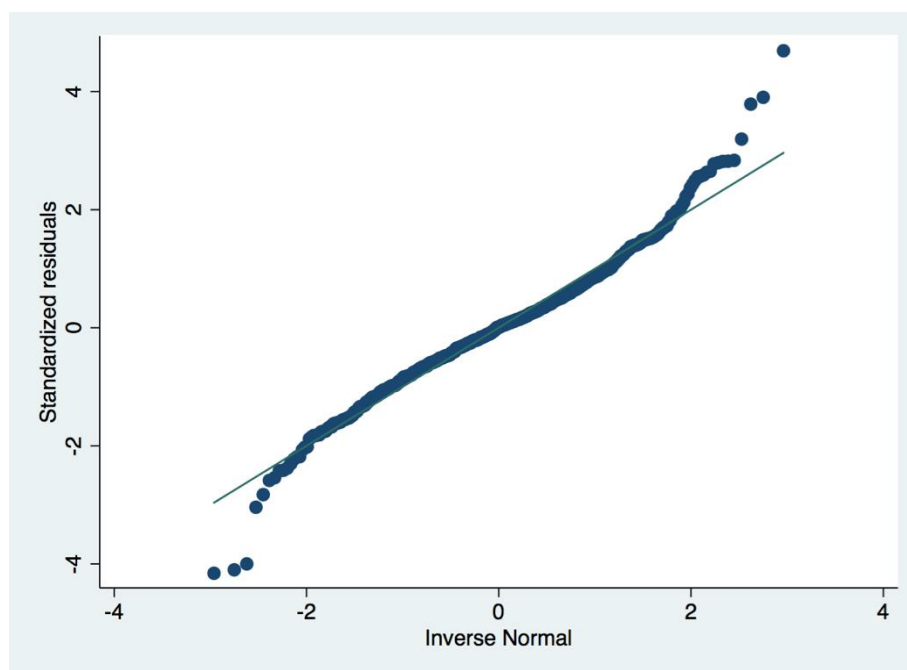
L'âge des sujets devenait significativement associé avec la courbe lombaire, comme nous l'avions observé précédemment avec l'angle conjugué externe/rachis en raison du coefficient

de régression négatif existant entre l'âge et la laxité ligamentaire (cf. tableau 14). On observait après ajustement une diminution du coefficient de régression entre l'abduction des cuisses et la courbe lombaire qui devenait non significative (0,03 [0,01 - 0,05], $p=0.016$ avant ajustement; $-0.001 [-0,02 - 0,02]$, $p=0.92$ après ajustement).

La prise en compte des paramètres individuels, de la laxité ligamentaire, de la position des cuisses (en termes d'abduction et de flexion) permettait d'expliquer 20% de la variance de la courbe lombaire observée entre les sujets (variance explicable = $(23.86-19.2) / 23.86$).

Comme précédemment, la courbe de Henry (cf. Figure 39) montre, pour le modèle multivarié, une distribution des résidus normale en dehors des valeurs extrêmes.

FIGURE 39: VERIFICATION DE LA NORMALITE DES RESIDUS (DROITE DE HENRY) POUR LE MODELE MULTIVARIE-REML UTILISE PRECEDEMMENT (TABLEAU 16)



II.2.3.6 INFLUENCE DE LA POSITION DES CUISSES ET DES PARAMETRES INDIVIDUELS (AGE, IMC, LAXITE LIGAMENTAIRE (EXTENSION MCP), PARITE, AGE DE GROSSESSE) SUR L'ANGLE CONJUGUE EXTERNE/RACHIS ET SUR LA COURBURE LOMBAIRE:

Une analyse multivariée de corrélation permet de calculer avec précision la juste valeur du coefficient de régression des paramètres mesurés, mais ne permet pas d'avoir une idée du "poids" du paramètre dans la relation qui est observée. Une façon de faire est d'interpréter les variations de la variance résiduelle selon les paramètres introduits dans le modèle. C'est ce que nous exposons ci-dessous et qui est une façon de calculer un R^2 ajusté dans ces modèles.

D'après le tableau 17, la posture des cuisses (abduction et flexion), explique 56% de la variance observée pour l'angle conjugué externe/rachis au niveau interindividuel (124,3-54/124,3). L'ajustement total explique quant à lui 6% de la variance résiduelle par rapport au modèle 2 (54-50,8/54) qui est simplement ajusté sur le positionnement des cuisses. Les variables individuelles expliquent 1% de la variance observée initialement.

En ce qui concerne la courbure lombaire, la posture des cuisses explique 17% de la variance observée au niveau individuel. L'introduction des paramètres individuels améliore l'explication de la variance de moins de 1%.

TABLEAU 17: ESTIMATION DES VARIANCES RESIDUELLES EN FONCTION DES VARIABLES INTRODUITES LORS DES AJUSTEMENTS: (MODELE 1: VIDE, MODELE 2: AJUSTE SUR POSITION DES CUISSES (ABDUCTION ET FLEXION DES CUISSES) SEULEMENT, MODELE 3: MODELE AJUSTE COMPLET (POSITION DES CUISSES ET CARACTERISTIQUES INDIVIDUELLES).

	Estimation de la variance résiduelle (IC95%) pour le Modèle 1.	Estimation de la variance résiduelle (IC95%) pour le Modèle 2.	Estimation de la variance résiduelle (IC95%) pour le Modèle 3.
<i>Variables à expliquer:</i>			
Flexion du bassin	124,3 [112,7-137,1]	54,0 [48,9-59,3]	50,8 IC 95% [44,0-56,1]
Courbure lombaire	23,86 [21,62-26,34]	19,85 [17,98-21,92]	19,20 IC 95% [17,37-21,22]

II.2.3.7 CONDITIONS D'OBTENTION DE LA POSITION OPTIMALE

Comme on pouvait déjà le constater par l'analyse des données d'angle entre le conjugué externe et le rachis, aucun sujet n'a vérifié les conditions d'optimisation telles que nous les avons définies. Pour rappel, notre hypothèse est, qu'en condition optimale, l'angle entre le conjugué externe et le rachis doit être de $37^{\circ} \pm 5$, le 37° correspondant au différentiel entre la localisation du plan du conjugué externe permise par notre méthodologie et le détroit supérieur qui est le réel plan d'intérêt.

Aucun des sujets n'a donc rempli cette condition d'optimalité pour le détroit supérieur et ce, quel que soit le trimestre. La grande majorité des sujets parvenait à remplir au deuxième (16 sur 18) et au troisième trimestre (15 sur 18) la condition d'optimalité pour la courbure lombaire définie par l'obtention d'un angle de courbure lombaire supérieur ou égal à $0^{\circ} \pm 3$, ce qui traduit la présence d'un dos plat ou en cyphose.

II.2.4 DISCUSSION

Dans cette étude, nous nous étions fixés comme objectif principal de vérifier et de quantifier l'effet de la flexion et de l'abduction des cuisses sur le bassin et la courbure lombaire. Il a en effet été suggéré par certains auteurs, mais jamais formellement démontrée, notamment chez la femme enceinte, au troisième trimestre, que la flexion des cuisses entraînait une mobilisation du bassin et des lombes. Le premier mérite de cette étude est donc d'avoir mis en place un protocole permettant de répondre à cette attente.

Par ailleurs, pour mieux caractériser la nature de cet effet de la flexion et de l'abduction des cuisses sur le bassin et la courbure lombaire, une analyse multifactorielle des résultats a également permis de tester l'influence de certains paramètres intrinsèques telle que la laxité ligamentaire.

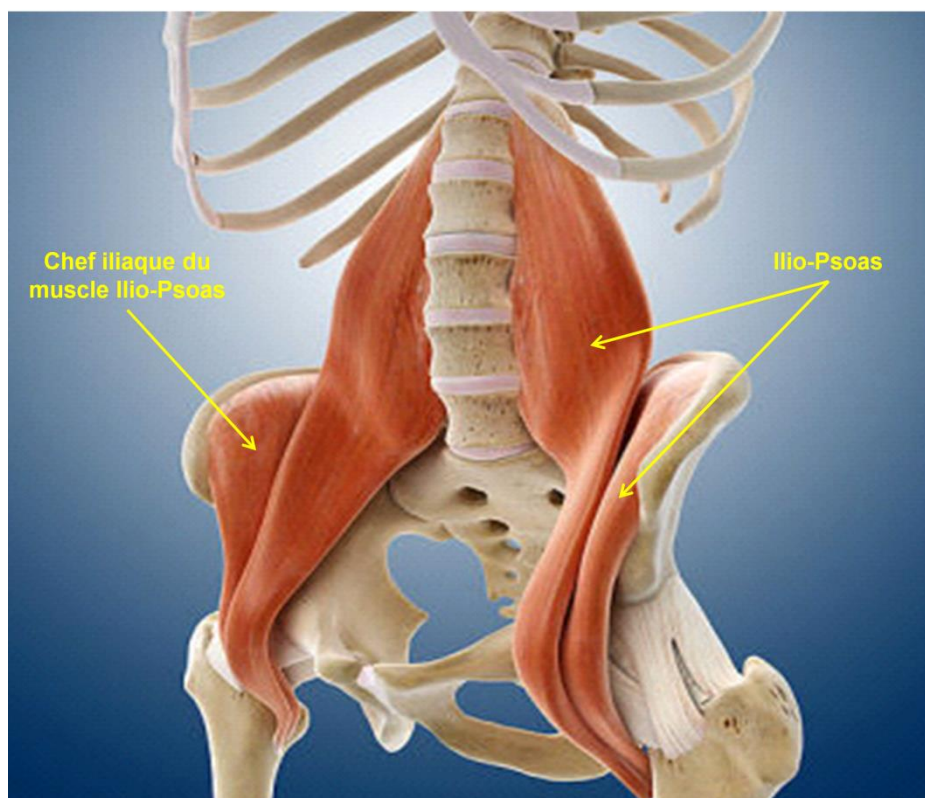
Indirectement, cette étude a également permis de quantifier la posture des cuisses, la courbe lombaire, et de proposer une estimation de l'angle existant entre le plan du détroit supérieur et le rachis, en particulier lorsque les sujets étaient en position d'hyperflexion, position parfois recommandée en cas de dystocie (75).

Finalement, cette étude a proposé d'investiguer si des conditions d'optimalité de l'accouchement, à savoir un plan du détroit supérieur perpendiculaire au rachis et une absence de lordose lombaire, étaient atteintes lors des différentes postures de cuisses imposées aux sujets.

Nos résultats montrent donc que, plus que l'abduction, la flexion des hanches est un élément essentiel pour mobiliser le bassin, mais que l'influence de la flexion des cuisses reste limitée sur la mobilisation des lombes. Ceci peut sans doute s'expliquer par certaines considérations anatomiques. Ainsi, les cuisses sont des segments directement adjacents au bassin. A ce titre, les deux se retrouvent directement reliés par de nombreux ligaments et complexes musculo-tendineux. La flexion des cuisses a pour effet d'étirer ces complexes musculo-tendineux et autres ligaments. Lorsque cet étirement atteint le maximum de ses possibilités, le bassin se retrouve donc entraîné par les mouvements des cuisses. L'abduction solliciterait dans une moindre mesure les ligaments et groupes musculo-tendineux impliqués dans les mouvements du bassin intervenant dans le plan sagittal du bassin, mouvements sur lesquels nous avons focalisé notre attention.

Pour les lombes, l'action des cuisses est moins directe. En effet, les lombes sont adjacentes au bassin, pas aux cuisses. On pourrait néanmoins supposer pour les raisons évoquées précédemment, qu'une mobilisation du bassin entraînerait une mobilisation des lombes. De ce fait, on pourrait s'attendre à obtenir une mobilisation des lombes sans doute plus tardive, mais tout de même existante du fait de la mobilisation des cuisses. Seulement, les lombes et les cuisses sont reliées par un muscle bi-articulaire, le psoas. Ce muscle a deux chefs dont un qui possède une insertion rachidienne et l'autre une insertion iliaque (cf. Figure 40).

FIGURE 40: REPRESENTATION DU MUSCLE ILIO-PSOAS



Source: https://lartdeletre.files.wordpress.com/2014/05/c0130800-iliopsoas_muscles_artwork-spl-1.jpg

Or, l'action de ce muscle permet de fléchir la cuisse sur le rachis, mais en accentuant la lordose lombaire du fait du mode d'action du muscle selon son insertion squelettique.

Donc, un moindre effet de la flexion des cuisses sur les lombes pourrait s'expliquer par le fait que les lombes ne sont pas adjacentes aux cuisses, mais aussi par la présence du muscle psoas.

D'après les analyses de corrélations, une flexion des cuisses de 4° entraînant en moyenne une flexion du bassin de 1°. C'est, à notre connaissance, la première fois que cette relation est décrite pendant la grossesse en étant ajustée sur l'ensemble des paramètres de la grossesse,

c'est-à-dire le terme, la laxité ligamentaire, l'âge des sujets, et la parité. Ces résultats doivent bien sûr être interprétés avec prudence, notamment en raison des corrélations entre les variables introduites dans le modèle, comme nous l'avons détaillé dans le tableau 9. En effet, on retrouve une corrélation entre l'âge des sujets et la laxité ligamentaire d'une part, et l'indice de masse corporelle, d'autre part.

Parmi les autres résultats de notre étude, nous notons un faible impact des paramètres individuels (âge, trimestre de grossesse, etc.) que nous avons mesurés sur les mouvements du bassin et de la courbure lombaire.

La laxité ligamentaire évaluée au travers de l'extension de l'articulation métacarpophalangienne sous l'application d'un couple à l'articulation de 0.26N.m influence également cette relation. Seulement, de manière surprenante, cette corrélation est positive. Cela signifierait que plus les femmes sont laxes, plus la mobilisation du bassin est importante, ce qui paraît aller dans le sens contraire de notre hypothèse précédente expliquant le lien entre flexion des cuisses et mobilisation du bassin. Nous pouvions noter par ailleurs, comme cela a été le cas dans d'autres études de la littérature, que la laxité ligamentaire évoluait au cours des trimestres. Elle augmentait en effet significativement entre le premier et le deuxième trimestres (72).

Cette corrélation négative entre l'âge des sujets et la laxité ligamentaire est un résultat bien connu, qui correspond à la diminution de la laxité ligamentaire au cours de l'âge. Cette corrélation avait en effet déjà été retrouvée dans d'autres populations (enfants ou jeunes adultes) (160). Même si l'âge est corrélé négativement à la laxité ligamentaire dans notre étude, nous avons noté, lors des ajustements multivariés, que l'âge avait un rôle propre sur la réponse du bassin et sur la courbure lombaire. L'âge est ainsi corrélé positivement avec la réponse du bassin (tableaux 8 et 12), laissant apparaître qu'à laxité ligamentaire égale, les femmes plus âgées ont une mobilisation du bassin et de la colonne vertébrale plus élevée. L'âge maternel apparaît donc comme un facteur de confusion dont il faut tenir compte lors des études biomécaniques avec estimation de la laxité ligamentaire. Ce rôle propre de l'âge devra être investigué dans des études futures. En particulier, son association avec d'autres paramètres (hormones, paramètres musculo-squelettiques...) devra être étudiée, afin de déterminer précisément quel est ou quels sont les marqueurs associés à l'âge maternel qui ont une influence sur les réponses biomécaniques des femmes enceintes.

Nos résultats montrent aussi que l'indice de masse corporelle est fortement et positivement corrélé à l'âge du sujet (cf. tableau 9). Ceci est une donnée bien connue et habituelle dans les études épidémiologiques (161). Cet indice de masse corporelle ne semble en revanche pas être corrélé avec la réponse du bassin et de la courbure lombaire.

Lorsque les femmes étaient positionnées en flexion et en abduction maximale des cuisses, la flexion des cuisses était de l'ordre de 120° , l'abduction de l'ordre de 57° (ces données sont présentées en Annexe 6). Lorsqu'on les compare aux données de flexion et d'abduction de hanche mesurées lors de postures ou mouvements de la vie quotidienne, il apparaît clairement que ces valeurs sont largement supérieures. Ainsi, d'après les travaux d'Hemmerich et coll., les valeurs mesurées en position accroupie ne seraient que de l'ordre de 95° (162). L'utilisation éventuelle de ces flexions maximales doit être contrebalancée par le risque de survenue de lésions nerveuses, le plus souvent transitoires, notamment lorsque ces flexions sont utilisées de façon prolongée sous péridurale (163).

D'après nos résultats, les deux conditions d'optimalité de l'accouchement proposées, à savoir un plan du détroit supérieur perpendiculaire au rachis et une absence de lordose lombaire n'étaient jamais satisfaites par nos sujets. C'est en particulier le positionnement du détroit supérieur qui n'était jamais obtenu.

À partir de ce constat, plusieurs hypothèses peuvent être formulées: soit cette condition n'est pas bonne; soit elle est mal mesurée. Les femmes ayant participé à l'étude ont accouché depuis. Si nous n'avons pas de retour pour tous les sujets, celles pour qui nous avons un retour ont accouché par voie basse. Elles semblent donc avoir rempli les conditions d'optimalité pour permettre cet accouchement. Nous pouvons toujours discuter de ce que nous ne les avons pas mesurées pendant l'accouchement, mais il semble difficilement explicable que la flexion maximale du détroit supérieur sur le rachis puisse fortement évoluer au cours de l'accouchement quand nous n'avons montré que très peu de modification sur cette valeur au cours de la grossesse.

Nous pouvons donc émettre des grosses réserves sur l'estimation de cet angle entre le détroit supérieur et le rachis tel que nous l'avons calculé dans notre étude. Pour l'obtenir, nous proposons de calculer tout d'abord l'angle existant entre le conjugué externe et le rachis puis d'apporter une correction pour obtenir l'angle entre le détroit supérieur et le rachis. Pour l'obtention de l'angle entre le conjugué externe et le rachis, nous utilisons des marqueurs externes. Or, en plus des erreurs de placement, ces marqueurs externes peuvent ne plus se

retrouver en face des repères osseux qu'ils sont censés représenter du fait de glissement de la peau. Qui plus est, nous avons dû extrapoler la position de certains de ces marqueurs qui n'étaient pas toujours visibles (notamment ceux placés sur le dos). D'après certains calculs présentés en annexe, les conséquences de l'extrapolation de ces positions de marqueurs occultés sur l'angle du conjugué externe semblent relativement modérées puisque de l'ordre de 3° en moyenne. Les mouvements de la peau sont peut-être à l'origine de la plus grande erreur et aurait peut-être pour conséquence de minimiser les mouvements du conjugué externe. Il est difficile avec notre méthodologie de prédire et de vérifier l'ordre de grandeur de cette minimisation, seule l'utilisation d'imagerie médicale devrait nous permettre de le faire.

Seulement, en plus de cette erreur due à l'utilisation de marqueurs externes, s'ajoute celle faite en utilisant une valeur de 37° pour retrouver la position du plan du détroit supérieur à partir du conjugué externe. Cette valeur obtenue à partir d'une étude de radiopelvimétrie annexe n'a pas pu être personnalisée. Nous avons tenté en ayant accès à des bassins de femme numérisés par le laboratoire d'Anatomie, de Biomécanique et d'Organogénèse de l'Université Libre de Bruxelles de chercher une équation de régression liant divers paramètres morphologiques à l'angle entre le détroit supérieur et le conjugué externe (annexe 4). Seulement, l'équation actuellement proposée doit être vérifiée et nécessite des données sur la hauteur du bassin que nous n'avons pas relevées au moment des expérimentations.

Pour toutes ces raisons, nous devons être très prudents sur les valeurs proposées pour caractériser l'angle entre le détroit supérieur et le rachis.

Concernant la courbure lombaire, l'obtention d'un dos plat/en cyphose est obtenue par la quasi-totalité de nos sujets. Avec cette flexion et abduction passive des cuisses proposées dans notre étude, les conditions d'optimalité pour la courbure lombaire sont donc facilement atteintes. Reste à savoir quels sont les paramètres qui agissent sur cette courbure lombaire, que nous n'avons pas pu clairement identifier dans cette étude d'un point de vue biomécanique. Nous supposons ainsi que les corrections de lordose observées ont été principalement dues au mouvement du bassin plus qu'à celui des cuisses notamment lors du mouvement de flexion du plan du détroit supérieur. Cette relative indépendance entre le mouvement des cuisses et la courbure lombaire, pose la question des moyens que nous devons mettre en œuvre pour corriger la posture des sujets chez qui la courbure lombaire n'est pas optimale. En l'absence de moyen musculo-squelettique en lien direct, une correction

volontaire faisant intervenir le sujet pourrait être proposée. Cette possibilité sera testée dans l'étude suivante.

II.2.5 CONCLUSION

Une relation linéaire entre la position des cuisses et la position du bassin a pu être quantifiée avec notre méthodologie, ce qui constitue une première en biomécanique obstétricale. L'indépendance entre le mouvement des cuisses et du rachis lombaire constitue aussi une nouvelle donnée que nous devons prendre en compte si l'on veut obtenir les conditions d'optimalité lors de l'accouchement. Cette position optimale du bassin et du dos est, nous l'avons vu, rarement atteinte par les sujets, en partie en raison des difficultés à obtenir une position optimale du bassin. Des mesures complémentaires semblent donc nécessaires pour pouvoir atteindre cette position optimale, indépendamment des caractéristiques individuelles des sujets.

Résumé de l'étude 2a:

Cette étude est la première qui étudie les relations entre le positionnement des cuisses en position gynécologique avec la position du bassin et la courbure lombaire:

- La flexion des cuisses a une action majeure sur la mobilisation du bassin, avec en moyenne une action de 1° de flexion du bassin pour 5° de flexion de cuisses;
- L'effet de cette flexion des cuisses est plus modeste sur la courbure lombaire, mais reste associé à la mobilisation du rachis lombaire;
- L'abduction a un rôle moindre en termes d'action sur le rachis lombaire ou le bassin;
- La laxité ligamentaire a un rôle essentiel, car ce facteur était constamment corrélé au mouvement du bassin ou du rachis lombaire;
- Les paramètres individuels (âge, trimestre de la grossesse, parité, IMC) jouent un rôle modeste dans les corrélations qui sont observées;
- La courbure lombaire optimale (dos plat ou arrondi) a été atteinte par la plupart des sujets à l'inverse de la position optimale du bassin (plan du détroit supérieur perpendiculaire à la colonne vertébrale).

II.3 ETUDE 2B: " DONNER NAISSANCE EN POSITION ACCROUPIE, SUR LE DOS ? OUI, MAIS PAS N'IMPORTE COMMENT ! "

II.3.1 INTRODUCTION

Au début du 19^{ème} siècle, Engelmann et coll. ont observé que lorsque les femmes ne sont pas sous l'influence des conventions occidentales, elles adoptent principalement, la position accroupie en première comme en deuxième phase du travail obstétrical (30). De nos jours, comme démontré par notre étude 1, cette position est rarement utilisée sur le territoire Poitou-Charentes comme dans l'ensemble des pays où la médicalisation de la naissance est importante. Cette position reste, en revanche, largement utilisée dans les pays où l'accouchement se produit dans des structures non médicalisées (38,9% au Népal en 2012) (39,40).

Selon Atwood, cette position est classée parmi les positions verticales (24). Comme évoqué précédemment, ces positions verticales ne sont pas sans avantages obstétricaux, notamment en termes de durée du travail ou de diminution du risque d'intervention obstétricale. Ces avantages sont malgré tout pondérés par un sur-risque de déchirure périnéale et d'hémorragie du post-partum (35,44,55). Ces avantages ont été aussi constatés par un essai randomisé récent qui a comparé spécifiquement la position allongée à la position accroupie, dans une population turque pour laquelle la position accroupie est culturellement bien acceptée lors de l'accouchement (164).

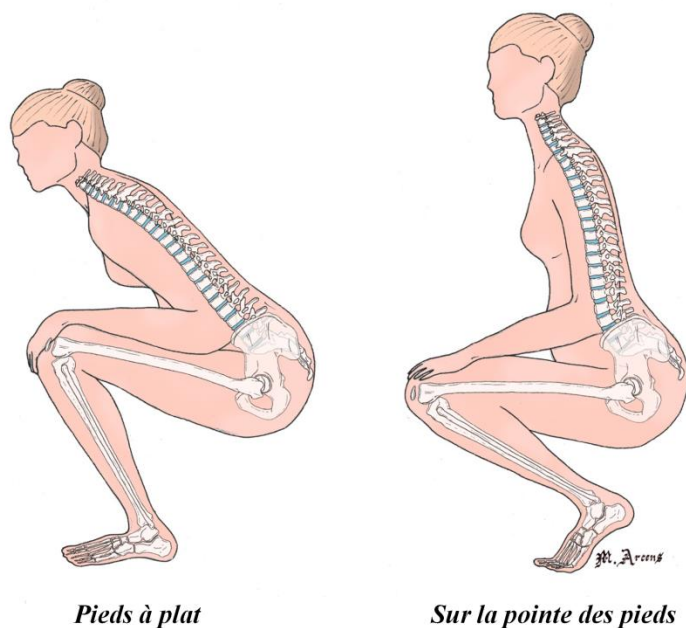
Comme pour la position gynécologique, la position accroupie manque d'une définition plus précise de la posture des différents segments. Ainsi, lorsque l'on s'intéresse de plus près à la position accroupie, il apparaît que celle-ci peut être dissociée en deux grandes familles: accroupie avec les pieds à plat sur le sol (cette position a été récemment popularisée sous le nom de «squat asiatique»); accroupie sur la pointe des pieds (parfois nommée " squat occidental») (162,165).

Ces deux types de positionnement des pieds, illustrées par la Figure 41, sont associés à différents degrés de flexion et d'abduction de hanche, comme souligné par Hemmerich et coll. (166). Seulement, dans leur étude, ces auteurs n'ont pas mesuré les conséquences de ces différentes attitudes des pieds sur la position du bassin ou de la colonne vertébrale.

En extrapolant les résultats de l'étude 2, on peut supposer que ces deux types de positions accroupies pourraient avoir des conséquences biomécaniques différentes, ce qui se traduirait par un impact différent sur l'efficacité du travail obstétrical. Malheureusement, aucune étude

sur les positions d'accouchement ne les a, à notre connaissance, distinguées et prises en compte dans leurs résultats. Seuls Klein et Reid ont évoqué l'impact potentiel de l'attitude des pieds sur la position accroupie, mais sans réaliser d'étude pour caractériser leur impact sur le "Pelvic Drive" (166,167).

FIGURE 41: DEUX EXEMPLES DE POSITIONS ACCROUPIES INVESTIGUEES DANS L'ETUDE 2B



Sources: Remerciement pour ces schémas à Marc Arcens, étudiant en médecine, Université de Genève.

Par ailleurs, en termes de posture segmentaire, les particularités éventuelles découlant de la position accroupie par rapport à la position gynécologique ne sont pas connues. Il apparaît donc nécessaire de préciser en quoi la position accroupie se distingue de la position gynécologique d'un point de vue des postures segmentaires. Dans une région où 86% des accouchements se font en position gynécologique (cf. Etude1), recommander la position accroupie en l'absence de bénéfice biomécanique probant ne peut pas être accepté. Toutefois, l'étude 2a, a mis en évidence que la position gynécologique en flexion et abduction maximale n'entraînait pas nécessairement de correction de la lordose lombaire. Une des possibilités que nous avons envisagées est de contrôler volontairement la courbure du dos lorsque les femmes sont en hyperflexion en demandant aux femmes d'aplatir leur dos en "écrasant la main" de l'accoucheur.

Dans cette étude, nous proposons donc de comparer l'impact des positions accroupies, pieds à plat, ou sur la pointe, des positions gynécologiques en hyperflexion, avec et sans correction du dos, sur les paramètres biomécaniques (plan du détroit supérieur et lordose).

Cette étude devrait permettre de répondre à trois questions: toutes les positions accroupies se valent-elles ? Quels sont les avantages des positions accroupies par rapport à la position gynécologique ? Peut-on corriger la lordose lombaire persistante chez certaines patientes en position gynécologique hyperfléchie ?

II.3.2 MATERIEL ET METHODE

Participant

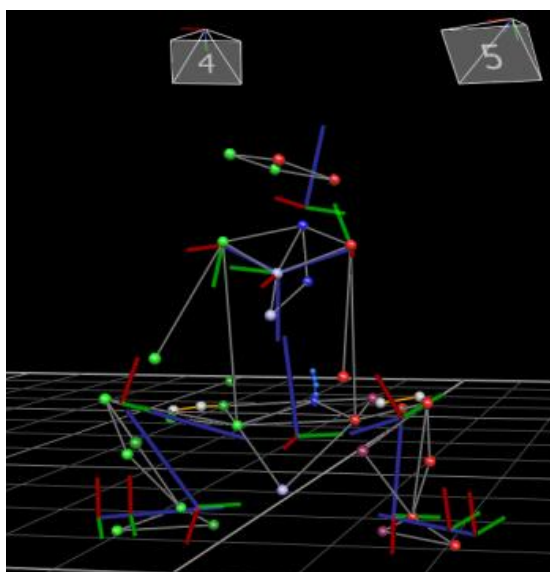
13 des 18 sujets ayant participé à l'étude 2a présentée précédemment ont été incluses lors de leur dernière séance d'évaluation, c'est-à-dire au troisième trimestre de la grossesse. Cette étude a en effet été initiée après avoir débuté l'étude 2, ce qui a fait perdre cinq sujets. Les principales caractéristiques de la population étudiée sont résumées dans le Tableau 18.

TABLEAU 18: CARACTERISTIQUES DES PARTICIPANTES A L'ETUDE BIOMECHANIQUE DE LA POSITION ACCROUPIE

N=13	N (%) ou \bar{X}	ET
Age en année, (ET)	32.8	2.8
Primipare	7 (54)	
Terme à l'inclusion (SA),	34	0.7
IMC-kg/m2-	26	0.8

Analyse de la posture des cuisses et du bassin, courbure lombaire

FIGURE 42: EXEMPLE DE RECONSTRUCTION POUR L'EXPLORATION DES POSITIONS ACCROUPIES



Pour cette étude, les mêmes dispositifs, les mêmes méthodologies, ainsi que les mêmes traitements que pour l'étude 2 ont été utilisés. Nous ne les re-décrivons donc pas ici. Un exemple de reconstruction est représenté par la figure 42.

Procédure

En pratique, avant d'exécuter le protocole de l'étude 2B, il a été demandé aux femmes de réaliser deux types de positions accroupies. Il était important de réaliser cette évaluation avant le passage sur table d'accouchement pour l'étude 2 pour bénéficier des marqueurs du dos (T7, T10 et sacrum) en s'épargnant ainsi une étape de reconstruction dans l'analyse, et donc en gagnant en précision dans le traitement des données.

Nous avons d'abord demandé aux sujets de se mettre spontanément accroupis sans autre instruction et de se maintenir dans cette position. L'acquisition des données commençait lorsque le sujet était stabilisé et durait 3 secondes. Puis nous demandions au sujet de se relever pour prendre la posture accroupie qui n'avait pas été adoptée spontanément lors de la première acquisition. Pour tous les sujets, nous avons donc une acquisition d'une position accroupie réalisée les pieds à plat, ainsi qu'une acquisition d'une position accroupie réalisée sur la pointe des pieds. Par ailleurs, pour la position accroupie réalisée les pieds à plat, qui était souvent plus difficile à maintenir, nous proposons aux femmes un bâton pour se stabiliser.

A la suite de ces deux acquisitions, les marqueurs réfléchissants placés sur le dos et la face postérieure du bassin étaient ôtés afin de pouvoir procéder à la phase expérimentale sur la table d'accouchement. Les sujets étaient alors placés en position gynécologique, les cuisses en hyperflexion et abduction maximale. Un nouvel enregistrement était alors effectué. Une fois l'enregistrement terminé, l'expérimentateur plaçait sa main sous les lombaires du sujet et donnait la consigne de chercher à « écraser la main ». L'expérimentateur retirait alors sa main puis un nouvel enregistrement de la posture d'une durée de 3 secondes était réalisé.

Valeurs retenues

Pour tous les sujets, les angles des articulations de hanche (flexion et abduction), de flexion du plan du conjugué externe sur le rachis (*ANGce*) et de courbure lombaire ont été mesurés au cours de la manœuvre.

Comme pour l'étude 2, les valeurs étaient moyennées sur la durée d'acquisition et moyennées sur les côtés droit et gauche pour les valeurs de flexion et d'abduction de hanche.

Stratégie d'analyse

Les angles de flexion et d'abduction de hanches, les angles de flexion du conjugué externe sur le rachis, ainsi que les valeurs de courbure lombaire obtenues pour chaque type de position accroupie (pieds plats et pointe des pieds) et gynécologique (hyperflexion et hyperflexion corrigée) étaient comparées à l'aide d'un test de Friedman pour données appariées, les données n'étant pas toutes distribuées selon une loi normale. En cas de différence significative (fixée pour un seuil de $p < 0.05$), des tests post-hoc étaient effectués. Il s'agissait ici de tests de Wilcoxon corrigés selon la correction proposée par Bonferoni (les valeurs p sont divisées par le nombre de tests post-hoc nécessaires pour comparer deux à deux chaque condition. Ici, 6 tests sont nécessaires).

Nous avons aussi, pour chaque femme, recherché si les conditions optimales telles que définies précédemment étaient atteintes. Pour rappel, nous avons considérés que le dos était plat ou en cyphose à partir de -3° de lordose lombaire et le plan du détroit supérieur perpendiculaire au rachis à $\pm 5^\circ$ après la soustraction de 37° aux valeurs d'angle calculées entre le conjugué externe et le rachis par notre méthodologie.

II.3.3 RESULTATS

TABLEAU 19: FLEXION/ABDUCTION DES HANCHES, FLEXION DU DETROIT SUPERIEUR SUR LE TRONC ET COURBURE LOMBAIRE DANS LES QUATRE POSITIONS \bar{X} [ET]

	Accroupie		Position gynécologique hyperflexion	
	pointe des pieds Ap	pieds à plat App	non corrigée Gh	corrigée Ghc
Flexion des hanches (°)	103 [15]	125 [15]	118 [12]	116 [10]
Abduction des hanches (°)	29 [11]	28 [10]	44 [6]	44 [7]
ANGce (°)	-49 [13]	-34 [9]	-22 [7]	-21 [7]
Courbure lombaire (°)	-18 [14]	-1 [12]	-1 [3]	0 [3]

Légende: par convention l'antéversion est en valeurs positives; la lordose est en valeurs négatives, Lorsque la lordose est de 0° , le dos est plat.

Spontanément, 11 femmes sur 13 se sont mises accroupies sur la pointe des pieds lors du premier essai. Toutes les participantes ont pu effectuer les positions accroupies sans difficulté (passage pointe des pieds- pieds à plat, et inversement pour deux d'entre elles).

Les valeurs obtenues pour les angles dans les différentes positions sont présentées dans le tableau 19. Les résultats des tests statistiques sont présentés dans le tableau 20. D'après le test de Friedman, les flexions ($p=0.014$) et abductions ($p<0.0001$) de hanche, ainsi que l'angle du conjugué externe ($p<0.0001$) et la courbe lombaire ($p=0.0007$), sont significativement différents entre les quatre postures.

TABLEAU 20: RESULTATS DES TESTS STATISTIQUES

	<i>p</i> <i>Friedman</i>	<i>p</i> <i>Wilcoxon corrigé</i>						<i>Résumé</i>
		<i>A_p/A_{pp}</i>	<i>A_{pp}/G_h</i>	<i>A_{pp}/G_{hc}</i>	<i>A_p/G_h</i>	<i>A_p/G_{hc}</i>	<i>G_h/G_{hc}</i>	
Flexion des hanches (°)	0,014	0,021	0,879	0,331	0,160	0,196	0,645	Ap<App
Abduction des hanches (°)	<0,0001	4,825	0,001	0,006	0,006	0,021	1,125	Ap, App<Gh,Ghc
ANGce (°)	<0,0001	0,003	0,021	0,015	0,001	0,001	1,605	Ap<App< Gh, Ghc
Courbure lombaire (°)	0,0007	0,001	3,813	4,188	0,021	0,010	1,014	Ap<,App,Gh ,Ghc

D'après les tests post-hoc, les flexions de hanche étaient significativement plus importantes quand les femmes étaient accroupies avec les pieds à plats qu'accroupies sur la pointe des pieds. L'abduction des hanches était, quant à elle, significativement plus faible dans les positions accroupies que dans les positions gynécologiques.

L'angle entre le conjugué externe était plus éloigné de la perpendiculaire en position accroupie qu'en position gynécologique hyperfléchie. La position accroupie pieds à plat permettait également d'avoir un angle significativement plus proche de la perpendiculaire que la position accroupie sur la pointe des pieds.

Les sujets avaient une lordose lombaire plus marquée en position accroupie sur les pointes des pieds que dans les trois autres positions.

Comme cela est montré par le Tableau 21, sur la pointe des pieds aucune femme n'avait un détroit supérieur perpendiculaire au rachis et aucune d'entre elles n'avait le dos plat ou en cyphose (courbure lombaire $\geq -3^\circ$). Aucune femme ne remplissait donc les deux conditions nécessaires à la position que nous considérons comme optimale.

TABLEAU 21: VALEURS DE L'ANGLE ENTRE LE CONJUGUE EXTERNE ET LE RACHIS ET DE LA COURBURE LOMBAIRE OBTENUES DANS LES QUATRE POSITIONS POUR CHAQUE SUJET

Sujet	Accroupie				Position gynécologique hyperfléchiée			
	pointe des pieds		pieds à plat		non corrigée		corrigée	
	ANGce (°)	CL (°)	ANGce (°)	CL (°)	ANGce (°)	CL (°)	ANGce (°)	CL (°)
1	-27,6	-20,9	-32,4	-20,7	-29,4	-0,2	-21,7	6,9
2	-50,2	-33	-50,1	-28,1	-29,5	0,5	-21,4	8,6
3	-62,8	-32,3	-38,8	0,5	-29,9	-0,6	-16,9	9,5
4	-49,1	-14,5	-37,4	-4,3	-33,7	-4,8	-26,2	6,6
5	-80	-39,5	-33,3	-0,6	-32,0	-0,3	-26,3	5,9
6	-42,7	-28,9	-30,5	-7	-29,8	-5,5	-19,8	9,9
7	-38,8	12,2	-21,8	13,5	-27,7	-2,3	-28	3,2
8	-65,6	-24,5	-44,5	0,3	-30,6	-0,4	-28,3	1,2
9	-61	-20,5	-44,3	12,4	-31,4	-1,7	-1,3	27,4
10	-50,4	-5,9	-35,1	7,6	-30,6	0,3	-25	4,8
11	-39,8	-5,2	-35,1	1	-35,8	-6,3	-24,1	1,6
12	-45,4	-18,7	-18,6	1,4	-23,3	5,0	-24,6	2,7
13	-35,2	-8,3	-25,7	8,4	-27,3	2,4	-13,6	15,1

Légendes: ANGce: définit précédemment comme l'angle entre le plan du détroit supérieur et le tronc

CL: courbure Lombaire

Les valeurs grisées correspondent aux valeurs de la courbure lombaire ou d'ANGce optimales.

Les pieds à plat, aucune femme n'avait le détroit supérieur perpendiculaire à la colonne vertébrale. D'un point de vue de la courbure lombaire, 9 femmes sur 13 présentaient un dos plat ou en cyphose.

En position gynécologique hyperfléchiée, aucun sujet ne remplissait la condition d'optimalité pour l'angle entre le détroit supérieur et le rachis. Pour l'angle de courbure lombaire, 3 sujets ne parvenaient pas à atteindre un angle proche de zéro ou supérieur traduisant un dos plat ou en cyphose.

En position gynécologique hyperfléchiée avec le dos corrigé, un sujet remplissait les conditions d'optimalité pour le bassin. Pour ce sujet d'exception l'obtention d'un plan du détroit supérieur proche de la perpendiculaire au rachis lombaire s'accompagnait d'une forte cyphose. Dans cette position l'ensemble des sujets parvenait à obtenir un dos plat ou en cyphose.

II.3.4 DISCUSSION

Cette étude est la première application du protocole précédemment décrit pour l'étude d'une position d'accouchement particulière, la position accroupie. Cette étude montre que, pour une position relativement basique comme la position accroupie, un simple changement dans la position des pieds résulte en un changement global de la posture qui se traduit par une modification notable de l'orientation du bassin et de la courbure lombaire.

Par définition, par opposition à la position debout, la position accroupie fait référence à une posture dans laquelle les genoux sont fléchis. Ce fléchissement se traduit par un éloignement des jambes et des cuisses par rapport à la verticale. Cette mobilisation particulière des membres inférieurs entraîne une inclinaison du tronc permettant de replacer le centre de gravité dans le polygone de sustentation. Pour la rendre la plus confortable possible en limitant l'activation musculaire des muscles quadriceps, les fessiers peuvent s'appuyer sur les faces arrière des jambes. Lorsque les pieds sont posés à plat, et que les fessiers s'appuient sur les faces arrière, le tendon d'Achille et les muscles gastrocnémiens se retrouvent particulièrement étirés. Les jambes (tibias) se retrouvent un peu plus verticalisées. De ce fait, des ajustements supplémentaires peuvent intervenir, comme une augmentation des flexions des hanches. Cette flexion de hanche supplémentaire et les adaptations nécessaires du tronc pour maintenir l'équilibre ont également des conséquences sur la position du bassin et sur la courbe lombaire. Nos résultats montrent que ces adaptations ont pour conséquence un détroit supérieur plus proche de la perpendiculaire et une correction de la lordose lombaire. Ces deux conditions sont considérées comme des conditions nécessaires pour atteindre une position « optimale ». De ce fait, à la question « toutes les positions accroupies se valent-elles ? » nous pouvons répondre que non et qu'il est important de contrôler la position des pieds pour que cette position accroupie soit la plus favorable possible sur le plan biomécanique.

Dans d'autres domaines, il a été montré que la position accroupie en particulier en hyperflexion était la plus favorable puisqu'elle permettait au canal recto-anal d'atteindre une position proche de la rectitude lors de la défécation ce qui se traduisait par un recours à une pression abdominale plus faible lors de l'exonération des selles (168). On peut donc trouver ici des pistes justifiant les bénéfices apportés par la position accroupie sur les autres positions.

Nous pouvons toutefois noter que les conditions d'optimalité n'étaient pas atteintes par nos sujets en position accroupie, même si on s'en rapprochait un peu plus en ce qui concerne le plan du détroit supérieur lors de la position accroupie effectuée avec les pieds à plat. En

position gynécologique hyperfléchie, tous les sujets restaient assez éloignés des conditions d'optimalité pour le bassin.

Dans la dernière position hyperfléchie le dos corrigé, l'angle entre le détroit supérieur se retrouvait supérieur à 90° pour la majorité des sujets, tandis que plus aucune lordose lombaire n'était observée chez les sujets. Ainsi, le fait de mettre la main dans le dos des sujets en donnant pour seule consigne de chercher à écraser la main permettait donc bien de corriger la présence de lordose lombaire. Il est à noter que lors d'études préliminaires, nous avons tenté de donner pour seule consigne aux sujets de faire le dos rond. Seulement, les sujets avaient tendance à élever les épaules, ce qui ne se traduisait pas nécessairement par une correction de la lordose lombaire. La consigne d'écraser la main, qui reste relativement simple à mettre en place est donc suffisante. Le fait que la courbure lombaire s'écarte de la valeur neutre qui correspond à un « dos plat » pour aller vers une valeur positive, c'est-à-dire vers « dos rond » suite à cette consigne, n'est sans doute pas problématique puisque que cela va bien dans le sens du toboggan obstétrical que nous avons défini précédemment (2). L'accentuation de la lordose lombaire ne pose pas de problème, car même pour des sujets chez qui la cyphose est proche ou dépasse 10° (sujets 3, 6, 9 et 13), l'angle entre le détroit supérieur et le tronc est encore loin de se refermer. Bien au-delà du dos plat, il semble même qu'il soit nécessaire "d'arrondir" le dos pour parvenir à une position optimale du bassin que seul le sujet 9 atteint grâce à l'obtention d'une cyphose la plus importante de notre échantillon. En pratique il est assez facile de corriger un dos creux en dos plat en demandant au sujet d'écraser la main de l'accoucheur placée dans le dos du sujet. En revanche, l'obtention d'un dos rond (en cyphose) est plus difficile, car au cours du travail obstétrical, il faut "caler" le sujet, avec des coussins par exemple, car aucune table d'accouchement n'est conçue actuellement pour soutenir la parturiente dans cette position.

En se basant uniquement sur la posture des segments et nos contraintes d'optimisation, il est difficile de définir les avantages exacts des positions accroupies par rapport à la position gynécologique. Nous pouvons noter qu'en position accroupie, effectuée les pieds à plat, l'angle du détroit supérieur par rapport au tronc et la courbure lombaire étaient plus proches des valeurs optimales, sans qu'aucune consigne ne soit donnée aux patientes autre que celle de mettre les pieds à plat. Cette position accroupie pieds à plat permet donc d'approcher « naturellement » les conditions optimales. Il est également à noter qu'elle s'effectue avec une abduction un peu moindre que pour les positions gynécologiques. Or, une abduction prononcée est souvent perçue comme inconfortable. A l'opposé, il paraît inenvisageable que

les femmes enceintes se placent en position hyperfléchie sans aucune aide sur une table d'accouchement.

Il est également important de souligner que la position accroupie les pieds à plat n'était pas spontanément adoptée par la quasi-totalité de nos sujets. Ceci tend à montrer que lors d'un accouchement, il convient de préciser la posture souhaitée, et que des ajustements sont nécessaires pour faciliter le maintien de cette position. Ceci souligne également la nécessité de bien définir la posture de tous les segments du corps humain et non pas de se contenter d'une description globale (position accroupie vs position horizontale) pour bien comprendre les bénéfices d'une position sur une autre.

Cette étude confirme donc l'importance de la flexion des cuisses sur la mobilisation du bassin. En effet, lorsque le sujet "squatte" les pieds à plat, on constate bien une flexion plus importante des cuisses associée à une flexion plus importante du bassin sur la colonne vertébrale sans augmentation de l'abduction. Cette association entre la flexion des cuisses et la mobilisation du bassin conforte les résultats observés lors de l'étude 2A.

Une des limites de cette étude pilote serait que nos investigations ont porté sur des femmes proches du terme de leur grossesse et non en travail. Nous devons donc extrapoler avec prudence nos constatations biomécaniques lors du travail obstétrical. La prochaine étape serait d'explorer les femmes en travail et de confirmer "en travail " avec notre méthodologie, les modifications biomécaniques induite par ces deux 2 types de positions accroupies. La comparaison des résultats obstétricaux (durée du travail, taux de césarienne, durée de la deuxième phase du travail) serait l'ultime étape pour confirmer le bien-fondé de l'attention portée aux pieds lors de la mise en position accroupie au cours du travail.

Nos constatations biomécaniques pourraient avoir une large diffusion dans le monde obstétrical. La position accroupie étant une des positions de naissance la plus utilisée dans les pays où la médicalisation de l'accouchement est faible. Une simple action comme le changement de la posture de pieds pourrait avoir un impact significatif sur la biomécanique de l'accouchement. Lorsqu'une dystocie se produit en position accroupie lors de l'accouchement, cette simple action pourrait être utilisée avant la césarienne pour l'éviter, dans les pays où la césarienne est peu accessible et associée à une forte morbi-mortalité.

Dans les pays occidentaux, les parturientes émettent de plus en plus le souhait d'accoucher le plus « naturellement » possible, et ce, en toute sécurité. C'est pour répondre à cette attente

que se sont développées des salles d'accouchement dites "nature" où chaque femme peut donner naissance dans la position qu'elle souhaite. Dans la mesure où la position accroupie semble être une position qui est prise assez naturellement, et que la majorité des femmes se mettent sur la pointe des pieds lorsqu'elles sont accroupies, nos résultats pourraient conduire à mieux conseiller les femmes sur la posture des pieds à prendre pour, au final, optimiser l'accouchement.

II.3.5 CONCLUSION

La posture des pieds (à plat ou sur la pointe), n'est pas sans impact sur la colonne lombaire et l'orientation du bassin en position accroupie. Reste à savoir si l'impact clinique que pourraient avoir ces modifications de position pendant le travail est bien réel, ce qui devra être évalué par des études en travail.

Si la position accroupie semble fournir de nombreux avantages obstétricaux, elle est aussi choisie assez naturellement pendant l'accouchement en dehors de toutes contraintes culturelles ou institutionnelles. Les conditions de sécurité de nos salles d'accouchement imposent une surveillance du travail qui rend illusoire la possibilité de proposer ce type de position à toutes les femmes qui viennent accoucher. Pour remédier à cela, nous proposons dans la prochaine étude, de comparer les paramètres biomécaniques obtenus en position accroupie à ceux que l'on peut obtenir sur table d'accouchement, afin de pouvoir proposer aux femmes une thérapie posturale, notamment en cas de dystocie.

Résumé de l'étude:

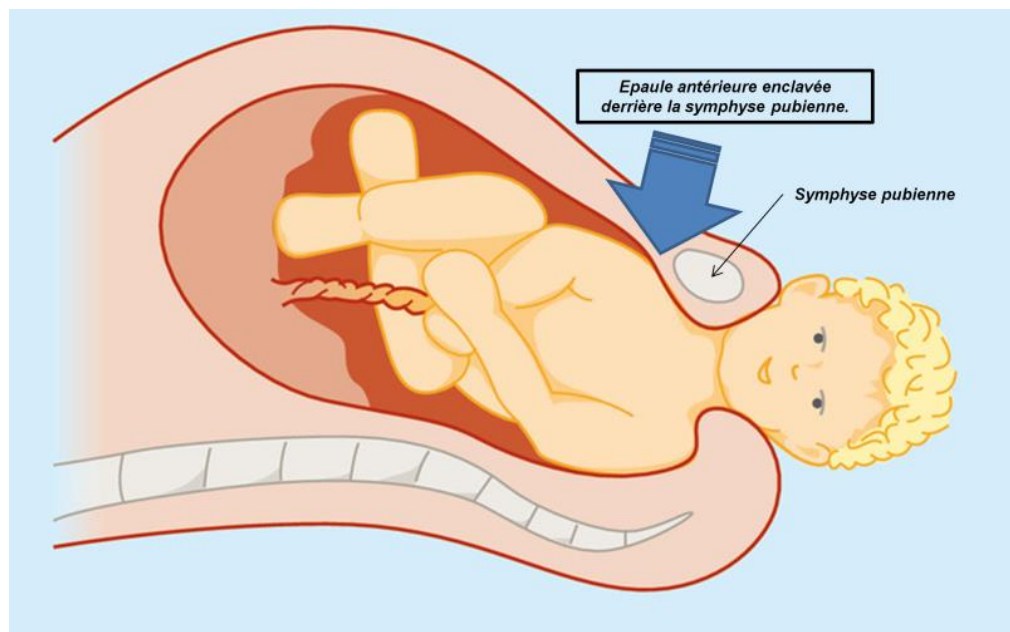
Dans cette étude:

- Quarante-cinq pour cent des femmes enceintes au troisième trimestre se mettent spontanément accroupies sur la pointe des pieds;
- La posture des pieds, à plat ou sur la pointe, n'est pas sans impact sur la lordose et l'orientation du bassin en position accroupie;
- Il est possible de corriger une lordose lombaire persistante en position gynécologique par une instruction relativement simple, c'est-à-dire « Ecrasez ma main ! »; la main de l'expérimentateur étant placée sous les lombes de la parturiente;
- Cette position gynécologique hyperfléchie et lordose corrigée permet de mieux approcher la position d'accouchement optimale en termes de détroit supérieur et de lordose lombaire, mais reste insuffisante.

II.4 ETUDE 3: COMPARAISON DES EFFETS BIOMECHANIQUES DE DEUX POSITIONS DE DEPART AVANT LA REALISATION D'UNE MANŒUVRE DE McROBERTS: L'ABDUCTION DES CUISSSES EST-ELLE UTILE ?

II.4.1 INTRODUCTION

FIGURE 43: REPRESENTATION SCHEMATIQUE D'UNE DYSTOCIE DES EPAULES D'APRES ENEKWE ET COLL. (171)



Les études précédentes ont mis en évidence le rôle non négligeable de la posture des cuisses, voire des pieds, sur le positionnement du bassin et de la colonne vertébrale de la parturiente au cours de différentes positions d'accouchement. Ces positions, qui restent relativement statiques ont, comme expliqué précédemment, pour principal objectif de limiter l'impact des obstacles (le col de l'utérus, le bassin, les tissus musculo-ligamentaires du plancher pelvien) sur le passage du fœtus. Malgré tout, dans certaines situations, le passage du fœtus est bloqué, et une manœuvre impliquant une manipulation des cuisses est effectuée pour " libérer le fœtus". C'est le cas lors de la dystocie des épaules. Cette dernière étude propose de préciser là aussi l'influence éventuelle de la posture de départ de la parturiente, avant la réalisation de cette manœuvre.

La dystocie des épaules, c'est-à-dire l'absence d'engagement des épaules après l'expulsion de la tête, est une complication rare et redoutée par l'obstétricien et la sage-femme (cf. Figure 43). Elle survient dans 0.3 à 3% des accouchements, selon les études, et peut-être responsable

d'étirements du plexus brachial avec une impotence fonctionnelle définitive du bras (169,170).

La manœuvre du Dr William A. McRoberts Jr. associée à la pression sus-pubienne est recommandée comme manœuvre de première ligne lors de la survenue d'une dystocie des épaules (170). Son objectif est de faciliter le passage de l'épaule antérieure qui est initialement enclavée au-dessus de la symphyse et qui se trouve mise en antépulsion par la pression sus-pubienne. L'efficacité de cette manœuvre est variable, mais permet de traiter la dystocie des épaules dans 58% à 94% des cas selon les études (170,172,173).

Cette manœuvre est le plus souvent réalisée par le personnel présent aux côtés de la patiente à la demande de la personne en charge de l'accouchement. Ces "aides" peuvent être très différentes allant de l'obstétricien à l'élève sage-femme. Il faut donc que l'efficacité de cette manœuvre soit indépendante du niveau d'expertise de la personne qui la réalise. Pour cela, la manœuvre doit être simple, compréhensible rapidement, et reproductible. Les différences d'efficacité constatées dans les études conduisent à des interrogations concernant les conditions de réalisation de cette manœuvre.

Il n'y a à notre connaissance aucune étude qui a évalué la manière dont cette manœuvre devait être réalisée dans la pratique courante (c'est-à-dire sur des femmes enceintes proches du terme et non sur des mannequins). La description initiale de la manœuvre de McRoberts par Gonik et coll. en 1983 précise en effet simplement que les cuisses de la patiente doivent être fléchies contre son abdomen (77). En examinant de plus près l'article en question, on comprend que la position de départ est la position gynécologique puisque les auteurs évoquent que les pieds doivent être « sortis des étriers ». En salle d'accouchement, on peut observer des pratiques très variables de cette manœuvre. Ainsi, la position initiale de la parturiente peut varier en termes de flexion et d'abduction des cuisses. Certains partent de la position gynécologique « classique », jambes dans les étriers, c'est-à-dire avec les cuisses fléchies à environ 90° tandis que d'autres positionnent d'abord les jambes sur la table d'accouchement (la flexion des cuisses est donc faible) et imposent une abduction aux cuisses. Lorsque les jambes sont dans les étriers, il peut aussi y avoir une variation de l'abduction en fonction du réglage qui a été fait sur les étriers dont la plupart permettent d'obtenir une certaine abduction. Ainsi l'effet de l'abduction est donc dépendante de la position prise initialement dans les étriers qui n'est pas standardisée lors d'un accouchement standard et il est ainsi difficile aujourd'hui de savoir quel est le rôle de cette abduction lors de la manœuvre qui est exécutée.

Depuis l'étude radiographique de Gherman et coll., l'effet de la manœuvre de Mc Roberts sur le bassin (flexion du plan du détroit supérieur sur le rachis) et sur la jonction lombo-sacrée (diminution de la lordose lombo-sacrée), est reconnu (71). Seulement, cette étude présente trois défauts majeurs. Tout d'abord, la position initiale des femmes n'est pas décrite précisément. Il est juste indiqué que les femmes sont en position de lithotomie dorsale, la flexion et l'abduction initiale des cuisses ne sont donc pas connues. Ensuite, le niveau d'expertise des personnes effectuant la manœuvre n'est pas évoqué. Finalement, la mobilisation du bassin n'est pas mise en relation avec la flexion et l'abduction des cuisses puisque ces dernières ne sont pas mesurées à la fin de la manœuvre. De ce fait, un doute subsiste sur le rôle de la position initiale dans la mobilisation du bassin et sur l'ordre de grandeur de flexion et d'abduction des cuisses imposées au cours de la manœuvre.

L'effet de la flexion et de l'abduction initiale des cuisses n'a donc pas été exploré d'autant plus qu'elles ne sont pas standardisées. Nous avons donc souhaité, dans cette étude étudier l'efficacité biomécanique de deux types de manœuvres de McRoberts: celle réalisée à partir de la position gynécologique classique "pieds dans les étriers" en accord avec la description initiale de Gonik et coll.(77); et celle réalisée à partir d'une position dans laquelle les jambes reposent sur la table d'accouchement. Dans cette étude, afin de reproduire ce qui peut survenir en salle, les expérimentateurs n'auront aucune expérience de la manœuvre.

II.4.2 METHODES

II.4.2.1 PARTICIPANTES INCLUSES

TABLEAU 22: CARACTERISTIQUES DES PARTICIPANTES A L'ETUDE BIOMECANIQUE COMPARATIVE DE DEUX POSITIONS DE DEPARTS LORS DE LA MANŒUVRE DE MCROBERTS

N=23	N (%) ou \bar{X} [ET]
Age en année	32.7 [2.9]
Primipare	6 [26]
Terme à l'inclusion (SA)	34.2 [3,1]
IMC-kg/m ² -	26,3 [3.2]

Légende: SA=semaines d'aménorrhée = moyenne, ET=écart type, N= nombre de sujet, IMC=indice de masse corporelle

Le protocole d'étude a été approuvé par le comité d'éthique de l'Hôpital Universitaire de Poitiers (Comité de Protection des Personnes: 2013-1203-42) et par l'Agence Nationale de

Sécurité du Médicament (B131-460-22). Toutes les femmes ont été informées et ont fourni un consentement signé pour cette étude.

Vingt-trois femmes ont pris part à cette étude. Treize d'entre elles étaient des sujets ayant pris part aux deux études précédentes. Les principales caractéristiques de la population étudiée sont résumées dans le tableau 22.

II.4.2.2 ANALYSE DE LA POSTURE DES CUISSSES, DU BASSIN, AINSI QUE DE LA COURBURE LOMBAIRE

Pour cette étude, les dispositifs, les méthodologies, ainsi que les traitements des données étaient similaires à ceux utilisés pour l'étude 2a et 2b. Nous ne les re-décrivons donc pas.

II.4.2.3 PROCEDURE

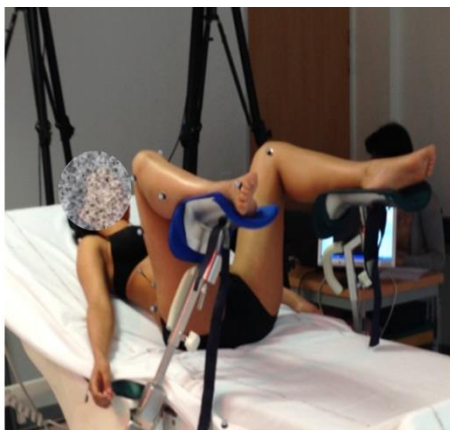
Les manœuvres s'effectuant dans un cadre expérimental, en dehors du travail obstétrical, il nous a semblé important de réaliser ces évaluations en restant au plus proche de ce qui se passe en réalité en salle d'accouchement. Nous avons donc choisi de faire réaliser ces manœuvres par des personnels médicaux, mais n'ayant pas forcément une expertise en obstétrique. Pour cela, des étudiants en médecine étaient sollicités pour réaliser les manœuvres. Aucun d'entre eux n'avait déjà effectué la manœuvre.

Les sujets étaient d'abord placés en position gynécologique avec une flexion des cuisses à 90° sur les étrières. La manœuvre de McRoberts telle qu'elle a été initialement décrite par Gonik et coll.(77), appelée dans cette étude *iMcRoberts*, a été réalisée par deux étudiants en médecine qui avaient été informés de la manœuvre par l'investigateur. Les consignes étaient donc de fléchir simultanément les cuisses vers la tête du sujet, chaque étudiant manipulant une cuisse.

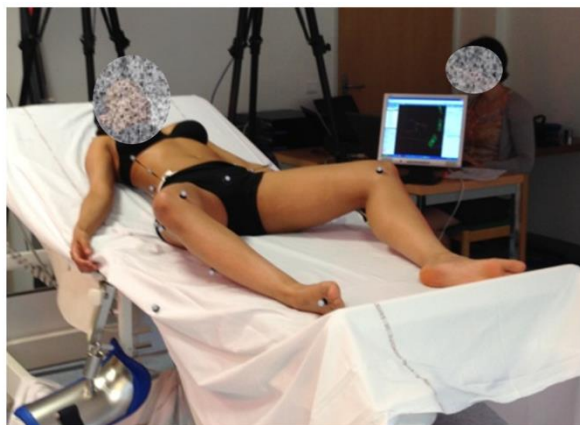
Dans un deuxième temps, les sujets étaient placées les jambes en dehors des étrières, pieds sur le lit, avec une flexion des cuisses autour de 0°, mais avec une abduction et une rotation externe des fémurs maximale. Les étudiants réalisaient de nouveau une flexion simultanée des cuisses maximale à la demande de l'investigateur. Cette manœuvre a été appelée *mMcRoberts*. La séquence *iMcRoberts* puis *mMcRoberts* qui correspond en fait à deux positions de départs différentes (cf. Figure 44), était réalisée 3 fois pour chaque sujet.

Les mêmes étudiants ont réalisé les deux types de manœuvres pour chaque femme. Les personnes en charge de la manœuvre (étudiants) étaient différentes pour chaque patiente afin d'éviter tout effet d'entraînement.

FIGURE 44: ILLUSTRATION DES DEUX POSITIONS DE DEPARTS COMPAREES DANS CETTE ETUDE LORS DE LA MANŒUVRE DE MCROBERTS



iMcRoberts



mMcRoberts

II.4.2.4 VALEURS RETENUES

Pour tous les sujets, les angles des articulations de hanche (flexion et abduction), de flexion du plan du conjugué externe sur le rachis (ANG_{ce}) et de courbure lombaire ont été mesurés au cours de la manœuvre. Les valeurs initiales et maximales ont alors été définies.

A ces données, d'autres ont été ajoutées pour caractériser la réalisation de la manœuvre et pour aller plus loin dans la caractérisation des mouvements du bassin. Ainsi, l'accélération angulaire maximale de flexion du conjugué externe sur le rachis a été définie ainsi que l'élévation maximale du pubis. L'accélération angulaire était obtenue par double dérivation (méthode numérique par différenciation décentrée à droite) de l'angle ANG_{ce} . L'élévation maximale du pubis était obtenue en considérant la coordonnée verticale du marqueur placée sur le pubis.

La durée totale du mouvement a également été calculée. L'instant initial était défini comme le premier instant où la vitesse angulaire de flexion de la cuisse droite ou gauche dépassait 5% de sa vitesse maximale atteinte au cours de la manœuvre. L'instant final était défini comme le dernier instant lorsque la vitesse angulaire d'un segment (cuisse ou bassin) devenait inférieure à 5% de sa vitesse maximale atteinte au cours de la manœuvre. L'instant auquel débutait la flexion du conjugué externe était également déterminé, ainsi que les

instants où l'accélération maximale de flexion du conjugué externe et d'élévation maximale du pubis apparaissaient. Ces instants étaient exprimés relativement à l'instant de début de la manœuvre.

Les valeurs obtenues au cours de chaque manœuvre ont été relevées puis moyennées sur les trois essais correspondant aux deux types de manœuvres.

II.4.2.5 STRATEGIE D'ANALYSE

Toutes les valeurs obtenues selon la position de départ (*iMcRoberts* et *mMcRoberts*) ont été comparées à l'aide d'un test de Wilcoxon pour données appariées, les données n'étant pas toutes distribuées selon une loi normale.

Le seuil de significativité était défini pour $p < 0.05$.

II.4.3 RESULTATS

Les résultats de notre étude sont présentés dans le tableau 23.

TABLEAU 23: VALEUR MOYENNE DES PARAMETRES ETUDIES POUR LE BASSIN, LE RACHIS ET LES CUISSES EN FONCTION DES DEUX MANŒUVRES DE MCRBERTS TESTEES DANS L'ETUDE

	<i>iMcRoberts</i> : \bar{X} (ET)	<i>mMcRoberts</i> : \bar{X} (ET)	<i>p</i>
Flexion initiale des hanches (°)	85 [8]	34 [17]	<10 ⁻⁵
Abduction initiale des hanches (°)	44 [4]	48 [5]	0.001
ANGce initial (°)	-7 [10]	-11 [9]	0.009
Courbure lombaire initiale (°)	-7 [5]	-8 [6]	0.072
Flexion maximale des hanches (°)	120 [8]	115 [13]	0.057
Abduction maximale des hanches(°)	35 [6]	43 [8]	0.000
ANGce maximal(°)	11 [9]	10 [9]	0.199
Courbure lombaire maximale (°)	2 [12.2]	-0.2 [5.9]	0.474
Elévation maximale du pubis	0.976 [0.028]	0.972 [0.027]	0.004
Accélération maximale du bassin. (rad.s ⁻²)	0.23 [0.089]	0.266 [0.114]	0.095
Durée du mouvement (s)	1.392 [0.256]	1.373 [0.206]	0.518
T début mouvement bassin	1.034 [0.305]	1.06 [0.154]	0.397
T accélération maximale du bassin	0.921 [0.255]	0.82 [0.214]	0.150
T élévation maximale du pubis	0.11 [0.095]	0.121 [0.077]	0.637

Légende: (°) degré, T: temps en seconde

D'après ce tableau, la position de départ est bien différente entre les deux types de manœuvres, ce qui se traduit par une flexion des cuisses ($p < 10^{-5}$) et une abduction des cuisses ($p = 0.0012$) initiale supérieure, mais une flexion initiale du conjugué externe sur le rachis inférieure ($p = 0.009$) pour la manœuvre *mMcRoberts* par rapport à la manœuvre *iMcRoberts*.

Toujours d'après ce tableau, la position de départ n'affectait ni l'angle maximal atteint ANGce ($p = 0.199$), ni la correction maximale de la courbure lombaire ($p = 0.474$), ni la flexion maximale des cuisses ($p = 0.057$). On pouvait toutefois noter une abduction légèrement supérieure en partant de la position *mMcRoberts* qu'en partant de la position *iMcRoberts* ($p < 0.001$).

On peut également constater une petite différence dans l'élévation maximale du pubis, celle-ci étant en effet plus haute d'environ 4mm lors de la manœuvre *iMcRoberts* ($p = 0.004$).

L'accélération maximale de la symphyse pubienne n'était pas significativement affectée par la position de départ ($p > 0.05$). La durée du mouvement, l'instant du début du mouvement du conjugué externe, du pic d'accélération du conjugué externe, et du pic d'élévation du pubis, n'étaient pas statistiquement différents selon la position de départ ($p > 0.005$).

II.4.4 DISCUSSION

Cette étude se penche, là encore, sur une problématique liée au manque de définition quant à la position de la parturiente. Seulement, dans ce cas, il s'agit de la position de départ à adopter lors d'une manœuvre, la manœuvre de McRoberts réalisée en cas de dystocie des épaules du fœtus. La description initiale de la manœuvre de McRoberts par Gonik en 1983 précise en effet simplement que les cuisses de la patiente doivent être fléchies contre son abdomen (77). En lisant l'article, il est toutefois mentionné que les pieds des femmes doivent être dégagés des étriers avant d'effectuer la manœuvre, ce qui sous-entend que la manœuvre est effectuée en partant d'une position gynécologique classique. Malgré tout, en pratique, il apparaît une autre forme de manœuvre, en partant d'une position où les jambes de la parturiente reposent sur la table d'accouchement et où les cuisses ont été placées en abduction maximale.

Or, dans la littérature, seule la première variante de la manœuvre a été investiguée par radiographie en relevant les postures du bassin et de la courbe lombaire, avant et après la

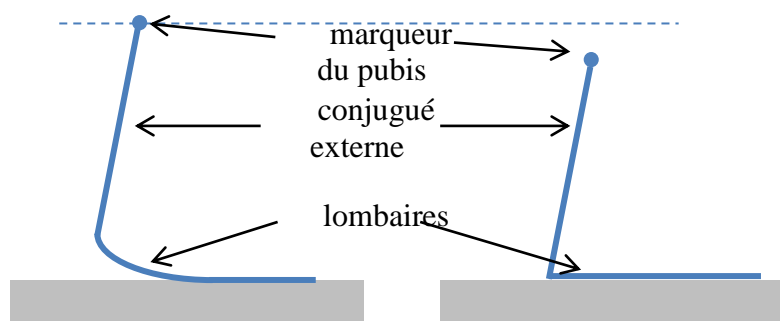
manœuvre. Grâce à la méthodologie mise en place dans les études 2a et 2b, il a été proposé ici d'investiguer les différences éventuelles existant entre les deux variantes de la manœuvre.

D'après nos résultats, la position initiale pour ces deux manœuvres n'affectait pas la courbure lombaire, mais se traduisait par des valeurs initiales différentes de flexion et d'abduction des cuisses et aussi d'angle du conjugué externe sur le rachis. Ceci est bien en accord avec les résultats de notre étude 2a qui a mis en évidence l'influence importante de la flexion des cuisses sur la mobilisation du bassin (et donc du conjugué externe), mais une influence moindre sur la courbure lombaire.

Toujours d'après nos résultats, en dehors des variations de la position initiale, deux différences significatives peuvent-être notées entre les deux variantes de manœuvre, l'abduction maximale et l'élévation maximale atteinte par le marqueur du pubis. Si le premier résultat semble logique compte tenu du fait qu'en position de départ, l'abduction des cuisses était déjà supérieure pour la manœuvre effectuée avec, pour position de départ, les jambes reposant sur la table d'accouchement, l'élévation maximale atteinte par le marqueur placé sur la symphyse pubienne est en premier lieu plus difficile à justifier.

On peut simplement évoquer que la correction maximale de la courbe lombaire résulte en une cyphose lors de la manœuvre classique (+2°) alors qu'une légère cyphose persiste pour la manœuvre partant de la table d'accouchement, même si ce n'est pas statistiquement différent. Ceci pourrait se traduire par une élévation du marqueur placé sur la symphyse pubienne plus marquée pour la manœuvre classique que pour la manœuvre partant de la table d'accouchement comme illustré par la figure 45.

FIGURE 45: ELEVATION DE LA SYMPHYSE PUBIENNE EN FONCTION DE LA COUBURE LOMBAIRE.



D'après nos résultats, l'hyperflexion des cuisses et la mobilisation du bassin sont donc obtenues, quelle que soit la position de départ. De ce fait, l'étape d'abaissement des cuisses et

leur abduction avant la manœuvre de McRoberts comme proposée par la deuxième variante ne sont pas nécessaires. Si la mobilisation du complexe lombo-fémoro-pelvien devait être plus efficace (78), cette abduction ne permet pas d'obtenir de meilleurs résultats sur l'ascension de la symphyse pubienne et sur la correction de la lordose.

En pratique, ce résultat peut être considéré comme positif, cette position de départ que nous avons testée et qui diffère de ce qui est décrit initialement par Gonik et coll. pouvant être plus difficilement utilisable en salle de travail (77). En effet nous avons vu que près de 90% des accouchements se font en position gynécologique et la dystocie des épaules est une pathologie de l'expulsion qui survient dans cette position, c'est-à-dire les jambes dans les étriers. Par ailleurs, nous pouvons préciser que la dystocie des épaules est régulièrement associée à d'autres manœuvres obstétricales qui l'ont précédée (extraction instrumentale en particulier) (174). Ces manœuvres obstétricales ou ces accouchements difficiles, au cours desquels survient un dégagement laborieux de la tête, sont effectués le plus souvent lorsque la patiente est en position gynécologique, avec une table d'accouchement à laquelle on a supprimé la partie inférieure, laissant un accès large au périnée pour l'opérateur. De ce fait, éviter une mise en position supplémentaire avant la réalisation de la manœuvre est plutôt une bonne chose.

L'optimisation de l'efficacité de la manœuvre de McRoberts ne semble donc pas être tributaire de la flexion initiale et de l'abduction des cuisses. Cela peut sembler en contradiction avec les résultats obtenus lors de l'étude 2a qui indiquaient que l'abduction des cuisses favorisait la mobilisation du bassin et donc la flexion du conjugué externe sur le rachis. Seulement, les valeurs maximales de flexion du conjugué externe obtenues au cours de la manœuvre (de l'ordre de 10°) sont bien proches de celles obtenues lors de l'étude 2a (de l'ordre de 8°). Il n'y aurait donc « plus rien à gagner », la manœuvre d'hyperflexion des cuisses permettant déjà d'atteindre le basculement maximal du bassin.

Nos résultats indiquent aussi que ce basculement maximal du bassin peut être obtenu par cette manœuvre sans qu'aucune expérience de la part des personnes réalisant la manœuvre ne soit nécessaire.

Malgré tout, d'autres hypothèses seront nécessaires et devront être testées pour optimiser cette manœuvre et pour diminuer l'utilisation des manœuvres associées à une manipulation fœtale directe, et ainsi diminuer la morbidité maternelle associée à la dystocie des épaules, sans augmenter le risque de morbidité néonatale. En l'absence de rayon X, nous n'avons en

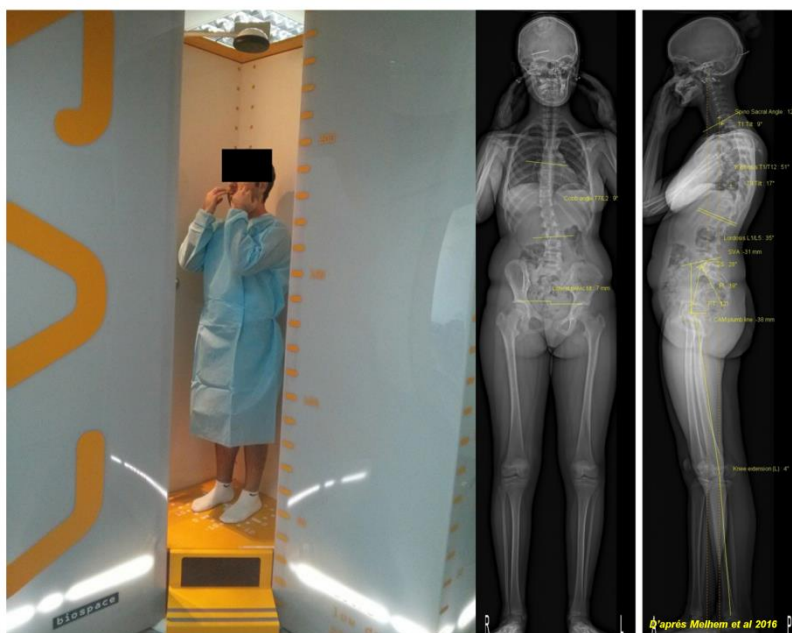
effet pas pu analyser les effets éventuels de la deuxième variante de la manœuvre sur les dimensions du bassin comme Gherman et coll. l'ont tenté sans résultats avec la manœuvre classique (71). Or, ces dimensions du bassin sont importantes puisque qu'une augmentation de ces dimensions rendrait sans aucun doute plus efficace la manœuvre. Les résultats de Gherman et coll. ne mettent en évidence aucune modification dans les dimensions du bassin après la réalisation de la manœuvre de McRoberts en partant de la position gynécologique (71). La méthodologie utilisée dans notre étude ne permet pas d'évaluer les dimensions du bassin. Il nous semble donc pertinent, dans de futures études, de réaliser une évaluation de la taille du bassin lors d'une manœuvre de McRoberts avec des cuisses en abduction maximale.

L'exploration précise des structures anatomiques ou osseuses passe par l'imagerie par rayons X ou par résonance magnétique. La faible disponibilité de ces dispositifs, peu adaptés en raison de leur configuration à l'exploration des positions d'accouchement, auxquels s'ajoute le fait que durant une grossesse physiologique, il n'est pas possible de justifier éthiquement l'utilisation de rayons X dans le seul but d'explorer la mécanique obstétricale, rendent l'évolution des connaissances dans ce domaine difficile. Seule l'utilisation de l'IRM est actuellement envisageable durant la grossesse physiologique. Seulement l'introduction d'une IRM en salle de travail n'est pas d'actualité, les femmes ne pouvant pas adopter de position confortable dans un tel appareil, notamment en raison de la taille de l'anneau du dispositif (107). Une des possibilités pourrait être de recourir à des dispositifs de type vétérinaire suffisamment large pour positionner nos patientes, mais les barrages éthiques et d'acceptabilité rendraient ces explorations hypothétiques. Pourtant, nous aurions aujourd'hui besoin de vérifier et de confirmer avec les techniques actuelles certains adages comme par exemple celui de Russel: « *if the thighs are flexed and abducted, the femora act as lever on the innominate bones to open the bony outlet* » (66).

D'autres dispositifs utilisés en recherche et en soins orthopédiques pourraient, confirmer et explorer les constatations de Russel et al , comme les dispositifs EOS[®] par exemple (175,176). Ces "cabines radiologiques" qui permettent dans un espace relativement important d'avoir une radiographie complète du squelette à très faible dose de radiation, pourraient être utilisées pour permettre de répondre à certaines questions obstétricales (cf. Figure 46). Ainsi, lorsqu'un examen radiologique est indiqué (radiopelvimétrie pour siège par exemple), d'autres questions pourraient être abordées comme les effets d'une variation de position sur les dimensions du bassin, par exemple.

Il manque bien sûr, dans notre étude, l'évaluation et la modélisation de l'épaule du fœtus, mais nous rappelons que cette étude s'est effectuée hors contexte du travail obstétrical et donc de la pathologie qui y est liée et qu'elle avait pour objectif principal d'évaluer les mouvements du bassin et de la courbure lombaire lors de cette manœuvre. Il est possible que ces résultats, combinés aux travaux de modélisation qui sont de plus en plus précis en obstétrique, permettent de mieux comprendre la physiopathologie de cette complication obstétricale et d'appréhender d'une meilleure façon les moyens de la résoudre (177).

FIGURE 46: EXEMPLE D'ACQUISITION PAR EOS® ET RESULTATS DE LA RECONSTRUCTION (175)



Comme autre limite à cette étude, nous pouvons également faire remarquer que nous n'avons exploré ici que l'effet de la position initiale des cuisses lors de la manœuvre de McRoberts. La procédure complète qui est utilisée dans cette situation associe à cette manœuvre une pression sus-pubienne réalisée du côté du dos du fœtus afin d'aider au passage de l'épaule sous la symphyse pubienne (170).

Par ailleurs, dans notre étude, les investigations ont été faites en dehors du travail, et donc, en dehors de la survenue de cette pathologie. L'exploration complète de la manœuvre n'a donc pas pu être réalisée, et ceci constitue une des limites dans l'extrapolation des résultats de cette étude expérimentale.

Dans cette étude, nous avons essayé d'obtenir le maximum d'effets de l'abduction pour chaque participante. Or, nous n'avons pas défini qu'elle était l'abduction maximale que chaque patiente pouvait atteindre. De ce fait, la position initiale ne correspondait peut-être pas

au maximum que les participantes pouvaient atteindre. Un meilleur contrôle de l'obtention de l'abduction maximale nous aurait peut-être permis de montrer que la deuxième variante de la manœuvre de McRoberts améliorerait les paramètres biomécaniques que nous avons mesurés. Mais rappelons que nous souhaitons proposer une manœuvre applicable en salle d'accouchement, avec une procédure relativement simple, car dans ces situations d'urgence, il n'est pas possible de positionner les patientes au degré près avant ces manœuvres de sauvetage fœtal.

Au sujet des mesures relevées, nous pouvons émettre les mêmes réserves que celles précédemment citées concernant la précision avec lesquelles nous avons obtenu les différents angles de flexion, d'abduction des cuisses, et de flexion du conjugué externe sur le rachis.

II.4.5 CONCLUSION

La position initiale, notamment en termes d'abduction des cuisses, lors d'une manœuvre de McRoberts ne semble pas avoir d'impact biomécanique majeur sur la posture des femmes enceintes obtenue au cours de la manœuvre.

Résumé de l'étude:

- Nous confirmons que la manœuvre des McRoberts quelle que soit la position de départ, permet une ascension de la symphyse pubienne et une diminution de la lordose lombaire.
- Une position de départ associant une extension des cuisses et une abduction supérieure, n'améliore pas l'efficacité de la manœuvre en matière de mobilisation du bassin et de correction de la lordose lombaire.

III CHAPITRE 3: DISCUSSION GENERALE ET PERSPECTIVES

III.1 LA POSITION D'ACCOUCHEMENT EST-ELLE UNE THEMATIQUE DE RECHERCHE D'AVENIR ?

III.1.1 DE LA "SENSATION CLINIQUE" A LA QUESTION DE RECHERCHE...

Notre expérience clinique au sein du CHU de Poitiers et ailleurs nous a conduit à constater, comme évoqué par d'autres au fil des siècles, qu'une action sur les cuisses ou sur la courbe lombaire parvenait à débloquent et résoudre certaines dystocies. Seulement, le lien exact entre cette modification de posture et la mécanique obstétricale n'était pas totalement clair et encore moins démontré. Cette forme de « thérapie posturale » de la dystocie en l'absence de rationnel scientifique si l'on se réfère à la médecine basée sur les preuves, ne pouvait être transmise qu'oralement, de façon confidentielle, au chevet de la parturiente.

Malgré tout c'est cet enseignement⁷ souvent couronné de succès obstétricaux (avec la naissance d'un enfant par voie basse sans manœuvre obstétricale lourde) qui a porté les obstétriciens que nous sommes⁸ aux portes d'un laboratoire de biomécanique et d'analyse du mouvement. Il nous semblait bien, de façon intuitive, que des modifications sensibles et réfléchies de la position des femmes, parfois en agissant simplement sur la flexion des cuisses ou sur la lordose lombaire affectaient favorablement le déroulement de l'accouchement. Malgré tout, les résultats que nous obtenions semblaient peu reproductibles en l'absence d'une quantification précise de ce qui était fait. Ces constatations et ce questionnement constituent le point de départ de notre recherche en biomécanique obstétricale.

III.1.2 DONNER LA VIE: UNE QUESTION SOCIETALE

La recherche sur les positions d'accouchement répond aussi à une véritable question sociétale. En effet, l'accouchement est progressivement passé de la sphère privée, avec un accouchement qui se déroulait le plus souvent au cœur du foyer, à la sphère sociale et institutionnelle, avec le développement et l'encouragement à l'accouchement dans les maternités ces cinquante dernières années. Si la sécurité des femmes en couches et des enfants y a incontestablement gagné, c'est malheureusement au détriment de ce que les Anglo-saxons

⁷ Hérité de Pierre Rosa.

⁸ Le Pr Fabrice Pierre et moi-même.

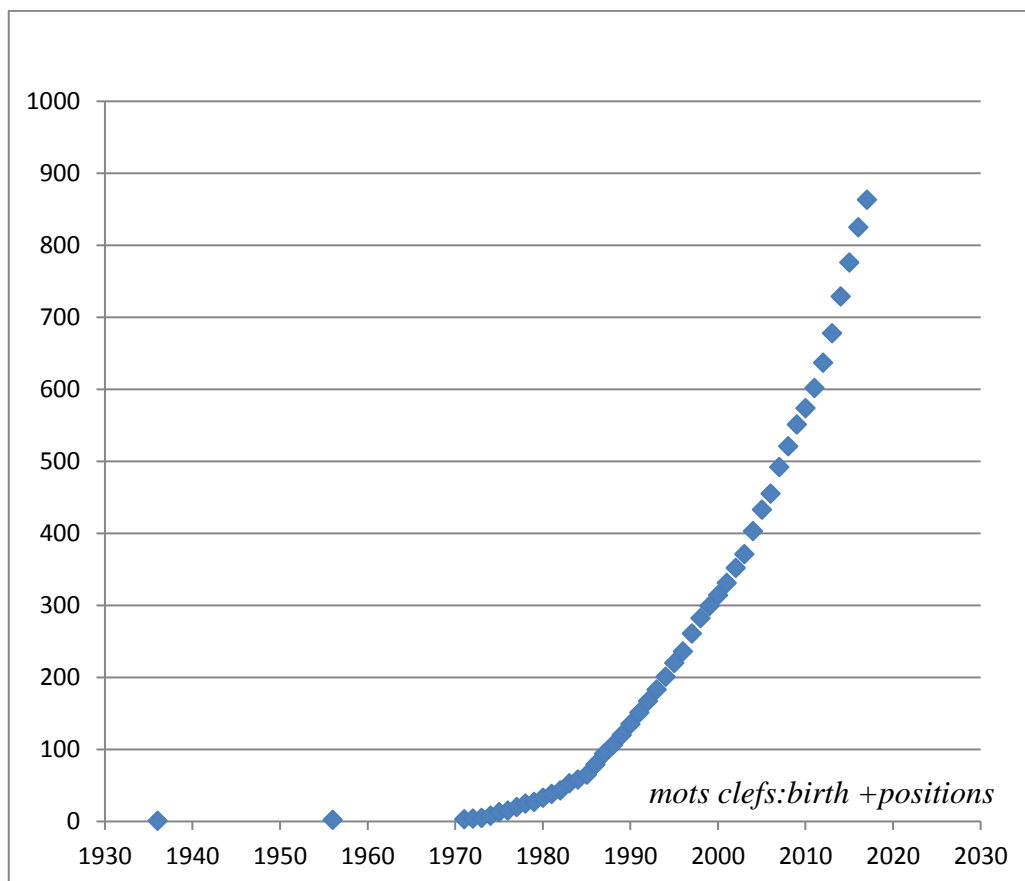
appellent "l'empowerment" des femmes sur leur accouchement (80). "L'empowerment" de l'accouchement qui est une nouvelle notion en psychologie périnatale, pourrait se définir par une prise en main, en pleine conscience, de la façon dont les femmes choisissent de donner la vie, en se réappropriant ce moment dans la quête d'un accomplissement de soi-même lorsqu'elles décident de devenir mère. C'est ainsi que l'on assiste aujourd'hui à une demande de plus en plus pressante de la part des femmes et des couples de se réapproprier cet acte familial fondateur. Le débat sur les positions d'accouchement et sur les demandes d'accouchement moins médicalisé rentre dans cette notion de réappropriation de leur accouchement par les femmes longtemps dépossédées de ces questions au sein des institutions hospitalières plus intéressées par l'optimisation de la sécurité materno-fœtale que par le bien-être psychologique des parturientes. Seulement, sous prétexte de restaurer l'autonomie de choix des patientes, différents mouvements (y compris au sein des accoucheurs au sens large), sans rationnel scientifique, poussent les femmes vers une démedicalisation à outrance de l'accouchement alors que des efforts pourraient être faits pour rendre moins visible cette médicalisation. Les débats sur la meilleure position à adopter pour accoucher obéissent à la même dynamique. Ainsi, de nombreuses alternatives en termes de position d'accouchement sont proposées aux femmes sous prétexte de leur offrir un choix vers un accouchement plus physiologique. Seulement, aucun rationnel scientifique ne vient justifier cette attitude, et le bien-fondé de ces alternatives pour la parturiente n'est pas démontré.

Il reste malgré tout illusoire de prétendre définir une position optimale « universelle ». Au-delà des aspects culturels, chaque femme, comme évoqué ci-dessus, a ses propres attentes, mais aussi ses propres caractéristiques physiologiques. Ainsi plutôt que de chercher une position qui serait la meilleure position pour tout le monde, nous nous sommes fixés comme objectif d'optimiser la position choisie par les femmes, notamment lorsque survient une dystocie au cours du travail.

III.1.3 LA RECHERCHE SUR LES POSITIONS D'ACCOUCHEMENT EST UNE THEMATIQUE RECENTE AVEC DE NOMBREUSES QUESTIONS QUI RESTENT EN SUSPENS

Si nous devons apporter des conseils et recommandations lors du choix de la position des femmes quant à leur accouchement, ceux-ci doivent être argumentés par des connaissances scientifiques, qui sont, au regard de la littérature, essentiellement épidémiologiques à l'heure actuelle. Cette thématique de recherche est un domaine actif seulement depuis les années 1990, date à laquelle le nombre de publications indexées sur PubMed au sujet des positions d'accouchement a augmenté de façon exponentielle (cf. Figure 47).

FIGURE 47: NOMBRE D'ARTICLES SCIENTIFIQUES INDEXES SUR PUBMED DEPUIS 1920



Comme évoqué dans la revue de la littérature, les études épidémiologiques peinent à faire ressortir la pertinence de l'utilisation d'une position par rapport à une autre. L'ensemble de ces études repose en effet sur estimation globale de la position, sans tenir compte du squelette, de la mobilité articulaire, de la position du bassin et du rachis lombaire. Les petites modifications qui peuvent avoir lieu au niveau squelettique ne sont ainsi pas prises en compte, de sorte que l'effet d'une position par rapport à une autre conduit à une incertitude quant à

leur effet propre. Cette incertitude conduit à des errements conceptuels, que ce soit au niveau des techniques qui sont utilisées pour mesurer l'effet des positions d'accouchements ou dans la définition même de ces positions.

Ces limites sont les mêmes pour les essais randomisés. Ces essais qui cherchaient, quant à eux, à évaluer l'impact des positions d'accouchement sur le fœtus en termes de modification d'orientation de la présentation n'ont pas démontré non plus la supériorité d'une position par rapport à une autre (62–64). Comme pour les études épidémiologiques, les postures des segments corporels des sujets n'étaient ni contrôlées, ni définies (62). Ce manque de précision peut vraisemblablement participer au manque de consensus sur les bénéfices d'une position d'accouchement par rapport à une autre.

III.2 QUELS SONT LES APPORTS D'UNE APPROCHE PLUS BIOMECHANIQUE QU'EPIDEMIOLOGIQUE POUR ETUDIER LES POSITIONS D'ACCOUCHEMENT ?

Nous avons toujours considéré la recherche comme une réponse à des problématiques cliniques rencontrées sur le terrain. De ce fait, il nous a semblé nécessaire, dès le début de ce projet, de définir avec précision les habitudes des maternités de notre région en termes de positions d'accouchement afin de focaliser nos efforts de recherche sur les positions les plus courantes. Nous avons ainsi confirmé que notre région ne dérogeait pas à ce qui est rapporté dans la littérature, à savoir que la position gynécologique était de loin la première position utilisée pendant le travail et lors de l'expulsion. Ceci nous a conduits à orienter dans un premier temps notre recherche d'optimisation biomécanique sur cette position. Nous nous sommes aussi rendu compte que le recours à des positions alternatives dépendait du statut et donc probablement de la culture de la maternité. Le personnel des maternités de niveau 1 étant probablement plus porté à proposer des positions d'accouchement alternatives et plus sensible à l'approche physiologique de l'accouchement que celui du centre universitaire régional qui accueille, en plus des accouchements physiologiques, une grande partie de la pathologie obstétricale régionale.

Optimiser et comprendre les relations qui existent entre les membres, le bassin et la colonne vertébrale, nous a conduits à développer une méthodologie originale pour étudier les positions d'accouchement. Cette méthodologie devait répondre aux cahiers des charges suivant:

- Permettre une quantification et une mesure précise de la position prise par les parturientes afin de la rendre reproductible;
- Être acceptable et utilisable aussi bien du point de vue fœtal que maternel.

Nous avons proposé dans ce travail une méthodologie bien définie et utilisable pendant la grossesse. Cette méthodologie fournit donc pour la première fois des données biomécaniques sur la position d'accouchement à partir de mesures effectuées sur femme enceinte, ce qui constitue une première dans la littérature. En publiant le protocole et la méthodologie, nous avons souhaité que cette méthodologie soit reprise par d'autres équipes pour vérifier d'autres hypothèses et ainsi valider la reproductibilité de notre méthode.

En devenant capable de mesurer plus précisément les positions prises par les femmes enceintes, il nous a paru alors assez naturel d'essayer de mieux définir les conditions d'obtention de la ou des positions optimales d'un point de vue de la mécanique obstétricale. Pour cela, nous avons dû faire une hypothèse forte basée sur ce qui est rapporté par de nombreux auteurs depuis des siècles, à savoir que la meilleure position pour l'accouchement est celle qui optimise la progression du fœtus tout en diminuant les contraintes liées aux défauts d'inclinaison du bassin entre autres. L'ensemble de ce travail repose donc sur l'hypothèse fondamentale que le fœtus s'engage d'autant mieux dans le bassin qu'il aborde le plan du détroit supérieur de façon perpendiculaire avec un minimum d'obstacles, ce qui est favorisé par l'absence de lordose lombaire (23,65).

En réalisant ainsi les premières analyses biomécaniques chez la femme enceinte, au cours de la grossesse et à terme, des relations entre les positionnements des cuisses, du bassin, et de la courbure lombaire, dans différentes positions d'accouchement, les constats suivants ont pu être établis:

En position gynécologique, la flexion des cuisses a une action majeure sur la mobilisation du bassin, mais une action plus modérée sur le rachis lombaire. L'abduction des cuisses a quant à elle un rôle moindre que la flexion sur la mobilisation du bassin et du rachis lombaire. La laxité ligamentaire a un rôle essentiel, comme l'atteste le fait qu'elle était constamment et indépendamment corrélée positivement aux mouvements du bassin et du rachis lombaire. Ces résultats recourent les constatations faites par Aspasia d'Éphèse, puis plus tard par Pierre Rosa qui proposaient déjà une manipulation des cuisses et du dos pour corriger certaines dystocies (74,105). Nous confirmons aussi dans notre travail que le rôle de la position globale (verticale/horizontale) importe finalement assez peu. En effet, en termes de posture

segmentaire, les mêmes résultats peuvent être obtenus que ce soit pour les différences observées entre les positions gynécologiques, ou pour les positions accroupies, par exemple. Concernant l'obtention des critères d'optimalité, quelle que soit la position d'accouchement étudiée dans nos expérimentations, gynécologique ou accroupie, ceux-ci ne sont qu'exceptionnellement acquis. Ils n'ont été atteints, dans notre travail, que par un sujet pour des valeurs extrêmes de cyphose rachidienne. Ceci laisse penser que la fin de la mobilisation du bassin pour obtenir un plan du détroit supérieur perpendiculaire au rachis lombaire passe par une exagération de la cyphose rachidienne qui ne peut pas être obtenue spontanément chez toutes les femmes.

Au-delà de ces mesures, nos résultats montrent aussi que les consignes sont fondamentales. Ainsi, une position accroupie pieds à plat ou sur la pointe des pieds ne se traduisent pas du tout par les mêmes postures segmentaires. Il convient donc de préciser un minimum la position à adopter pour que la posture segmentaire soit meilleure. Cette conséquence importante du positionnement des pieds en position accroupie sur la posture segmentaire n'est pas du tout évoquée dans les études épidémiologiques. On peut toutefois noter que certains auteurs évoquent bien ce positionnement, mais sans l'expliquer (162,166,167).

Avec des consignes relativement simples, la position accroupie pieds à plat permet donc assez naturellement d'obtenir une flexion maximum des cuisses ainsi qu'une correction de la lordose. Cette position accroupie peut être aussi considérée comme plus confortable pour la parturiente. Non seulement, cette position est adoptée au quotidien comme position d'attente dans certaines cultures, ce qui laisse suggérer qu'elle n'est pas trop inconfortable, mais aussi, elle permet de s'affranchir de la pression abdominale souvent gênante au-delà du troisième trimestre de la grossesse en position sur le dos. Néanmoins, que ce soit sur le dos ou accroupie ces positions optimales ne peuvent sans doute pas être maintenues tout le travail, et devront sans doute être proposées en toute fin de travail. Le reste du temps, la mobilité de la patiente reste indispensable pour que chaque femme "trouve sa position".

Nos travaux montrent aussi que chez certaines femmes, souvent celles qui ont une laxité ligamentaire plus prononcée, la lordose n'est pas nécessairement corrigée en position hyperfléchie ou en position accroupie pieds à plat. Malgré tout, cette lordose persistante peut être corrigée en position gynécologique hyperfléchie avec, là aussi, une consigne relativement simple qui consiste à demander d'écraser la main placée sous les lombes. Aucune action similaire n'a été testée en position accroupie pieds à plat.

Ces premiers résultats confirment donc notre hypothèse de départ, à savoir qu'une position définie globalement et ce, quelle qu'elle soit, n'engendre pas une position segmentaire définie. Ainsi, la flexion des cuisses joue un rôle majeur sur le positionnement du bassin et la lordose lombaire. Ceci peut sans doute en partie expliquer les résultats mitigés, voire contradictoires, des études épidémiologiques sur les positions d'accouchement qui, jusqu'à présent, ne définissaient pas cette flexion des cuisses.

Les relations retrouvées entre la mobilisation des cuisses et le bassin nous ont conduit vers l'étude de la manœuvre de McRoberts décrite initialement par Gonick et coll.(77), manœuvre effectuée lors de dystocies des épaules. Nous avons montré que cette manœuvre permet une ascension de la symphyse pubienne et une diminution de la lordose lombaire, quelle que soit la position de départ. Une extension et/ou abduction préalable des cuisses n'améliore pas l'efficacité de la manœuvre. À terme, ces premiers résultats permettront peut-être d'homogénéiser l'exécution de cette manœuvre afin de la rendre, autant que faire se peut, sûre, efficace et maîtrisée, dans un contexte où la survenue de lésions du plexus brachial n'est pas négligeable (169).

Enfin, au-delà des résultats issus de ce travail, la "translationnalité" fait partie de l'originalité de ce travail, en faisant collaborer des unités de recherche et des équipes de cliniciens qui ont dû apprendre à se connaître et à fonctionner autour d'un projet commun, matérialisé par les résultats que nous avons exposés.

III.3 UNE APPROCHE METHODOLOGIQUE INNOVANTE, DES RESULTATS ORIGINAUX, MAIS PAS SANS LIMITES...

III.3.1 VALIDITE DE L'HYPOTHESE DE DEPART

Une hypothèse forte de nos travaux est donc que le fœtus s'engage et progresse d'autant mieux dans le bassin qu'il aborde le plan du détroit supérieur de façon perpendiculaire en l'absence de lordose lombaire (23,65). Sur cette hypothèse repose l'ensemble de la définition des conditions d'optimalité que nous avons considérée dans ce travail. Si d'un point de vue mécanique cette hypothèse paraît tout à fait acceptable, elle ne prend pas en compte tous les éléments intervenant au cours de l'accouchement.

Ainsi, reste à savoir si du point de vue des contraintes physiologiques et des interrelations mécaniques, biologiques et psychiques qui coagissent lors de la naissance, cette hypothèse

reste valable. En effet, il est possible que la réduction d'une contrainte mécanique puisse accentuer une contrainte physiologique. Pour illustrer nos propos, nous pouvons imaginer qu'une position sur le dos avec les cuisses hyperfléchies pourrait augmenter la pression intra-abdominale et augmenter la pression sur les vaisseaux intra-abdominaux, réduire la perfusion placentaire et donc aboutir à une augmentation des anomalies du rythme cardiaque fœtal. Ici une position optimale mécaniquement ne l'est peut-être pas en termes de bien-être fœtal.

De la même façon, nous ne pouvons pas encore prédire les influences d'une modification de posture sur l'accommodation du fœtus lors de l'accouchement. En effet, parmi les hypothèses faites sur l'accouchement, il est proposé que la rencontre du fœtus et d'un obstacle représenté par le bassin pourrait optimiser la flexion de la tête et sa rotation dans le bassin (65). Une diminution des obstacles rencontrés pourrait donc compromettre ces phénomènes d'accommodation et conduire à d'autres types de dystocies comme l'asynclitisme.

Malgré tout, cette limite émise sur notre hypothèse de départ ne remet pas en question les relations que nous avons observées entre les cuisses le bassin et le dos. Bien évidemment d'autres études doivent être entreprises pour caractériser l'influence de la position d'accouchement sur les autres éléments intervenant lors de l'accouchement comme notamment, d'un point de vue biomécanique, la contraction utérine ou la progression du fœtus dans le bassin.

III.3.2 ESTIMATION DU PLAN DU DETROIT SUPERIEUR

Afin de répondre à nos problématiques obstétricales, il nous fallait estimer la position du plan du détroit supérieur qui constitue un élément "interne" au corps humain. Les choix méthodologiques que nous avons faits nous ont conduits à écarter les méthodes d'imagerie médicale pour accéder aux éléments d'intérêt dont nous avons besoin en mécanique obstétricale. Nous avons donc fait une extrapolation du plan du détroit supérieur à partir de marqueurs externes en nous basant sur des méthodologies utilisées en analyse du mouvement.

Parallèlement, nous avons donc analysé la relation entre ce plan du détroit supérieur et des données mesurables de l'extérieur (largeur du bassin, angle entre le plan du bassin et le plan passant par les épines iliaques antéro-postérieures et le pubis, etc.) afin de proposer des équations de régression. Pour cela, nous avons évalué 15 femmes en radio-pelvimétrie et analysé 22 bassins numérisés par le laboratoire d'Anatomie, de Biomécanique et

d'Organogénèse de l'Université Libre de Bruxelles. Malheureusement, sans doute du fait du relativement faible échantillon à notre disposition, aucune équation de régression forte n'a pu être proposée entre les données internes et les mesures externes (cf. annexe 6). Nous nous sommes donc « contentés » de soustraire une valeur moyenne obtenue pour tous les sujets. Ceci limite donc la précision avec laquelle nous estimons la position du plan du détroit supérieur.

III.3.3 UNE DETERMINATION DES POSTURES DES CUISSSES A POSTERIORI

Il est à noter que dans notre protocole, des angles précis de flexion et d'abduction des cuisses devaient être imposés. Seulement, la configuration du système ne nous permettait pas d'avoir un retour direct sur les valeurs de flexion et d'abduction des cuisses. Le contrôle des angles aux articulations de la hanche s'est donc fait au goniomètre. Plusieurs tentatives pour avoir le positionnement en direct ont bien été effectuées, mais la présence d'un expérimentateur autour de la table d'accouchement n'a pas rendu possible l'obtention en direct des valeurs de flexion et d'abduction des cuisses.

De ce fait, les angles exacts obtenus n'étaient pas exactement ceux souhaités et définis par le protocole, ce qui n'était su qu'en post-traitement.

III.3.4 ABSENCE DE RANDOMISATION DES SERIES D'ACQUISITIONS

L'acquisition des données s'est effectuée selon un protocole, strict et routinier, conçu pour optimiser le temps des séances d'expérimentation déjà relativement longues (proches de 2h). Cette "routine" présente certaines limites notamment par l'absence de randomisation des séries d'acquisitions. En effet dans ce protocole, l'abduction des cuisses était fixée, puis les mesures s'enchaînaient en augmentant progressivement la flexion des cuisses. Cette procédure permettait de ne faire varier que la flexion lors d'une abduction donnée, mais favorisait sans doute des phénomènes de rémanence de la position du bassin chez des patientes, notamment les patientes très laxes. Ainsi, on peut supposer que chez une patiente avec une laxité ligamentaire importante le "retour" du bassin à une position initiale après une flexion maximale des cuisses ne se fait pas de façon immédiate. Une randomisation aurait limité cet effet de rémanence, qui peut-être confondant dans nos résultats, mais une randomisation aurait considérablement alourdi l'exécution d'un protocole déjà long à mettre en place.

III.3.5 RESERVES QUANT AU DEPLOIEMENT DE LA METHODOLOGIE

Notre étude fait appel à la technologie optoélectronique où la visibilité et le positionnement des marqueurs réfléchissants sont déterminants pour obtenir des résultats fiables. Un indice de masse corporelle élevé pourrait être un facteur nuisant à la bonne visibilité des marqueurs et à la précision de leur positionnement sur des repères anatomiques donnés (c'est-à-dire, les épines iliaques antérosupérieures) compte tenu de l'artéfact des tissus mous, c'est-à-dire ici du tissu adipeux existant entre le repère anatomique et le marqueur réfléchissant. La moyenne de l'IMC de notre échantillon n'est pas différente de la population de l'enquête nationale périnatale de 2010 (14). Si nous n'avons pas recruté les sujets de nos investigations en tenant compte de ce critère, nous pouvons néanmoins remarquer que notre échantillon ne contient pas de sujets à l'IMC important. De ce fait, nous n'avons pas expérimenté les problèmes liés à l'inclusion de sujets à l'IMC élevé. Il nous semble donc important de noter que l'utilisation de cette méthodologie chez des femmes avec un IMC élevé devra conduire à une interprétation prudente des résultats obtenus.

Dans cet exposé, nous avons précisé à plusieurs reprises que l'exploration de la posture des femmes enceintes en dehors du travail obstétrical avec notre méthodologie constituait une grande avancée, mais que l'extrapolation des résultats au travail obstétrical était présomptueuse. En effet, la méthodologie présentée permet uniquement une exploration anatomique de la posture de la patiente. Elle ne permet donc pas de définir l'influence des modifications posturales sur les autres paramètres de l'accouchement et de la progression fœtale. Il convient donc de compléter cette méthodologie pour mesurer, par exemple, les effets des modifications de postures sur les contractions utérines ou la progression fœtale.

Par ailleurs, ce travail se focalise sur les paramètres pouvant avoir un effet sur la trajectoire du fœtus (bassin et rachis), avec pour objectif final la correction d'éventuelles dystocies mécaniques osseuses dites dystocies d'inclinaison (105). Il est vrai que nous avons insisté sur le fait que la difficulté liée à l'engagement est essentiellement osseuse. Mais il serait un peu réducteur de résumer l'ensemble des dystocies mécaniques à une question osseuse. On peut aussi observer des dystocies en lien avec les parties molles musculaires notamment. En effet au cours de sa descente le mobile fœtal rencontre avant la sortie du canal pelvien un hiatus musculaire qui est le hiatus des releveurs que le mobile fœtal doit franchir. Les capacités de distension de ce hiatus pourraient être variables d'une femme à l'autre selon les caractéristiques biomécaniques du plancher pelvien. Cette distension serait d'autant plus

importante que les femmes sont plus souples. Ainsi le franchissement de ce hiatus par le fœtus pourrait être fonction de la laxité de ces femmes (106). Une compréhension globale du phénomène de dystocie mécanique lors de l'accouchement (en dehors de la disproportion foeto-pelvienne) passera aussi par la définition de la trajectoire que le fœtus doit emprunter avec un minimum de résistance des parties molles. Encore une fois, nous avons appréhendé un seul facteur parmi ceux qui se conjuguent lors de l'apparition d'une dystocie, et les solutions proposées répondent à la question de la trajectoire sans se préoccuper des autres paramètres en cause. Mais devant l'absence de données sur le sujet, il fallait décomposer le phénomène "dystocie mécanique" pour bien identifier chaque problème de façon individuelle, et y répondre avant de proposer une solution globale qui ne pouvait pas objectivement être l'objet d'un seul travail de thèse de 4 ans.

Nous avons, dans ce travail, défini les conditions permettant d'obtenir la position que nous considérons comme optimale d'un point de vue de la mécanique obstétricale, sans chercher à évaluer le confort des postures adoptées. C'est incontestablement une limite de notre recherche, car la définition d'une position optimale inconfortable limitera nécessairement la diffusion de nos résultats en pratique clinique quotidienne.

III.3.6 QUELLES ONT ETE LES PRINCIPALES DIFFICULTES RENCONTREES DANS CE TRAVAIL ?

Le choix de réaliser une étude longitudinale au cours de la grossesse nous a exposé à la difficulté de recrutement des sujets et au risque de perdus de vue. La constitution de l'échantillon s'est faite au fil du temps, car il nous a été impossible de recruter les 20 femmes au premier trimestre en une fois. Il a ensuite fallu composer avec les termes de grossesse de chacune des femmes et les dates de séances d'acquisition. Les séances se déroulaient sur une semaine complète avec la disponibilité totale d'un(e) biomécanicien(e) et de l'investigateur. Il faut noter aussi que le comité d'éthique nous avait imposé la proximité de la maternité pour ces recherches ce qui a nécessité la mise à disposition de tout le matériel nécessaire par le laboratoire Pprime. Ce matériel était déménagé et installé au Centre d'Investigation Clinique du CHU de Poitiers avant les séances de manipulation. Malgré ces contraintes, le nombre de perdus de vue est de 2 sur 20, ce qui peut être considéré comme relativement faible pour une expérimentation qui s'étale sur 7 mois en moyenne dans le contexte si particulier de la grossesse.

En ce qui concerne l'analyse et l'interprétation des résultats, beaucoup de temps a été initialement consacré à la recherche de points communs entre les sujets afin de dégager des modèles d'interprétation des résultats selon les caractéristiques des femmes (patterns). Mais les différences interindividuelles étaient telles qu'il nous a été impossible de dégager des profils de femmes. Trop de facteurs influençant les résultats, le recours à des modèles de régression multivariée complexes a donc été adopté, ce qui a permis de dégager le rôle de chaque paramètre dans les relations observées. La forte variation interindividuelle est matérialisée dans notre étude par la faiblesse des modèles de régression utilisés permettant d'expliquer la variance observée au niveau individuel (étude 2a).

III.4 QUELLE POURRAIENT-ETRE LES RETOMBEES PRATIQUES DE CETTE RECHERCHE ?

Il avait été admis, depuis les travaux de Gherman, que la flexion des cuisses agissait de la même façon sur le bassin et le dos (71). Or si nous avons bien individualisé le rôle des cuisses sur le bassin, nous avons aussi mis en évidence le caractère relativement indépendant de la réaction de la charnière dorso-lombaire à la flexion des cuisses. Cette notion est nouvelle, et devra être prise en compte en pratique clinique, notamment lorsque l'on compte mobiliser le rachis par la flexion des cuisses comme dans la manœuvre de McRoberts, par exemple.

Nos travaux soulignent aussi que cette correction de la lordose rachidienne est indispensable à l'obtention d'une position optimale. Ainsi, si nos résultats se confirment, nous pouvons imaginer à moyen terme l'intégration de cette notion dans les cours de préparation à la naissance afin que toute parturiente soit sensibilisée à cette mobilisation du rachis afin d'atteindre une posture favorable.

En salle d'accouchement, lorsque les résultats seront bien confirmés et publiés, il pourra être envisagé de former les obstétriciens et sage-femme à l'importance de ce positionnement des cuisses, du bassin et du rachis et à la « thérapie posturale » pour gérer les dystocies mécaniques.

III.5 UNE RECHERCHE RESOLUMENT TOURNEE VERS L'AVENIR...

En premier lieu, nous avons vu que l'extrapolation du plan du détroit supérieur par des marqueurs externes pouvait être une des limites importantes de ce travail. Il nous semble important que d'autres études confirment nos observations, que ce soit avec des dispositifs type IRM et scanner ou, comme nous l'avons vu lors dans la discussion de la dernière étude, avec des dispositifs EOS. Il est en effet essentiel de parvenir à personnaliser cette correction. Nos deux études ancillaires n'ont malheureusement pas révélé de régression satisfaisante entre des mesures externes propres à chaque sujet (dimensions du bassin) et la correction à apporter pour obtenir l'angle du détroit supérieur par rapport au plan du bassin.

Augmenter la robustesse de la méthodologie pour permettre une appréciation "en temps réel" des modifications de la position du bassin et du rachis reste un objectif à atteindre. Pour cela, une simplification des systèmes utilisés est une priorité pour pouvoir étudier plus largement les positions d'accouchement, notamment en conditions réelles. En effet les systèmes à mettre en place pour une analyse optoélectronique du mouvement restent contraignants pour des mesures en salle d'accouchement. L'ensemble que nous avons utilisé comporte 13 caméras infrarouges d'une certaine fragilité (une a été endommagée lors des déménagements du matériel). Les caméras utilisées, positionnées sur des trépieds pourraient être accrochées au plafond pour les intégrer dans le fonctionnement d'une salle de naissance. Seulement, la pose de marqueurs réfléchissants sur la femme enceinte n'est pas sans soulever des problèmes. Tout d'abord, cela nécessite du temps et une certaine expertise. Le personnel médical trouverait sans doute trop contraignante la pose de ces marqueurs. Ensuite, les marqueurs sont relativement onéreux (environ 8€ le marqueur) et il doit être fortement envisagé que ces marqueurs ne puissent être utilisés qu'une fois du fait de projection de fluides divers mais aussi du fait des contraintes liées à l'aseptisation des espaces médicaux. A ce titre, l'utilisation même de marqueurs non utiles à l'acte médical peut être considérée comme un obstacle dans certaines structures.

Mais d'autres solutions, comme les méthodologies d'analyse du mouvement basées sur des capteurs de profondeur (type Kinect™), pourraient-être envisagées (178,179). Les progrès réalisés par les capteurs de mouvements de ces dispositifs de dernière génération permettent maintenant une utilisation de plus en plus fréquente et précise lors de l'analyse biomécanique de la posture (180,181). En allégeant les dispositifs nécessaires à l'analyse de la posture de la femme enceinte, ce système pourrait augmenter son acceptabilité auprès des patientes, mais

aussi auprès des personnels de la salle d'accouchement. Selon une étude préliminaire menée sur volontaires saines non enceintes, dans notre laboratoire il semblerait que deux Kinect pourraient permettre d'étudier la posture des parturientes.

Dans la mesure où, selon nos estimations, près de 90% des femmes accouchent en position gynécologique (144), c'est-à-dire sur le dos, nous avons contourné les limites du dispositif optoélectronique pour évaluer la courbure lombaire en utilisant le dispositif Epionics SPINE®. Il va de soi qu'en dehors d'un cadre expérimental, et notamment si l'on veut réaliser des investigations sur des femmes enceintes en travail, ce dispositif ne pourra pas être utilisé à grande échelle. En effet, ce dispositif est relativement fragile, les jauges de contrainte de notre système ont en effet cassé à deux reprises durant nos expérimentations et ce malgré l'utilisation de ce dispositif uniquement par le personnel formé et habitué à sa mise en place. De plus, dans un pays où près de 80% des femmes optent pour une péridurale, il paraît difficile de combiner l'ensemble des dispositifs de fixation du cathéter de péridurale avec la mise en place de bandes Epionics SPINE® (14). L'intégration de cette mesure de la courbure lombaire en salle de naissance passe donc aussi par la simplification de ce système. Nous avons là aussi conduit des études préliminaires basées sur l'utilisation de tapis de pression. A l'heure actuelle, une mesure aussi précise de la courbure lombaire que celle fournie par le système Epionics n'est pas obtenue. Toutefois, la méthode testée permet de distinguer une lordose lombaire d'une cyphose (153). Comme nous l'avons déjà précisé, selon notre hypothèse, c'est l'obtention d'un dos plat qui serait importante pour l'optimisation de la progression fœtale. Ce type de dispositif permettrait donc de détecter un dos creux, un dos parfaitement plat et bien sûr un dos qui s'arrondit.

Parmi les facteurs mesurés, la laxité ligamentaire doit dorénavant être prise en compte et explorée dans les travaux de mécanique obstétricale, car nous avons montré qu'elle était fortement associée aux réponses du bassin et du rachis lombaire. Nous savons aussi que cette laxité ligamentaire est associée à la distension du hiatus des releveurs comme nous l'avons précisé plus haut (106). Les mécanismes de l'accouchement, après avoir appréhendé la problématique osseuse, pourraient donc également être optimisés en se focalisant sur la problématique du plancher pelvien. Là encore, l'élastographie pourrait nous apporter des informations sur ces propriétés élastiques du plancher pelvien (106). Ainsi la laxité ligamentaire semble être en lien avec à la fois la dystocie osseuse et la dystocie des parties molles musculaires. La place de la laxité ligamentaire en biomécanique obstétricale nous a paru tellement importante qu'elle a été un point de départ à un ensemble de projets qui se sont

greffés autour de cette thèse de science, avec une thématique sur laxité ligamentaire et troubles périnéaux pendant la grossesse, menés par le Dr Gachon au sein du laboratoire. Nous pensons que les constatations ainsi que les recherches déjà effectuées et à venir permettront de compléter les résultats de nos premiers travaux.

Une compréhension globale de l'accouchement passe par une étude de l'ensemble des paramètres en jeux lors de l'accouchement. Le rôle de la contraction utérine est donc nécessairement à prendre en compte dans de futurs travaux. Nous avons vu précédemment les limites des dispositifs qui permettent de mesurer la pression intra-utérine. L'électromyographie utérine, de par ses récents progrès, pourrait permettre d'envisager dans de prochaines études une mesure non invasive de la contraction utérine (182–184). D'autres techniques non invasives de quantification de la contraction utérine sont envisageables si on en croit un travail récent d'élastographie qui s'est intéressé aux propriétés élastiques du myomètre. Ce travail montre qu'il est dorénavant possible de visualiser la rigidification du muscle utérin lors d'une contraction utérine (185). Reste à savoir si la rigidification du muscle utérin quantifiée par élastographie est en rapport avec la force de la contraction utérine.

L'âge de la patiente semble également jouer un rôle déterminant et il conviendra de développer toute cette partie par des recherches complémentaires, notamment en termes de biologie, d'hormonologie, ceci afin de comprendre quels sont les facteurs liés à l'âge qui permettent d'augmenter les réponses du bassin et du rachis, indépendamment de la parité ou de la laxité ligamentaire.

La vérification de nos hypothèses passera en pratique par une mesure des issues obstétricales, qui pourront être de deux ordres: soit par une mesure directe du déplacement du fœtus lors du positionnement de la patiente; soit par une évaluation indirecte avec la quantification du taux de césariennes lorsque survient une dystocie de fin de travail,

Concernant la quantification du taux de césariennes ou d'accouchement par voie basse, la mesure d'une issue obstétricale simple comme l'accouchement par voie basse est une issue composite qui intègre de nombreux paramètres. L'obtention d'un accouchement par voie basse lorsque survient une dystocie fait ainsi intervenir de nombreux paramètres autres que l'effet du positionnement que l'on souhaiterait évaluer. Parmi ceux-ci figurent la culture de l'équipe, la gestion globale de la situation, la psychologie de la patiente etc. De ce fait, l'effet du positionnement peut ne pas être suffisant pour être mis en évidence par le taux d'accouchement par voie basse.

Pour la mesure directe du déplacement du fœtus, il nous faudra avoir recours à des dispositifs non irradiant, sûrs et simples d'utilisation. Si l'échographie 4D constitue une technologie prometteuse, des avancées méthodologiques doivent encore être effectuées pour quantifier précisément et en continu le déplacement du fœtus. Cela semble envisageable dans un avenir proche puisqu'une équipe est parvenue à combiner un système de suivi du fœtus par des marqueurs magnétiques avec l'échographie afin d'évaluer la hauteur de la présentation du fœtus dans le bassin ainsi que sa progression (108,186). Parallèlement de nombreux travaux par échographie ont été réalisés notamment pour mesurer les hauteurs d'engagement dans le bassin. Il semble bien que nous nous rapprochions d'une solution permettant de définir les paramètres de l'engagement du fœtus et de sa progression dans le bassin en fonction de la mesure échographique de l'angle entre la symphyse pubienne et la tête fœtale grâce en partie aux travaux de confrontation radio-échographique du bassin (187).

La combinaison de ces dispositifs avec la méthodologie simplifiée que nous avons développée permettrait, peut-être à terme, d'envisager une mesure précise de l'étude de l'influence des positions d'accouchement sur la progression du mobile fœtal.

Les résultats de cette thèse pourraient aussi permettre de rediscuter certaines données épidémiologiques existant sur les positions d'accouchement. En effet, dans l'hypothèse où les résultats de nos travaux permettraient de définir et de reproduire les conditions optimales quelle que soit la position (quatre pattes, latérale etc.) afin de faciliter la rotation du fœtus (notamment en diminuant la lordose lombaire) et en optimisant sa progression (en rendant le plan du détroit supérieur perpendiculaire à l'axe de progression fœtale), nous pourrions définir un cahier des charges précis de la position des cuisses et du dos pour les positions dont on veut mesurer l'effet dans de futurs essais randomisés. Nous pourrions ainsi vérifier certains résultats d'essais randomisés récents (25).

La position accroupie naturellement prise par les femmes en dehors de toute convention occidentale, notamment lorsqu'on se rapproche d'un accouchement dit naturel, cumule de nombreux avantages, que ce soit en termes d'antalgie, d'issue obstétricale (fait partie des positions verticales prises en compte dans les méta-analyses). Nos travaux montrent que regrouper sous le terme « accroupie » l'ensemble des positions où les cuisses sont fléchies en positions verticales n'a pas de sens. En effet selon la position des pieds (pointe-des-pieds vs pieds-à-plat), les résultats biomécaniques sont différents. La position accroupie effectuée les pieds à plat, permettait d'approcher de près les valeurs optimales de position du bassin et de la colonne vertébrale sans qu'aucune consigne ne soit donnée aux patientes autre que celle de

mettre les pieds à plat. Compte-tenu de ses avantages antalgiques et biomécaniques, on comprend alors un peu mieux pourquoi, dans beaucoup de milieux culturels, les femmes adoptent naturellement cette position lors de leur accouchement. Encore une fois, il n'est pas question de conseiller à toutes les femmes d'accoucher en position accroupie dans un pays où la majorité des accouchements se déroulent en position gynécologique sous péridurale. En revanche, lorsque les femmes font le choix d'un accouchement plus naturel, que ce soit en salle nature ou en maison de naissance et qu'elles souhaitent donner naissance ou du moins faire une partie du travail en position accroupie, le résultat de nos recherches permet de mieux conseiller ces femmes. Ces recommandations posturales sur la position accroupie pourraient aussi avoir une large diffusion, notamment dans les pays en voie de développement où la position accroupie est largement utilisée lorsque les accouchements sont réalisés au domicile.

La recherche sur les avantages de la position doit être complétée par une approche multimodale (bibliographique, biomécanique, et épidémiologique) pour envisager de la recommander avec un niveau de preuves suffisant. C'est ainsi que compte tenu des résultats biomécaniques que nous avons obtenus, nous envisageons de développer un essai contrôlé randomisé pour lequel la *position hyperfléchie dos corrigé* sera évaluée en conditions de dystocie. Avec l'hypothèse que cette position est une position optimale pour l'engagement et la progression du fœtus. Nous proposons donc de monter un essai randomisé dans lequel des femmes présentant une dystocie de fin de travail (stagnation de la dilatation à 8/9cm, non-engagement à dilatation complète) seraient randomisées, avec un groupe qui aura une gestion habituelle de ce type de dystocie et un groupe à qui l'on proposerait une mise en position hyperfléchie dos corrigé. Cet essai est tout à fait envisageable si l'on tient compte de la part prépondérante de ce type d'indication de césarienne dans le taux global des césariennes. Cette position gynécologique optimisée, que nous avons décrite pourrait être une alternative dans ce contexte. Les auteurs qui ont déjà publié des essais randomisés sur les positions d'accouchement ont été sollicités et le protocole est en cours de rédaction.

Si nous parvenons à définir, la ou les positions optimales d'accouchement en fonction des caractéristiques morphologiques et physiologiques de la parturiente, l'impact obstétrical sera majeur. En effet, les professionnels de la santé, ainsi que la société, sont sensibles aux approches peu interventionnistes en salle d'accouchement afin de lutter contre la médicalisation intensive de la salle d'accouchement. Cette médicalisation a souvent pour corollaire une augmentation du taux d'extractions instrumentales et de césariennes sans bénéfices directs prouvés sur la morbi-mortalité materno-fœtale, comme nous l'avons déjà

évoqué. Notre travail pourrait devenir un acteur majeur pour recentrer le débat sur l'inflation de la médicalisation de l'accouchement autour de la problématique de la mécanique obstétricale pure. Cette dernière n'a d'ailleurs pas fait l'objet de recherches fondamentales depuis des décennies, tant la césarienne s'est imposée comme solution à la dystocie d'engagement par exemple. En se focalisant sur la meilleure façon de donner la vie sans intervention médicale, nos travaux et leur poursuite pourraient avoir un impact potentiel en termes de santé publique, en réduisant, nous l'espérons, significativement le taux de césariennes ainsi que d'extractions instrumentales en cas de dystocie mécanique. En outre, nous espérons que notre approche permettra de définir, de confirmer ou d'infirmer l'utilité de certaines positions d'accouchement dans la pratique quotidienne. Les perspectives de nos travaux sont donc nombreuses, que ce soit du point de vue de l'amélioration et de la simplification de la méthodologie et de son optimisation, ou encore de la validation des hypothèses et notamment en passant par la pratique clinique directe. Tout cela demandant bien évidemment du temps, de l'énergie, et des financements, la continuité de ce projet ne se réalisera pas sans collaborations, que ce soit pour la mise en place d'essais randomisés ou bien l'introduction de nouvelles méthodologies. La première phase de ce projet appelé OPTIMAC pour (OPTImisation des Mécanismes de l'ACcouchement) n'a pas obtenu de soutien financier. Espérons que les résultats de cette thèse permettent d'obtenir les fonds nécessaires à la poursuite et au développement de ce projet.

CONCLUSION GENERALE

Explorer la biomécanique obstétricale, en se focalisant sur la position que les femmes adoptent lors de leur accouchement faisait partie des objectifs que nous nous étions fixés au début de ce travail. Au terme de cet exposé, nous pouvons dire que nous sommes parvenus à définir une nouvelle méthodologie pour explorer les positions d'accouchement et, en particulier, leur impact sur la posture des différents acteurs du squelette maternel en jeu lors de l'accouchement. L'acquisition de nouvelles connaissances de plus en plus robustes passera nécessairement par une simplification du système. Ceci doit maintenant constituer l'un des principaux objectifs à poursuivre si l'on veut pérenniser cette "nouvelle" méthode pour explorer l'accouchement et prendre en compte l'ensemble des acteurs en jeu lors de la naissance.

Même si beaucoup reste à faire, les résultats que nous avons obtenus ont révélé qu'en termes de postures segmentaires, l'hyperflexion des cuisses induisait un placement plus favorable du plan du détroit supérieur et que, finalement, cette hyperflexion pouvait se retrouver dans des positions d'accouchement aussi différentes que les positions gynécologiques ou accroupies pieds à plat. Concernant la lordose lombaire, celle-ci ne semble pas être influencée systématiquement par le positionnement des cuisses mais une correction est possible à l'aide de consignes simples. Enfin, cette nouvelle approche méthodologique en biomécanique obstétricale semble promise à un bel avenir car nous avons montré qu'elle pouvait mesurer précisément les postures prises par les femmes de façon statique (position) comme dynamique (manœuvre de McRoberts). Ceci pourrait à terme permettre de rediscuter la pertinence de certaines habitudes obstétricales, l'intérêt de l'abduction des cuisses lors de la manœuvre de McRoberts testée dans notre dernière étude en constituant un bel exemple.

Ce travail repose, depuis ses prémices, sur la quête de "la" position optimale. Au terme de ce travail, cette position optimale semble de plus en plus s'orienter vers une hyperflexion des cuisses associée à une cyphose accentuée du rachis lombaire difficile à obtenir en salle d'accouchement, notamment lorsque ces derniers se font sur le dos. Mais avec quelques aménagements, cette position doit pouvoir être atteinte. Si les résultats de nos recherches se confirment, les concepteurs de tables d'accouchement devront à l'avenir en tenir compte pour donner accès à une « thérapie posturale » à toutes les femmes en travail afin de limiter, mais aussi de corriger, certaines dystocies mécaniques.

EPILOGUE

« Les mères, les nouveau-nés et les enfants représentent le bien-être d'une société et son potentiel à venir. Si leurs besoins en matière de santé ne sont pas satisfaits, toute la société en souffrira. »

Lee Jong-Wook Directeur de l'OMS de 2003 à 2009

En Médecine, l'adage « primum non nocere » anime les médecins depuis des siècles, mais depuis une trentaine d'années, l'épidémie de césarienne fait fi de cette maxime hippocratique. Pour tenter de contrôler ce phénomène, les réponses sont multiples, et deux écoles se font classiquement face: les obstétriciens qui n'ont peur de rien et les obstétriciens qui ont peur de tout. Dans les deux cas, le rationnel pour justifier une attitude par rapport à l'autre est souvent léger, peu argumenté et basé sur des expériences personnelles, des croyances ou encore des craintes qui ont toujours du mal à être justifiées face à un geste obstétrical, notamment lorsqu'il s'agit d'en défendre les conséquences. Au milieu de ces deux extrêmes, on retrouve l'obstétricien-chercheur, qui se retrouve alors confronté à deux types de recherche: une recherche épidémiologique qui ne prend pas toujours en compte les paramètres propres et notamment biomécaniques des patientes, et la recherche fondamentale qui elle, se focalise sur la patiente, mais ne mesure pas l'impact des pratiques en population. Nos travaux de recherche, dont les prémices sont présentées dans cette thèse, doivent permettre de faire le lien entre les deux, bien que cette première partie que nous avons exposée ici soit essentiellement biomécanique.

En remettant nos pratiques obstétricales au centre de nos préoccupations quotidiennes, nous aurons peut-être une solution à proposer aux obstétriciens comme aux sages-femmes, qui placent l'intérêt des femmes qui leur confient leur accouchement au-dessus de tout. Ainsi, la salle de travail doit redevenir un pôle d'excellence comme elle l'était auparavant avant que la chirurgie gynécologique, la médecine fœtale ou la procréation médicalement assistée n'emportent la partie sur l'activité et l'intérêt de nos jeunes confrères. Développer une activité de recherche avec une méthodologie de haut niveau et faire le pont entre la recherche fondamentale, l'épidémiologie, l'enseignement et la pratique clinique se trouvent être les rôles des futurs « laborist » des centres universitaires qui auront pour mission de redéfinir les contours de la pratique obstétricale du XXIème siècle.

BIBLIOGRAPHIE

1. de Gasquet B. *Accouchement: la méthode de Gasquet*. Marabout; 2012.
2. Desseauve D, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. Position for labor and birth: State of knowledge and biomechanical perspectives. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2017; 208: 46–54.
3. Blondel B, Lelong N, Kermarrec M, Goffinet F. La santé périnatale en France métropolitaine de 1995 à 2010. Résultats des enquêtes nationales périnatales. *Rev Sage-Femme* 2012; 11: 128–143.
4. Friedman E. The graphic analysis of labor. *Am J Obstet Gynecol* 1954; 68: 1568–75.
5. Intrapartum care for healthy women and babies. Guidance and guidelines NICE. Disponible sur: <https://www.nice.org.uk/guidance/cg190>
6. *Williams Obstetrics*, 24th edition, McGraw-Hill Medical. 2014.
7. Segel S, Carreño C, Weiner S, Bloom S, Spong C, Varner M, et al. Relationship between Fetal Station and Successful Vaginal Delivery in Nulliparous Women. *Am J Perinatol* 2012; 29: 723–30.
8. Roshanfekar D, Blakemore KJ, Lee J, Hueppchen NA, Witter FR. Station at onset of active labor in nulliparous patients and risk of cesarean delivery. *Obstet Gynecol* 1999; 93: 329–31.
9. OMS. Déclaration de l’OMS sur les taux de césarienne. Disponible sur: http://www.who.int/reproductivehealth/publications/maternal_perinatal_health/cs-statement/fr/
10. Appropriate technology for birth. *Lancet* 1985; 2: 436–7.
11. Betrán AP, Torloni MR, Zhang J, Ye J, Mikolajczyk R, Deneux-Tharaux C, et al. What is the optimal rate of caesarean section at population level? A systematic review of ecologic studies. *Reprod Health* 2015; 12: 57.
12. Fawsitt CG, Bourke J, Greene RA, Everard CM, Murphy A, Lutomski JE. At what price? A cost-effectiveness analysis comparing trial of labour after previous caesarean versus elective repeat caesarean delivery. *PLoS One* 2013; 8: e58577.
13. Betrán AP, Ye J, Moller A-B, Zhang J, Gülmezoglu AM, Torloni MR. The increasing trend in caesarean section rates: global, regional and national estimates: 1990-2014. *PLoS One*. 2016; 11: e0148343.

14. Blondel B, Lelong N, Kermarrec M, Goffinet F, National Coordination Group of the National Perinatal Surveys. Trends in perinatal health in France from 1995 to 2010. Results from the French National Perinatal Surveys. *J Gynecol Obstet Biol Reprod* 2012; 41: 1–15.
15. Parrish KM, Holt VL, Easterling TR, Connell FA, LoGerfo JP. Effect of changes in maternal age, parity, and birth weight distribution on primary cesarean delivery rates. *JAMA* 1994; 271: 443–7.
16. La pratique des césariennes : évolution et variabilité entre 1998 et 2001 - Études et résultats - Ministère des Affaires sociales et de la Santé. 2003; Disponible sur: <http://drees.social-sante.gouv.fr/etudes-et-statistiques/publications/etudes-et-resultats/article/la-pratique-des-cesariennes-evolution-et-variabilite-entre-1998-et-2001#>
17. Barber EL, Lundsberg L, Belanger K, Pettker CM, Funai EF, Illuzzi JL. Contributing Indications to the Rising Cesarean Delivery Rate. *Obstet Gynecol* 2011; 118: 29–38.
18. Hanley GE, Janssen PA, Greyson D. Regional variation in the cesarean delivery and assisted vaginal delivery rates. *Obstet Gynecol* 2010; 115: 1201–8.
19. Naegele FK, Danyau AC. Des principaux vices de conformation du bassin, et spécialement du rétrécissement oblique. Baillière 1840. Page 284.
20. Chantreuil G, Tarnier S. *Traité de l'art des accouchements*. 1882 (1). Disponible sur: <http://gallica.bnf.fr/ark:/12148/bpt6k58025572>
21. Loudon I. Deaths in childbed from the eighteenth century to 1935. *Med Hist* 1986; 30: 1–41.
22. George TR, Clark JF. The changing role of cesarean section. *J Natl Med Assoc* 1972; 64: 227–9.
23. Rosa PA. Pelvimetry, pelvigraphy and rational obstetrical mechanics. *Bull Fed Soc Gynecol Obstet Lang Fr* 1951; 3: 398–408.
24. Atwood RJ. Parturitional posture and related birth behavior. *Acta Obstet Gynecol Scand Suppl* 1976; 57: 1–25.
25. Gupta JK, Hofmeyr GJ, Smyth RM. Position in the second stage of labour for women without epidural anaesthesia. *Cochrane Database Syst Rev* 2004; 1: CD002006. DOI: 10.1002/14651858.CD002006.pub2.
26. Dunn PM. Francois Mauriceau (1637-1709) and maternal posture for parturition. *Arch Dis Child* 1991; 66: 78–9.
27. Androutsos G. La lithiase urinaire et son traitement par Ambroise Paré (1509-1590). *Prog Urol* 2004; 14: 109–17.
28. Costello A, Osrin D. Epidemiological transition, medicalisation of childbirth, and neonatal mortality: three Brazilian birth-cohorts. *Lancet* 2005; 365: 825–6.

29. Naroll F, Naroll R, Howard FH. Position of women in childbirth. A study in data quality control. *Am J Obstet Gynecol* 1961; 82: 943–54.
30. Engelmann.GJ. Labor among primitive peoples. St Louis: J.H. Chambers & Co.; 1883. 260 p.
31. Jarcho J. Postures and practices during labor among primitive peoples' adaptations to modern obstetrics: with chapters on taboos and superstitions and postpartum gymnastics. New York : Hoeber P.B; 1934.
32. Martin-Du-Pan RC. Syndrome du réverbère ou les pièges de la statistique et la manipulation des données. *Rev Med Suisse* 2011; 1332-1333.
33. HAS (Haute Autorité de Santé). Evaluation des pratiques professionnelles: Rapport de l'expérimentation nationale. Audit clinique appliqué à l'évaluation de la surveillance du travail et de l'accouchement. Audit clinique cible appliqué à l'évaluation de la surveillance du travail et de l'accouchement par la tenue du partogramme. 2006. Disponible sur : http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_447520/fr/partogramme.
34. Lepleux F, Hue B, Dugué AE, Six T, Riou C, Dreyfus M. Données obstétricales dans une population bénéficiant de variations posturales en cours de travail et d'accouchement. *J Gynecol Obstet Biol Reprod* 2014; 43: 504–13.
35. Gupta JK, Hofmeyr GJ. Position for women during second stage of labour. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004; 1: CD002006.
36. Gupta JK, Hofmeyr GJ, Shehmar M. Position in the second stage of labour for women without epidural anaesthesia. *Cochrane Database Syst Rev*. 2012; 5: CD002006.
37. Lawrence A, Lewis L, Hofmeyr GJ, Styles C. Maternal positions and mobility during first stage labour. *Cochrane Database Syst Rev* 2013; 8: CD003934.
38. Gottvall K, Allebeck P, Ekéus C. Risk factors for anal sphincter tears: the importance of maternal position at birth. *BJOG* 2007; 114: 1266–72.
39. da Silva FMB, de Oliveira SMJV, Bick D, Osava RH, Tuesta EF, Riesco MLG. Risk factors for birth-related perineal trauma: a cross-sectional study in a birth centre. *J Clin Nurs* 2012; 21: 2209–18.
40. Lien Y-S, Chen G-D, Ng S-C. Prevalence of and risk factors for pelvic organ prolapse and lower urinary tract symptoms among women in rural Nepal. *Int J Gynaecol Obstet*. 2012; 119: 185–8.
41. Mueller M. Risk and error management. Can medicine benefit from lessons learned in aviation? *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz*. 2015; 58: 95–9.
42. Stewart A, Fernando R. Maternal ambulation during labor. *Curr Opin Anaesthesiol* 2011; 24: 268–73.

43. Racinet C. Positions maternelles pour l'accouchement. *Gynecol Obstet Fertil* 2005; 33: 533–8.
44. Kemp E, Kingswood CJ, Kibuka M, Thornton JG. Position in the second stage of labour for women with epidural anaesthesia. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013; 1: CD008070.
45. Golará M, Plaat F, Shennan AH. Upright versus recumbent position in the second stage of labour in women with combined spinal-epidural analgesia. *Int J Obstet Anesth* 2002; 11: 19–22.
46. de Jong PR, Johanson RB, Baxen P, Adrians VD, van der Westhuisen S, Jones PW. Randomised trial comparing the upright and supine positions for the second stage of labour. *BJOG* 1997; 104: 567–71.
47. Cyna AM, Andrew M, Emmett RS, Middleton P, Simmons SW. Techniques for preventing hypotension during spinal anaesthesia for caesarean section. *Cochrane Database Syst Rev*. 2006; 4: CD002251.
49. Samuelsson E, Ladfors L, Wennerholm UB, Gåreberg B, Nyberg K, Hagberg H. Anal sphincter tears: prospective study of obstetric risk factors. *BJOG* 2000; 107: 926–31.
50. Laine K, Pirhonen T, Rolland R, Pirhonen J. Decreasing the incidence of anal sphincter tears during delivery. *Obstet Gynecol* 2008; 111: 1053–7.
50. Gupta JK, Nikodem VC. Woman's position during second stage of labour. *Cochrane Database Syst Rev*. 2000; 2: CD002006.
51. Reinbold D, Éboue C, Morello R, Lamendour N, Herlicoviez M, Dreyfus M. De l'impact des RPC pour réduire le taux d'épisiotomie. *J Gynecol Obstet Biol Reprod* 2012; 41: 62–8.
52. Sentilhes L, Vayssière C, Deneux-Tharaux C, Aya AG, Bayoumeu F, Bonnet M-P, et al. Postpartum hemorrhage: guidelines for clinical practice from the French College of Gynaecologists and Obstetricians (CNGOF): in collaboration with the French Society of Anesthesiology and Intensive Care (SFAR). *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2016; 198: 12–21.
53. Bates RG, Helm CW, Duncan A, Edmonds DK. Uterine activity in the second stage of labour and the effect of epidural analgesia. *BJOG* 1985; 92: 1246–50.
54. Bicknell RJ, Leng G, Russell JA, Dyer RG, Mansfield S, Zhao BG. Hypothalamic opioid mechanisms controlling oxytocin neurones during parturition. *Brain Res Bull* 1988; 20: 743–9.
55. Gupta JK, Sood A, Hofmeyr GJ, Vogel JP. Position in the second stage of labour for women without epidural anaesthesia. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017 25; 5: CD002006.

56. Akmal S, Tsoi E, Howard R, Osei E, Nicolaides KH. Investigation of occiput posterior delivery by intrapartum sonography. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2004; 24: 425–8.
57. Gardberg M, Laakkonen E, Sälevaara M. Intrapartum sonography and persistent occiput posterior position: a study of 408 deliveries. *Obstet Gynecol* 1998; 91: 746–9.
58. Lieberman E, Davidson K, Lee-Parritz A, Shearer E. Changes in fetal position during labor and their association with epidural analgesia. *Obstet Gynecol* 2005; 105: 974–82.
59. Cheng YW, Shaffer BL, Caughey AB. The association between persistent occiput posterior position and neonatal outcomes. *Obstet Gynecol* 2006; 107: 837–44.
60. Cheng YW, Shaffer BL, Caughey AB. Associated factors and outcomes of persistent occiput posterior position: A retrospective cohort study from 1976 to 2001. *J Matern-Fetal Neonatal Med* 2006; 19: 563–8.
61. Hunter S, Hofmeyr GJ, Kulier R. Hands and knees posture in late pregnancy or labour for fetal malposition (lateral or posterior). *Cochrane Database Syst Rev.* 2007; 4: CD001063.
62. Guittier MJ, Othenin-Girard V, de Gasquet B, Irion O, Boulvain M. Maternal positioning to correct occiput posterior fetal position during the first stage of labour: a randomised controlled trial. *BJOG* 2016; 123: 2199-2207.
63. Desbriere R, Blanc J, Le Dû R, Renner J-P, Carcopino X, Loundou A, et al. Is maternal posturing during labor efficient in preventing persistent occiput posterior position? A randomized controlled trial. *Am J Obstet Gynecol* 2013; 208: 60.e1–8.
64. Le Ray C, Lepleux F, De La Calle A, Guerin J, Sellam N, Dreyfus M, et al. Lateral Asymmetric Decubitus position for the rotation of occipito-posterior positions: multicenter randomized controlled trial EVADELA. *Am J Obstet Gynecol.* 2016; doi:10.1016/j.ajog.2016.05.033.
65. Farabeuf LH, Varnier H, Pinard A. Principes fondamentaux d'obstétrique, vérifiés, rectifiés ou établis à l'aide de l'expérimentation sur le mannequin naturel et de l'observation sur la parturiente. Introduction à l'étude clinique et à la pratique des accouchements. Paris: Steinheil.G; 1891.
66. Russell JG. Moulding of the pelvic outlet. *J Obstet Gynaecol Br Commonw.* 1969; 76: 817–20.
67. Gudgeon CW, Jarrett J. Pelvimetry: a Squatter's View. *Aust N Z J Obstet Gynaecol* 1991; 31: 221–2.
68. Gupta JK, Glanville JN, Johnson N, Lilford RJ, Dunham RJ, Watters JK. The effect of squatting on pelvic dimensions. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1991; 42: 19–22.
69. Michel SCA, Rake A, Treiber K, Seifert B, Chaoui R, Huch R, et al. MR obstetric pelvimetry: effect of birthing position on pelvic bony dimensions. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 179: 1063–7.

70. Reitter A, Daviss B-A, Bisits A, Schollenberger A, Vogl T, Herrmann E, et al. Does pregnancy and/or shifting positions create more room in a woman's pelvis? *Am J Obstet Gynecol* 2014; 211: 662.e1-9.
71. Gherman RB, Tramont J, Muffley P, Goodwin TM. Analysis of McRoberts' Maneuver by X-Ray Pelvimetry. *Obstet Gynecol* 2000; 95: 43–7.
72. Calguneri M, Bird HA, Wright V. Changes in joint laxity occurring during pregnancy. *Ann Rheum Dis* 1982; 41: 126–8.
73. Dumas GA, Reid JG. Laxity of knee cruciate ligaments during pregnancy. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 26: 2–6.
74. Amidenus A. In: lib XVI,25.
75. Rosa P. A new example of rational mechanics: spondylolisthesis and childbirth by the natural route. *Bull Soc R Belge Gynecol D'obstetrique*. 1960; 31: 581–584.
76. Sentilhes L, Sénat M-V, Boulogne A-I, Deneux-Tharoux C, Fuchs F, Legendre G, et al. Shoulder dystocia: guidelines for clinical practice from the French College of Gynecologists and Obstetricians (CNGOF). *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2016; 203: 156–61.
77. Gonik B, Stringer CA, Held B. An alternate maneuver for management of shoulder dystocia. *Am J Obstet Gynecol* 1983; 145: 882–4.
78. Lazennec J-Y, Rousseau MA, Catonne Y. Réflexion autour du bassin: Biomécanique du complexe lombo-pelvi-fémoral Conséquences fonctionnelles des relations hanche-rachis. Paris: Springer; 2011. p. 1–16. Disponible sur: http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-2-8178-0220-6_1
79. Gizzo S, Di Gangi S, Noventa M, Bacile V, Zambon A, Nardelli GB. Women's choice of positions during labour: Return to the past or a modern way to give birth? A cohort study in Italy. *BioMed Res Int* 2014. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4052104/>
80. Jowitt M. *Dynamic Positions in Birth: A fresh look at how women's bodies work in labour*. Londre: Pinter & Martin Publishers; 2014. p.191.
81. Chen SZ, Aisaka K, Mori H, Kigawa T. Effects of sitting position on uterine activity during labor. *Obstet Gynecol* 1987; 69: 67–73.
82. Glass BL, Munger RE, Johnson WL. Instrument to measure tissue softness of the uterine cervix in pregnancy. *Med Res Eng* 1968; 7: 34–5.
83. Le Neindre B, Cancouët P. Données des polymères. *Tech Ing Bases Données Polymères*. 2009; base documentaire internet: TIB603DUO.(ref article : k498). Disponible sur: <https://www.techniques-ingénieur.fr/base-documentaire/materiaux-th11/bases-de-donnees-polymeres-42603210/donnees-des-polymeres-k498/>

84. Hoffman B, Schorge J, Schaffer J, Halvorson L, Bradshaw K, Cunningham F. Williams Gynecology. New York: McGraw Hill Professional; 2012.
85. Salvesen KA, Mørkved S. Randomised controlled trial of pelvic floor muscle training during pregnancy. *BMJ* 2004; 329: 378–80.
86. Agur W, Steggle P, Waterfield M, Freeman R. Does antenatal pelvic floor muscle training affect the outcome of labour? A randomised controlled trial. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 2008; 19: 85–8.
87. Bø K, Fleten C, Nystad W. Effect of antenatal pelvic floor muscle training on labor and birth. *Obstet Gynecol* 2009; 113: 1279–84.
88. Aran T, Osmanagaoglu MA, Kart C, Guven S, Sahin M, Unsal MA. Failed labor induction in nulliparous women at term: the role of pelvic floor muscle strength. *Int Urogynecology J* 2012; 23: 1105–10.
89. Dias LAR, Driusso P, Aita DLCC, Quintana SM, Bø K, Ferreira CHJ. Effect of pelvic floor muscle training on labour and newborn outcomes: a randomized controlled trial. *Rev Bras Fisioter* 2011; 15: 487–93.
90. Ashton-Miller JA, Delancey JOL. On the biomechanics of vaginal birth and common sequelae. *Annu Rev Biomed Eng* 2009; 11: 163–76.
91. Parente MP, Natal Jorge RM, Mascarenhas T, Silva-Filho AL. The influence of pelvic muscle activation during vaginal delivery. *Obstet Gynecol* 2010; 115: 804–8.
92. Parente MP, Natal Jorge RM, Mascarenhas T, Fernandes AA, Silva-Filho AL. Computational modeling approach to study the effects of fetal head flexion during vaginal delivery. *Am J Obstet Gynecol* 2010; 203: 217.e1-6.
93. Anim-Somuah M, Smyth RM, Jones L. Epidural versus non-epidural or no analgesia in labour. *Cochrane Database Syst Rev*. 2011; 12: CD000331.
94. Sultan P, Murphy C, Halpern S, Carvalho B. The effect of low concentrations versus high concentrations of local anesthetics for labour analgesia on obstetric and anesthetic outcomes: a meta-analysis. *Can J Anaesth J Can Anesth* 2013; 60: 840–54.
95. Rabotti C, Mischi M. Propagation of electrical activity in uterine muscle during pregnancy: a review. *Acta Physiol Oxf Engl* 2015; 213: 406–16.
96. Euliano TY, Marossero D, Nguyen MT, Euliano NR, Principe J, Edwards RK. Spatiotemporal electrohysterography patterns in normal and arrested labor. *Am J Obstet Gynecol* 2009; 200: 54.e1-7.
97. Méndez-Bauer C, Arroyo J, García Ramos C, Menéndez A, Lavilla M, Izquierdo F, et al. Effects of standing position on spontaneous uterine contractility and other aspects of labor. *J Perinat Med* 1975; 3: 89–100.

98. Steer PJ. Standards in fetal monitoring--practical requirements for uterine activity measurement and recording. *BJOG* 1993; 100 (Suppl 9): 32–6.
99. Diab A, Hassan M, Marque C, Karlsson B. Performance analysis of four nonlinearity analysis methods using a model with variable complexity and application to uterine EMG signals. *Med Eng Phys* 2014; 36: 761–7.
100. Moslem B, Khalil M, Marque C, Diab MO. Complexity analysis of the uterine electromyography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010; 2010: 2802–5.
101. Yochum M, Laforêt J, Marque C. An electro-mechanical multiscale model of uterine pregnancy contraction. *Comput Biol Med* 2016; 77: 182–94.
102. Racinet C, Brement S, Lucas C. Analyse objective des différentes positions maternelles pour l'accouchement. Dans: *Mise à jour en Gynécologie et Obstétrique* [Internet]. Collège National des Gynécologues Obstétriciens Français. Paris: Vigot; 2008. p. 83–100. Disponible sur: http://www.cngof.asso.fr/d_livres/2008_GO_083_racinet.pdf
103. Weinstein L. Laborist to Obstetrician/Gynecologist-Hospitalist: An Evolution or a Revolution? *Obstet Gynecol Clin North Am* 2015; 42: 415–417.
104. Gold EM. “Pelvic drive” in obstetrics: an x-ray study of 100 cases. *Am J Obstet Gynecol* 1950; 59: 890–896.
105. Hainaut J, Rosa P. Example of rational mechanics applied to obstetrics. *Bull Fed Soc Gynecol Obstet Lang Fr* 1952; 4: 659–663.
106. Gachon B, Desseauve D, Fradet L, Decatoire A, Lacouture P, Pierre F, et al. Modification de la statique pelvienne et de la laxité ligamentaire pendant la grossesse et le post-partum. *Revue de la littérature et perspectives. Prog Urol* 2016; 26: 385–94.
107. Bamberg C, Rademacher G, Güttler F, Teichgräber U, Cremer M, Bühner C, et al. Human birth observed in real-time open magnetic resonance imaging. *Am J Obstet Gynecol* 2012; 206: 505.e1–6.
108. Nizard J, Haberman S, Paltieli Y, Gonen R, Ohel G, Le Bourthe Y, et al. Determination of fetal head station and position during labor: a new technique that combines ultrasound and a position-tracking system. *Am J Obstet Gynecol* 2009; 200: 404.e1-5.
109. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bull World Health Organ* 2001; 79: 373–4.
110. Rettig O, Krautwurst B, Maier MW, Wolf SI. Definition of anatomical zero positions for assessing shoulder pose with 3D motion capture during bilateral abduction of the arms. *BMC Musculoskelet Disord* 2015; 16: 383.
111. Lee J-G, Jung S-J, Lee H-J, Seo J-H, Choi Y-J, Bae H-S, et al. Quantitative anatomical analysis of facial expression using a 3D motion capture system: Application to cosmetic surgery and facial recognition technology. *Clin Anat* 2015; 28: 735–44.

112. Burger B, Thompson MR, Luck G, Saarikallio SH, Toiviainen P. Hunting for the beat in the body: on period and phase locking in music-induced movement. *Front Hum Neurosci* 2014; 8: 903.
113. Luc-Harkey BA, Harkey MS, Stanley LE, Blackburn JT, Padua DA, Pietrosimone B. Sagittal plane kinematics predict kinetics during walking gait in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech* 2016; 39: 9–13.
114. Arnold JB, Mackintosh S, Jones S, Thewlis D. Differences in foot kinematics between young and older adults during walking. *Gait Posture* 2014; 39: 689–94.
115. Kwon JW, Son SM, Lee NK. Changes of kinematic parameters of lower extremities with gait speed: a 3D motion analysis study. *J Phys Ther Sci* 2015; 27: 477–9.
116. Liew BXW, Morris S, Robinson MA, Netto K. Performance of a lateral pelvic cluster technical system in evaluating running kinematics. *J Biomech* 2016; 49: 1989–93.
117. Betsch M, Wehrle R, Dor L, Rapp W, Jungbluth P, Hakimi M, et al. Spinal posture and pelvic position during pregnancy: a prospective rasterstereographic pilot study. *Eur Spine J* 2015; 24: 1282–8.
118. Gutierrez EM, Alm M, Hultling C, Saraste H. Measuring seating pressure, area, and asymmetry in persons with spinal cord injury. *Eur Spine J* 2004; 13: 374–9.
119. Wunderlich M, Rütther T, Essfeld D, Erren TC, Piekarski C, Leyk D. A new approach to assess movements and isometric postures of spine and trunk at the workplace. *Eur Spine J* 2011; 20: 1393–402.
120. Vogt L, Pfeifer K, Portscher M, Banzer W. Lumbar corsets: their effect on three-dimensional kinematics of the pelvis. *J Rehabil Res Dev* 2000; 37: 495–9.
121. Levine D, Colston MA, Whittle MW, Pharo EC, Marcellin-Little DJ. Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. *J Athl Train* 2007; 42: 29–34.
122. Babai E, Khodamoradi A, Mosavi Z, Bahari S. An innovative software method for measuring lumbar lordosis. *Ann Biol Res* 2012; 3: 204–213.
123. Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J* 2002; 11: 80–87.
124. Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, Taylor WR. Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion. *Eur Spine J* 2012; 21: 2170–80.
125. Rohlmann A, Consmüller T, Dreischarf M, Bashkuev M, Disch A, Pries E, et al. Measurement of the number of lumbar spinal movements in the sagittal plane in a 24-hour period. *Eur Spine J* 2014; 23: 2375–84.

126. Druschel C, Schaser K-D, Rohlmann A, Pirvu T, Disch AC. Prospective quantitative assessment of spinal range of motion before and after minimally invasive surgical treatment of vertebral body fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 2014; 134: 1083–91.
127. Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, Schmidt H, Zippelius T, Duda GN, et al. Automatic distinction of upper body motions in the main anatomical planes. *Med Eng Phys* 2014; 36: 516–21.
128. Pries E, Dreischarf M, Bashkuev M, Schmidt H. Application of a novel spinal posture and motion measurement system in active and static sitting. *Ergonomics* 2015; 58: 1605–10.
129. Consmuller T, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, Taylor WR. Velocity of lordosis angle during spinal flexion and extension. *PLoS One* 2012; 7: e50135.
130. Dreischarf M, Albiol L, Rohlmann A, Pries E, Bashkuev M, Zander T, et al. Age-related loss of lumbar spinal lordosis and mobility--a study of 323 asymptomatic volunteers. *PloS One* 2014; 9: e116186.
131. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Instr Course Lect* 1948; 5: 261–275.
132. Charlton WP, Coslett-Charlton LM, Ciccotti MG. Correlation of estradiol in pregnancy and anterior cruciate ligament laxity. *Clin Orthop* 2001; 387: 165–70.
133. Lindgren A, Kristiansson P. Finger joint laxity, number of previous pregnancies and pregnancy induced back pain in a cohort study. *BMC Pregnancy Childbirth* 2014; 14: 61.
134. Küpper JC, Loitz-Ramage B, Corr DT, Hart DA, Ronsky JL. Measuring knee joint laxity: a review of applicable models and the need for new approaches to minimize variability. *Clin Biomech* 2007; 22: 1–13.
135. Beighton P, Solomon L, Soskolne CL. Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis* 1973; 32: 413–8.
136. Beighton PH, Grahame R, Bird HA, rédacteurs. *Hypermobility of Joints*. 4th édition. Londre: Springer Science & Business Media; 2011. p. 215
137. Dietz HP, Moore KH, Steensma AB. Antenatal pelvic organ mobility is associated with delivery mode. *Aust N Z J Obstet Gynaecol* 2003; 43: 70–4.
138. Vøllestad NK, Torjesen PA, Robinson HS. Association between the serum levels of relaxin and responses to the active straight leg raise test in pregnancy. *Man Ther* 2012; 17: 225–30.
139. Schauburger CW, Rooney BL, Goldsmith L, Shenton D, Silva PD, Schaper A. Peripheral joint laxity increases in pregnancy but does not correlate with serum relaxin levels. *Am J Obstet Gynecol* 1996; 174: 667–71.

140. Marnach ML, Ramin KD, Ramsey PS, Song S-W, Stensland JJ, An K-N. Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstet Gynecol* 2003; 101: 331–5.
141. Ostgaard HC, Andersson GB, Schultz AB, Miller JA. Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy. *Spine* 1993; 18: 61–5.
142. Jobbins B, Bird HA, Wright V. A Joint Hyperextensometer for the quantification of Joint Laxity. *Eng Med* 1979; 8: 103–4.
143. Ritchie JR. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clin Obstet Gynecol* 2003; 46: 456–66.
144. Desseauve D, Gachon B, Bertherat P, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. Dans quelle position les femmes accouchent-elles en 2015? Résultats d'une étude prospective régionale multicentrique. *Gynecol Obstet Fertil* 2016; 44: 548-556
145. Pierre F. Les maternités au sein du réseau périnatal: organisation actuelle et enjeu à venir. *Naitre en France, dans Actualité et dossier en santé publique* 2007; (61/62): 53-7.
146. Direction de la Recherche des études, de l'Evaluation et des Statistiques. Les certificats de santé de l'enfant au 8ème jour (CS8); 2010. Disponible sur: http://www.data.drees.sante.gouv.fr/ReportFolders/reportFolders.aspx?IF_ActivePath=P,473,474
147. De Jonge A, Lagro-Janssen ALM. Birthing positions. A qualitative study into the views of women about various birthing positions. *J Psychosom Obstet Gynaecol* 2004; 25: 47–55.
148. Preston R. Walking epidurals for labour analgesia: do they benefit anyone? *Can J Anaesth* 2010; 57: 103–6.
149. Wilson MJA, MacArthur C, Cooper GM, Shennan A, COMET Study Group UK. Ambulation in labour and delivery mode: a randomised controlled trial of high-dose vs mobile epidural analgesia. *Anaesthesia* 2009; 64: 266–72.
150. Eldeeb AM, Hamada HA, Abdel-Aziem AA. The relationship between trunk and pelvis kinematics during pregnancy trimesters. *Acta Bioeng Biomech* 2016; 18: 79–85.
151. Desseauve D, Pierre F, Gachon B, Decatoire A, Lacouture P, Fradet L. New approaches for assessing childbirth positions. *J Gynecol Obstet Hum Reprod* 2017; 46: 189–95.
152. Vaughan CL, Davis BL, O'connor JC. Dynamics of human gait. *Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois*; 1992. Disponible sur: <http://rehab.ym.edu.tw/document/motion/GaitBook-handout.pdf>

153. Cherni Y. Evaluation de la laxité ligamentaire: application à la femme enceinte. Mémoire de Master 2 IRHPM. Université de Poitiers. 2015.
154. Winter DA. A new definition of mechanical work done in human movement. *J Appl Physiol* 1979; 46: 79–83.
155. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989; 7: 849–60.
156. Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J Pediatr Orthop* 1991; 11: 341–9.
157. Sherer DM, Abulafia O. Intrapartum assessment of fetal head engagement: comparison between transvaginal digital and transabdominal ultrasound determinations. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2003; 21: 430–6.
158. Baudelocque J-L. Principes sur l'art des accouchements, par demandes et réponses, en faveur des sages-femmes de la campagne. Paris: chez Méquignon l'ainé, Libraire de l'école de Médecine; 1787. Disponible sur:
https://books.google.ch/books?id=FtMUAAAAQAAJ&printsec=frontcover&hl=fr&source=gs_bse_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false:
159. Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, Taylor WR. Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion. *Eur Spine J* 2012; 21: 2170–2180.
160. Eshuis R, Boonzaaijer M, van Wieringen H, Pruijs JEH, Sakkera RJB. Assessment of the relationship between joint laxity and migration of the hip in children with Down syndrome. *J Child Orthop* 2012; 6: 373–7.
161. Reas DL, Nygård JF, Svensson E, Sørensen T, Sandanger I. Changes in body mass index by age, gender, and socio-economic status among a cohort of Norwegian men and women (1990–2001). *BMC Public Health* 2007; 7: 269.
162. Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SSK, Wyss UP. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *J Orthop Res* 2006; 24: 770–81.
163. Wong CA, Scavone BM, Dugan S, Smith JC, Prather H, Ganchiff JN, et al. Incidence of postpartum lumbosacral spine and lower extremity nerve injuries. *Obstet Gynecol* 2003; 101: 279–88.
164. Moraloglu O, Kansu-Celik H, Tasci Y, Karakaya BK, Yilmaz Y, Cakir E, et al. The influence of different maternal pushing positions on birth outcomes at the second stage of labor in nulliparous women. *J Matern-Fetal Neonatal Med* 2017; 30: 245–9.
165. Das De S BP, Bose K. Squatting posture in Asians and development of the inferior hip sourcil. *J Orthop Surg*. 1994; 2:33–37.

166. Klein M. Alternative Birth Positions. *Can Fam Physician*. 1988; 34: 2621–2.
167. Reid AJ, Harris NL. Alternative Birth Positions. *Can Fam Physician* 1988; 34: 1993–8.
168. Sakakibara R, Tsunoyama K, Hosoi H, Takahashi O, Sugiyama M, Kishi M, et al. Influence of Body Position on Defecation in Humans. *Low Urin Tract Symptoms* 2010; 2: 16–21.
169. Gherman RB, Chauhan S, Ouzounian JG, Lerner H, Gonik B, Goodwin TM. Shoulder dystocia: The unpreventable obstetric emergency with empiric management guidelines. *Am J Obstet Gynecol*. 2006; 195: 657–72.
170. Shoulder Dystocia (Green-top Guideline No. 42) [Internet]. Royal College of Obstetricians and Gynecologists. Disponible sur: <https://www.rcog.org.uk/en/guidelines-research-services/guidelines/gtg42/>
171. Enekwe A, Rothmund R, Uhl B. Abdominal Access for Shoulder Dystocia as a Last Resort – a Case Report. *Geburtshilfe Frauenheilkd* 2012; 72: 634–8.
172. Spain JE, Frey HA, Tuuli MG, Colvin R, Macones GA, Cahill AG. Neonatal morbidity associated with shoulder dystocia maneuvers. *Am J Obstet Gynecol*. 2015; 212: 353.e1-5.
173. Gachon B, Desseauve D, Fritel X, Pierre F. Is fetal manipulation during shoulder dystocia management associated with severe maternal and neonatal morbidities? *Arch Gynecol Obstet* 2016; 294: 505-9.
174. Palatnik A, Grobman WA, Hellendag MG, Janetos TM, Gossett DR, Miller ES. Predictors of shoulder dystocia at the time of operative vaginal delivery. *Am J Obstet Gynecol* 2016; 215: 624.e1-624.e5.
175. Melhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS™ biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop*. 2016; 10: 1–14.
176. Illés T, Somoskeöy S. The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *Int Orthop*. 2012; 36: 1325–31.
177. Lepage J, Jayyosi C, Lecomte-Grosbras P, Brieu M, Duriez C, Cosson M, et al. Biomechanical pregnant pelvic system model and numerical simulation of childbirth: impact of delivery on the uterosacral ligaments, preliminary results. *Int Urogynecology J* 2015; 26: 497–504.
178. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Pua Y-H, McGaw R, Heywood S, et al. Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. *J Biomech* 2015; 48: 2166–70.
179. Springer S, Yogeve Seligmann G. Validity of the Kinect for Gait Assessment: A Focused Review. *Sensors* 2016; 16: 194.

180. Dolatabadi E, Taati B, Mihailidis A. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters. *Med Eng Phys* 2016; 38: 952–8.
181. Geerse DJ, Coolen BH, Roerdink M. Kinematic Validation of a Multi-Kinect v2 Instrumented 10-Meter Walkway for Quantitative Gait Assessments. *PLoS One*; 10: e0139913 disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4603795/>
182. McDonald SC, Brooker G, Phipps H, Hyett J. The identification and tracking of uterine contractions using template based cross-correlation. *Ann Biomed Eng* 2017; doi: 10.1007/s10439-017-1873-x
183. Vasak B, Graatsma EM, Hekman-Drost E, Eijkemans MJ, Schagen van Leeuwen JH, Visser GHA, et al. Identification of first-stage labor arrest by electromyography in term nulliparous women after induction of labor. *Acta Obstet Gynecol Scand* 2017; 96: 868–76.
184. Batista AG, Najdi S, Godinho DM, Martins C, Serrano FC, Ortigueira MD, et al. A multichannel time-frequency and multi-wavelet toolbox for uterine electromyography processing and visualisation. *Comput Biol Med* 2016; 76: 178–91.
185. Gennisson J-L, Muller M, Gabor P, Frydman R, Musset D, Tanter M, et al. Quantification of elasticity changes in the myometrium during labor using Supersonic Shear Imaging: a feasibility study. *Ultrasonics* 2015; 56: 183–8.
186. Vitner D, Paltieli Y, Haberman S, Gonen R, Ville Y, Nizard J. Prospective multicenter study of ultrasound-based measurements of fetal head station and position throughout labor. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2015; 46: 611–615.
187. Arthuis CJ, Perrotin F, Patat F, Brunereau L, Simon EG. Computed tomographic study of anatomical relationship between pubic symphysis and ischial spines to improve interpretation of intrapartum translabial ultrasound. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2016; 48: 779–85.

ANNEXES

ANNEXE 1: AETIUS AMIDENUS: TEXTE ORIGINAL ET TRADUCTION (P. LUCCIONI, LABORATOIRE HISOMA-UNIVERSITÉ JEAN MOULIN LYON 3).

Aetius Amidenus lib. XVI, 25.

(le médecin doit poser un certain nombre de questions à la sage-femme en cas d'accouchement difficile)

Ταῦτα πάντα ἐπανερωτᾶν χρῆ τὸν ἰατρὸν τὴν μαίαν ἐπὶ δυστοκούσης γυναικὸς, καὶ μήτε εὐθέως ἐγχειρεῖν τῇ χειρουργίᾳ μήτε μὴν ἐπὶ πολὺ συγχωρεῖν τῇ μαίᾳ διασπαράττειν τὴν μήτραν. Εἰ μὲν οὖν διὰ τὸ κοίλην ἔχειν τὴν ὀσφῦν τὴν τίκτουσαν ἢ δυστοκία γίγνοιτο, σχηματίζειν αὐτὴν χρῆ ἐπὶ τὰ γόνατα, ἵνα ἢ ὑστέρα μεταπεσοῦσα εἰς τὸν κατὰ τὸ ἐπιγάστριον τόπον κατ' εὐθὺ σχηματισθῇ τῷ τραχήλῳ, ὁμοίως δὲ καὶ τὰς πιμελώδεις καὶ κατασάρκους σχηματιστέον. Εἰ δὲ τὸ (65) στόμιον τῆς ὑστέρας μέμυκεν, τοῖς λιπάσμασι μαλάσσειν καὶ ἀναχαλᾶν.

Voilà donc les questions qu'il faut que médecin pose à la la sage-femme dans le cas d'une femme dont l'accouchement pose problème ; il ne faut pas entreprendre de chirurgie ni laisser la sage-femme déchirer la matrice. Si les problèmes arrivent à cause du fait que la parturiente a les lombaires creuses, il faut la placer sur les genoux, afin que l'utérus tombant vers la région de la cavité péritonéale (?) se trouve placé tout droit en face du col ; il faut placer de la même façon les femmes grasses ou bien en chair. Si l'orifice du col est fermé, il faut le ramollir et le relâcher grâce aux produits gras.

Λίθου δὲ αἰτίου ὄντος τῆς δυστοκίας, διώσασθαι χρῆ τὸν λίθον καθετήρι ἐκ τοῦ τραχήλου τῆς κύστεως· εἰ δὲ πεπληρωμένη οὖρου ἢ κύστις ἦ, κομιστέον καὶ τὸ οὖρον διὰ τοῦ καθετήρος. Εἰ δὲ ἐν τῷ ἀπευθυμένῳ περιττώματα εἴη, κλυστήρι (70) κενωτέον, εἰ δὲ διὰ φλεγμονὴν ἢ ἔλκος ἢ οἰδήμα ἢ σκληρίαν ἢ τι τῶν παραπλησίων δυστοκοῦσι, τῶν ἐνοχλούντων παθῶν ἐπιμελητέον. Εἰ δὲ διὰ σαρκὸς ἐπίφυσιν κατὰ τοῦ τραχήλου τῆς μήτρας ἢ χιτῶνος ἐπίφυσιν ὡς ἐπὶ τῶν ἀτρήτων γυναικῶν, ἀφαιρεῖν χρῆ τὰ παρεμποδῶν γινόμενα.

Si c'est une pierre qui est cause du problème (d'accouchement), il faut pousser la pierre avec un cathéter en dehors du conduit de la vessie. Si la vessie est pleine d'urine, il faut évacuer également l'urine grâce au cathéter. S'il y a des excréments dans le rectum, il faut le vider grâce à un cathéter ; si le problème est dû à une inflammation ou à un oedème, à une induration, ou à quelque chose de semblable, il faut s'occuper des pathologies qui causent la gêne. Si c'est à cause d'une excroissance de chair dans le col de la matrice ou d'une excroissance membraneuse – comme dans le cas des femmes dont l'hymen persiste –, il faut enlever ce qui cause cet embarras.

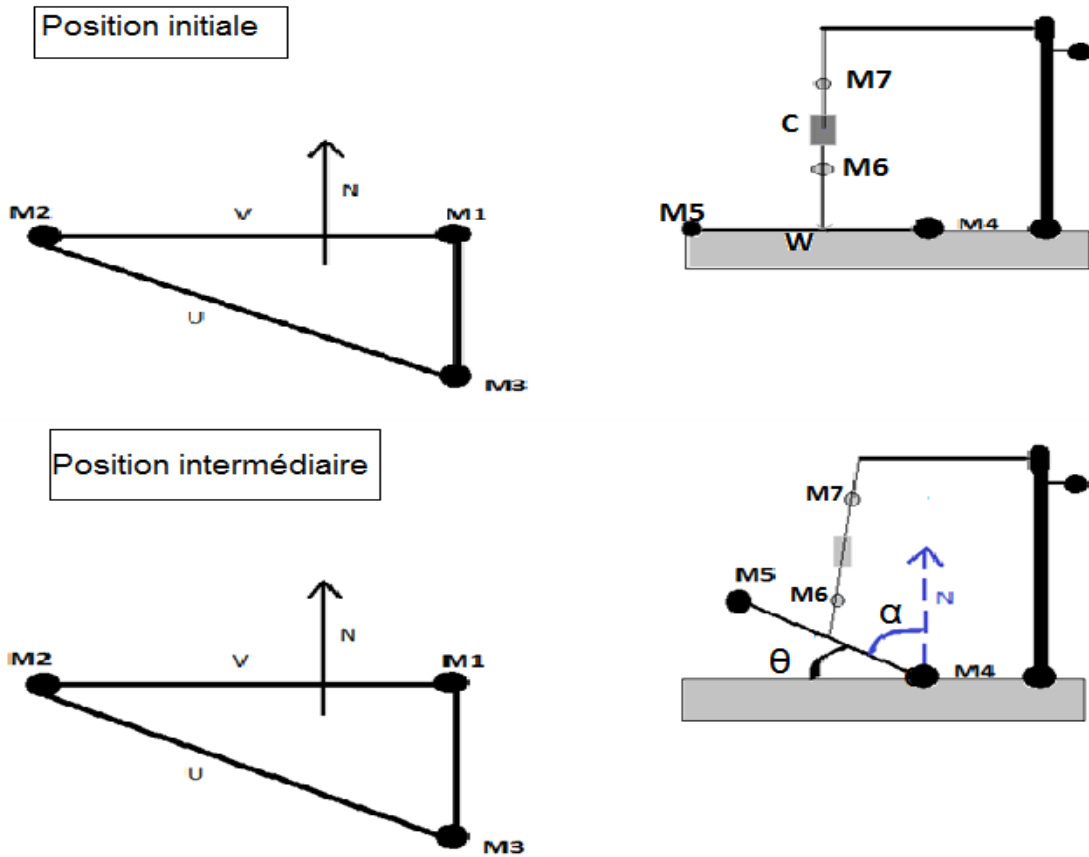
Εἰ δὲ ὁ τοῦ προορήγματος (75) χιτῶν στερεὸς ἐστί, διαιρετέον αὐτόν. Ἐφ' ὧν δὲ πρὸ τοῦ δέοντος καιροῦ συρραγέντος τοῦ περιέχοντος τὸ ὑγρὸν χιτῶνος, ἔκκρισις γέγονε τῶν ἠθροισμένων ὑγρῶν καὶ ξηρότεροι ἔμειναν οἱ τόποι, ἐγχυματίζειν χρῆ ὧν τοῖς λευκοῖς σὺν μαλάχης ἢ τήλεως ἀφεψήματι διηθημένῳ ἢ πιτσάνης χυλῷ χλιαρῷ. Εἰ δὲ διὰ τὴν (80)

μικρότητα τῆς μήτρας γένηται, λιπαίνειν τοὺς τόπους καὶ θάλπειν καὶ τοῖς δακτύλοις ἐπιδιύσταν τὸ στόμα τῆς μήτρας, βιαίτερόν τε ἔλκειν τὸ ἔμβρυον· μὴ ὑπακούοντος δὲ τοῦ τόκου, ἔμβρυοτομεῖν.

Si la membrane du sac amniotique est dure, il faut la fendre. Chez celles chez qui la membrane contenant le liquide se déchire avant le moment opportun, et chez qui les eaux qui étaient contenues s'écoulaient et cette partie (du corps) demeure sèche, il faut la baigner avec des blancs d'oeufs accompagnés de mauve, ou de la décoction de fenugrec ou du jus clair de « ptisanè ». Si cela [quoi?] arrive à cause de la petite taille de la matrice, il faut oindre la partie à l'aide d'un corps gras, tiédir et écarter avec les doigts l'orifice de la matrice, puis tirer violemment sur le foetus ; s'il ne cède pas (à la traction), il faut le découper.

ANNEXE 2: MÉTHODE DE CALCUL DE L'ANGLE DE L'ARTICULATION MÉTACARPOPHALANGIENNE À L'AIDE DE L'EXTENSOMÈTRE

FIGURE 48: REPRESENTATION THEORIQUE SIMPLIFIEE DE L'EXTENSOMETRE



Légende: (M1, M2 et M3) sont les marqueurs à placés sur le plan horizontal de la table d'expérimentation. M4 et M5 sont les marqueurs posés sur le doigt. M6 et M7 des deux marqueurs sont placé de part et d'autre du capteur de force (c) permettent de préciser la direction de la force appliquée au niveau du doigt.

Sur la figure 48, les marqueurs (M1, M2 et M3) sont utilisés pour garantir l'horizontalité de la position initiale du doigt de la façon suivante:

Le vecteur \vec{U} va du point M2 au point M3 soit: $\vec{U} = \overrightarrow{M2M3} = \overrightarrow{M2M3}$

\vec{V} est un vecteur d'origine M2 et d'extrémité M1 $\vec{V} = \overrightarrow{M2M1}$: $\vec{V} = \overrightarrow{M2M1}$

\vec{N} est le vecteur normal au plan défini par les deux vecteurs \vec{U} et \vec{V} : $\vec{N} = \vec{V} \wedge \vec{U}$: $\vec{N} = \vec{V} \wedge \vec{U}$

Les marqueurs M4 et M5 sont utilisés pour définir l'angle du doigt.

Le vecteur \vec{W} a pour origine le marqueur de la base du doigt (M4) et pour extrémité le bout du support du doigt (M5): $\vec{W} = \overline{M4M5}$.

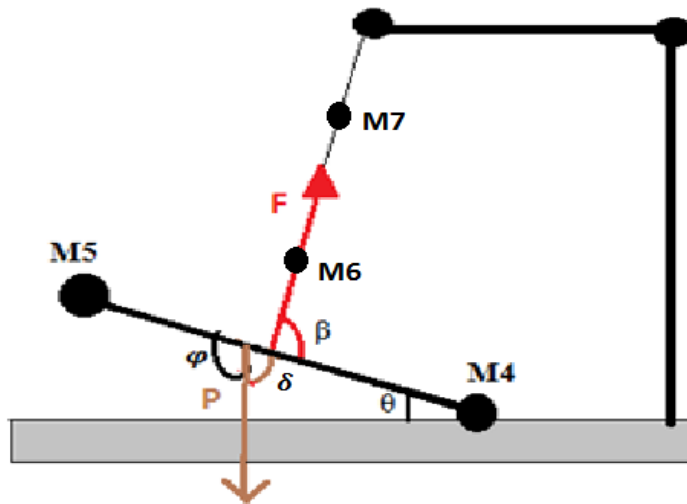
L'angle entre la verticale et le doigt est défini par:

$$\cos\alpha = \frac{\vec{W} \cdot \vec{N}}{\|\vec{W}\| \cdot \|\vec{N}\|} \text{ d'où } \alpha = \arccos\left(\frac{\vec{W} \cdot \vec{N}}{\|\vec{W}\| \cdot \|\vec{N}\|}\right)$$

On en déduit l'angle entre l'horizontale et le doigt: $\theta = \pi/2 - \alpha$

Le capteur de force (C) permet la transformation d'une information électrique en grandeur physique (la force appliquée au niveau du doigt). Il est entouré de deux marqueurs réfléchissants (M6 et M7) qui permettent de préciser la direction de cette force.

FIGURE 49: PRESENTATION DES FORCES APPLIQUEES SUR LE SYSTEME DOIGT LORS DU MOUVEMENT D'EXTENSION



Le bilan des moments qui s'exercent sur le doigt est (cf. Figure 49):

Le moment appliqué par la force \vec{F} en M4. Il est égal à:

$$\tau_E(\theta) = F * L_1 * \sin \beta$$

Avec L_1 la distance entre l'axe de l'articulation pivot M4 et le point d'application de la force F sur le support de l'index.

Le moment du poids du support et du doigt en M4. Il est égal à:

$$\tau_P(\varphi) = \|\vec{P}\| * \|\overline{M4G}\| * \sin \varphi \text{ avec G le centre de gravité de l'ensemble support+doigt.}$$

L'angle φ est égal à $\theta + \pi/2$. On peut donc aussi écrire:

$$\tau_{\vec{p}}(\theta) = \|\vec{P}\| * \|\overrightarrow{M4G}\| * \sin(\theta + \frac{\pi}{2}) = -\|\vec{P}\| * \|\overrightarrow{M4G}\| * \cos \theta$$

Le moment à l'articulation MCP est le moment que l'on cherche à obtenir.

En position statique, d'après le principe fondamental de la statique, on a:

$$\tau_E(\theta) + \tau_{\vec{p}}(\theta) + \tau_A(\theta) = 0$$

D'où:

$$\tau_A(\theta) = F * L_1 * \sin \beta - P * \|\overrightarrow{M4G}\| * \cos \theta$$

La grandeur $\|\vec{P}\| * \|\overrightarrow{M4G}\|$ correspond au moment du poids lorsque le doigt est horizontal, c'est-à-dire quand $\theta = 0$. Si on fait l'hypothèse que le moment à l'articulation est nul lorsque le doigt est en position neutre (pas de résistance des structures ligamentaires et capsulaires), on peut donc évaluer le moment du poids dans cette position horizontale. En effet, lorsque le doigt est statique et si le moment à l'articulation est nul, le moment de force exercé par l'extensomètre correspond à l'opposé du moment du poids.

$$\text{Finalement, on obtient: } \tau_A(\theta) = F * L_1 * \sin \beta - \tau_{\vec{p}}(0) * \cos \theta \quad \tau_A(\theta) = F * L_1 * \sin \beta - \tau_{\vec{p}}(0) * \cos \theta$$

ANNEXE 3: FICHE TECHNIQUE DÉCRIVANT LE PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Check-List : MANIPULATION

Nom : **Prénom**

- | | | | |
|-------------------------------------|----------------|--------------|--------------------------|
| 1. Extensométrie : | | | <input type="checkbox"/> |
| 2. Étapes de Calibration EPIONICS : | | | <input type="checkbox"/> |
| 3. Score de Beighton | | | <input type="checkbox"/> |
| 4. Manipulation sur table : | | | |
| - | Abduction 0° | Flexion 0° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 30 ° | Flexion 30° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 30° | Flexion 60° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 30° | Flexion 90° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 30° | Flexion 110° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 30° | Flexion Max | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 50° | Flexion 90° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 50° | Flexion 110° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 50° | Flexion Max | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 70° | Flexion 90° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 70° | Flexion 110° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 70° | Flexion Max | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction Max | Flexion 90° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction Max | Flexion 110° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction Max | Flexion Max | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 50° | Flexion 30° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 50° | Flexion 60° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 70° | Flexion 30° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction 70° | Flexion 60° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction Max | Flexion 30° | <input type="checkbox"/> |
| - | Abduction Max | Flexion 60° | <input type="checkbox"/> |

ANNEXE 4: ESTIMATION DU PLAN DU DETROIT SUPERIEUR PAR DES MARQUEURS EXTERNES

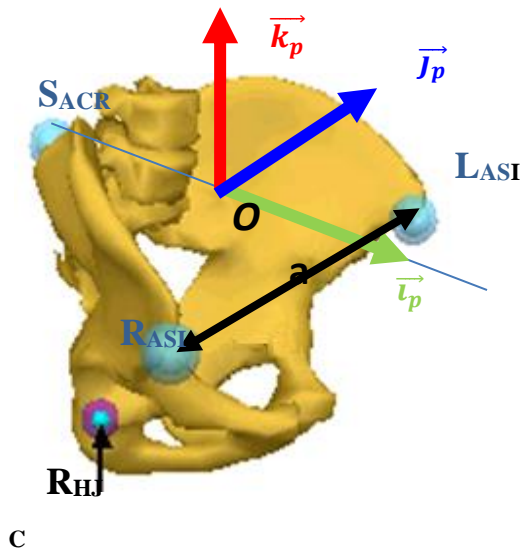
Dès la conception de l'étude, la question de la position du plan du détroit supérieur (DS) s'est posée. En utilisant un système optoélectronique, seuls des repères anatomiques accessibles en externe peuvent en effet être mesurés alors que le plan du détroit supérieur est défini par des repères anatomiques internes (promontoire du sacrum, bord postéro supérieur de la symphyse pubienne, etc.).

Une première analyse a cherché à établir une équation de régression permettant de prédire la position du plan du détroit supérieur à partir de dimensions du bassin et de points anatomiques externes.

Une seconde analyse a proposé de mesurer par pelvimétrie l'angle moyen existant entre le plan du détroit supérieur et le plan du bassin.

ETUDE 1: RECHERCHE D'UNE EQUATION DE REGRESSION

FIGURE 50: EXEMPLE DE LA DÉFINITION DE LA POSITION DES CENTRES ARTICULAIRES DE LA HANCHE PAR MÉTHODE PRÉDICTIVE PROPOSÉE PAR VAUGHAN ET COLL (152)



Modèle de Vaughan et coll. (1992)

HJC: centre articulaire des hanches

S: position du sacrum

a: distance inter-épine iliaque antéro-supérieure

Op: centre du repère du bassin Rp (\vec{i}_p , \vec{j}_p , \vec{k}_p)

$$\vec{j}_p = \frac{\overrightarrow{R_{ASI}L_{ASI}}}{\|\overrightarrow{R_{ASI}L_{ASI}}\|}$$

$$\vec{k}_p = \frac{\overrightarrow{R_{ASI}L_{ASI}} \wedge \overrightarrow{R_{ASI}S_{ACR}}}{\|\overrightarrow{R_{ASI}L_{ASI}}\| \times \|\overrightarrow{R_{ASI}S_{ACR}}\|}$$

$$\vec{i}_p = \vec{j}_p \wedge \vec{k}_p$$

Relation établissant la position des centres articulaires des hanches dans le repère du bassin Rp:

$$\overrightarrow{O_p H_r} = \overrightarrow{O_p S} + 0.598 * a * \vec{i}_p \pm 0.344 * a * \vec{j}_p - 0.290 * a * \vec{k}_p$$

Comme évoqué précédemment, l'objectif de cette première étude était de définir une relation entre des dimensions et positions de points anatomiques externes et la position du plan du détroit supérieur. Cette méthode, appelée méthode prédictive, reste très utilisée en analyse du mouvement humain. Elle propose, par exemple d'estimer la position d'un centre

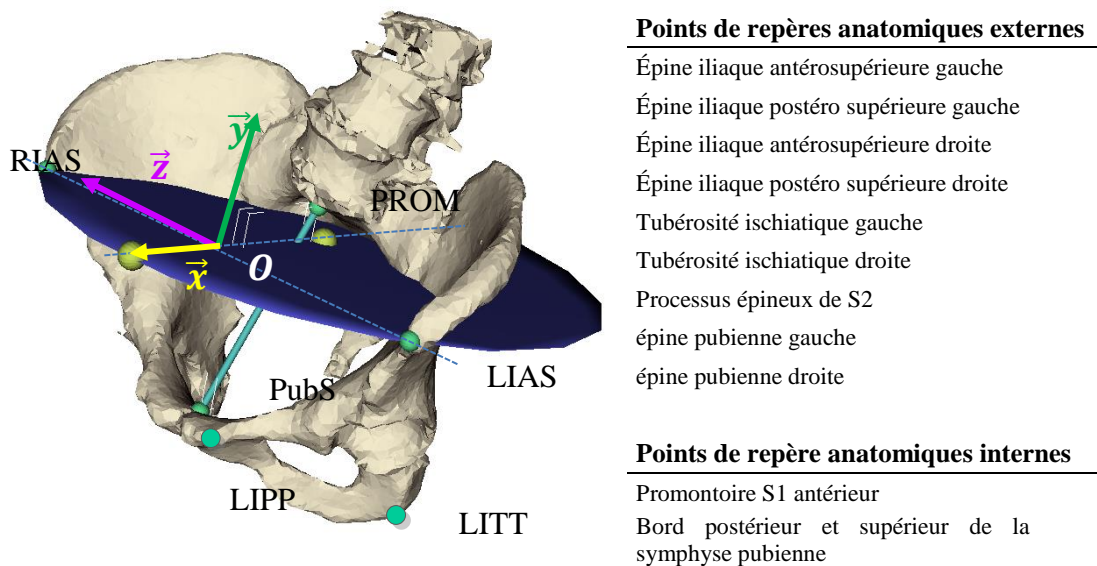
articulaire (hanche, épaule, etc.) dans un repère local lié au segment à partir de dimensions du segment considéré. Ceci est illustré par la figure 50 pour le centre articulaire de la hanche.

Cette étude a été effectuée en collaboration avec le laboratoire d'Anatomie, de Biomécanique et d'Organogénèse de l'Université Libre de Bruxelles.

MATERIEL ET METHODE

Vingt-deux bassins de femmes ont été numérisés par le laboratoire d'Anatomie, de Biomécanique et d'Organogénèse de l'Université Libre de Bruxelles. Ces 22 bassins correspondaient à des dons faits à l'Université Libre de Bruxelles.

FIGURE 51: POINTS DE REPERES ANATOMIQUES UTILISES POUR CETTE ETUDE



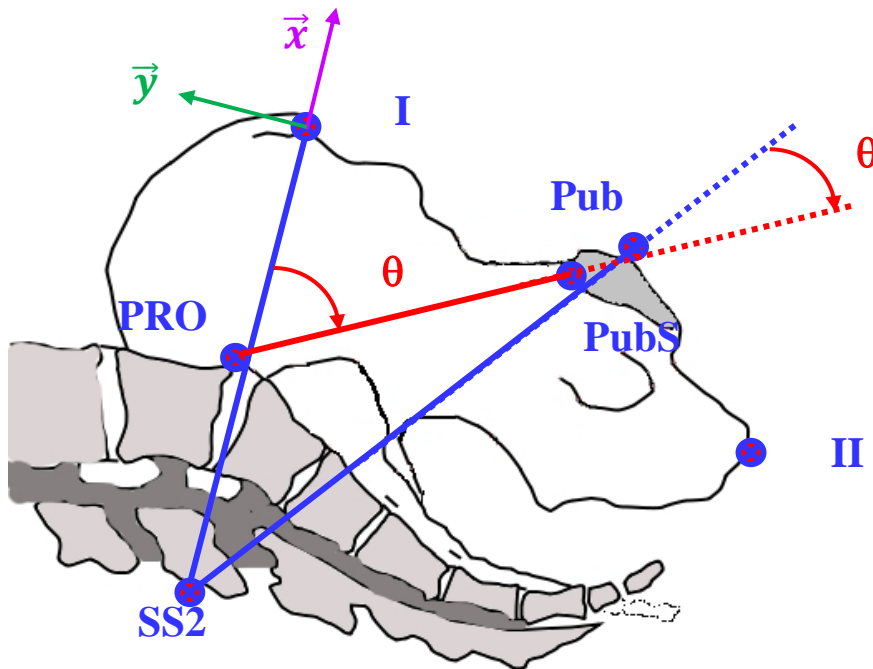
Sur ces bassins numérisés, différents points de repère anatomiques étaient localisés (cf. Figure 51). La position de ces points était alors définie dans le repère du bassin. Pour ce repère du bassin, l'axe Z était l'axe médio-latéral passant par les épines iliaques antérosupérieures, l'axe Y était l'axe perpendiculaire au plan formé par les deux épines iliaques antérosupérieures et le milieu des deux épines postéro supérieures, l'axe X était l'axe antéro-postérieur perpendiculaire aux deux autres. O, le centre de ce repère du bassin, était situé au milieu des deux épines iliaques antérosupérieures.

Parmi les différents points anatomiques identifiables, 9 qui pouvaient être accessibles par mesures externes ont été utilisées par la suite ainsi que deux permettant de définir le plan

du détroit supérieur. Ces différents points de repères anatomiques sont présentés par la figure 70.

III.5.1.1 DEFINITION DES VARIABLES DEPENDANTES A DEFINIR PAR UNE REGRESSION:

FIGURE 52: PLANS ET ANGLES UTILISES POUR LA RECHERCHE DE RELATION



Ici, il était recherché comment obtenir le plan du détroit supérieur à partir de plans définissables par des points de repères anatomiques externes (cf. Figure 52).

Le premier plan testé pour définir le plan du détroit supérieur était le plan du bassin, à savoir le plan contenant les deux épines iliaques antérosupérieures et le processus épineux de S2.

L'angle θ_1 permettant de retrouver le détroit supérieur à partir de ce plan était donc défini par la relation:

$$\theta_1 = \arccos\left(\frac{\overrightarrow{PROMPUBS} \cdot \overrightarrow{SS2PUBE}}{\|\overrightarrow{PROMPUBS}\| \times \|\overrightarrow{SS2PUBE}\|}\right)$$

Le deuxième plan testé pour définir le plan du détroit supérieur était le plan sagittal (perpendiculaire à \vec{z}) passant par le sacrum et PubE (le milieu des épines pubiennes gauche et droite). L'angle θ_2 permettant de retrouver le détroit supérieur à partir de ce plan était donc défini par la relation:

$$\theta_2 = \arccos\left(\frac{\overrightarrow{P_{ROM}P_{UBS}} \cdot \overrightarrow{S_{S2}P_{UBE}}}{\|\overrightarrow{P_{ROM}P_{UBS}}\| \times \|\overrightarrow{S_{S2}P_{UBE}}\|}\right)$$

Ces deux angles sont représentés sur la Figure 71.

Des équations de régression ont été établies pour tenter de définir quatre variables dépendantes: θ_1 , θ_2 , $\tan\theta_1$ et $\tan\theta_2$. En effet, il nous paraissait plus pertinent d'un point de vue mathématique que ce soient les tangentes, et non les angles directement, qui puissent être prédits par une régression.

III.5.1.2 RECHERCHE DE REGRESSIONS LINEAIRES

Les variables indépendantes de ces équations de régression correspondaient aux coordonnées des repères anatomiques externes ou à des distances entre ces repères. Ces variables indépendantes sont présentées dans le tableau 24.

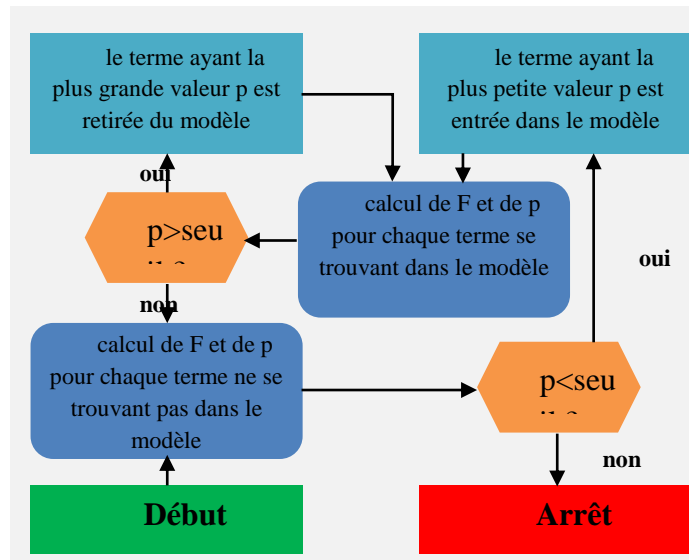
Pour prédire θ_1 et θ_2 , un modèle linéaire multiple de degré 1 avec interaction a été testé. Les paramètres de l'équation étaient obtenus par la méthode des moindres carrés.

Pour sélectionner l'équation de régression la plus pertinente, la méthode de régression pas-à-pas (stepwise) ascendante. La figure 53 illustre comment cette méthode permet de créer le modèle linéaire. Le seuil utilisé lors de la procédure d'élimination de variables était de 0.05. Pour la procédure d'introduction de variables, deux seuils ont été testés: 0.025 et 0.1. Ce seuil permet en effet d'être plus restrictif quant au nombre de variables à introduire dans le modèle.

TABLEAU 24: DEFINITION DES VARIABLES INDEPENDANTES.

nom variable	calcul	représentation
x1	Z(LIAS-RIAS)	distance inter-épinos iliaques antéro-sup.
x2	Z(LIPS-RIPS)	distance inter-épinos iliaques postéro-sup.
x3	0.5*(X(LIPS)+X(RIPS))	distance épinos iliaques postéro-sup./antéro-sup.
x4	0.5*(X(LIPP)+X(RIPP))	profondeur pubis/épinos iliaques antéro-sup.
x5	0.5*(Y(LIPP)+Y(RIPP))	hauteur pubis/épinos iliaques antéro-sup.
x6	0.5*(Y(LIIT)+Y(RIIT))	hauteur tub. ischia./épinos iliaques antéro-sup.
x7	X(SS2)	profondeur sacrum/épinos iliaques antéro-sup.
x8	Y(SS2)	hauteur sacrum/épinos iliaques antéro-sup.

FIGURE 53: ALGORITHME DE LA METHODE DE REGRESSION PAS A PAS: UN TEST DE FISHER EST REALISE POUR TESTER SI UN TERME DU MODELE DOIT ETRE AJOUTE OU SUPPRIME.



III.5.1.3 RECHERCHE DE REGRESSIONS NON-LINEAIRES

Pour $\tan\theta_1$ et $\tan\theta_2$, des modèles non-linéaires ont été testés. Les modèles étaient de la forme: $\tan\theta_1 = b_0 + b_1 * \frac{x_i}{x_j}$

Les variables indépendantes x_i correspondaient aux valeurs relatives à la hauteur du bassin (soient les variables x_5 , x_6 et x_8) tandis que les variables indépendantes x_j correspondaient aux valeurs relatives à la profondeur du bassin (soient les variables x_3 , x_4 et x_7) (cf. Tableau 24).

Là encore, les paramètres de l'équation étaient obtenus par la méthode des moindres carrés.

III.5.1.4 EVALUATION DES MODELES

Trois paramètres étaient calculés pour évaluer les modèles: la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE); le coefficient de détermination (R^2); ainsi que la significativité du test de Fisher (p).

RESULTATS

III.5.1.5 REGRESSION OBTENUE POUR θ_1

Les régressions obtenues pour θ_1 sont présentées dans le tableau XXX. Dans ces équations, la distance entre les épines iliaques postéro supérieures (x_2) et la profondeur pubis/épines iliaques antéro-supérieur (x_4) apparaissent dans les deux équations obtenues.

Les deux régressions obtenues sont statistiquement significatives ($p < 0.0001$). Le R^2 ajusté augmente de 0.659 à 0.741 entre la première et la deuxième régression obtenue.

Seuil d'introduction	Equation	RMSE	R ²	p
0.01	$\theta_1 = 74.315 + 0.161*x_2 - 0.47208*x_4$	3.66	0.69	p<0.0001
0.025	$\theta_1 = 82.972 + 0.15544*x_2 - 0.016476*x_4*x_6$	3.19	0.79	p<0.0001

III.5.1.6 REGRESSION OBTENUE POUR θ_2

La régression obtenue pour θ_2 est présentée dans le tableau XXX. Ici, seule la distance entre les épines iliaques postéro supérieures (x_2) intervient. Le fait d'être plus tolérant sur le seuil d'introduction ne fait pas apparaître de nouveau terme dans l'équation.

Si la régression est significative (p=0.0195), elle peut être considérée comme faible. En effet, le R² ajusté est seulement de 0.206.

Seuil d'introduction	Equation	RMSE	R ²	p
0.01	$\theta_1 = 42.455 + 0.17694*x_2$	3.97	0.244	P=0.0195
0.025	$\theta_1 = 42.455 + 0.17694*x_2$	3.97	0.244	P=0.0195

III.5.1.7 REGRESSION OBTENUE POUR TAN θ_1 ET TAN θ_2

Quelle que soit le modèle testé, la régression proposée n'était jamais significative (p>0.786 au minimum) que ce soit pour tan θ_1 ou pour tan θ_2 . La RMSE était supérieure à 2.58 tandis que le coefficient de détermination R² était inférieur à 0.056.

ETUDE 2: ANGLE MOYEN PLAN DU DETROIT SUPERIEUR/PLAN DU BASSIN PAR RADIOPELVIMETRIE

Etude préliminaire présentée aux Journées de Recherche en Gynécologie Obstétrique, Paris 2015: Etude de la corrélation clinico-radiologique des plans du détroit supérieur et perspectives pour une application clinique A. Derrien, D. Desseauve, M. Verdier, L. Fradet P. Lacouture, F. Pierre. Cette étude a été complétée dans le cadre d'un travail de mémoire de diplôme inter-universitaire en mécanique obstétricale par Martin Merouze.

La mise en évidence d'une équation de régression n'ayant pas été satisfaisante, la première étude a été complétée par de la radiopelvimétrie sur femme enceinte. La confrontation radio-clinique de cette estimation n'ayant pas été faite à notre connaissance, nous avons voulu comparer l'estimation du plan du détroit supérieur qui est faite à l'aide de marqueurs externes à celle mesurée radiologiquement afin d'estimer l'erreur de mesure systématique potentielle que nous faisons dans l'estimation du plan du détroit supérieur dans notre étude.

La technique utilisée pour repérer le détroit supérieur de façon externe a été décrite la première fois par Sherer et al (157) et utilisée lors d'étude qui nécessitait une estimation de la position du plan du détroit supérieur (108).

MATERIEL ET METHODE

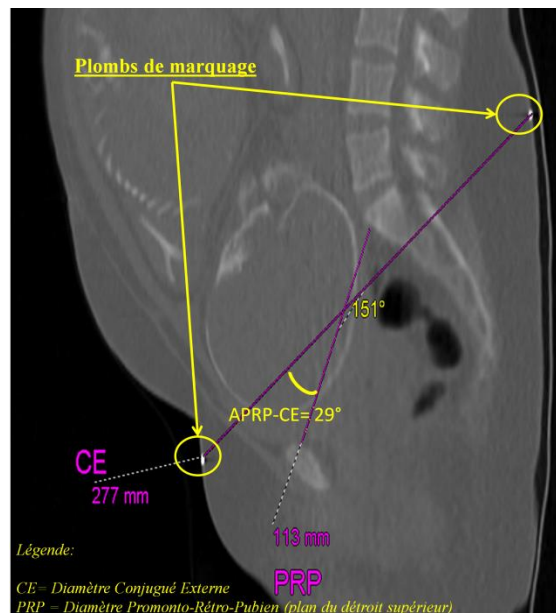
Cette étude observationnelle prospective a été réalisée au sein du département de gynécologie-obstétrique du CHU de Poitiers. Il a été proposé aux femmes ayant une indication de radiopelvimétrie (en pratique présentation du siège à terme ou grossesse gémellaire) de disposer des plombs de marquage sur la peau avant l'examen en lieu et place des marqueurs habituellement utilisés lors des expérimentations.

Un axe est défini par le repère qui est placé au sommet de la symphyse pubienne et le sacrum. Cet axe défini le conjugué externe est approximation externe de l'axe qui passe par le plan du détroit supérieur. Comme nous l'avons vu ce diamètre obstétrical est légèrement différent de celui qui avait été décrit par Baudelocque et qui porte son nom, le conjugué externe de Baudelocque étant celui qui passe par le sommet de la symphyse pubienne et par l'apophyse de la 5^{ème} épineuse lombaire (158).

Lors de la radio-pelvimétrie, les paramètres suivant ont été mesurés en post-acquisition (Cf. Figure 54):

- Diamètre promonto-rétro-pubien (PRP)
- Diamètre transverse médian (TM)
- Diamètre bi-ischiatique (BI)
- Index de Magnin (PRP+TM)
- Angle (APRP-CE) entre le PRP et le plan défini par le conjugué externe (CE)

FIGURE 54: MESURE DE L'ANGLE ENTRE LE CONJUGUE EXTERNE CE ET LE PLAN DU DETROIT SUPERIEUR RADIOLOGIQUE (PRP):



Cette procédure n'a pas nécessité d'exposition supplémentaire au rayon X. Il a seulement été demandé quelques minutes de plus à la patiente avant l'examen pour positionner les plombs.

Cette étude a été menée indépendamment avec des femmes différentes de l'étude biomécanique précédemment présentée. Les moyennes des différents paramètres sont représentées avec leur écart-type et leur intervalle de confiance à 95%. Cette estimation a été réalisée avec le logiciel Stata V14 (Stata Corp, College Station, TX, USA).

RESULTATS

Quinze femmes ont participé à cette investigation. Leur âge moyen était de 31,2 ans IC95% [29.3-32.3], le terme moyen lors de l'investigation était de 36 SA IC95% [33.6-38.2].

Le IMC moyen était de 27 kg.m⁻² IC95% [25-29].

Les résultats radiopelvométriques sont présentés dans le tableau 25.

TABLEAU 25: RESULTATS RADIOPELVOMETRIQUE (MOYENNE ARITHMETIQUE, ECART-TYPE ET INTERVALLE DE CONFIANCE A 95%)

	[IC 95%]	ET
PRP	117,8 [111,6-123,9]	2,8
TM	120,5 [115,9-125,1]	2,1
BI	104,5[100,0-109,0]	2,1
Indice de Magnin (PRP+TM)	238,2 [228,9-247,5]	4,3
APRP-CE	37,1 [34,1-40,0]	1,9

L'angle moyen entre le conjugué externe et le plan du détroit supérieur est donc de 37.1 °.

ANNEXE 5: MÉTHODOLOGIE EMPLOYÉE POUR LE RE-CALCULE DE LA POSITION DES MARQUEURS OCCULTÉS ET ESTIMATION DE L'ERREUR ENGENDRÉE

PROBLEMATIQUE

Certains marqueurs situés sur le dos (C7, T10) sont nécessaires aux calculs de certains paramètres. Seulement, ces capteurs ne sont pas visibles par le système optoélectronique en décubitus dorsal.

Par ailleurs, en position de flexion maximale, les marqueurs situés sur les épines iliaques (RASI, LASI) pouvaient être masqués.

PROCEDURE:

La position de ces capteurs est établie dans des repères techniques en position dite « statique » c'est-à-dire quand le sujet est debout, immobile avec tous les marqueurs réfléchissants visibles par le système optoélectronique.

En décubitus dorsal, la position des marqueurs non-visible est obtenue en faisant l'hypothèse que ces marqueurs n'ont pas bougé dans le repère technique associé.

III.5.1.8 DEFINITION DES REPERES TECHNIQUES:

Pour limiter les imprécisions liées à l'artefact des tissus mous, les marqueurs utilisés pour la définition des axes et des origines des repères devaient tenir compte des éléments suivants:

- La distance entre les marqueurs utilisés pour définir les axes doit être la plus grande possible;
- L'origine du repère doit être le plus près possible du marqueur manquant.

Repère technique pour les marqueurs C7 et T10

$$\vec{Z}_t = \frac{\overrightarrow{STRNCLAV}}{\|\overrightarrow{STRNCLAV}\|} \quad \vec{Y}_t = \frac{\overrightarrow{RSHOLSHO}}{\|\overrightarrow{RSHOLSHO}\|} \quad \vec{X}_t = \vec{Y}_t \wedge \vec{Z}_t \quad \vec{Y}_t = \vec{Z}_t \wedge \vec{X}_t$$

Pour C7, l'origine du repère est située en CLAV, pour T10, en STRN.

Repère technique pour le marqueur SACR

$$\vec{Xt} = \frac{\overrightarrow{L_{ASI}P_{ELM}}}{\|\overrightarrow{L_{ASI}P_{ELM}}\|} \quad \vec{Yt} = \frac{\overrightarrow{R_{ASI}L_{ASI}}}{\|\overrightarrow{R_{ASI}L_{ASI}}\|} \quad \vec{Zt} = \vec{Xt} \wedge \vec{Yt} \quad \vec{Xt} = \vec{Yt} \wedge \vec{Zt}$$

Avec PEL_M, le milieu des marqueurs RPEL et LPEL situés sur les crêtes iliaques. L'origine du repère est située en PEL_M.

Repères techniques pour les marqueurs ASI

Différentes possibilités sont proposées. La première considère les cas pour lesquels au moins l'un des deux marqueurs ASI est présent. La 2^{ème} traite les cas où aucun de ces deux marqueurs ne l'est.

Cas n°1: un des marqueurs est visible (ici exemple de LASI, pour RASI, les marqueurs gauche/droit (L/R) sont inversés).

$$\vec{Xt} = \frac{\overrightarrow{L_{ANT}P_{ELM}}}{\|\overrightarrow{L_{ANT}P_{ELM}}\|} \quad \vec{Yt} = \frac{\overrightarrow{R_{ASI}L_{ANT}}}{\|\overrightarrow{R_{ASI}L_{ANT}}\|} \quad \vec{Zt} = \vec{Xt} \wedge \vec{Yt} \quad \vec{Xt} = \vec{Yt} \wedge \vec{Zt}$$

L'origine est située en L_{ANT}.

Cas n°2: aucun des marqueurs situés sur les épines iliaques n'est visible.

$$\vec{Xt} = \frac{\overrightarrow{L_{ANT}P_{ELM}}}{\|\overrightarrow{L_{ANT}P_{ELM}}\|} \quad \vec{Yt} = \frac{\overrightarrow{R_{ANT}L_{ANT}}}{\|\overrightarrow{R_{ANT}L_{ANT}}\|} \quad \vec{Zt} = \vec{Xt} \wedge \vec{Yt} \quad \vec{Xt} = \vec{Yt} \wedge \vec{Zt}$$

L'origine est située en L_{ANT} pour L_{ASI} et en R_{ANT} pour R_{ASI}.

Estimation de l'imprécision

Ce calcul est basé sur les fichiers « accroupis spontanés » pour lesquels les positions des marqueurs situés sur le dos ainsi que sur le bassin étaient tous visibles. Cela correspond à 12 fichiers pour 12 sujets différents.

Le tableau 26 représente les différences pour chaque axe entre les coordonnées des marqueurs originaux et de leur reconstruction, ainsi que les distances séparant ces marqueurs originaux de leur reconstruction. Les valeurs ASI correspondent aux moyennes obtenues pour les côtés droit et gauche.

TABLEAU 26: ECART ENTRE LES POSITIONS RÉELLES DES MARQUEURS ET LES POSITIONS RECALCULÉES

Marqueurs Axe	ASI			SACR			C7			T10		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
S1	5	3	8	8	2	24	10	2	6	1	6	2
S2	7	5	8	7	1	21	2	1	5	2	1	1
S3	1	5	12	2	0	14	1	3	1	4	0	6
S4	5	6	12	5	3	9	0	5	1	0	7	2
S5	3	3	4	5	2	8	6	10	4	3	1	8
S6	4	7	12	5	2	15	1	7	1	4	0	9
S7	4	3	10	8	2	4	0	2	2	6	3	3
S8	5	9	7	7	3	40	10	3	9	2	1	1
S9	14	6	19	6	3	12	7	16	12	1	2	21
S10	2	3	10	3	4	10	3	13	10	2	6	3
S11	7	7	4	8	2	13	1	2	2	4	4	5
S12	7	5	2	6	3	33	1	3	4	7	1	20
Diff. Moyenne valeur abs. (mm)	5	5	9	6	2	17	4	5	5	3	3	7
Dis. Moyenne (mm)	13			17			9			9		

En moyenne, on obtient une erreur de 13mm pour la reconstruction des marqueurs placés sur les épines iliaques, 17mm pour le marqueur placé sur le sacrum, et 9mm pour les marqueurs C7 et T10.

La reconstruction de ces marqueurs est notablement différente suivant l'axe Z du laboratoire. Ceci peut s'expliquer par l'artefact des tissus mous qui intervient en position accroupi en étirant la peau, et ce, principalement suivant l'axe Z.

Le tableau 27 représente la différence en valeur absolue entre les angles calculés à partir des marqueurs originaux et ceux calculés à partir des reconstructions. Ici, tous les marqueurs sont reconstruits (C7, T10, SACR, RASI et LASI). Nous pouvons donc espérer que ces valeurs représentent les erreurs maximales que nous puissions obtenir.

Les valeurs de flexion et d'abduction des hanches présentées dans le tableau correspondent aux moyennes des valeurs des jambes droite et gauche.

TABLEAU 27: VALEURS MAXIMALES DE FLEXION, D'ABDUCTION DES HANCHES, D'ANGLE DE FLEXION DU CONJUGUÉ EXTERNE SUR LE RACHIS ET DE LORDOSE POUR CHAQUE SUJET À CHAQUE TRIMESTRE

	Flex. hanche (°)	Abd. hanche (°)	ANGce (°)
S1	8	1	5
S2	9	3	2
S3	9	1	2
S4	6	1	2
S5	5	0	3
S6	9	1	2
S7	5	0	5
S8	10	2	2
S9	14	2	2
S10	7	1	6
S11	5	4	3
S12	7	1	0
\bar{X}	8	1	3

Sur les valeurs obtenues à partir de ces marqueurs, on peut noter une erreur non négligeable dans l'évaluation de la flexion des cuisses puisqu'en moyenne, l'erreur est de 8° pour cet angle. Pour les autres angles calculés, l'erreur est en moyenne inférieure à 3°.

ANNEXE 6: VALEURS MINIMALES ET MAXIMALES DE FLEXION ET D'ABDUCTION DES CUISSÉS MESURÉES AU COURS DE L'EXPERIMENTATION 2A

Dans le manuscrit, seules les données de flexion et d'abduction correspondant aux valeurs minimales et maximales obtenues en termes de flexion du conjugué externe sur le rachis et de courbe lombaire sont présentées. Les tableaux suivant présentent aussi les valeurs minimales et maximales atteintes pour les flexions et abductions des cuisses (cf. Tableau 28 et 29). Pour faciliter la lecture, les valeurs de flexion du conjugué externe sur le rachis et de courbure lombaire sont répétées.

TABLEAU 28: VALEURS MAXIMALES DE FLEXION, D'ABDUCTION DES HANCHES, D'ANGLE DE FLEXION DU CONJUGUÉ EXTERNE SUR LE RACHIS ET DE LORDOSE POUR CHAQUE SUJET À CHAQUE TRIMESTRE

Sujet	Flexion				Abduction				ANGec				Lordose			
	T1	T2	T3	\bar{X} (ET)*	T1	T2	T3	\bar{X} (ET)*	T1	T2	T3	\bar{X} (ET)*	T1	T2	T3	\bar{X} (ET)*
1	119	148	133	133(14)	56	53	52	54(2)	6	-3	6	5(1)	1	0	0	0(1)
2	116	146	127	130(15)	65	75	71	70(5)	3	7	7	2(7)	-3	9	2	3(6)
3	131	134	137	134(3)	56	60	58	58(2)	8	2	5	3(3)	17	8	0	8(9)
4	128	118	129	125(6)	62	59	56	59(3)	17	17	5	7(11)	6	6	7	6(1)
5	118	106	103	109(8)	55	54	57	55(2)	17	23	16	4(20)	8	3	3	5(3)
6	150	126	119	131(16)	67	62	56	62(5)	18	21	6	8(14)	-4	2	1	0(3)
7	123	123	122	123(1)	60	52	63	58(6)	31	13	29	9(21)	3	7	-1	3(4)
8	120	116	125	120(5)	56	49	53	52(4)	0	11	7	6(9)	-1	-1	0	-1(1)
9	113	108	101	107(6)	55	57	56	56(1)	6	19	17	7(18)	-5	-3	0	-3(3)
10	111	125	121	119(7)	55	56	55	55(1)	12	13	8	3(11)	7	12	8	9(2)
11	130	126	126	127(2)	66	62	69	66(3)	22	5	15	8(10)	2	2	0	1(1)
12	117	126	115	119(6)	58	64	62	61(3)	14	3	6	6(4)	0	-4	-5	-3(3)
13	109	114	113	112(3)	51	55	53	53(2)	18	22	17	2(19)	-5	1	3	0(4)
14	115	117	118	116(1)	60	60	61	60(1)	21	8	13	7(11)	-5	0	1	-2(3)
15	115	118	111	115(3)	52	55	53	53(2)	14	15	19	3(17)	4	9	4	6(3)
16	117	112	123	117(5)	48	50	59	52(6)	18	21	9	6(15)	-3	16	-4	3(11)
17	120	108	110	113(6)	44	52	55	50(6)	7	13	10	3(11)	-8	-5	2	-4(5)
18	127	119	118	121(5)	51	55	54	53(2)	0	14	8	7(11)	0	-2	-4	-2(2)
\bar{X}_{ET}	121(9)	122(12)	120(10)	121(10)	57(6)	57(6)	58(5)	57(6)	13(8)	12(7)	11(7)	12(7)	1(6)	3(6)	1(4)	2(5)
p	0.74				0				0.3				0.2			

* \bar{X} Moyenne; ET: écart-type.

Il est à noter que les valeurs minimales et maximales obtenues n'étaient pas différentes selon les trimestres.

TABLEAU 29: VALEURS MINIMALES DE FLEXION, D'ABDUCTION DES HANCHES, D'ANGLE DE FLEXION DU CONJUGUÉ EXTERNE SUR LE RACHIS, ET DE LORDOSE POUR CHAQUE SUJET À CHAQUE TRIMESTRE

Sujet	Flexion				Abduction				ANGce				Lordose				
	T1	T2	T3	\bar{x} (ET)*	T1	T2	T3	\bar{x} (ET)*	T1	T2	T3	\bar{x} (ET)*	T1	T2	T3	\bar{x} (ET)*	
1	38	36	42	38 (3)	10	9	13	11 (2)	-30	-38	-25	-31 (7)	-20	-9	-13	-14 (6)	
2	20	-8	-2	3 (15)	18	3	4	8 (9)	-24	-16	-19	-20 (4)	-12	-10	-11	-11 (1)	
3	43	23	33	33 (10)	20	2	11	11 (9)	-35	-36	-23	-31 (7)	-8	-12	-17	-12 (4)	
4	17	12	34	21 (12)	4	-2	7	3 (5)	-20	-17	-19	-19 (1)	-7	-6	1	-4 (4)	
5	16	17	29	21 (7)	11	14	12	13 (2)	-16	-9	-12	-12 (3)	0	-1	-6	-2 (3)	
6	17	19	38	24 (11)	15	25	10	17 (7)	-12	-13	-30	-19 (10)	-11	-4	-20	-12 (8)	
7	14	11	10	12 (2)	15	8	9	11 (4)	-12	-15	4	-8 (10)	-5	-8	-7	-6 (2)	
8	21	39	33	31 (9)	1	5	16	8 (8)	-38	-24	-14	-26 (12)	-10	-9	-5	-8 (2)	
9	27	21	20	23 (4)	12	18	6	12 (6)	-22	-12	-10	-14 (6)	-12	-8	-7	-9 (2)	
10	14	40	26	27 (13)	19	11	21	17 (6)	-20	-23	-26	-23 (3)	-11	-9	-9	-10 (1)	
11	17	10	11	13 (4)	15	9	14	13 (3)	-7	-17	-11	-12 (5)	-13	-6	-7	-9 (4)	
12	16	10	8	11 (4)	15	10	13	13 (3)	-20	-22	-14	-19 (4)	-12	-11	-13	-12 (1)	
13	32	26	20	26 (6)	14	15	15	15 (1)	-32	-15	-11	-19 (11)	-20	-15	-9	-14 (5)	
14	22	15	16	17 (4)	11	11	12	11 (1)	-20	-24	-21	-22 (2)	-12	-11	-14	-12 (1)	
15	28	15	23	22 (6)	11	9	17	12 (4)	-30	-17	-13	-20 (9)	-9	-7	-13	-10 (3)	
16	27	25	18	23 (4)	17	1	4	7 (9)	-15	-16	-16	-16 (1)	-17	2	-13	-9 (10)	
17	44	17	19	27 (15)	11	-5	13	6 (10)	-26	-25	-15	-22 (6)	-17	-18	-17	-17 (1)	
18	28	33	22	28 (5)	8	10	11	10 (2)	-52	-26	-31	-36 (14)	-16	-32	-33	-27 (9)	
\bar{x}	ET	24(10)	20(12)	22(11)	22(11)	13(5)	8(7)	12(4)	11(6)	-24(11)	-20(8)	-17(8)	-20(9)	-12(5)	-10(7)	-12(7)	-11(7)
p		0.114			0.055				0.162				0.15				

* \bar{x} Moyenne; ET: écart-type.

PUBLICATIONS ET PRESENTATIONS ISSUES DU TRAVAIL DE THESE

PUBLICATIONS INTERNATIONALES

Position for labor and birth: State of knowledge and biomechanical perspectives.

Desseauve D, Fradet L, Lacouture P, Pierre F

Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol 2016; 208:46-54. (*Impact Factor 1,974*)

New approaches for assessing childbirth positions.

Desseauve.D, Pierre.F, Gachon.B, Decatoire.A, Lacouture.P, Fradet.F

J Gynecol Obstet Biol Reprod 2017; 46(2):189-195. (*Impact Factor 0.622*)

PUBLICATIONS NATIONALES

Dans quelle position les femmes accouchent-t'elles en 2015 ? Résultats d'une étude prospective régionale multicentrique.

Desseauve D, Gachon B, Bertherat P, Fradet L, Lacouture P, Pierre F.

Gynecol Obstet Fertil 2016; 44: 548-56 (*Impact Factor 0.581*)

COMMUNICATIONS NATIONALES ET INTERNATIONALES (EN TANT QU'ORATEUR)

3rd European Congress on Intrapartum Care -Stockholm-Suède, Mai 2017

Squatting birth position? Yes, but on flat feet! Result of an innovative biomechanical study

Desseauve.D, Fradet.L, Gachon.B, Lacouture.P, Pierre.F. (**Communication**)

How to optimize gynaecological childbirth position? Firstly, by assessing the relation between hip flexion, position of pelvis inlet plane and lordosis. An innovative biomechanical study.

Desseauve.D, Fradet.L, Gachon.B, Panjo.H, Lacouture.P, Pierre.F. (**Poster**)

33rd International Conference on Biomechanics in Sports - Poitiers, Juin 2015

“Birth is like a marathon”: revisiting childbirth by using sport biomechanics approaches.

Desseauve D, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. (**Communication**)

Journées de recherche en Gynécologie Obstétrique - Journées CNGOF - Paris, décembre 2014

« Peut-on optimiser la manœuvre de McRoberts ? »

Desseauve D, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. (**Communication**)

The optimac project, a tentative of improvement of obstetric outcomes

Part 1: mother's position at delivery, what and how can we measure

Desseauve D, Lacouture P, Pierre F, Fradet L. (**Poster**)

Etude de la corrélation clinico-radiologique des plans du détroit supérieur et perspectives pour une application clinique

Derrien.A, Desseauve D, Verdier.M, Fradet L, Lacouture P. (**Poster**)

46^e journée de la Société Française de Médecine Périnatale – Clermont-Ferrand, Octobre 2016

Dans quelle position les femmes accouchent-elles en 2015 ? Résultats d'une étude prospective régionale multicentrique.

Desseauve D, Gachon B, **Bertherat P**, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. (**Communication**)

Organisation et participation à un symposium en Biomécanique Obstétricale, Lausanne le 7 septembre 2017

Programme disponible sur:

http://www.sggg.ch/fileadmin/user_upload/Formulardaten/programme_dgo_7.9.17.pdf