



**HAL**  
open science

# Contribution à la caractérisation et à la modélisation de l'accouchement instrumenté par ventouse

Yves Vallet

► **To cite this version:**

Yves Vallet. Contribution à la caractérisation et à la modélisation de l'accouchement instrumenté par ventouse. Mécanique des matériaux [physics.class-ph]. Université de Lorraine, 2023. Français. NNT : 2023LORR0134 . tel-04512625

**HAL Id: tel-04512625**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-04512625v1>**

Submitted on 20 Mar 2024

**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.



**UNIVERSITÉ  
DE LORRAINE**

**BIBLIOTHÈQUES  
UNIVERSITAIRES**

## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact bibliothèque : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)  
*(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)*

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

# Thèse

pour l'obtention du grade de

## Docteur de l'Université de Lorraine

Spécialité : Mécanique des matériaux

Laboratoire : Laboratoire d'étude des microstructures et de mécanique des matériaux  
(LEM3, UMR 7239)

École doctorale : Chimie, Mécanique, Matériaux, Physique (C2MP)

par

**Yves Vallet**

Ingénieur - Polytech Nancy (MSM 2020)

### **Contribution à la caractérisation et à la modélisation de l'accouchement instrumenté par ventouse**

**Contribution to the characterization and modeling of vacuum assisted delivery**

**Thèse dirigée par : Rachid Rahouadj et Cédric Laurent**

Soutenance tenue publiquement le 27 septembre 2023 à Nancy devant le jury composé de :

Sébastien LAPORTE	Professeur des Universités, IBHGC, Arts et Métiers, Paris	Rapporteur (Président du jury)
Karine BRUYÈRE-GARNIER	Directrice de recherche Ifsstar, LBMC UMRT 9406, Université Gustave Eiffel, Université Claude Bernard Lyon 1	Rapporteuse
Aurélie BENOÎT	Maître de conférences, URB2I, Université de Paris	Examinatrice
Olivier MAYEUR	Maître de conférences, LMI, Centrale Lille	Examinateur
Charline BERTHOLDT	Maître de conférences des Universités-Praticien Hospitalier IADI INSERM U1254, CHRU Nancy, Université de Lorraine	Examinatrice
Rachid RAHOUADJ	Professeur des Universités, LEM3, Université de Lorraine	Directeur de thèse
Cédric LAURENT	Professeur des Universités, LEM3, Université de Lorraine	Co-directeur de thèse
Olivier MOREL	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier IADI INSERM U1254, CHRU Nancy, Université de Lorraine	Invité

## Résumé

---

Lors d'un accouchement par voie basse, la phase d'expulsion est une période où les risques de complications maternelles et fœtales sont élevés. Les praticiens peuvent être amenés à réaliser une extraction instrumentale par ventouse (EIV) obstétricale. Comme tout instrument d'extraction, son utilisation comporte des risques en cas de pratique inadaptée, pour la mère comme pour le bébé. En ce qui concerne le bébé, les différentes couches du scalp sont, en effet, hautement sollicitées, ce qui peut engendrer quelques rares complications, telles que : des bosses sero-sanguines, des céphalohématomes ou des hémorragies sous-galéales. Afin de limiter ces risques, les praticiens doivent être formés à l'utilisation de la ventouse et doivent respecter les recommandations en vigueur. Cependant, les paramètres liés à son utilisation comme l'amplitude de la force de traction, le placement de la ventouse ou encore le geste d'extraction, restent opérateur-dépendant. Une meilleure compréhension des paramètres physiques et mécaniques mis en jeux lors d'une EIV est alors nécessaire afin de faire évoluer cette pratique.

Pour répondre à cet objectif, ce travail de thèse est construit en deux axes qui correspondent à deux échelles distinctes, et qui présentent des aspects expérimentaux et numériques. Le premier, à l'échelle macroscopique, prend en compte le fœtus dans son environnement. Le deuxième, à une échelle plus mésoscopique des tissus fœtaux, considère la tête du bébé isolée dans son environnement. Les travaux du premier axe ont permis de faire l'acquisition du geste des praticiens sur un mannequin d'entraînement et de mettre en place un jumeau numérique de cet outil didactique, afin d'investiguer les différents paramètres de l'EIV. Pour le deuxième axe, les travaux de thèse ont permis de mettre au point une modélisation de l'interaction peau/os du scalp. Un modèle numérique qui utilise une modélisation "fine" de la tête fœtale a ensuite été implémenté et mis en œuvre pour l'investigation des paramètres de l'EIV.

Des perspectives d'améliorations des travaux des deux axes sont finalement proposées en fin de manuscrit. De manière connexe, une revue de littérature sur les ventouses présentes dans la nature permet d'ouvrir des perspectives prometteuses en vue de l'évolution du design des ventouses obstétricales actuellement utilisées.

---

Mots-clés : Biomécanique ; Accouchement ; Extraction instrumentée par ventouse ; Analyse par éléments finis ; Fascias superficiels ; Biomimétisme



## Abstract

---

*During vaginal delivery, the expulsion phase is associated with risks of maternal and fetal complication. Practitioners may need to perform a vacuum assisted delivery (VAD). As with any operational instrument, there are risks associated with its use, for the baby and the mother, if it is not carried out correctly. For the fetus, the various layers of the scalp are solicited with great strain, which can lead to rare complications such as caput succedaneum, cephalohaematomas and subgaleal haemorrhage. To limit these risks, practitioners must be trained to use suction cups, and must comply with current recommendations. However, the parameters associated with its use, such as the amplitude of the traction force, the placement of the suction cup and the extraction procedure, remain operator-dependent. A better understanding of the physical and mechanical parameters involved in VAD is therefore needed to improve this practice.*

*In order to achieve this objective, this thesis is structured around two axes, corresponding to two different scales and including experimental and numerical work. The first, at the macroscopic scale, considers the fetus in its environment. The second, at the mesoscopic scale, considers the isolated fetal head within its environment. The work of the first part has allowed to capture gesture of the the practitioners on a training dummy and to create a digital twin of this didactic tool in order to study the various parameters of VAD. In the second part, the work has led to the development of a model of the interaction between the scalp's skin and skull. A numerical model was then designed and implemented using a "refined" modelling of the fetal head to study the parameters of the VAD.*

*In parallel, a review of the literature on suction cups found in nature open up promising prospects for the evolution of the obstetric suction cup design used nowadays.*

---

*Keywords : Biomechanics ; Childbirth ; Vacuum assisted delivery ; Finite element analysis ; Superficial fasciae ; Biomimetics*

# Remerciements

Je pense pouvoir décrire ces mille jours (environ) comme étant une expérience unique. J'ai le sentiment d'être parti au "coupe-coupe" dans la forêt et de n'en émerger que récemment. En témoigne ce mémoire de thèse qui est, sans doute, le plus long document que j'ai pu écrire de ma vie.

J'espère avoir relevé le défi de défricher ce sujet comme il se devait, tout comme j'espère avoir laissé une marque positive et constructive dans ce domaine passionnant qu'est la biomécanique.

Ce manuscrit clôt également la fin d'un challenge que je me suis lancé il y a un peu plus de trois ans et, même si mon nom figure au centre de la première de couverture, il est loin d'être le fruit d'un travail strictement personnel. Par conséquent, au fil des quelques paragraphes qui suivent, je vais essayer d'exprimer le plus justement possible ma gratitude à la liste de personnes qui ont contribué à l'aboutissement de ce travail (sans doute non-exhaustive, bien que j'espère qu'elle le soit).

Très loin d'être par coutume, mais parce que c'est l'une des deux premières personnes qui me soit venue à l'esprit lors de la rédaction de cette partie, mes premiers remerciements vont à mon directeur de thèse, *Rachid Rahouadj*. Je vous remercie pour votre bienveillance, votre franchise et vos encouragements. Les discussions que nous avons pu avoir tous les deux ont été passionnantes et enrichissantes sur le plan scientifique, mais aussi sur le plan intellectuel. Vous m'avez fait l'honneur d'avoir retardé la fin de votre carrière de chercheur, le temps que je mette un point final à ce travail. Il est ainsi temps pour moi (encore) de vous souhaiter une bonne retraite, qu'elle soit remplie de toutes les formes d'arts qui vous passionnes.

Mes deuxièmes premiers remerciements vont bien évidemment à *Cédric Laurent* qui a co-encadré ma thèse. Je te remercie pour ton dynamisme à toute épreuve, pour ta curiosité accrue et pour toute l'aide cruciale que tu m'as apportée au cours de ma thèse. Merci également pour ta patience, car malgré le nombre de fois incalculable où je suis venu toquer à ta porte, parfois même pour discuter de sujets minimes ou "prendre un café", tu m'as toujours ouvert. Je finirai par te remercier pour tes regards toujours critiques sur mes "bricolages de hautes technicités".

Je veux ensuite remercier les praticiens avec qui j'ai eu la chance de collaborer, *Olivier Morel*, *Charline Bertholdt* et *Juliette Lefebvre*, pour leur curiosité et pour tous les échanges que nous avons pu avoir. Merci également aux nombreux volontaires de la maternité du CHRU de Nancy qui ont participé à la campagne d'acquisition du geste.

---

Je remercie également les membres de mon jury de thèse d'avoir accepté de juger ce travail : *Karine Bruyère-Garnier, Sébastien Laporte, Aurélie Benoît et Olivier Mayeur.*

Je souhaite, de plus, remercier les collègues de l'équipe biomécanique du LEM3 avec qui j'ai eu le plaisir d'échanger et qui m'ont proposé leur aide à plusieurs reprises : *Anne-Sophie Bonnet, Émilie de Brosse, Cynthia Dreistadt, Jean-François Ganghoffer, Jean-François Schmitt.* Je souhaite en particulier remercier *Adrien Baldit* pour son aide précieuse apportée lors des expérimentations menées.

Je veux remercier l'ensemble des techniciens basés à l'*ENSEM* (École Nationale Supérieure de l'Électricité et de Mécanique) *Christophe, Pascal et Éric*, qui m'ont apporté une assistance précieuse lors de la fabrication de mes divers bancs d'essais. Je souhaite remercier également *Joseph Bascou* et *Alvaro Altamirano*, du CERAH (Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés) de Woippy, pour leur accueil d'une part, mais également pour leur aide concernant une partie des expérimentations de cette thèse. Je remercie de plus *Jacques Felblinger* (IADI, INSERM), *Romain Gillet* ainsi que l'équipe de l'Imagerie Guilloz de Nancy, pour leur aide dans l'acquisition des géométries du mannequin d'entraînement. Un grand merci à la boucherie Maison Wagner de Marange-Zondrange pour avoir fourni les têtes de cochons.

Ensuite, je souhaite adresser mes remerciements à l'ensemble des collègues doctorants avec qui j'ai pu passer mes journées. À *Karim*, ami et ancien collègue, qui me précède d'une année sur l'obtention de son diplôme. À nos trucs qui n'ont jamais marché du premier coup, aux discussions sur nos thèses et sur le sens de la vie. À *Nagham*, pour nos discussions toujours joyeuses en français-anglais-français, ou bien est-ce l'inverse, je ne sais pas dire. Merci *Nam*, pour ta gentillesse et pour tous tes cadeaux culinaires. À *Émilie*, avec qui j'ai eu le plaisir de passer ma dernière année de thèse.

Je veux également saisir cette occasion pour remercier les deux composantes *Polytech Nancy* et l'*ENSEM* qui m'ont permis d'effectuer quelques heures d'enseignement et les étudiants que j'ai pu côtoyer lors de ces heures. Durant cette thèse j'ai également eu le plaisir de co-encadrer trois étudiants lors de leur projet de fin d'études, et ainsi je souhaite les remercier : *Amandine Hebert (ENSEM)* ; *Louis Clinard (ENSEM)* ; *Ugo Petruzzi (École des Mines de Nancy)*.

Il serait bien égoïste d'oublier les acteurs majeurs de l'avant-thèse, qui ont contribué, parfois sans le savoir, dans mon choix de me lancer dans cette aventure. Je pense en premier lieu à *Mathieu Nieremberger*, qui à l'issue d'une simple discussion de fin de cours (il y a déjà 7 ans maintenant) a su, en quelques mots, me faire découvrir ce merveilleux domaine qu'est la biomécanique. Après, je veux remercier mes anciens enseignants de Polytech Nancy qui ont su pour la plupart éveiller en moi l'attrait pour la recherche. Et en particulier, *Tarak Ben Zineb* sans qui je n'aurais jamais eu l'occasion de postuler pour cette thèse.

Pour finir, ma reconnaissance va à ma famille et à mes amis pour leur soutien durant toutes ces années. Je tiens tout particulièrement à remercier ma compagne, pour sa patience, son soutien et son accompagnement dans la rédaction de ce manuscrit.





*À mon arrière grand-père,  
disparu au cours de ma première année de thèse.  
J'aurais aimé pouvoir partager cet accomplissement avec toi.  
On a bien travaillé.  
À bientôt.*



*On ne sait rien de soi. On croit s'habituer à être soi, c'est le contraire. Plus les années passent et moins on comprend qui est cette personne au nom de laquelle on dit et fait les choses. Ce n'est pas un problème. Où est l'inconvénient de vivre la vie d'un inconnu ? Cela vaut peut-être mieux : sachez qui vous êtes et vous vous prendrez en grippe.*

*Amelie Nothomb - Les Catilinaires*

# Valorisation des travaux

## Publications

Le chapitre 2 de l'état de l'art, relatif à la biomécanique de la peau a fait l'objet d'un chapitre de revue dans un ouvrage ISTE : Vallet et Laurent. *Biomécanique de la peau : caractérisation, modélisation, et application au scalp*.

Le chapitre 4 de l'état de l'art, présentant des travaux de revue sur le potentiel biomimétique des ventouses dans la nature et proposant ainsi des pistes d'évolution de la ventouse obstétricale, ont conduit à un article de revue publié dans le journal *Bioinspiration & Biomimetics* : Y. Vallet et al. 2022. *Analysis of suction-based gripping strategies in wildlife towards future evolutions of the obstetrical suction cup*.

Les travaux concernant le développement d'un dispositif de pelage et d'un modèle associé qui permettent la caractérisation de l'interaction peau/os de scalp porcin sont en cours de publication dans le *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* : Y. Vallet et al. 2023. *Characterization of the skin-to-bone mechanical interaction on porcine scalp : a combined experimental and computational approach*. Ces développements sont présentés dans le Chapitre 1 et 2 de la partie 2.

Les travaux concernant le développement d'un dispositif non-invasif pour la caractérisation de l'interaction peau/os du scalp porcin sont prêts à être soumis dans le *Journal of Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine* : Y. Vallet et al. *Proof of concept for non-invasive characterization of skin-to-bone interaction within porcine scalp*. Ces travaux sont exposés dans le Chapitre 1 et 2 de la partie 2.

Les acquisitions du geste réalisées par les obstétriciens lors d'un accouchement instrumenté par ventouse effectué sur un mannequin d'entraînement sont en cours de publication (de type "Short communication") dans le *Journal Clinical Biomechanics* : Y. Vallet et al. 2023. *A preliminary quantification of the clinical gesture during vacuum assisted delivery on a training dummy*. Ces travaux sont exposés dans le Chapitre 2 de la partie 3.

Ces mêmes travaux ont, de plus, fait l'objet d'une seconde publication dont le contenu est plus orienté sur l'aspect clinique, et dont la rédaction a été réalisée par Mme Juliette Lefebvre, interne en gynécologie-obstétrique à la maternité de Nancy. La publication est en cours de publication dans *International Journal of Gynecology and Obstetrics* : J. Lefebvre, Y. Vallet, C. Laurent, R. Rahouadj, O. Morel et C. Bertholdt. *Heterogeneity of the gesture used when performing a vacuum assisted delivery*.

---

## Présentations

Les travaux préliminaires sur le développement d'un dispositif non-invasif en vue de l'investigation des propriétés du scalp fœtal ont été présentés lors du 46<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique (SB46, St-Étienne) et un acte de congrès est notamment publié dans le journal *Computer Methods in Biomechanics and biomedical engineering* : Y Vallet et al. 2021. *Development of a non-invasive testing device of fetal scalp properties for the study of vacuum-extracted delivery.*

L'approche développée et la modélisation pour la caractérisation de l'interaction peau/os et les résultats associés ont fait l'objet d'une présentation à l'échelle internationale lors du 18<sup>ème</sup> Symposium du journal CMBBE, et un acte de congrès sera notamment publié dans le journal *Computer Methods in Biomechanics and biomedical engineering* : Y. Vallet et al. *Skin to bone interaction : modelling method and experimentation through peeling test.*

Les travaux sur le modèle numérique associé à l'extraction instrumentée par ventouse sur le mannequin d'entraînement ont été présentés lors du 18<sup>ème</sup> Symposium du journal CMBBE, et un acte de congrès sera notamment publié dans le journal *Computer Methods in Biomechanics and biomedical engineering* : Y. Vallet et al. *Towards a numerical model of a training obstetrical dummy to enhance vacuum assisted delivery.*

Le dispositif expérimental de pelage et les résultats sur la mesure de l'interaction peau/os ont fait l'objet d'une présentation poster lors du 28<sup>ème</sup> congrès de la Société Européenne de Biomécaniques (ESB28, Maastricht) : *Skin-to-bone interaction : mechanical characterization by peeling tests on pig scalps*

Le dispositif expérimental de pelage et les résultats sur la mesure de l'interaction peau/os, couplé avec le dispositif de succion et ses résultats, vont faire l'objet d'une présentation orale lors du 48<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique (SB48, Grenoble) : *Skin-to-bone interaction : destructive and non-invasive mechanical characterization and modeling of porcine scalp.* L'acte de congrès sera notamment publié dans le journal *Computer Methods in Biomechanics and biomedical engineering* : Y Vallet et al. 2023. *Skin-to-bone interaction : destructive and non-invasive mechanical characterization and modeling of porcine scalp*

---

## Regroupement

### Articles scientifiques (à comité de lecture)

1. Analysis of suction-based gripping strategies in wildlife towards future evolutions of the obstetrical suction cup. Y. Vallet, C. Laurent, C. Bertholdt, R. Rahouadj, O. Morel. *Bioinspir Biomim* . 2022 Oct 27 ;17(6). doi : 10.1088/1748-3190/ac9878.
2. Characterization of the skin-to-bone mechanical interaction on porcine scalp : a combined experimental and computational approach. Y. Vallet, A. Baldit , C. Bertholdt, R. Rahouadj, O. Morel et C. Laurent. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023 147 :106139. doi : 10.1016/j.jmbbm.2023.106139.
3. Proof of concept for non-invasive characterization of skin-to-bone interaction within porcine scalp. Y. Vallet, A. Baldit , C. Bertholdt, R. Rahouadj, O. Morel et C. Laurent. En révision dans *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*
4. A preliminary quantification of the clinical gesture during vacuum assisted delivery on a training dummy. Y. Vallet, J. Lefebvre , C. Laurent, R. Rahouadj, O. Morel et C. Bertholdt. *Clinical Biomechanics*. 2023. doi : 10.1016/j.clinbiomech.2023.106093.
5. Heterogeneity of the gesture used when performing a vacuum assisted delivery. J. Lefebvre ,Y. Vallet, C. Laurent, R. Rahouadj, O. Morel, C. Bertholdt. *International Journal of Gynecology and Obstetrics* 2023,

### Chapitre d'ouvrage

1. Biomécanique de la peau : caractérisation, modélisation, et application au scalp. Yves Vallet, Cédric Laurent. ISTE 2023. ISBN : 9781789481600.

### Actes de congrès internationaux

1. Towards a numerical model of a training obstetrical dummy to enhance vacuum assisted delivery. Y. Vallet, C. Bertholdt, R. Rahouadj, O. Morel, C. Laurent. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2023
2. Skin-to-bone interaction : mechanical characterization by peeling tests on pig scalps. Y. Vallet, C. Bertholdt, R. Rahouadj, O. Morel, C. Laurent. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2023

### Actes de congrès nationaux

1. Development of a non-invasive testing device of fetal scalp properties for the study of vacuum-extracted delivery. Y. Vallet, C. Laurent, C. Bertholdt, O. Morel, R. Rahouadj. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2021 S49-S50. doi : 10.1080/10255842.2021.1978758
2. Skin-to-bone interaction : destructive and non-invasive mechanical characterization and modeling of porcine scalp. Y. Vallet, A. Baldit, C. Bertholdt, R. Rahouadj, O. Morel et C. Laurent. Sera publié dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

# Table des matières

<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>I État de l'art</b>	<b>4</b>
<b>1 Obstétrique et extraction par ventouse</b>	<b>5</b>
1.1 L'accouchement . . . . .	6
1.1.1 Le bassin obstétrical . . . . .	6
1.1.2 Le fœtus . . . . .	8
1.1.3 Le travail . . . . .	11
1.1.4 Bilan : l'accouchement . . . . .	13
1.2 L'extraction instrumentée par ventouse . . . . .	14
1.2.1 Introduction . . . . .	14
1.2.2 Historique . . . . .	15
1.2.3 Technique d'utilisation . . . . .	17
1.2.4 Les risques engendrés . . . . .	19
1.2.5 Les recommandations . . . . .	21
1.2.6 Autres considérations : Violences faites aux femmes et épisiotomies . . . . .	22
1.2.7 Bilan et enjeux de l'extraction par ventouse . . . . .	22
1.3 Conclusion du chapitre . . . . .	23
<b>2 Biomécanique d'une région mal connue du corps humain : le scalp</b>	<b>25</b>
2.1 Anatomie du scalp . . . . .	27
2.1.1 La peau . . . . .	27
2.1.2 L'épiderme et le derme . . . . .	28
2.1.3 L'hypoderme . . . . .	29
2.1.4 La galea . . . . .	29
2.1.5 L'espace sous-galeal . . . . .	29
2.1.6 Le pericranium . . . . .	29
2.1.7 Bilan de l'anatomie du scalp . . . . .	29
2.2 Biomécanique de la peau . . . . .	30
2.2.1 Propriétés mécaniques . . . . .	30
2.2.2 Caractérisations expérimentales usuelles des propriétés mécaniques de la peau . . . . .	31
2.3 Modélisations du comportement mécanique de la peau . . . . .	37
2.3.1 Brefs rappels : Potentiel d'énergie libre . . . . .	37



2.3.2	Modèles phénoménologiques usuels . . . . .	38
2.4	Qu'en est-il de la caractérisation mécanique et de la modélisation du scalp ? . . . . .	40
2.4.1	Caractérisation mécanique . . . . .	40
2.4.2	Modélisation du comportement du scalp . . . . .	41
2.5	Bilan intermédiaire : vers la simulation numérique du comportement du scalp . . . . .	42
2.6	L'interaction peau/os . . . . .	43
2.6.1	Les fascias : un tissu omniprésent à structures multiéchelle . . . . .	43
2.6.2	Des engouements scientifiques variés . . . . .	44
2.6.3	Bilan - L'interaction peau/os au cœur d'une nouvelle problématique : l'accouchement instrumenté par ventouse . . . . .	45
2.7	Conclusion du chapitre . . . . .	45
<b>3</b>	<b>La simulation numérique : un outil d'investigation en mécanique obstétricale</b>	<b>47</b>
3.1	Vers une simulation de l'accouchement . . . . .	48
3.1.1	Propriétés matérielles des tissus impliqués dans les simulations . . . . .	48
3.1.2	Accouchement sans trajectoire imposée . . . . .	49
3.1.3	Prise en compte des organes environnants et sans trajectoire . . . . .	50
3.1.4	Bilan de ces exemples tirés de la littérature . . . . .	51
3.2	Investigations du crâne fœtal lors de l'accouchement . . . . .	51
3.2.1	Moulage du crâne . . . . .	52
3.2.2	Extraction instrumentée . . . . .	53
3.2.3	Bilan . . . . .	54
3.3	Conclusion du chapitre . . . . .	55
<b>4</b>	<b>Potentiel biomimétique : vers une ventouse bio-inspirée ?</b>	<b>56</b>
4.1	Principe physique de la succion . . . . .	57
4.2	Exemples de ventouse dans le monde animal . . . . .	59
4.2.1	Mécanismes de la succion . . . . .	59
4.2.2	Mécanismes d'adhésion . . . . .	61
4.3	Conclusion du chapitre : Vers une ventouse obstétricale bio-inspirée . . . . .	64
<b>II Le fœtus dans son environnement lors d'une extraction instrumentée par ventouse</b>		<b>67</b>
<b>1</b>	<b>Mise en place de premiers dialogues numériques/expérimentaux</b>	<b>70</b>
1.1	Expérimental : dispositif d'essai . . . . .	71
1.1.1	Présentation du dispositif et de la campagne d'essais . . . . .	71
1.1.2	Résultats des essais expérimentaux . . . . .	72
1.1.3	Estimation des coefficients de frottement . . . . .	75
1.2	Modèles numériques associés au dispositif d'essai . . . . .	77
1.2.1	Schéma d'intégration explicite - rappels . . . . .	77
1.2.2	Passage d'une sphère au travers d'une plaque de silicone . . . . .	79
1.2.3	Crâne en PLA au travers d'une plaque de silicone . . . . .	85
1.2.4	Crâne en PLA au travers d'une plaque de caoutchouc . . . . .	85
1.3	Conclusion du chapitre . . . . .	86

<b>2</b>	<b>Acquisition du geste médical lors d'une EIV sur mannequin d'entraînement</b>	<b>88</b>
2.1	Développement du protocole de mesure	89
2.1.1	Présentation du banc d'essai	89
2.1.2	Montage et protocole expérimental	90
2.1.3	Détection du mouvement	90
2.1.4	Acquisition de mouvements caractéristiques sur le banc d'essai	92
2.1.5	Utilisation des outils développés sur le mannequin d'entraînement	94
2.2	Campagne d'acquisition du geste médical au CHRU de Nancy	96
2.2.1	Campagne d'acquisition du gestes des praticiens	96
2.3	Conclusion du chapitre	104
<b>3</b>	<b>Modèle numérique associé à l'extraction instrumentée par ventouse sur mannequin d'entraînement</b>	<b>105</b>
3.1	Campagne d'acquisition de l'effort	106
3.1.1	Acquisitions sans décrochage	107
3.1.2	Acquisitions avec décrochage	109
3.1.3	Bilan de la campagne d'acquisition de l'effort	111
3.2	Construction des géométries du mannequin et d'une librairie de crânes numérisés	111
3.2.1	Géométries du mannequin	111
3.2.2	Librairie de crânes numérisés	112
3.3	Jumeau numérique	115
3.3.1	Morphologies et matériaux constitutifs	115
3.3.2	Conditions aux limites	116
3.3.3	Considérations numériques	119
3.3.4	Comparaison avec la campagne expérimentale d'acquisition de l'effort	120
3.3.5	Influence des paramètres de l'EIV	123
3.4	Conclusion du chapitre	128

### **III Étude du comportement mécanique du scalp foetal lors d'une extraction instrumentée par ventouse** **131**

<b>1</b>	<b>Développements expérimentaux et numériques : vers la quantification de l'interaction peau/os</b>	<b>133</b>
1.1	Dispositif de pelage	134
1.1.1	Un essai de pelage, pour quoi faire?	134
1.1.2	Essais de pelage préliminaires : ruban auto-agrippant	134
1.1.3	Modèle analytique	137
1.1.4	Modèle numérique associé	140
1.1.5	Résultats de la simulation de l'essai de pelage sur ruban auto-agrippant	142
1.2	Dispositif de succion	144
1.2.1	Un essai de succion, pour quoi faire?	144
1.2.2	Dispositif de succion et acquisition des données	145
1.2.3	Solution au problème de Föppl-Hencky	146
1.2.4	Détection de membrane	147
1.2.5	Essais de succion préliminaires	148
1.3	Conclusion du chapitre	148

---

<b>2</b>	<b>Quantification de l'interaction peau/os sur scalp de cochons</b>	<b>150</b>
2.1	Quantification de l'interaction peau/os par essais destructifs	151
2.1.1	Présentation des campagnes menées	151
2.1.2	Identification des propriétés élastiques de la peau du scalp porcin	153
2.1.3	Modélisation de l'interaction peau/os	155
2.2	Quantification de l'interaction peau/os par essais non-invasifs	160
2.2.1	Expérimentation de succion du scalp de porc	160
2.2.2	Utilisations de modèles numériques associés	161
2.2.3	Confrontation des résultats et discussion	166
2.3	Conclusion du chapitre	167
<b>3</b>	<b>Modèles numériques relatifs à la tête fœtale lors d'un accouchement instrumenté par ventouse</b>	<b>168</b>
3.1	Présentation des modèles de tête fœtale	169
3.1.1	Géométries et matériaux	169
3.1.2	Conditions aux limites	172
3.2	Études préliminaires liées aux modèles numériques	173
3.2.1	Influence de la position des connecteurs	173
3.2.2	Impact de l'ajout des parties molles du crâne	174
3.3	Ventouse placée à l'occiput : Quelle(s) influence(s) de la direction de traction ?	176
3.3.1	Sollicitation(s) du crâne et de la peau du scalp	176
3.3.2	Quelle est la meilleure direction de traction ?	180
3.4	Changement de la position de la ventouse sur la tête fœtale : quel(s) impact(s) ?	180
3.4.1	Sollicitation(s) du crâne et de la peau du scalp	180
3.4.2	Existe-t-il une position optimale ? pour quelle(s) direction(s) de traction ?	183
3.5	Quelle(s) influence(s) de la pression sur la peau du scalp et le crâne ?	185
3.6	Zoom sur les fascias : quelle(s) influence(s) des paramètres de l'EIV sur ces tissus ?	186
3.6.1	Influence de la pression	186
3.6.2	Influence de la direction de traction et de la position de la ventouse	187
3.7	Conclusion du chapitre	190
<b>1</b>	<b>Bilan et Perspectives</b>	<b>194</b>
1.1	Rappel du contexte et objectifs de la thèse	194
1.2	Récapitulatif des apports principaux de la thèse	195
1.2.1	À l'échelle du fœtus dans son environnement	195
1.2.2	Méthodes préliminaires de caractérisations et de modélisation des fascias	195
1.2.3	Simulation de l'EIV à l'échelle de la tête fœtale	196
1.2.4	Pistes pour l'évolution du design	196
1.3	Perspectives	197
1.3.1	Perspectives directes	197
1.3.2	Combinaison des modèles numériques créés	198
1.3.3	Perspectives à plus long terme	200

---

# Liste des tableaux

1	Dimensions du crâne fœtal. (Riethmuller <i>et al.</i> , 2019) . . . . .	9
2	Variétés de présentation (inspiré de (Riethmuller <i>et al.</i> , 2019)). <b>OIDA</b> : Occipito-Iliaque Droite Antérieure; <b>OIDD</b> : Occipito-Iliaque Droite Transverse; <b>OIGP</b> : Occipito-Iliaque Gauche Postérieure; <b>OIGA</b> : Occipito-Iliaque Gauche Antérieure; <b>OIGT</b> : Occipito-Iliaque Gauche Transverse; <b>OIDP</b> : Occipito-Iliaque Droite Postérieure . . . . .	12
3	Lois de comportement hyperélastiques usuelles . . . . .	39
4	Essais menés sur le scalp humain <b>adulte</b> (Tableau le plus exhaustif possible à ce jour) . . . . .	40
5	Modélisations du comportement mécanique du scalp . . . . .	41
6	Différentes configurations d'essais. PLA : Acide PolyLactique . . . . .	71
7	Coefficients de frottement mesurés expérimentalement . . . . .	76
8	Coefficient de la loi hyperélastique - Matériau silicone . . . . .	79
9	Coût en temps de calcul en fonction du paramètre $a$ . . . . .	83
10	Campagne d'acquisition - nombre de participants par niveau . . . . .	97
11	Campagne d'acquisition du geste - Résultat des tests statistiques. ET : Ecart-type . . . . .	101
12	Catégories de mouvements et les numéros d'acquisitions correspondants. Mvt. : Mouvement	107
13	Caractéristiques des pièces du jumeau numérique . . . . .	116
14	Coefficients de frottement mesurés . . . . .	118
15	Campagne d'essais préliminaire menée sur ruban auto-agrippant . . . . .	135
16	Données des modèles numériques associés à la campagne d'essais préliminaires sur ruban auto-agrippant . . . . .	142
17	Résultats de l'identification des raideurs des connecteurs associées à chaque modèles numériques . . . . .	144
18	Comparaisons des forces expérimentales et numériques . . . . .	144
19	Résultats des tests préliminaires effectués à l'aide du dispositif de succion <i>ad hoc</i> . . . . .	149
20	Coefficients identifiés des potentiels hyperélastiques choisis . . . . .	154
21	Mesures et identifications des paramètres du modèle d'interaction associé . . . . .	158
22	Paramètres des modèles numériques associés à la succion de la peau . . . . .	162
23	Informations des modélisation de l'interaction peau/os de l'essai de pelage, et de l'essai de succion . . . . .	165
24	Déflexions mesurées. hyperélast. : hyperélastique . . . . .	166
25	Caractéristiques des pièces des modèles . . . . .	171

26	Résultat de la campagne d'acquisition tirés des signaux bruts . . . . .	204
27	Résultat de la campagne d'acquisition tirés des dérivées à l'ordre 1 des signaux bruts . . . . .	205

# Table des figures

1	Schéma de l'organisation de la thèse . . . . .	3
2	Anatomie d'un bassin osseux de femme. A) Vue frontale (inspiré de (Cunningham <i>et al.</i> , 2014). B) Coupe sagittale (inspiré de (Goerke, 2004)) . . . . .	6
3	Détroit supérieur d'un pelvis de femme. Ligne bleue : détroit supérieur. PRP : Promonto-Rétro-Pubien. TM : Transverse Médian. . . . .	7
4	Distribution de l'épaisseur du crâne fœtal - Tirée de (Li <i>et al.</i> , 2015). Thickness = Épaisseur . . . . .	9
5	Anatomie osseuse du crâne fœtal A) Vue sagittale. B) Vue frontale - inspiré de (Konar, 2015). C) avec ses sutures et fontanelles - inspiré de (Konar, 2015). Dimensions principales du crâne - inspiré de (Riethmuller <i>et al.</i> , 2019). D) Vue sagittale. E) Vue frontale ( <i>I</i> ) : sous-mento-bregmatique ; ( <i>II</i> ) : sous-occipito-bregmatique ; ( <i>III</i> ) : sincipito-mentonnier ; ( <i>IV</i> ) : occipito-frontal ; ( <i>V</i> ) : sous-occipito-frontal ; ( <i>VI</i> ) : bipariétal ; ( <i>VII</i> ) : bitemporal. . . . .	10
6	Évolution de la répartition des techniques d'extractions instrumentées, en France, depuis 1993. Les parts d'accouchements instrumentés par forceps et spatules, en 1993, ne sont pas connues. (Chiffres de 1993 tirés de (Schaal <i>et al.</i> , 1997) ; Chiffres de 2010 et 2016 tirés de l'Enquête Nationale Périnatale (ENP) 2016 (Blondel <i>et al.</i> , 2016) ; Chiffres de 2021 tirés de l'ENP 2021 (Cinelli <i>et al.</i> , 2022)) . . . . .	14
7	Ventouse Malmström - A) Concept de 1954 (Tirée de (Malmström, 1957) - Figure 4). B) Concept de 1956 (Tirée de (Malmström, 1957) - Figure 18). C) Photo de la ventouse A) Concept de 1954 (Tirée de (Malmström, 1957) - Figure 19) . . . . .	15
8	Pose d'une ventouse obstétricale sur un scalp fœtal et image de la ventouse. Inspiré de la documentation Kiwi™. . . . .	16
9	A) Vue sagittale du crâne fœtal et B) Vue de dessus. Point de flexion (point rouge). Dimensions rapportées par (Vacca, 1990) . . . . .	17
10	A) Exemple de bosse sérosanguine causée par l'utilisation de la ventouse Malmström. Tirée de (Malmström, 1957), Figure 34. B) Illustration du cephalhematome - tiré de (Konar, 2015), Figure 33.5. (Subcutaneous tissue : tissus sous-cutané ; Blood : sang ; Parietal Bone : os parietal) . . . . .	20
11	A) Régions du scalp. B) Coupe sur l'épaisseur du scalp - Tirée de (Seery, 2002) (Figure 1). Traduction donnée dans l'ordre de la liste ci-dessous. . . . .	27
12	A) Comportement non-linéaire de la peau : Représentation usuelle de la courbe déformation/contrainte à la suite d'un essai de traction uniaxial sur la peau. B) Représentation usuelle de la courbe déformation/temps du comportement viscoélastique de la peau lors d'un essai de fluage (indentation, succion ou torsion). . . . .	31
13	Différents types d'essais. a) Traction uniaxiale. b) Traction biaxiale. c) Indentation. d) Succion. e) Torsion. f) Tension. g) Élastographie . . . . .	32

14	Graphique non exhaustif regroupant quelques valeurs du module (en MPa) d'élasticité de la peau de la littérature. . . . .	32
15	A) Illustration situant chaque fascia dans les axes de densité fibreuse et de "regularité" (i.e. l'organisation spatiale). Tout crédit à (Schleip <i>et al.</i> , 2012). B1) Microvacuoles délimitées par les fibres de diamètres micrométriques. Substance transparente : Matrice extra-cellulaire. - Figure tirée de (Guimberteau et Delage, 2012). B2) Photo de fascia lata - Figure adaptée. Tout crédit à : (Eng <i>et al.</i> , 2014) . . . . .	44
16	Modèle numérique employant les propriétés matérielles du plancher pelvien les plus abouties (au moment de l'écriture de ce manuscrit). Figure adaptée - Tout crédit à (Pouca <i>et al.</i> , 2018b) . . . . .	49
17	Simulation numérique implémentant un mobile fœtal sans trajectoire imposée, et avec articulation au niveau du cou. Figure adaptée - Tout crédit à (Lapeer <i>et al.</i> , 2019) . . . . .	50
18	Modèle numérique implémentant un milieu environnant au mobile fœtal et qui n'impose pas de trajectoire prédéfinie pour celui-ci. Figure adaptée - Tout crédit à (Buttin <i>et al.</i> , 2013) . . . . .	51
19	A) Simulation d'utilisation de forceps. Figure adaptée - Tout crédit à (Lapeer <i>et al.</i> , 2014a). B) Simulation d'utilisation de forceps, avec un angle varié. Figure adaptée - Tout crédit à (Su <i>et al.</i> , 2016). . . . .	53
20	Simulation d'utilisation de la ventouse obstétricale. A) Placement de la ventouse. B) Exemple de résultat. Figure adaptée - Tout crédit à : (Chen <i>et al.</i> , 2021). . . . .	54
21	Tableau non exhaustif présentant des types de ventouses industrielles - inspiré de COVAL (COVAL, ). Utilisation des ventouses : (Archer <i>et al.</i> , 2001) . . . . .	58
22	Comparaison des différentiels de pressions industriels et requis pour une extraction instrumentée par ventouse. . . . .	59
23	Exemples schématiques de mécanismes de succion : A) Céphalopode. B) Gobiesocidae. C)Echeneidés. D) Larves de Blephariceridae. . . . .	61
24	Représentation schématique des stratégies de succion : A) Céphalopode. B) Gobiesocidae. C)Echeneidés. D) Rainette. . . . .	62
25	Représentation schématique des stratégies de succion naturelles . . . . .	63
26	Schématisation des améliorations bio-inspirées possibles en vue de l'évolution de la ventouse obstétrique . . . . .	65
27	Photo du mannequin d'entraînement. Échelle : 20 cm . . . . .	68
28	Banc d'essai expérimental. A) Structure principale. B) Plaques circulaires utilisées. (i) Trou circulaire. (ii) Trou elliptique. C) Objets utilisées. (i) Sphère en acrylique. (ii) Forme de crâne fœtal simplifié. D) Dispositif monté sur machine de traction. Échelle : 20 cm . . . . .	71
29	Configuration sphère - orifice circulaire. A) Représentation de la configuration. B) Prise de vue au cours d'un essai. Échelle : 20 mm . . . . .	72
30	Configuration 1. Résultats obtenus . . . . .	72
31	Configuration Crâne - orifice circulaire - plaque silicone. A) représentation de la configuration. B) Photo au cours d'un essai. Échelle : 20 mm . . . . .	73
32	Configuration 2. Résultats obtenus . . . . .	73
33	Configuration Crâne - orifice circulaire - plaque caoutchouc. A) Représentation de la configuration. B) Clarification de la variation de l'angle entre le crâne et l'ellipse. C) Photo au cours d'un essai. Échelle : 20 mm . . . . .	74
34	Configuration 3. Résultats obtenus pour les angles : A) 0°. B) 30°. C) 60°. D) 90° . . . . .	74
35	Comparaisons des premiers essais pour chaque angle . . . . .	75
36	Configuration 3. Résultats obtenus avec ajout de lubrifiant . . . . .	75

37	Montages expérimentaux pour la mesure des coefficients de frottements. A) Configuration : acrylique sur silicone. B) Configuration : PLA sur silicone. C) Configuration : PLA sur caoutchouc . . . . .	76
38	Présentation du modèle numérique associé à la configuration 1 . . . . .	79
39	Résultats de l'analyse modale. UT : Amplitude du champ de déplacement en mm. . . . .	80
40	Résultats - Influence du temps total de simulation affecté d'un paramètre $a$ . . . . .	81
41	Résultats numériques - Sphère et plaque silicone. <b>A)</b> Énergie interne en fonction du paramètre $a$ . <b>B)</b> Énergie cinétique en fonction du paramètre $a$ . * : Pics d'énergie cinétique . . . . .	82
42	Principe de troncage des énergies . . . . .	83
43	Comparaison énergies cinétique et interne en fonction du paramètre $a$ . . . . .	83
44	Comparaison des modélisations 2D et 3D pour la configuration 1. . . . .	84
45	Résultats de la simulation numérique - Crâne/Plaque de silicone. . . . .	85
46	Résultats de la simulation numérique - Crâne / Plaque de caoutchouc. . . . .	86
47	Présentation du banc d'essai. A) Vue de face du banc. B) Vue de côté du mannequin. C) Crâne imprimé avec attache. D) Photo du banc d'essai . . . . .	89
48	Présentation du montage. A) Photo du montage (une seule caméra visible). B) Schéma de principe de l'acquisition du mouvement. . . . .	90
49	Images types obtenues avec le banc d'essai. A) Caméra profil B) Caméra plafond . . . . .	91
50	Principe de la détection angulaire et de translation. A) Image acquise. B) Matrice correspondante et clarification de l'algorithme. C) Clarification sur la détection de l'écrou . . . . .	91
51	Acquisition de mouvement particulier - cercle . . . . .	92
52	Acquisition de mouvement particulier - huit. . . . .	93
53	Acquisition de mouvement particulier - translation suivant l'axe z. Représentation tridimensionnelle. (Pour les directions, se référer à la figure 48). . . . .	93
54	Photo du montage - Mannequin obstétrique. Caméra de profil non visible. . . . .	94
55	Images types obtenues sur le mannequin. A) Caméra profil. B) Caméra plafond . . . . .	95
56	Mannequin d'accouchement - acquisition de mouvement cercle. . . . .	95
57	Mannequin d'accouchement - acquisition de mouvement translation. <b>I</b> : traction 1. <b>II</b> : traction 2. <b>III</b> : traction 3 . . . . .	95
58	Montage des essais expérimentaux à la maternité du CHRU de Nancy . . . . .	96
59	A) Exemple d'image obtenues lors de l'acquisition d'un geste d'un praticien lors d'une EIV sur le mannequin. B) Convention de signe pour l'angle évalué . . . . .	97
60	Résultats ré-échantillonnés. A) Participants niveau 1. B) Participants niveau 2. C) Participants niveau 3. D) Participants niveau 4. Le niveau 1 est le groupe des internes les moins expérimentés, et le niveau 4 est le groupe des séniors . . . . .	98
61	Clarification des informations extraites des données obtenues pendant la campagne d'acquisition du geste . . . . .	100
62	Résultats de l'ACP sur les données de la campagne d'acquisition du geste. Projection sur le plan des deux premières composantes principales (58,6 % du nuage de points) . . . . .	101
63	Résultats de la campagne d'acquisition du geste - Évolution des moyennes de l'angle en fonction du déplacement horizontal. . . . .	102
64	Résultats de la campagne d'acquisition du geste - Évolution des moyennes de l'angle au cours du mouvement. . . . .	103
65	Résultats de la campagne d'acquisition du geste - Évolution des déplacements horizontaux moyens au cours du mouvement . . . . .	103
66	Photo du montage expérimental de la campagne acquisition de l'effort d'extraction lors d'une EIV sur le mannequin. Zone verte sous la table dédiée : plateforme d'effort . . . . .	107



67	Exemple de résultats obtenus lors de la campagne d'acquisition de l'effort d'extraction - Amplitude angulaire et efforts suivant les directions X,Y,Z au cours de l'acquisition 1 . . . . .	108
68	Histogramme regroupant les maxima des efforts mesurés au cours des acquisitions de la campagne expérimentale. ET : Écart-type . . . . .	108
69	Histogramme regroupant les maxima et minima des angles mesurés au cours des acquisitions de la campagne expérimentale . . . . .	109
70	Résultats des acquisitions qui ont subies un décrochage de la ventouse. Inv : Involontaire. Vol : Volontaire . . . . .	110
71	Ensemble des géométries acquises par CT-scan et reconstruite via 3D Slicer. . . . .	111
72	Géométries reconstruites sur CATIA <sup>®</sup> . A) Peau en silicone. B) Périnée en caoutchouc. C) Sacrum en plastique . . . . .	112
73	Géométries du fœtus du mannequin acquises par CT-scan. A) Vue de côté. B) Vue de dessus	112
74	Diamètres variés pour la création de la librairie de crâne. A1) Schéma d'une vue de côté du crâne. A2) Géométrie 3D associée à la vue de côté. B1) Schéma d'une vue de face du crâne. B2) Géométrie 3D associée à la vue de face. . . . .	113
75	Construction des géométries associées aux deux diamètres moyens. A) Comparaison des diamètres moyens mesurés par Chitty et al. et des diamètres moyens de la librairie de crâne.	113
76	Visualisation des nuages de points associés aux géométries de 4 crânes de semaines gestationnelles respectives 38, 30, 20 et 12. . . . .	114
77	Exemple de construction d'une géométrie de crâne de 35 semaines associée à une modification des écarts-types. ET : Ecart-type . . . . .	114
78	Exemple de résultats de la librairie de crâne . . . . .	115
79	Assemblage du modèle numérique implémentant la géométrie crânienne de 35 semaines. Traits rouge : zones d'application des conditions aux limites pour la peau. . . . .	116
80	Construction des trajectoires du crâne. Courbes des angles. ET : Écart-Type . . . . .	117
81	Présentation des coordonnées implémentées au point de référence. ET : Écart-Type . . . . .	118
82	Exemple du montage mis en place pour la mesure du coefficient de frottement entre silicone et silicone . . . . .	118
83	Positions des points de références créés sur les géométries de crânes. A) Modèle numérique. B) Schéma du crâne fœtal - Vue de côté C) Schéma du crâne fœtal - Vue de dessus . . . . .	119
84	Création des chemins sur la plaque représentant la peau. . . . .	120
85	Comparaison des efforts numériques aux efforts expérimentaux correspondant à l'acquisition 5 de la norme d'effort minimale. Num : Numérique. Exp : Expérimental. . . . .	121
86	Comparaison des efforts numériques aux efforts expérimentaux correspondant à l'acquisition 2 de la norme d'effort maximale. Num : Numérique. Exp : Expérimental. . . . .	121
87	Comparaison des déformations logarithmiques dans le plan mesurées à l'instant le plus critique du passage du crâne de 35 semaines, pour la trajectoire moyenne. . . . .	122
88	Résultats de la simulation à l'instant le plus critique du passage du crâne de 35 semaines, pour la trajectoire moyenne. LE : Déformation logarithmique maximale dans le plan. . . . .	122
89	Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec trois trajectoires imposées au point <i>RP-1</i> . $F_N$ : norme de la force. $F_X$ : effort suivant la direction X. $F_Y$ : effort suivant la direction Y. $F_Z$ : effort suivant la direction Z. ET : Écart-type. . . . .	123
90	Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec trois trajectoires imposées au point <i>RP-1</i> - Comparaison des déformations logarithmiques maximales dans le plan sur le chemin $P_1$ . ET : Écart-type . . . . .	124
91	Résultats des trois simulations utilisant les crânes de 32, 35 et 38 semaines, avec trois trajectoires imposées au point <i>RP-1</i> - Comparaison des normes de forces. ET : Écart-type .	125

92	Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec la trajectoire <i>Moyen + ET</i> imposée au point <i>RP-1</i> . Comparaison des déformations logarithmiques maximales dans le plan, sur le chemin $P_1$ . ET : Écart-type . . . . .	126
93	Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec la trajectoire <i>Moyen + ET</i> imposée aux points de références <i>RP-1</i> , <i>RP-2</i> et <i>RP-3</i> - Comparaison des normes de forces. ET : Écart-type . . . . .	127
94	Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec la trajectoire <i>Moyen + ET</i> imposée aux points de références <i>RP-1</i> , <i>RP-2</i> et <i>RP-3</i> . Comparaison des déformations logarithmiques maximales dans le plan sur le chemin $P_1$ . ET : Écart-type . . . . .	127
95	Principe de l'essai de pelage . . . . .	134
96	Campagne de pelage sur ruban auto-agrippant. A) Présentation du montage. B) Configuration en cours d'essai. C) Zoom de la zone d'accroche pendant l'essai . . . . .	135
97	Influence de la largeur de bande - pelage du ruban auto-agrippant. . . . .	136
98	Résultats normalisés du pelage du ruban auto-agrippant . . . . .	136
99	Influence de la vitesse de pelage. Encart : zoom sur les régimes transitoires des courbes . . . . .	137
100	A) Essai de pelage - Clarification des hypothèses. B) Essai de pelage - modèle géométrique. $U$ : déplacement de la traverse verticale. $X$ : déplacement de la glissière. $R$ : rayon de courbure de la partie supérieure. $l_c$ : longueur critique des connecteurs. $k$ : raideur des connecteurs . . . . .	138
101	Principe de déplacement de la surface $S_{max}$ . . . . .	139
102	Principe de génération des connecteurs . . . . .	141
103	Modèle numérique associé à l'essai de pelage du ruban auto-agrippant. Largeur de bande : 10 mm . . . . .	141
104	Vue de côté de l'essai de pelage sur ruban auto-agrippant. Échelle rouge : 10 mm. . . . .	143
105	Exemple de la mise en œuvre d'un modèle numérique - largeur de bande : 10 mm. A) Vue de profil. Double flèche : $S_{max}$ de profil. B) Vue isométrique. Zone rose : $S_{max}$ en vue isométrique. CTF : Norme des efforts transitant dans les connecteurs (en N). . . . .	143
106	Comparaison des essais de pelage expérimentaux et numériques sur ruban auto-agrippant. EXP : Expérimental. NUM : Numérique . . . . .	144
107	Principe schématisé de l'essai de succion sur le scalp . . . . .	145
108	Dispositif de succion. A) Vue globale. B) Schéma de principe. Matériau de propriétés inconnues : peau . . . . .	146
109	Présentation du problème de Föppl-Hencky . . . . .	146
110	Mesure de la déflexion de la membrane inférieure. A) Schéma de principe du montage. B) Exemple d'image acquise. C) Exemple d'image traitée pour détection de la membrane. Échelles rouges : 10 mm . . . . .	147
111	Images des essais préliminaires - Dispositif de succion. A) Silicone alimentaire. Pression : 5 mbar. B) Silicone type "peau". Pression : 5 mbar. C) Peau de poulet. Pression : 23,3 mbar. D) Peau du poulet. Pression : 75 mbar). Échelles rouges : 10 mm . . . . .	148
112	Excision d'éprouvette. A) Tête avant excision. B) Schéma de la zone et de la direction d'excision. C) Éprouvette. Gauche : zone d'interaction de 50 mm. Droite : zone d'interaction de 100 mm. . . . .	151
113	Exemple de montage d'une éprouvette avant un essai de pelage . . . . .	152
114	Essais de traction sur peau du scalp de porc. A) Éprouvette avant essai. B) et C) Éprouvette pendant essai. . . . .	153
115	Résultats des essais de traction uniaxiale et de l'identification des coefficients des potentiels hyperélastiques choisis. Élongation maximale pour l'identification : 1,15. . . . .	154

116	Présentation du modèle numérique générique associée au test de pelage sur scalp de porc	156
117	Essai de pelage du scalp de porc en cours. Échelle : 20 mm. Échelle dans l'encart : 10 mm.	157
118	Simulation "blanche" du modèle associée au pelage du scalp de porc. Zone rose : $S_{max}$ . CEF : force transitant dans les connecteurs, en Newton.	157
119	Résultats expérimentaux et numérique des essais de pelage sur scalp de porc. ET : Écart-Type	158
120	Résultats de trois simulations de pelage implémentant les trois jeux de coefficients hyperélastiques identifiés précédemment (voir tableau 20).	160
121	Présentation de l'essai de succion réalisé sur scalp de porc	161
122	Résultats de la succion sur scalp de porc. Échelle : 1 cm	161
123	Configurations de modèles numériques associées aux modèles : A) M1 et M2. B) M3.	163
124	Résultat de la simulation du modèle M1. U2 : Amplitude du champ de déplacement suivant la direction Y, en mm	163
125	Résultat de la simulation du modèle M2. U2 : Amplitude du champ de déplacement suivant la direction Y, en mm	164
126	Résultat de la simulation du modèle M3. A) U2 : Amplitude du champ de déplacement suivant la direction Y, en mm. B) CEF : Norme de l'effort transitant dans les connecteurs, en N.	166
127	Géométries des solides utilisés dans le modèle numérique - crâne sans fontanelles	169
128	Zones de répartitions de la population de connecteurs, vues sagittales des modèles : A) ZV ; B) ZI ; C) ZC. Trait rouge : connecteurs. Rectangle rouge : début des connecteurs. Triangle rouge : fin des connecteurs	170
129	Crâne avec sutures. A) Vue sagittale. B) Vue de dessus. C) Vue occipitale.	171
130	Conditions aux limites. Vue en coupe sagittale du crâne. Zone rouge : éléments encastrés à la base du crâne. Flèche rouge : déplacement imposé à la ventouse	172
131	Exemple de consignes de déplacement en norme de 10 mm, et une pression "Objectif". $U_n$ : norme du déplacement de la ventouse. $U_y$ : amplitude du déplacement suivant la direction Y. $U_z$ : amplitude du déplacement suivant la direction Z	173
132	Résultats des simulations relatives à l'étude de l'influence de la position des connecteurs. ZV : Zone ventouse. ZI : Zone intermédiaires. ZC : Zone complète	174
133	Superposition des cartes des champs de déplacements de la peau du scalp et du crâne pour les modèles ZV et ZC. Vue sagittale : A) scalp C) crâne. Vue occipitale : B) scalp. D) crâne. U : amplitude du champ de déplacement, en mm	175
134	Comparaison des normes d'efforts pour les simulations de traction normale et de traction $S_+$ , pour les deux modèles incluant des crânes avec et sans sutures	175
135	Comparaisons des champs de déformations de la peau du scalp et du crâne sans sutures (gauche) et avec sutures (droite), pour la traction $S_+$ .	176
136	Schéma des différentes tractions utilisées	177
137	Comparaison des champs de déplacement de la peau du scalp pour les 8 directions imposées à la ventouse. U : amplitude du champ de déplacement, en mm	178
138	Comparaison des champs de déformation de la peau du scalp pour les 8 directions imposées à la ventouse. LE : déformation logarithmique maximale principale	179
139	Comparaison des moments de flexion pour chaque traction différente. Normale : traction suivant le vecteur normal du plan de la ventouse.	180
140	Positions de la ventouse employées pour cette étude. A) Vue occipitale. B) Vue de dessus	181
141	Comparaison des vues sagittales et occipitales des champs de déformations de la peau du scalp, pour les positions $S_1$ , $S_2$ et $S_3$ . LE : Déformations logarithmiques maximales principales	182
142	Comparaison des énergies de dissipation par frottement pour toutes les positions.	183

143	Comparaison des moments pour chaque positionnement de ventouse, pour une direction de traction tangentielle vers la partie antérieure de la tête fœtale. . . . .	183
144	Comparaison des moments maximums pour chaque direction de traction et pour chaque position de la ventouse . . . . .	184
145	Comparaison des moments maximaux pour chaque direction de traction et pour chaque position de la ventouse . . . . .	185
146	Diagramme en échelle log des déformations logarithmiques maximales principales de la peau du scalp et du crâne . . . . .	186
147	Comparaison des élongations aux deux instants en fonction du différentiel de pression. * : au moment où la norme de l'effort mesurée excède la valeur de force transmissible par la ventouse, en fonction de la pression . . . . .	186
148	Capture de la simulation employant un différentiel de pression de 700 <i>mmHg</i> aux instants suivants : A) Fin de l'établissement du différentiel de pression. B) Lâchage théorique de la ventouse. CU : Élongation du connecteur, en mm. . . . .	187
149	Comparaison des sommes des énergies potentielles stockées dans les connecteurs lors de la traction de la ventouse, en fonction de la direction de traction imposée. . . . .	188
150	Comparaison des sommes des énergies potentielles des connecteurs pour toutes les positions de la ventouse. Direction de traction : $S+$ . . . . .	189
151	Cartographie des connecteurs par élongations. Résultats de la simulation impliquant la position $S_2$ . A) Vue sagittale, en coupe . B) Vue occipitale. CU : Élongations des connecteurs, en mm . . . . .	189
152	Présentation d'un modèle numérique de l'EIV implémentant un design de ventouse changé. A) Vue occipitale. B) Vue sagittale . . . . .	198
153	Comparaison des sommes des énergies potentielles des connecteurs pour toutes les positions de la ventouse avec la somme des énergies potentielles des connecteurs pour le modèle de trois ventouse . . . . .	198
154	Modèle combinant le jumeau numérique du mannequin et le modèle de la tête fœtale. . . . .	199
155	Exemples de résultats du modèle complet. A) Déformation des parties maternelles. B) Vue en coupe - déplacement des connecteurs. . . . .	199
156	Principe de superposition des cartes d'élongations des connecteurs et du réseau vasculaire. A) Représentation du réseau des veines au sein du scalp. Figure tirée de (Hayman <i>et al.</i> , 2003). B) Résultat des simulations par éléments finis obtenus dans cette thèse. C) Superposition de A) et B). . . . .	201
157	Exemple exploratoire pour l'investigation du décrochage de la ventouse. A) Modèle. B) Résultat. CSTATUS : Variable permettant de visualiser la perte de contact (ou le glissement relatif de nœuds détectés comme étant en contact) . . . . .	202
158	Résultats bruts. A) Participants niveau 1. B) Participants niveau 2. C) Participants niveau 3. D) Participants niveau 4 . . . . .	206
159	Schéma explicatif du calcul des coordonnées corrigées . . . . .	207
160	Résultat de l'analyse modale de la peau. UT : amplitude du champ de déplacement en mm . . . . .	208
161	Résultat de l'analyse modale du périnée. UT : amplitude du champ de déplacement en mm . . . . .	209
162	Résultat de la comparaison des énergies cinétiques et internes . . . . .	209
163	Schéma de principe - création des connecteurs . . . . .	210
164	Schéma de principe - création des connecteurs . . . . .	212
165	Résultats de l'étude de sensibilité au maillage du modèle numérique associé au pelage de scalp de cochons . . . . .	214
166	A) Analyse modale du solide représentant le crâne sans sutures, et B) le scalp U : Amplitude du champ de déplacements . . . . .	215

167	A) Résultats de la comparaison des énergies cinétique et interne du système, B) avec “mass scaling” . . . . .	216
168	Analyse modale du solide représentant le crâne avec sutures. U : Amplitude du champ de déplacement . . . . .	216
169	Comparaison des énergies cinétique et interne de la tête foetale avec suture. . . . .	217

# Listes des abréviations

## Acronymes

3D	Tridimensionnel
ACOG	American College of Obstetricians and Gynecologists
ACP	Analyse en Composantes Principales
CERAH	Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés
CHRU	Centre Hospitalier Régional Universitaire
CNOGF	Collège National des Gynécologues et Obstétriciens Français
EIV	Extraction Instrumentée par Ventouse
ENP	Enquête Périnatale Nationale
ENSEM	École Nationale Supérieure de l'Électricité et de Mécanique
GOH	Gasser Ogden Holzapfel (Loi de comportement)
HCE	Haut Conseil de l'Égalité entre les hommes et les femmes
MEB	Microscope Électronique à Balayage
MEF	Modèle par Éléments Finis
OIDA	Occipito-Illiaque Droite Antérieure
OIDP	Occipito-Illiaque Droite Postérieure
OIDT	Occipito-Illiaque Droite Transverse
OIGA	Occipito-Illiaque Gauche Antérieure
OIGP	Occipito-Illiaque Gauche Postérieure
OIGT	Occipito-Illiaque Gauche Transverse
PLA	Acide PolyLactique
PMMA	Poly Méthacrylate de Méthyle Acrylique
RCOG	Royal College of Obstetricians and Gynecologists
ZP	Zone de Pelage (Modèle analytique)

**Notations**

$X$	Scalaire
$\vec{X}$	Vecteur
$\bar{\bar{X}}$	Tenseur d'ordre 2
$X_i$	i-ème composante de la grandeur $X$
$tr$	Trace (algèbre)
$det$	Déterminant
$\frac{\partial X}{\partial Y}$	Dérivée partielle de la grandeur $X$ par rapport à la grandeur $Y$

**Variables**

$\bar{\bar{I}}$	Tenseur identité
$\bar{\bar{C}}$	Tenseur de Cauchy-Green droit
$\bar{\bar{E}}$	Tenseur de Green-Lagrange
$\bar{\bar{S}}$	Second tenseur de contrainte de Piola-Kirchhoff (MPa)
$\psi$	Densité d'énergie de déformation (MPa)
$E$	Module d'élasticité (MPa)

# Introduction générale

Lors d'un accouchement par voie basse, il est possible que les efforts expulsifs utérins de la mère ne soient pas assez élevés, et que cela engendre un prolongement de la phase d'expulsion du bébé. Durant cette phase, des complications peuvent survenir : anomalies du rythme cardiaque fœtal et/ou maternel, fatigue/agitation maternelle ou défaut de progression. Le recours à l'extraction instrumentée par ventouse (**EIV**) est alors envisageable si la présentation du fœtus le permet. Le placement de la ventouse en un point particulier, le point de flexion, est primordial. Le front est alors automatiquement ramené en direction du corps, accentuant la flexion globale de la tête du bébé au cours de la descente. Après avoir placé la ventouse, l'obstétricien fait le vide à l'intérieur de la cupule (max. 800 *mmHg*) et peut alors appliquer une force de traction sur le scalp fœtal. Cette force doit être orientée de manière à ce que le mobile fœtal respecte sa progression naturelle de descente.

Bien que cette technique permette de réduire les risques pour la mère, l'EIV augmente cependant les risques encourus par le fœtus. À la déformation naturelle du crâne après passage du détroit supérieur viennent s'ajouter, la force de traction de la ventouse obstétricale, ainsi que le différentiel de pression locale. Les différentes couches du scalp sont alors hautement sollicitées, ce qui peut engendrer quelques rares complications, telles que : des bosses séro-sanguines, des céphalohématomes, des hémorragie sous-galeales. Afin de limiter ces risques, les obstétriciens doivent être formés à l'utilisation de cet instrument et doivent respecter les recommandations de pratique mises en place. Malgré que la ventouse soit devenue la technique majoritaire des accouchements "instrumentés" devant le forceps et les spatules (60,2 % chiffres de 2021 ([Cinelli et al., 2022](#))), le placement de la ventouse et l'amplitude de la force de traction appliquée restent néanmoins propres à l'opérateur.

Au-delà des recommandations d'usage, une meilleure compréhension des paramètres physiques et mécaniques mis en jeu lors d'une EIV est nécessaire pour faire évoluer cette technique à maints égards. En particulier, il est primordial de pouvoir uniformiser les pratiques et réduire les risques et complications associées à l'utilisation de la ventouse. De plus, la ventouse "souffre" du phénomène de détachement ou de lâchage, qui induit un décrochage de la ventouse du scalp fœtal, et donc l'échec de la pratique. En effet, les tissus conjonctifs mous composants le scalp humain permettent le déplacement relatif (glissement) de la peau par rapport au cranium.



Ce phénomène peut être induit par de nombreux facteurs, qui n'ont pas encore fait l'objet de recherches précises.

Cependant, l'investigation des paramètres intrinsèques de la pratique (i.e. geste d'extraction, pression, force d'extraction, etc. . .) est entravée par la complexité de collecter les différentes données nécessaires. Cette difficulté est au cœur de cette thèse. Afin de s'en affranchir, la mise en place de modèles numériques par éléments finis est nécessaire, ainsi que des essais sur mannequin d'entraînement obstétrique.

Cette thèse est la première au sein d'une nouvelle collaboration avec une équipe de gynécologues obstétriciens de la maternité du Centre Hospitalier Régional Universitaire (CHRU) de Nancy, pour laquelle les enjeux évoqués ci-dessus sont de première importance. Cette coopération permettra de guider et de valider la faisabilité clinique des axes d'améliorations identifiés via les modèles numériques et, potentiellement, d'aboutir au développement d'une ventouse obstétricale innovante.

Le travail proposé dans cette thèse est multidisciplinaire. Il est subdivisé en trois grandes parties. La première partie présente l'état de l'art sur les différents sujets abordés (l'obstétrique et l'utilisation de la ventouse, la biomécanique du scalp, les modèles numériques), mais elle propose également une revue de littérature avec un fort aspect biomimétique. La deuxième partie se place à une échelle macroscopique de l'accouchement assisté par ventouse, dans laquelle l'environnement du bébé est pris en compte (i.e. filière pelvigénitale de la mère). La troisième partie propose, quant à elle, de faire abstraction de l'environnement en se plaçant à une échelle plus mésoscopique. Ainsi, seule la ventouse est considérée en interaction avec la tête fœtale, tout en incluant une modélisation plus précise du scalp fœtal, ce qui permettra de mieux comprendre le transfert de l'effort d'extraction au sein du scalp fœtal.

La première Figure de ce manuscrit illustre de façon synoptique l'organisation des travaux de cette thèse.

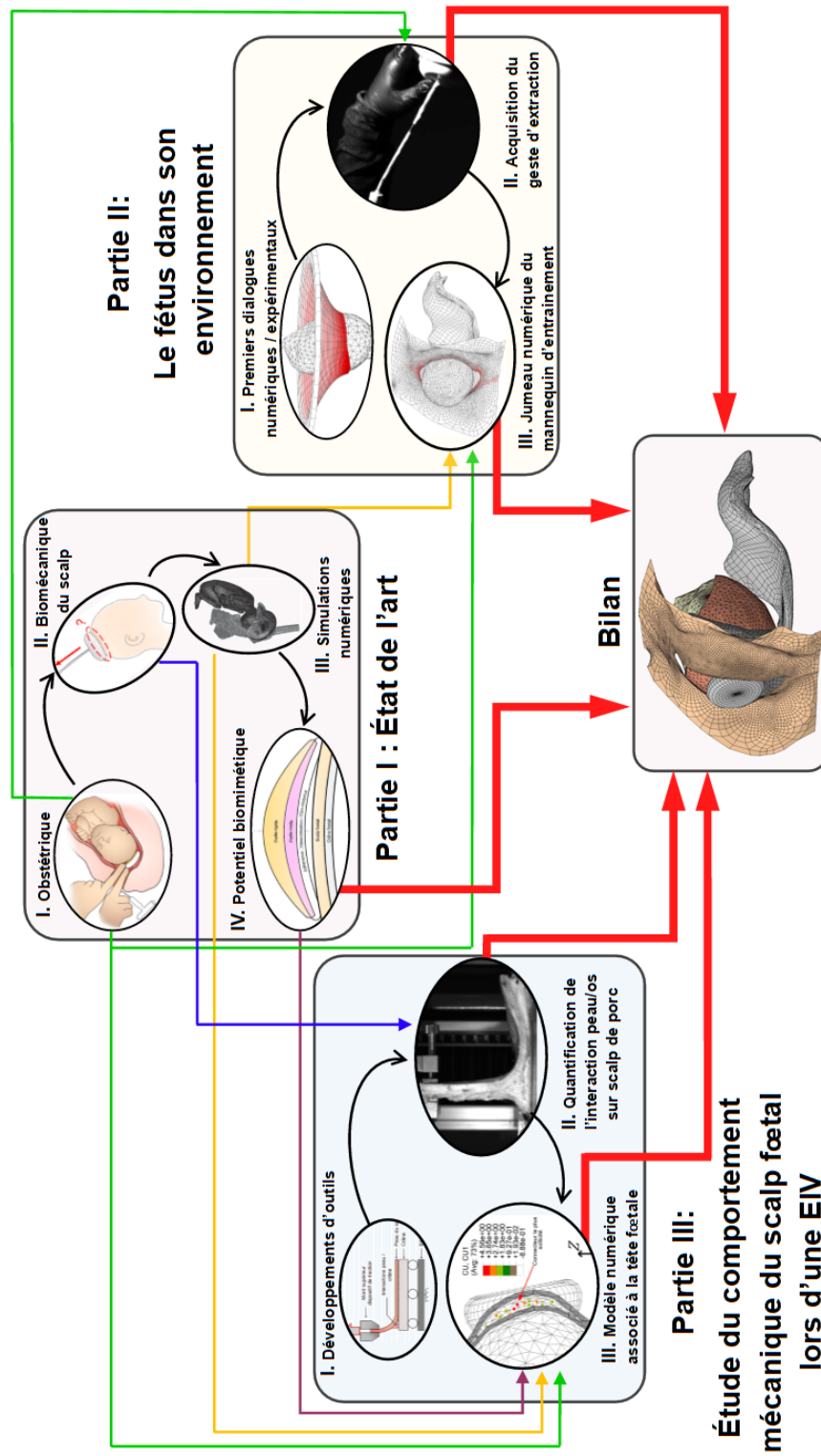


Fig. 1 – Schéma de l'organisation de la thèse

**Première partie**

**État de l'art**

# Chapitre 1

## Obstétrique et extraction par ventouse

Ce chapitre présente la partie “multidisciplinaire” de cette thèse. Il présente tout d’abord les différentes parties anatomiques, de la mère et du bébé mises en jeu lors d’un accouchement. Afin de bien cerner l’enjeu de l’utilisation de la ventouse obstétricale, les différentes étapes du travail lors d’un accouchement sont passées en revue. Puis, la deuxième section fait un état des lieux de la technique d’EIV et montre son intérêt à travers son histoire et sa technique d’utilisation. Enfin, ce chapitre se clôt sur les risques associés à cette pratique, ainsi que sur ses perspectives d’évolutions.

### Contenu

---

<b>1.1</b>	<b>L’accouchement</b>	<b>6</b>
1.1.1	Le bassin obstétrical	6
1.1.2	Le fœtus	8
1.1.3	Le travail	11
1.1.4	Bilan : l’accouchement	13
<b>1.2</b>	<b>L’extraction instrumentée par ventouse</b>	<b>14</b>
1.2.1	Introduction	14
1.2.2	Historique	15
1.2.3	Technique d’utilisation	17
1.2.4	Les risques engendrés	19
1.2.5	Les recommandations	21
1.2.6	Autres considérations : Violences faites aux femmes et épisiotomies	22
1.2.7	Bilan et enjeux de l’extraction par ventouse	22
<b>1.3</b>	<b>Conclusion du chapitre</b>	<b>23</b>

---

## 1.1 L'accouchement

L'accouchement désigne l'action de mettre un enfant au monde (Dictionnaire Larousse). Il peut se faire par voie naturelle (“*par voie basse*”) ou par intervention chirurgicale : la césarienne. L'accouchement a usuellement lieu entre la 37<sup>ème</sup> semaine et la 41<sup>ème</sup> semaine d'aménorrhée. Seul l'accouchement par voie basse est considéré dans le cadre de cette thèse.

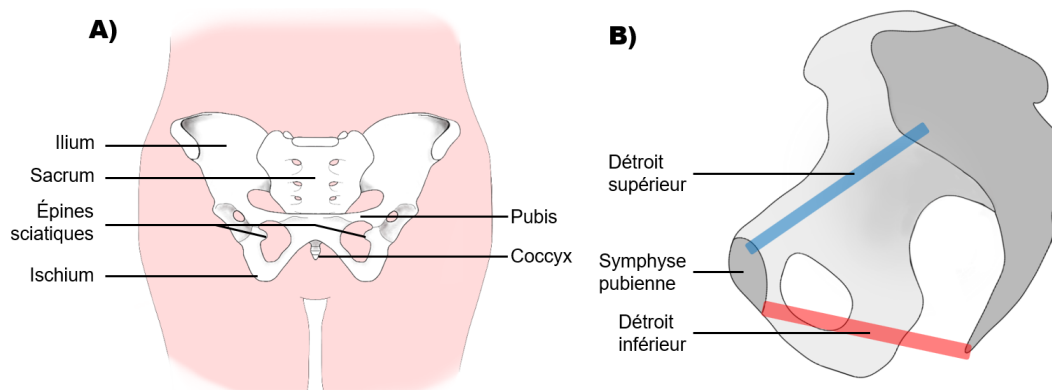
### 1.1.1 Le bassin obstétrical

Le bassin obstétrical désigne l'ensemble constitué du bassin osseux (*pelvis* en latin), d'organes génitaux, de muscles et autres tissu, de la femme.

#### 1.1.1.1 Pelvis

Le pelvis fait le lien entre le squelette du haut du corps grâce au sacrum qui accueille la colonne vertébrale et les fémurs via l'ilium. Il est composé (cf. la Figure 2.A) :

- de l'ilium ;
- du sacrum ;
- du coccyx ;
- de l'ischium ;
- et du pubis.

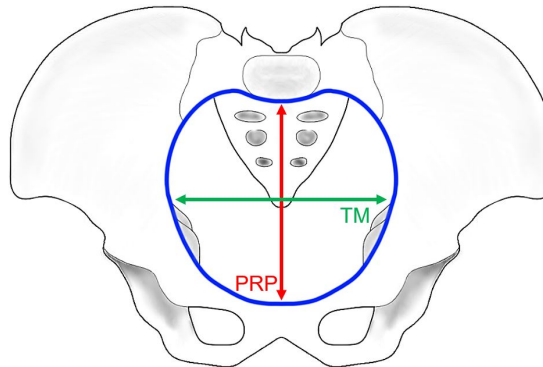


**Fig. 2** – Anatomie d'un bassin osseux de femme. A) Vue frontale (inspiré de (Cunningham *et al.*, 2014)). B) Coupe sagittale (inspiré de (Goerke, 2004))

L'ilium, le sacrum et le pubis font partie d'un ensemble appelé “la ceinture pelvienne” (Goerke, 2004), celle-ci forme l'anneau pelvien (ou détroit supérieur), en bleu sur la Figure 2.B). L'orifice le plus bas, en rouge sur la Figure 2.B), est le détroit inférieur. La zone interne aux deux détroits est l'excavation pelvienne.

### 1.1.1.1.1 Le détroit supérieur

Le détroit supérieur est le premier orifice rencontré par le fœtus lors de la descente. La partie haute du sacrum force la tête du bébé à la rotation lors de l'engagement. Les diamètres principaux du détroit supérieur sont le diamètre Promonto-Rétro-Pubien (PRP) et le diamètre Transverse Médian (TM), ils mesurent en moyenne 11 *cm* et 13 *cm*, respectivement (Konar, 2015). Ces dimensions sont bien évidemment soumises à la variabilité inter-individu et peuvent être radicalement différentes en cas d'anomalies du bassin (Goerke, 2004).



**Fig. 3** – Détroit supérieur d'un pelvis de femme. Ligne bleue : détroit supérieur. PRP : Promonto-Rétro-Pubien. TM : Transverse Médian.

*Remarque : Le détroit supérieur représenté ci-dessus est dans sa forme la plus "usuelle" appelée gynécoïde (Konar, 2015). La forme varie en fonction des populations considérées.*

### 1.1.1.1.2 Le détroit inférieur

Le détroit inférieur est le plan le plus bas du pelvis. Son pourtour forme un ovale (11,5 *cm*, 11 *cm*), c'est l'orifice le plus étroit du bassin (Konar, 2015). C'est au niveau de ce plan qu'a lieu la rotation de la tête du fœtus en sortie du pelvis (Konar, 2015). Le détroit inférieur est également le lieu d'attache des muscles du périnée.

### 1.1.1.2 Organes génitaux, musculatures et tissus du plancher pelvien

L'appareil génital féminin est principalement constitué :

- des ovaires ;
- des trompes de Fallope ;
- de l'utérus ;
- du col de l'utérus ;
- et du vagin.

L'utérus et le vagin sont majoritairement composés de fibres musculaires, tandis que le col de l'utérus est constitué de tissus conjonctifs (Norwitz et Schorge, 2013). L'utérus se distend par hypertrophie des muscles lors d'une grossesse et revient quasiment à ses dimensions d'origines après l'accouchement (Cunningham *et al.*, 2014). De plus, cet organe est tapissé d'une muqueuse (l'endomètre) permettant d'accueillir un possible embryon. Le col de l'utérus remplit quant à lui la fonction de supporter le poids du bébé à l'intérieur du sac amniotique (Myers *et al.*, 2015).

Au niveau du détroit inférieur se trouve un groupe de muscles appelé le périnée, ayant une forme de diamant (Cunningham *et al.*, 2014). Ces muscles permettent d'assurer les fonctions physiologiques de continence, de résister aux pressions internes, et en particulier d'éviter les descentes d'organes lors de l'accouchement. De part leur tonicité, tous ces muscles rentrent bien entendu en interaction avec le fœtus en résistant à la descente, et certaines fibres musculaires (muscles releveurs de l'anus) ont un rôle dans la présentation du fœtus (Marpeau, 2011). Ces fibres musculaires s'altèrent lors de l'accouchement (Dimpfl *et al.*, 1998), et perdent leur tonicité (Schwertner-Tiepelmann *et al.*, 2012) pouvant engendrer des troubles de la continence.

### 1.1.2 Le fœtus

Le futur nouveau-né est appelé fœtus à partir de la 8<sup>ème</sup> semaine après sa conception et ceci jusqu'à l'accouchement. À terme, le bébé mesure en moyenne 32 *cm* de la tête aux fessiers et pèse environ 2,5 *kg* (Cunningham *et al.*, 2014). Compte tenu de ses dimensions par rapport à la filière pelvienne, la tête fœtale est la partie primordiale lors de l'accouchement.

#### 1.1.2.1 Description du crâne fœtal

Le crâne fœtal est constitué de sept os (voir Figure 5.A) et .B) :

- les deux os frontaux ;
- les deux os temporaux ;
- les deux os pariétaux ;
- et l'os occipital.

Ces parties rigides sont séparées distinctement par des sutures. À l'intersection de ces sutures se trouve des fontanelles, parties cartilagineuses fermant les interstices créés entre les os. La calcification complètes des fontanelles et des sutures peut prendre jusqu'à trois années (Li *et al.*, 2015). Les fontanelles remplissent la fonction physiologique fondamentale de permettre le moulage<sup>1</sup> du crâne lors de la descente du fœtus (Konar, 2015). D'un côté plus pratique cette fois, elles permettent également aux gynécologues-obstétriciens de détecter la variété de présentation (voir paragraphe 1.1.3.2.1) par palpations lors de l'engagement de la tête dans la filière pelvienne (Konar, 2015). Les fontanelles majeures sont situées sur les représentations du crâne et nommées sur la Figure 5.C).

---

<sup>1</sup>Décrit plus en détail dans le paragraphe 1.1.2.2.3

### 1.1.2.2 Données géométriques et matérielles

#### 1.1.2.2.1 Dimensions du crâne foetal

La mécanique de l'accouchement met en jeu plusieurs données géométriques du crâne. En effet, en fonction de l'angle d'engagement de la tête ou lors de sa rotation lors de la descente, les dimensions "utiles" du crâne ne sont pas les mêmes. Il est donc nécessaire de définir les différents diamètres du crâne. Les Figures 5.D) et 5.E) permettent de montrer leur localisation sur le crâne ainsi que des les nommées. Le tableau ci-dessous regroupe les différents diamètres du cranium foetal. Ces longueurs sont bien évidemment soumises à la variabilité inter-individus et peuvent radicalement varier en cas d'anomalies.

Diamètre	Longueur usuelle
Sous-mento-bregmatique	9,5 cm
Sous-occipito-bregmatique	9,5 cm
sincipito-mentonnier	13,5 cm
occipito-frontal	12 cm
sous-occipito-frontal	11 cm
bipariétal	9,5 cm
bitemporal	8 cm

TABLE 1 – Dimensions du crâne foetal. (Riethmuller *et al.*, 2019)

#### 1.1.2.2.2 Épaisseur du cranium

Outre les dimensions usuelles liées à la mécanique obstétrique, il est intéressant dans le cadre de cette thèse de présenter également l'épaisseur de la voûte crânienne, ainsi que les données matérielles de l'os. À l'instar du cranium adulte, le crâne foetal n'a pas une épaisseur constante en tout point, mais celle-ci varie de 1 mm jusqu'à 3 mm (Li *et al.*, 2015).

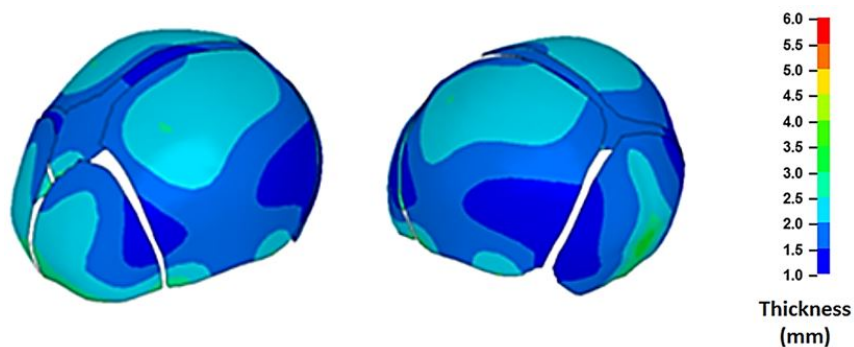
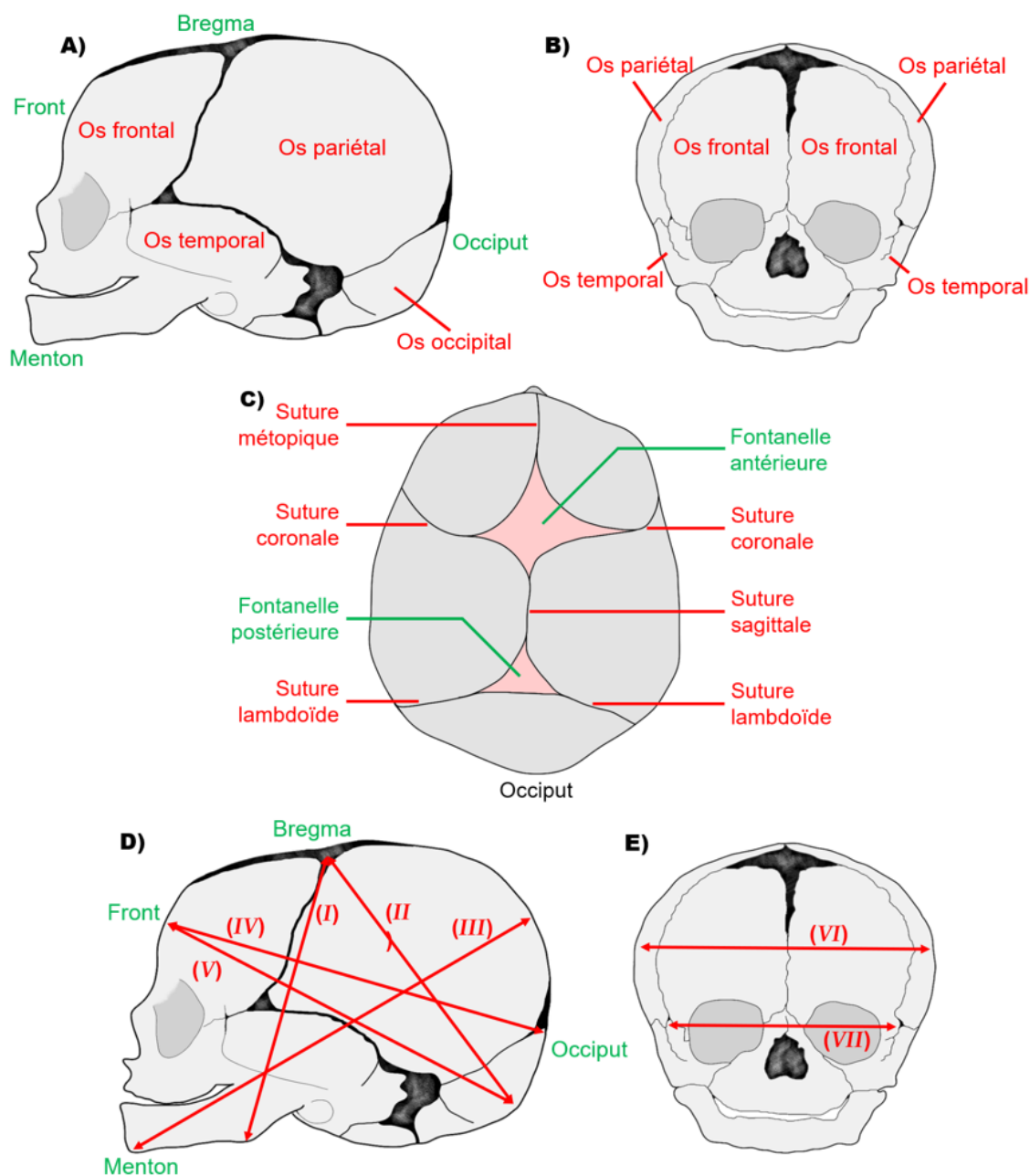


Fig. 4 – Distribution de l'épaisseur du crâne foetal - Tirée de (Li *et al.*, 2015). Thickness = Épaisseur





**Fig. 5** – Anatomie osseuse du crâne fœtal A) Vue sagittale. B) Vue frontale - inspiré de (Konar, 2015). C) avec ses sutures et fontanelles - inspiré de (Konar, 2015). Dimensions principales du crâne - inspiré de (Riethmuller *et al.*, 2019). D) Vue sagittale. E) Vue frontale (I) : sous-mento-bregmatique; (II) : sous-occipito-bregmatique; (III) : sincipito-mentonnier; (IV) : occipito-frontal; (V) : sous-occipito-frontal; (VI) : bipariétal; (VII) : bitemporal.

### 1.1.2.2.3 Propriétés mécaniques

Afin de pouvoir appréhender au mieux le phénomène de moulage ainsi que les possibles complications liées à certaines techniques obstétricales (cf. section 1.2.4), il est nécessaire d'étudier l'aspect "matériel" du crâne fœtal. Peu d'auteurs font état de la rigidité (i.e. du module d'Young) de l'os du cranium d'un nouveau-né. Les premières données présentes dans la littérature sont dues à McPherson et Kriewall en 1980 qui ont réalisé des essais de flexion sur des échantillons excisés de sept crânes de fœtus (McPherson et Kriewall, 1980). Les auteurs rapportent que les os du crâne exhibent un aspect fibreux, et que l'orientation de ces fibres influent sur la rigidité du crâne. Ils ont en effet, déterminé un module d'Young égal à 3880 *MPa* parallèlement aux fibres, tandis que le module d'Young perpendiculairement aux fibres s'élève à 951 *MPa*. En comparaison, le module d'Young moyen du crâne adulte, pour les os pariétaux, est d'environ 5000 *MPa* (Delille, 2007), ce qui est plus élevé que le module d'Young déterminé parallèlement aux fibres (à la déviation expérimentale près). Contrairement aux mesures de Delille sur crâne adulte, McPherson et Kriewall ont conclu que les fibres n'ont plus d'effet sur les caractéristiques mécaniques du crâne pour un enfant de plus de six ans. Quant à Margulies et Thibault, ils ont mesuré un module d'Young d'environ 821 *MPa* (perpendiculairement aux fibres) (Margulies et Thibault, 2000). La rigidité des sutures a également été étudiée par Coats et Margulies, elles apparaissent être trente-cinq fois moins rigides que les os du crâne (Coats *et al.*, 2007). Ceci permet de montrer que les propriétés mécaniques de la tête fœtale sont propices à son moulage.

Le moulage est la modification de la géométrie du crâne lors de la descente du bébé. La faible rigidité des sutures, ainsi que la présence des fontanelles, permettent ce phénomène nécessaire au passage du fœtus dans la filière pelvienne. Les os pariétaux et l'os occipital se rapprochent les uns des autres permettant de réduire, en particulier, le diamètre bipariétal.

### 1.1.3 Le travail

Le travail est l'ensemble des événements qui ont lieu jusqu'à la naissance du nouveau-né (et jusqu'à la sortie de ses annexes). Le travail est divisé en 3 étapes clés :

- la dilatation du col ;
- l'engagement puis l'expulsion du fœtus ;
- l'expulsion du placenta et des membranes.

La durée du travail dépend de l'aspect primipare (premier accouchement) ou multipare (au moins le deuxième accouchement) de la femme. Il dure en moyenne environ quatorze heures (primipare) ou huit heures (multipare) dans le cas d'un accouchement sans complications (Konar, 2015).

### 1.1.3.1 La dilatation

La dilatation du col de l'utérus est la première étape du travail, c'est également la plus longue. Les contractions utérines sont à l'origine de l'étirement des fibres musculaires autour du col de l'utérus (Konar, 2015). La durée entre ces contractions est d'environ trois minutes (Lansac *et al.*, 2011), et le col de l'utérus se dilate jusqu'à 10 cm. Deux phases sont distinguées pour cette dilatation : la phase latente et la phase active. La fin de la phase active est synonyme du début de l'expulsion (Lansac *et al.*, 2011).

### 1.1.3.2 De l'engagement jusqu'à l'expulsion

#### 1.1.3.2.1 L'engagement

L'engagement est défini comme l'étape où le plus grand diamètre est au niveau du plan du détroit supérieur (Konar, 2015). Cette étape dépend de la variété de présentation avec laquelle le crâne rentre dans la filière pelvienne, ainsi que de la flexion de la tête fœtale.

Il existe six variétés de présentation du crâne, celles-ci sont regroupées dans le tableau 2 ci-dessous. Les variétés les plus fréquentes sont les variétés OIGA et OIGP (Lansac *et al.*, 2011).

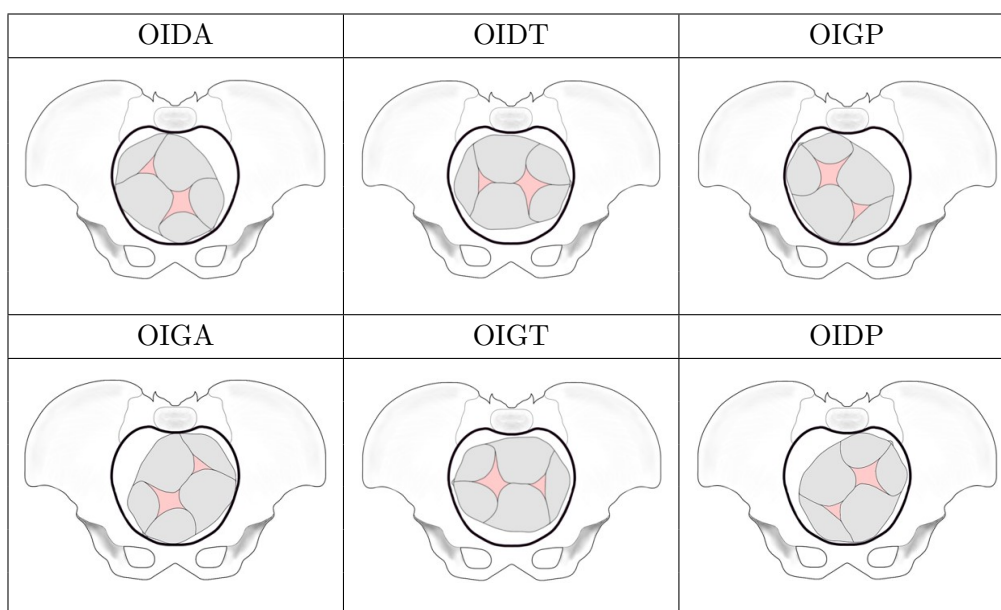


TABLE 2 – Variétés de présentation (inspiré de (Riethmuller *et al.*, 2019)). **OIDA** : Occipito-Illiaque Droite Antérieure; **OIDT** : Occipito-Illiaque Droite Transverse; **OIGP** : Occipito-Illiaque Gauche Postérieure; **OIGA** : Occipito-Illiaque Gauche Antérieure; **OIGT** : Occipito-Illiaque Gauche Transverse; **OIDP** : Occipito-Illiaque Droite Postérieure

Remarque : Le nom des présentations est donné selon la position des os frontaux du crâne fœtal par rapport au pelvis.

### 1.1.3.2.2 La descente et l'expulsion

Une fois le crâne engagé, le mobile fœtal entre alors dans la phase de descente. Cette phase est favorisée par les contractions utérines qui se font à une fréquence plus élevée et par les efforts abdominaux de la mère (Konar, 2015).

Après le passage dans l'excavation pelvienne et du détroit inférieur, vient la dernière phase de la deuxième étape du travail : l'expulsion. Le dernier obstacle avant l'expulsion complète du bébé se trouve au niveau du plancher pelvien. En raison de leur tonicité les muscles du périnée opposent une résistance à la sortie du fœtus. Dans un accouchement sans complications, les contractions utérines et les derniers efforts maternels suffisent à surpasser la tonicité du périnée. L'expulsion du fœtus conclut la descente, ainsi que la deuxième étape du travail.

Lors de la progression du fœtus dans la filière pelvienne, le crâne est confronté à l'encombrement des os, ainsi qu'au tonus des fibres musculaires. Ces éléments engendrent une flexion intrinsèque du crâne (facilitant la descente) selon la "théorie des leviers" (Riethmuller *et al.*, 2019). Cette même théorie est utilisée pour la mécanique de l'utilisation de la ventouse obstétricale (cf. section 1.2.3.1).

De plus, une rotation naturelle du crâne s'effectue au niveau du détroit inférieur, cette rotation est primordiale pour la descente (Konar, 2015). En fonction de la variété de présentation, la rotation induite forme un angle égal à  $45^\circ$  ou  $135^\circ$  (Riethmuller *et al.*, 2019).

### 1.1.3.3 Après l'expulsion

Aussi appelée *délivrance*, cette troisième étape est la dernière du travail et conclut l'accouchement. Cette période intervient quasiment immédiatement après la naissance du nouveau-né. L'utérus se rétracte sous l'effet des dernières contractions et le placenta se décroche de la paroi. L'expulsion consiste au décollement physiologique (ou non) du placenta et des membranes restantes (Konar, 2015).

### 1.1.4 Bilan : l'accouchement

L'ensemble des notions introduites sont valables pour un accouchement "normal" ou sans complications. Néanmoins, la mécanique de flexion de la tête ou la rotation du bébé dans la filière pelvienne peuvent parfois s'avérer complexes. En effet, du côté maternel, il se peut que les contractions utérines ne soient pas suffisamment fortes, que les pressions abdominales soient insuffisantes ou encore que le périnée soit trop tonique. La présence d'anomalies anatomiques au niveau du pelvis ou une filière pelvienne trop étroite freinent également la descente du fœtus. Par conséquent, bien que les mécanismes physiologiques soient dans la plupart des cas suffisants, il se peut qu'une intervention externe soit nécessaire pour aider l'accouchement et minimiser les risques.

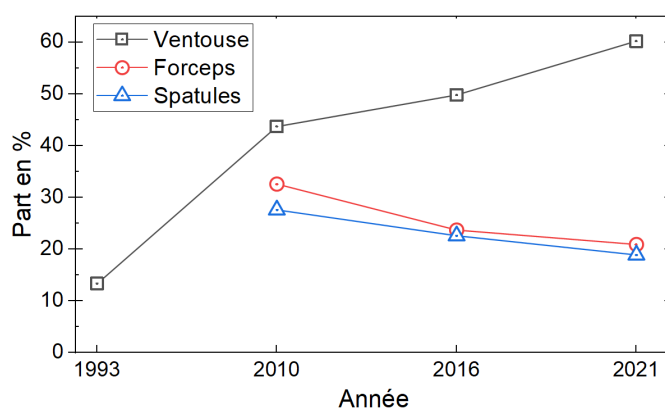
## 1.2 L'extraction instrumentée par ventouse

### 1.2.1 Introduction

Les interventions du corps médical afin d'aider l'accouchement par voie basse sont réalisées grâce à des instruments obstétricaux, tels que la ventouse, le forceps ou encore la spatule : on parle alors d'extraction instrumentée. Seule l'extraction par ventouse sera abordée dans le présent travail.

De nos jours, dans le monde, le taux d'extractions instrumentées est disparate selon les continents et selon les pays. En effet, dans les pays développés, la part que représente les accouchements instrumentés atteint les 15 %, tandis que dans les pays dits en voie de développement, il peut être de moins de 5 % (Vannevel *et al.*, 2019). Sur les 13 631 naissances en France sur le mois de mars 2021, les accouchements instrumentés représentent de manière constante environ 12,4 % des accouchements.

Remarque : *Le taux de césarienne reste, quant à lui, quasiment constant. Cela indique, a minima, la volonté du corps médical à privilégier d'autres techniques moins lourdes (Gei, 2012).*



**Fig. 6** – Évolution de la répartition des techniques d'extractions instrumentées, en France, depuis 1993. Les parts d'accouchements instrumentés par forceps et spatules, en 1993, ne sont pas connues. (Chiffres de 1993 tirés de (Schaal *et al.*, 1997); Chiffres de 2010 et 2016 tirés de l'Enquête Nationale Périnatale (ENP) 2016 (Blondel *et al.*, 2016); Chiffres de 2021 tirés de l'ENP 2021 (Cinelli *et al.*, 2022))

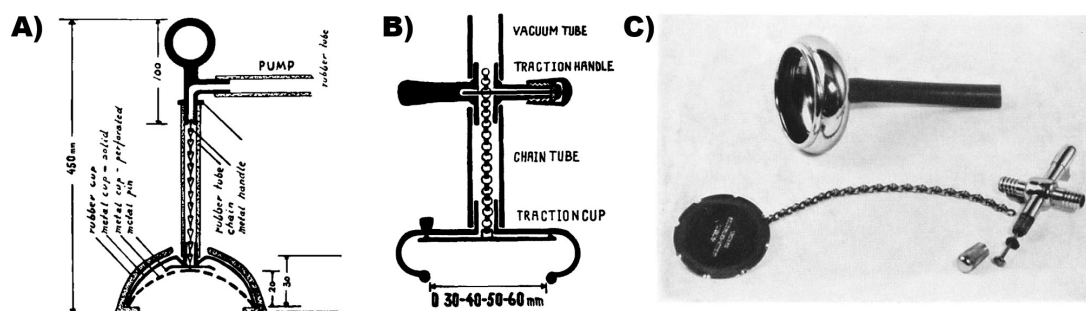
Parmi ces extractions instrumentées, le taux d'utilisation de la ventouse n'a cessé d'augmenter, ce qui en fait l'instrument le plus utilisé dans de nombreux pays développés (Gei, 2012). Dans le cas de la France (voir Figure 6), l'utilisation de l'EIV est très largement majoritaire depuis une vingtaine d'années.

Bien que le mot “*extraction*” puisse faire penser à l'action d'appliquer un effort **conséquent** sur le crâne fœtal, la ventouse obstétricale est avant tout un instrument qui a pour objectif d'augmenter la flexion céphalique.

De nombreuses études ont comparé les forceps à la ventouse obstétricale sur plusieurs critères ; l'étude menée par Schaal et al. en 2008 permet de regrouper les avantages des ces deux instruments. L'extraction par ventouse présente notamment des atouts sur le plan de la formation et globalement sur la réduction des complications maternelles (Schaal *et al.*, 2008). Cependant, les auteurs concluent sur l'importance du choix de l'instrument qui doit être réalisé en fonction de l'opérateur (préférence et formation), cette conclusion est toujours d'actualité (American College of Obstetricians and Gynecologists (ACOG) 2020 ; Royal College of Obstetricians and Gynecologists (RCOG) 2020 (Murphy *et al.*, 2020)). Le choix de l'instrument dépend de la variété de présentation, une erreur de diagnostic peut, en effet, rendre l'utilisation de la ventouse totalement contre-productive (Riethmuller *et al.*, 2019).

### 1.2.2 Historique

Le premier essai d'extraction par ventouse a été réalisé par James Yonge le 1<sup>er</sup> novembre 1705. Sa tentative a été de "tirer avec une ventouse en verre fixée sur le crâne et reliée à une pompe à air" (traduit de l'anglais, écrits de Yonge, (Yonge, 1707)). Après divers essais de ventouses au 19<sup>ème</sup> siècle (Baskett, 2019), la très connue ventouse Malmström a été mise au point entre 1954 et 1957 par Tage Malmström (Malmström, 1957). Cette ventouse est composée d'une cupule métallique branchée à une pompe, la traction se fait via une chaîne reliant une poignée et la cupule (voir Figure 7 ci-dessous). La ventouse Malmström est considérée comme la première ventouse de l'ère moderne. Cependant, une analyse plus fine de l'histoire de cet instrument nous apprend qu'un brevet avait été déposé en 1946 par un français, Yves Couzigou (Couzigou, 1947; Riethmuller, 2015).



**Fig. 7** – Ventouse Malmström - A) Concept de 1954 (Tirée de (Malmström, 1957) - Figure 4). B) Concept de 1956 (Tirée de (Malmström, 1957) - Figure 18). C) Photo de la ventouse A) Concept de 1954 (Tirée de (Malmström, 1957) - Figure 19)

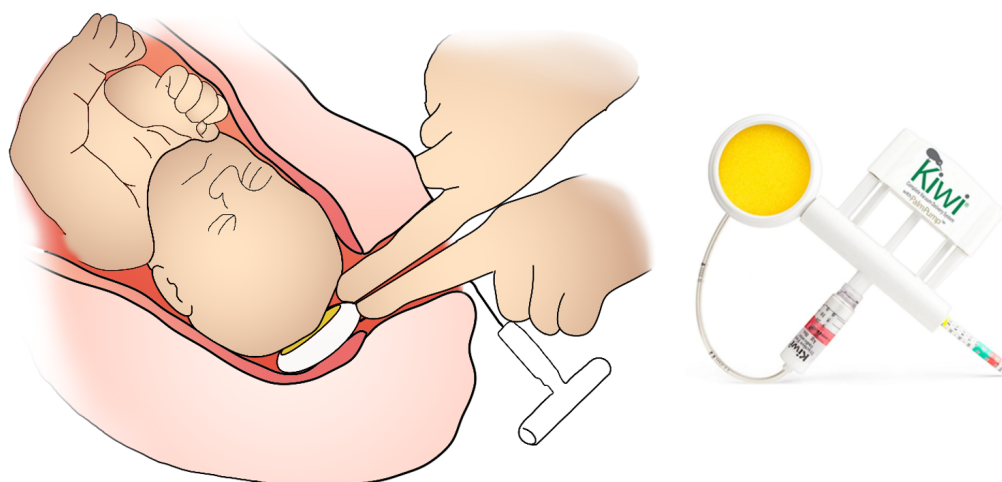
Remarque : À noter l'évolution du bord tranchant de la cupule (1954) en un pourtour arrondi (1957). Le diamètre des ventouses varie de 40 mm à 60 mm..

Malgré son efficacité, le fait que le système d'aspiration soit placé autour du système de traction rend le système non pratique à utiliser (Riethmuller *et al.*, 2019) et augmente le phénomène de levier sur le crâne fœtal (Bird, 1969). C'est pourquoi, en 1969, le célèbre obstétricien

G.C. Bird a proposé une modification de la ventouse Malmström, en excentrant uniquement le système d'aspiration, afin de laisser plus de liberté à la chaîne de traction (et donc diminuant le système phénomène de bras de levier).

Néanmoins, la ventouse Malmström était associée à des déformations locales importantes du crâne fœtal (caput) ou encore les fractures du cranium. Afin de réduire ces risques, des ventouses en matériaux plastiques plus souples ont vu le jour dans les années 1970 (Baskett, 2019). Bien qu'elles réduisent le risque de traumatismes du scalp, leur taux de succès reste inférieur aux ventouses à cupules métalliques (Johanson et Menon, 2000; Equy *et al.*, 2015).

Une nouvelle ventouse a fait son apparition à la fin des années 1990, l'*OmniCup*<sup>TM</sup>. Développée en partie par Aldo Vacca (Vacca, 1990), ce dispositif montre un design grossièrement identique à la ventouse de Bird. À utilisation unique, elle est composée d'une cupule en plastique rigide, d'une pompe à main, et d'une "jauge de force" (Baskett, 2019). Très largement utilisée de nos jours, elle est fabriquée par la société américaine Clinical Innovations (cf. Figure 8).



**Fig. 8** – Pose d'une ventouse obstétricale sur un scalp fœtal et image de la ventouse. Inspiré de la documentation Kiwi<sup>TM</sup>.

Quelques nouveaux modèles de ventouse, notamment français, ont vu le jour récemment. Une des premières datant de 2006 nommée, *iCup*<sup>TM</sup>, elle a été développée par le Pr. Schaal. Cependant, pour des problèmes d'adhérence (i.e. décrochage de la ventouse), celle-ci n'est pas utilisée (Equy *et al.*, 2015). Le développement d'une deuxième version, *iCup2*<sup>TM</sup>, a été porté par le Pr. Riethmuller en 2017. Aucune étude comparative n'est disponible dans la littérature à ce jour. Une seule référence disponible dans la littérature (Riethmuller *et al.*, 2022) relate un taux de lâchage de 17,2 % (sur cinquante-huit extractions), contre 11 % pour la ventouse Kiwi<sup>TM</sup> (sur cent trente-huit extractions) (Siggelkow *et al.*, 2014).

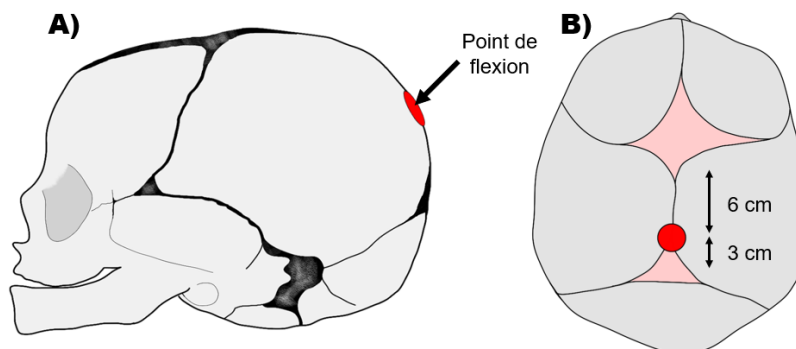
En retraçant l'historique sur l'aspect des différentes ventouses développées au cours de l'histoire, il est possible de remarquer que leur design est sensiblement similaire. En effet, indifféremment du matériau qui les constitue, toutes les ventouses obstétricales ont une unique cupule munie d'un seul orifice d'aspiration.

### 1.2.3 Technique d'utilisation

#### 1.2.3.1 Aspect "théorique"

L'extraction par ventouse peut avoir lieu lorsque le crâne fœtal atteint au moins 2 cm en dessous des épines sciatiques (voir Figure 2), c'est à dire à un niveau de présentation d'au moins +2. En dessous de ce niveau d'engagement, le placement de la ventouse à l'endroit théorique idéal (le *point de flexion*) peut être complexe.

La première publication ayant inspirée les bonnes pratiques d'utilisation de la ventouse est due à Rydberg, en 1954 (Rydberg, 1954), qui rapporte l'importance d'un point de flexion à 3 cm de la fontanelle postérieure du crâne fœtal (voir Figure 9). Ce point de flexion est, en effet, le lieu où la ventouse doit être apposée pour assurer la flexion du crâne "*optimale*", de sorte que la tête fœtale présente son plus petit diamètre dans la filière pelvienne (Bird, 1969).



**Fig. 9** – A) Vue sagittale du crâne fœtal et B) Vue de dessus. Point de flexion (point rouge). Dimensions rapportées par (Vacca, 1990)

Le placement de la ventouse sur ce point théorique n'est pas aisé en pratique, et la ventouse est le plus souvent apposée au plus près de la fontanelle postérieure, voire dessus (Riethmuller *et al.*, 2019). De plus, la détermination de la variété de présentation est primordiale, au risque que le placement de la ventouse ne soit totalement biaisé, et d'observer une déflexion du crâne fœtal (Riethmuller *et al.*, 2019). Une fois la ventouse placée, le praticien fait le vide à l'intérieur de la cupule, aspirant le complexe que représente le scalp (les recommandations sur la valeur de la dépression sont disponibles dans la section 1.2.5). Aucune complication n'est associée avec la vitesse de pompage (Svenningsen, 1987). Puis, des tractions à répétitions sont appliquées en synchronisation avec les contractions utérines (Lancet, 1963). Lors de chaque traction, la main qui n'applique pas l'effort de traction presse la cupule contre le crâne pour éviter son glissement ou son décollement (Vacca, 1990). Enfin, les tractions doivent être orientées selon l'axe de la filière pelvienne, en particulier dans l'axe du détroit supérieur et celui du détroit inférieur (Riethmuller *et al.*, 2019).



### 1.2.3.2 Une technique hétérogène

Malgré des recommandations empiriques clairement établies et la formation des praticiens, la subjectivité reste très présente dans la pratique lors de l'utilisation de la ventouse.

Pour commencer, la traction qui est appliquée à la ventouse est variable selon l'utilisateur. Dans une étude de 2015, Pettersson et al. ont mesuré la force appliquée sur deux cents accouchements instrumentés par ventouse. Les résultats montrent que des forces "*excessives*" ont été employées dans 22 % des interventions (Pettersson *et al.*, 2015). Bien que ces derniers parlent de force "*excessive*", il semble qu'aucune étude de la bibliographie n'instaurent de limite à ce qu'est réellement une force excessive. En effet, certaines études de la littérature ont mesuré des forces maximales de traction jusqu'à 191 *N* (Saling et Hartung, 1973) ou encore 215 *N* (Moolgaoker *et al.*, 1979) sans toutefois enregistrer de complications associées. Il faut néanmoins garder à l'esprit que la ventouse est avant tout un instrument qui permet la flexion céphalique, et de telles forces ne devraient pas être nécessaires. Les études plus récentes montrent qu'il est largement faisable de pratiquer une EIV sans employer des forces supérieures à 132 *N* (Vacca, 2006). Cette dernière référence semble par ailleurs exprimer un possible lien entre des forces supérieures à 112 *N* et des lésions du scalp comme le cephalhématome (cf. section suivante).

En revanche, la durée de l'opération et les problèmes de lâchages de la ventouse (décrochement de la ventouse du scalp fœtal) semblent, quant à eux, être associés à certains risques pour le scalp fœtal. (Teng et Sayre, 1997; Miller *et al.*, 2019). Bien que déjà connu il y a plus de soixante ans (Bird), le problème de lâchage est toujours fortement présent de nos jours et représente un échec de l'extraction qui nécessite une césarienne d'urgence. Ce phénomène est en partie dû à l'augmentation des efforts locaux générés par le frottement du fœtus et de la cupule sur les parois maternelles. En plus du frottement de la ventouse sur les différents tissus mous, ces derniers peuvent être aspirés lors de la pose de la ventouse mettant en défaut la bonne étanchéité du contact. L'abondance de cheveux peut également perturber le contact entre la cupule et le scalp.

Le placement de la ventouse rentre également en ligne de compte dans l'hétérogénéité de la technique. Dans une étude de 1979, Aldo Vacca a observé un mauvais placement de la cupule dans, approximativement, la moitié de trois cent quatre-vingt-dix-neuf extractions par ventouse (Vacca, 1990), ce chiffre variant d'autant plus en fonction de la variété de présentation. Malgré que la position présentée par Vacca est souvent décrite comme la position "*idéale*" de la ventouse, il ne semble pas y avoir de consensus sur son caractère optimal (Haikin et Mankuta, 2012). Le mauvais placement de la ventouse est pourtant associé à un risque d'hémorragie sous-galéale (Boo *et al.*, 2005), et à un taux de détachement plus élevé (Groom *et al.*, 2006).

Que ce soit du point de vue de l'application de la force ou du positionnement de la ventouse, les praticiens s'accordent sur l'importance de la formation et de l'uniformisation des pratiques (Boo *et al.*, 2005; Eskander *et al.*, 2012; Haikin et Mankuta, 2012; Murphy *et al.*, 2020). Une telle uniformisation autour de l'utilisation de la ventouse passe en premier lieu par l'enseigne-

ment, ainsi plusieurs possibilités d'entraînement des internes ont été explorées. La théorie est évidemment la première étape d'apprentissage, mais elle ne peut pas constituer le seul moyen de formation comme l'ont récemment montré Marschalek et al. (Marschalek *et al.*, 2022). Les moyens actuellement en développement consistent à simuler la technique d'extraction sur mannequins obstétricaux, qui permettent ainsi de créer un environnement d'apprentissage sûr (Cass *et al.*, 2011) et peuvent également conduire à des bonnes pratiques autres que techniques (Bahl *et al.*, 2010; Hotton *et al.*, 2019).

#### 1.2.4 Les risques engendrés

Comme toute technique d'extraction, l'utilisation de la ventouse n'est pas dénuée de risques. Comme déjà abordé, la ventouse obstétricale réduit les risques de déchirures des tissus maternels en comparaison aux forceps (Schaal *et al.*, 2008). Cependant, bien qu'elles soient rares, certaines lésions du scalp engendrées par l'extraction par ventouse peuvent s'avérer graves. L'objectif de cette section est de présenter essentiellement les risques du côté fœtal.

**Remarque :** *Pour une description de l'anatomie du scalp fœtal, le lecteur peut se référer à la Figure 11.B) représentant une coupe du scalp.*

##### 1.2.4.1 Caput succedaneum

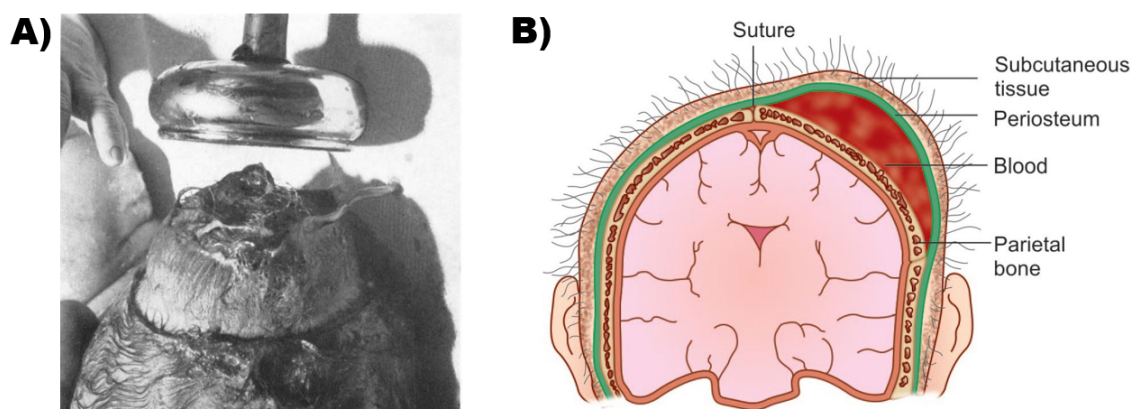
L'une des observations très fréquentes est le *caput succedaneum* (ou la *bosse sérosanguine*) en français. Cette bosse est un épanchement de sérum situé directement en dessous de la peau et peut chevaucher les sutures. Bien qu'impressionnant (voir Figure 10.A)), le caput succedaenum est bénin et se résorbe en quelques semaines (Nicholson, 2007). Cette lésion peut être engendrée soit naturellement lors du travail, soit par l'extraction instrumentale et on parle alors de caput succedaneum "artificiel". Il n'en demeure pas moins que cette conséquence de l'EIV peut être associée à un impact psychologique pour les parents, et doit tant que possible être évitée.

##### 1.2.4.2 Le cephalhematome

Le cephalhematome est un épanchement de sang (hématome) situé entre le pericranium (ou periosteum) et le crâne (voir Figure 10.B)). Cette lésion n'apparaît pas avant quelques jours après la naissance (deux-trois jours), mais la résorption peut prendre jusqu'à quelques mois (Nicholson, 2007). Contrairement au caput, le cephalhematome ne chevauche pas les sutures. Cette "bosse" sur le crâne est dans la majorité des cas sans complications, néanmoins elle peut cacher une fracture du crâne, elle est donc à surveiller.

Le cephalhematome peut être naturel mais est fréquent lors d'accouchements instrumentés. En comparaison aux forceps, l'extraction par ventouse est associée à un risque plus élevé de cephalhematome (Baerthlein *et al.*, 1986). Le taux d'apparition d'un cephalhematome suite à

l'utilisation de la ventouse peut atteindre 17 % ((Murphy *et al.*, 2020), recommandations du RCOG, Avril 2020).



**Fig. 10** – A) Exemple de bosse sérosanguine causée par l'utilisation de la ventouse Malmström. Tirée de (Malmström, 1957), Figure 34. B) Illustration du céphalématome - tiré de (Konar, 2015), Figure 33.5. (Subcutaneous tissue : tissu sous-cutané; Blood : sang; Parietal Bone : os pariétal)

#### 1.2.4.3 L'hémorragie sous-galéale

L'hémorragie sous-galéale est l'une des plus graves lésions que peut engendrer la ventouse obstétricale. Lors de l'aspiration via la cupule, une des veines émissaires du scalp peut être endommagée et peut se rompre. Dans ce cas, une effusion de sang remplit rapidement l'espace sous-galéal (entre la galea et le pericranium) (Reid, 2007). Contrairement au céphalématome, cette lésion n'est pas stoppée par les sutures et prend le maximum d'espace (Ditzenberger, 2016). D'une part, l'extension sans limite de cet hématome peut provoquer un déficit de sang qui met en péril la vie du nouveau-né (20 – 25 % de mortalité) et applique également une pression directement sur le crâne du nourrisson (Amar *et al.*, 2003).

Il a été montré que cette complication est généralement sous-diagnostiquée (Nasseri et Badiei, 2007). Les signes d'une hémorragie peuvent se déclarer quelques heures après la naissance, voire deux jours après (Ditzenberger, 2016). L'utilisation de la ventouse est fortement corrélée avec ce risque, mais le taux d'occurrence de cette atteinte du scalp fœtal est très faible : 0,17% (Kilani et Wetmore, 2006). Le RCOG donne un chiffre de 0,06 % (Murphy *et al.*, 2020).

#### 1.2.4.4 Fracture du crâne

Dans de rarissimes cas, l'EIV peut aller jusqu'à la fracture du cranium fœtal (Baume *et al.*, 2004). Quelques études de cas ont été rapportés dans la littérature (Hansen *et al.*, 1987; Hickey et McKenna, 1996; Marchini *et al.*, 2020).

### 1.2.5 Les recommandations

Les complications présentées ci-dessus sont actuellement assez rares compte tenu des recommandations liées à l'utilisation de la ventouse obstétricale. Avant d'envisager la possibilité de réaliser une extraction instrumentale, de nombreuses conditions doivent être satisfaites (ACOG 2020, RCOG 2020) :

- présentation du fœtus tête en bas (OIGA, OIDA, cf. Tableau 2) ;
- dilatation complète du col de l'utérus ;
- rupture des membranes ;
- vessie maternelle vidée ;
- variété de présentation clairement diagnostiquée ;
- niveaux d'engagement suffisant ;
- possibilité de transfert en salle d'opération sans mise en danger du fœtus ;
- possibilité de réaliser une césarienne d'urgence ;
- anesthésie adéquate ;
- la volonté du praticien d'abandonner l'extraction si celle-ci échoue ;
- la volonté du patient doit être prise en compte (cf. section 1.2.6).

Si l'ensemble de ces pré-requis sont rassemblés, alors il faut que les indications d'utilisation de la ventouse obstétricale soient également réunies :

- prolongement de la descente du fœtus ;
- dégradation du rythme cardiaque fœtal ;
- faibles efforts expulsifs (fatigue de la mère...);
- présence d'un opérateur formé.

Une fois l'ensemble de toutes ces conditions respectées, il est possible de procéder à une EIV. Des recommandations de sécurité concernant différents paramètres pratiques sont toutefois établies :

- le nombre de tractions : bien qu'il n'y ait aucune limite théorique sur le nombre de tractions (ACOG, 2020), la procédure doit être remise en question si aucune progression du fœtus n'a lieu dès les premières manœuvres (i.e. trois, en général) ;
- la durée de l'utilisation ne devrait pas dépasser quinze minutes (Williams, 1995). En effet, il a été montré qu'une durée excédant dix minutes était associée à un risque d'affections du scalp plus élevé (Teng et Sayre, 1997) ;
- la force de traction ne devrait pas dépasser 112 N (Vacca, 2006).

### 1.2.6 Autres considérations : Violences faites aux femmes et épisiotomies

Comme mentionnée ci-dessus, le consentement de la femme doit être pris en compte, et ce, après avoir donné des explications, et informé des risques de l'une ou l'autre technique. Il existe toutefois une technique pour laquelle le consentement des femmes n'est pas toujours pris en compte : l'épisiotomie<sup>2</sup>. C'est en effet ce que relate un rapport de 2018 du Haut Conseil de l'Égalité entre les femmes et les hommes (HCE) (Bousquet *et al.*, 2018).

Le taux d'épisiotomies qui était de 26,7 % en 2007 (Goueslard *et al.*, 2019), de 20 % en 2016 (ENP 2016, (Blondel *et al.*, 2016)) et de 8,3 % en 2021 (ENP 2021, (Cinelli *et al.*, 2022)), a certes diminué. Mais, il apparaît qu'une femme sur deux ayant subi une épisiotomie n'ait pas eu (ou peu) d'informations sur les raisons qui ont poussé à cette intervention (HCE, (Bousquet *et al.*, 2018)).

L'épisiotomie est pourtant un acte chirurgical pouvant engendrer des risques de lésions sévères pour les muscles du périnée et des dysfonctionnements à plus long terme (i.e. incontinences) (ENP 2016, (Blondel *et al.*, 2016)). Une analyse *a posteriori* a montré que son intérêt n'apparaissait pas légitime dans la plupart des cas ((Lansac *et al.*, 2011); Collège National des Gynécologues et Obstétriciens Français (CNGOF), 2005 (CNGOF, 2019); ACOG 2015) et un consensus a été trouvé dans ce sens (CNGOF, 2019).

La France pourtant précurseuse dans le milieu de l'obstétrique (cf. section 1.2.2) est en retard sur le plan de la reconnaissance des violences faites aux femmes dans le cadre gynécologique et/ou obstétrique. Au-delà de la loi de 2002 relative au recueil du consentement, rien ne concerne **en particulier** l'obstétrique et la gynécologie, contrairement aux pays d'Amérique latine où ces violences sont reconnues depuis presque vingt ans, et sont déjà inscrites dans le code pénal de certains États (HCE, (Bousquet *et al.*, 2018)).

L'épisiotomie n'est pas abordée dans ce présent travail, mais pourra constituer une application des futures simulations mises en oeuvre.

### 1.2.7 Bilan et enjeux de l'extraction par ventouse

L'extraction par ventouse s'est imposée comme étant la technique majoritaire parmi les accouchements instrumentaux de ces vingt dernières années (i.e. en France). Bien que cette technique puisse avoir de très rares lourdes conséquences, les recommandations en vigueur et l'expérience des praticiens permettent d'utiliser ce dispositif sans qu'il y ait de lourdes conséquences pour le fœtus. Toutefois, bien que certains aspects (efforts de traction et positionnement de la ventouse) aient fait l'objet de quelques études, ils demeurent encore sous-investigués car ils ne semblent pas être associés à des recommandations clairement établies. De plus, une hétérogénéité d'utilisation persiste dans le corps médical et des travaux sur la formation des internes restent encore en perspective de cette pratique.

L'étude du mouvement d'extraction (qui existe pour le forceps (Dupuis *et al.*, 2006)) reste non réalisée pour le cas de l'extraction par ventouse, et donc la recherche du geste "*optimal*" n'a

---

<sup>2</sup>Technique qui consiste à inciser le périnée pour faciliter la sortie du fœtus.

pas encore pu aboutir. L'acquisition de ce geste si particulier pourrait permettre d'enrichir la formation des étudiants en obstétrique, et potentiellement mener à son évaluation au moyen de courbes d'apprentissage.

Pour finir, l'usage de l'extraction par ventouse est encore proscrit pour les prématurés, qui représentent pourtant 7,0 % des naissances en France en 2021 (ENP 2021, (Cinelli *et al.*, 2022)). Néanmoins aucune donnée sur l'impact de la ventouse en fonction de l'âge gestationnel du fœtus n'est disponibles dans la littérature à ce jour.

### 1.3 Conclusion du chapitre

Bien qu'uniquement limité aux accouchements eutociques, ce premier chapitre de l'état de l'art a mis en place les différents éléments et notions nécessaires pour aborder l'utilisation d'instruments tels que la ventouse obstétricale.

La ventouse s'est largement imposée en tant qu'instrument prédominant (en France pendant ces dernières décennies), mais chacun peut s'apercevoir que ses conditions d'utilisation associées semblent empiriques et subjectives. Ceci est principalement dû au manque de données sur les effets de certains paramètres de l'EIV sur le scalp fœtal, comme par exemple la force d'extraction, la pression, etc. . . Le principal verrou à ceci est la collecte de données qui est très complexe pour des raisons éthiques et du fait qu'elle s'effectue dans, la plupart du temps, par le biais d'études rétrospectives. À ce jour, il semble qu'une seule étude, datant de 1945, relate l'effet d'une pression négative sur la résistance des capillaires sanguins (Monod et Caba, 1945). Il n'existe, en effet, pas de modèles associés à cette pratique qui simulent les mécanismes de lésion du scalp, en particulier, du scalp fœtal. Une récente étude propose d'aborder l'extraction instrumentée en mobilisant des outils issus des sciences de l'ingénieur (Goordyal *et al.*, 2021). Une étude (à échelle mésoscopique) des effets d'une pression négative sur le scalp fœtal pourrait expliciter plus en détail le comportement des tissus et leurs mécanismes d'endommagement. Elle pourrait également faire évoluer les recommandations d'utilisation, et ouvrir la voie à l'extension de la pratique aux prématurés. Ce travail est abordé en particulier dans la partie III de cette thèse, et l'état l'art sur le scalp et les modèles numériques de tête fœtale sont respectivement présentés dans les chapitres 2 et 3 de cette partie.

Au regard du taux d'utilisation de la ventouse qui est grandissant depuis ces vingt dernières années, il apparaît important de rapporter que le geste d'utilisation de la ventouse n'a toujours pas fait l'objet de mesures scientifiques. Pourtant cette information permettrait, possiblement, de proposer des “bonnes pratiques” ou toutefois d'établir le geste le plus “optimal”. L'acquisition de ce mouvement d'extraction pourrait permettre, de plus, de faire évoluer la formation des internes, et de mesurer une courbe d'apprentissage de la pratique.

Pour aller plus loin sur la définition du geste “optimal”, il est de fait nécessaire de propo-

ser des critères objectifs. Comme pour l'échelle mésoscopique, les modèles numériques peuvent constituer un outil privilégié pour satisfaire les contraintes éthiques liées à l'expérimentation. Ainsi le développement d'un modèle numérique associé à l'EIV permettrait de pouvoir proposer des critères à ce que pourrait être le geste optimal. Et les données d'acquisition du geste seraient directement utiles pour le fonctionnement de ce modèle. Un état de l'art sur les modèles numériques liés à l'accouchement (en général) est proposé dans le chapitre 3 suivant. Pour ce qui est de l'acquisition du geste et de la proposition d'un modèle numérique associé à l'EIV (sur mannequin), ces deux points feront l'objet des travaux de la partie II.

Pour conclure, la ventouse obstétricale souffre encore de nos jours du problème de lâchage, et pourtant aucune amélioration technique **majeure** ne semble avoir été proposée pour éviter ce phénomène. Il est légitime de se demander si le design actuel des ventouses constitue en soit une limite à la résolution du problème de lâchage. C'est pourquoi des travaux en vue de la proposition d'une nouvelle ventouse obstétricale prennent leur sens. Afin de faire un pas de côté par rapport aux évolutions historiques sans réelle rupture, une investigation bibliographique en vue d'une amélioration par biomimétisme seront proposées dans le chapitre 4 de cette partie.

## Chapitre 2

# Biomécanique d'une région mal connue du corps humain : le scalp

Les outils qui sont employés lors d'accouchements instrumentés rentrent naturellement tous en interaction avec la tête fœtale. De fait, tout comme pour les forceps, la ventouse sollicite mécaniquement une partie du corps humain unique qui est le scalp. Pour des raisons éthiques évidentes, les expérimentations sur le scalp de nouveau-nés sont impossibles (ou du moins extrêmement complexes à mettre en place), et la simulation numérique peut constituer une alternative pour améliorer la compréhension de l'effort de la ventouse sur le scalp. Cependant, mettre en œuvre des simulations numériques requiert de faire des choix de modélisations et tout un ensemble d'hypothèses (i.e. lois de comportements associées aux matériaux, etc...). Cela nécessite d'avoir toutes les informations en amont des simulations, en particulier ici : la biomécanique du scalp. Comme le montrera ce chapitre, les travaux menés sur les propriétés mécaniques du scalp restent minoritaires comparés à ceux réalisés sur le plus grand organe accessible du corps humain : la peau.

Ce chapitre aborde tout d'abord l'anatomie du scalp en décrivant les différentes parties constitutives de cette région de la tête très particulière, puis de quelques unes de ses propriétés mécaniques. En effet, bien que peu de travaux sur la peau de la région du scalp aient été réalisés, cet organe a néanmoins été largement étudié dans beaucoup d'autres régions du corps. Des méthodes de caractérisation et de modélisation seront en outre présentées. Le scalp a, de plus, la spécificité d'offrir un accès direct à d'autres tissus sous-jacents omniprésents dans le corps humain : les fascias. Ce chapitre se clôturera sur une courte description de ces tissus particuliers, notamment nommés *interaction peau/os* dans ce chapitre.



**Remarque importante**

Dans ses grandes lignes, ce chapitre a fait l'objet d'une rédaction d'un chapitre d'ouvrage ISTE, ainsi, pour une lecture plus exhaustive, le lecteur peut se référer à : *Biomécanique de la peau : caractérisation, modélisation et application au scalp*. Y. Vallet et C. Laurent, 2023

**Contenu**

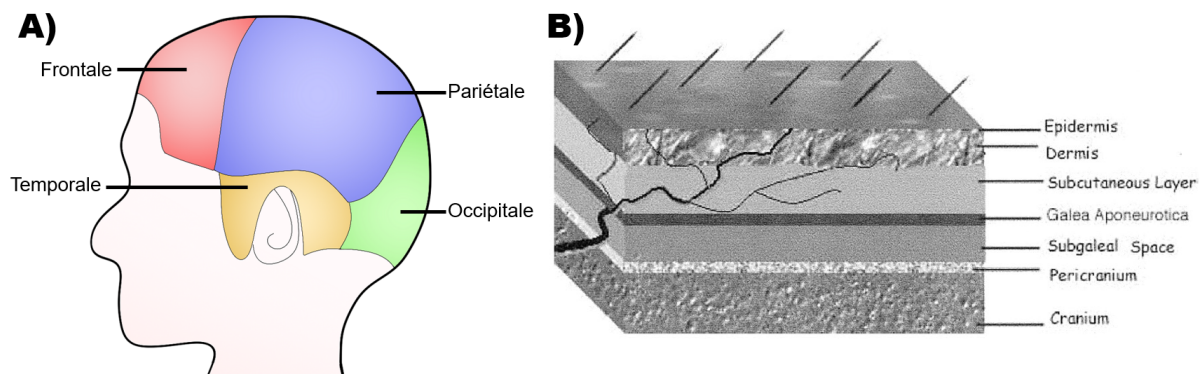
---

<b>2.1 Anatomie du scalp</b> . . . . .	<b>27</b>
2.1.1 La peau . . . . .	27
2.1.2 L'épiderme et le derme . . . . .	28
2.1.3 L'hypoderme . . . . .	29
2.1.4 La galea . . . . .	29
2.1.5 L'espace sous-galeal . . . . .	29
2.1.6 Le pericranium . . . . .	29
2.1.7 Bilan de l'anatomie du scalp . . . . .	29
<b>2.2 Biomécanique de la peau</b> . . . . .	<b>30</b>
2.2.1 Propriétés mécaniques . . . . .	30
2.2.2 Caractérisations expérimentales usuelles des propriétés mécaniques de la peau . . . . .	31
<b>2.3 Modélisations du comportement mécanique de la peau</b> . . . . .	<b>37</b>
2.3.1 Brefs rappels : Potentiel d'énergie libre . . . . .	37
2.3.2 Modèles phénoménologiques usuels . . . . .	38
<b>2.4 Qu'en est-il de la caractérisation mécanique et de la modélisation du scalp ?</b> . .	<b>40</b>
2.4.1 Caractérisation mécanique . . . . .	40
2.4.2 Modélisation du comportement du scalp . . . . .	41
<b>2.5 Bilan intermédiaire : vers la simulation numérique du comportement du scalp</b> .	<b>42</b>
<b>2.6 L'interaction peau/os</b> . . . . .	<b>43</b>
2.6.1 Les fascias : un tissu omniprésent à structures multiéchelle . . . . .	43
2.6.2 Des engouements scientifiques variés . . . . .	44
2.6.3 Bilan - L'interaction peau/os au cœur d'une nouvelle problématique : l'accouchement instrumentée par ventouse . . . . .	45
<b>2.7 Conclusion du chapitre</b> . . . . .	<b>45</b>

---

## 2.1 Anatomie du scalp

Le scalp, aussi appelé cuir chevelu, est la partie du corps contiguë avec la face et le cou qui enveloppe la voûte crânienne. Il est composé de 6 régions (voir Figure 11.A) : frontale, pariétale droite, pariétale gauche, temporale droite, temporale gauche et occipitale. Il s'étend du bas du front jusqu'à la nuque et s'étale jusqu'aux oreilles, où il est fixé. Il est irrigué via une large vascularisation constituée de 5 artères, et accueille 10 nerfs. L'occipitalis et le frontalis (muscles épicroaniaux) permettent de déplacer le scalp du front vers la nuque.



**Fig. 11** – A) Régions du scalp. B) Coupe sur l'épaisseur du scalp - Tirée de (Seery, 2002) (Figure 1). Traduction donnée dans l'ordre de la liste ci-dessous.

Le scalp est un complexe constitué de la peau, l'hypoderme, la galea, l'espace sous-galeal, et le pericranium (cf. Figure 11.B)).

Les quelques études sur les différentes parties du scalp qui sont disponibles sont des observations chirurgicales. Ce qui réduit drastiquement le nombre et la diversité des auteurs ayant écrit sur le sujet.

### 2.1.1 La peau

#### 2.1.1.1 Considérations générales

La peau est l'organe le plus grand du corps humain (Dréno, 2008). Cette enveloppe assure de nombreuses fonctions :

- elle est une véritable barrière, isolant le corps humain dans son environnement (rayons du soleil, poussières, eau, agressions chimiques...);
- elle assure l'intégrité physique du corps via un système nerveux très développé;
- et, elle permet la régulation thermique du corps par la transpiration, la vasoconstriction ou encore la vasodilatation.

Celle-ci est constituée globalement de deux parties qui sont l'épiderme et le derme.

### 2.1.2 L'épiderme et le derme

L'épiderme est la couche directement en contact avec l'environnement. Son épaisseur peut aller jusqu'à 1 *mm*. Cette couche est principalement constituée de cellules, les kératinocytes, et elle est non vascularisée. Son plan basal est fermement joint avec le derme, ces deux couches sont alors quasiment indissociables (Tolhurst *et al.*, 1991).

Le derme est la couche donnant les propriétés mécaniques de la peau (section 2.2.1.4 suivante). Il est composé de deux couches distinctes : le derme papillaire (superficiel) et le derme réticulaire (profond). Comme la majorité des tissus mous, le derme est constitué de collagène qui est sécrété par les fibroblastes et les kératinocytes (Pfisterer *et al.*, 2021). Il est principalement constitué de fibres de collagène de types *I*, *III*, mais également de types *V*, *VII* (Uitto *et al.*, 1989) et *XIV* (Pfisterer *et al.*, 2021). La matrice extra-cellulaire est également constituée (4 % du poids total) de fibres d'élastines, qui donnent l'élasticité à la peau et permettent son maintien au repos (Hussain *et al.*, 2013). L'épaisseur du derme peut atteindre 8 *mm* (Hayman *et al.*, 2003; Young, 1959), en fonction de l'emplacement de la peau considéré il peut atteindre jusqu'à vingt fois l'épaisseur de l'épiderme.

#### 2.1.2.1 Particularité de la peau du scalp

De manière générale, l'épaisseur de la peau varie fortement en fonction de la région du corps considérée. Bien qu'ayant la même structure et constitution que partout ailleurs, la peau du scalp est l'une des plus épaisses. En moyenne, son épaisseur est de 3 *mm* sur la partie frontale et atteint les 8 *mm* près de l'occiput. Une autre particularité notable de la peau du scalp est l'abondance de cheveux, qui peut limiter certaines expérimentations.

#### 2.1.2.2 La peau chez le nourrisson

Quelques différences structurelles sont notables entre la peau d'un nourrisson et celle d'un adulte :

- la peau du nourrisson est plus fine que celle de l'adulte (Young, 1959; Stamatatos *et al.*, 2010) ;
- la densité cellulaire de l'épiderme est plus élevée que celle de l'adulte (Stamatatos *et al.*, 2010) ;
- le nourrisson étant la plupart du temps couché, la régénération des cellules de l'épiderme est plus rapide que celle de l'adulte pour résister au frottement s'appliquant sur la peau (Evans et Rutter, 1986) ;
- la peau du nouveau-né montre une abondance de fibres collagène de type *III*.

### 2.1.3 L'hypoderme

L'hypoderme est la couche se trouvant sous le derme, elle est souvent considérée comme un constituant à part entière de la peau (Dréno, 2008) et sa fonction primaire est l'isolation thermique. Cette couche adipeuse, plus épaisse que le derme (Hayman *et al.*, 2003), est constituée de graisse, de fibres rattachées du derme à la galea (i.e. fascias) (Hayman *et al.*, 2003; Tolhurst *et al.*, 1991), accueille la vascularisation de la peau, et son innervation (Datta, 2018). Dans le cas général, l'hypoderme est attaché au périosteum des muscles sous-jacents. Pour le cas particulier de l'hypoderme du scalp, certains auteurs parlent notamment de sa fonction d'amortissement pour protéger le crâne (Hayman *et al.*, 2003; Joodaki et Panzer, 2018). Du point de vue mécanique, l'hypoderme est plus rarement modélisé que le derme.

### 2.1.4 La galea

La galea est une membrane fibreuse très dense d'une épaisseur d'environ 2 mm (Seery, 2002), qui est unique dans le corps humain. Elle est continue entre les muscles épicroaniaux (Datta, 2018), et permet le glissement relatif des tissus sous-jacents par rapport au cranium (Tolhurst *et al.*, 1991; Seery, 2002).

### 2.1.5 L'espace sous-galeal

L'espace sous-galeal porte de nombreux noms en anglais : “*loose subaponeurotic tissue*”, “*loose areolar tissue*”, “*loose connective tissue*”, “*subgaleal fascia*”, “*subgaleal layer*”, “*subgaleal space*”, “*deep fascias*”. Cet espace fibreux connectant la galea au pericranium, permet le glissement de la galea par rapport au crâne (cf. section 2.6).

### 2.1.6 Le pericranium

Pour finir la description anatomique du scalp, la plus profonde partie du cuir-chevelu est le pericranium. Cette membrane fibreuse de faible épaisseur s'étale sur tout le crâne où elle y est fermement attachée (Seery, 2002). Contrairement à la galea et à l'espace sous galeal, cette couche n'est pas vascularisée, ni innervée.

### 2.1.7 Bilan de l'anatomie du scalp

Au vu des brèves descriptions anatomiques de cette région de la tête, il apparaît que le scalp peut être réduit à une couche homogène (la peau avec l'hypoderme), qui glisse de manière finie (de part les fascias) sur le crâne. Le chirurgien G. Seery rapporte sa propre description dans son étude de 2002 : “[...] *l'analogie d'un tapis qui glisse sur un sol poli vient à l'esprit. Le tapis et les meubles bougent, mais leurs positions relatives ne changent pas, tout comme les composantes physiques du tapis n'en sont pas altérées.*” (Traduit de l'anglais). Il apparaît clairement que toute modélisation du scalp doit passer d'une part par des investigations de

la peau (expérimentales et numériques), et d'autre part, par une modélisation des tissus sous-jacents (ou de leur contribution, a minima) : l'interaction peau/os.

## 2.2 Biomécanique de la peau

L'intérêt scientifique autour de la compréhension des tissus biologiques, tels que la peau, est ancien, notamment car il est central dans de nombreuses problématiques cliniques (Pyeritz, 2000; Griffin *et al.*, 2016; Chanda et Upchurch, 2018) ou encore esthétiques (Hendriks *et al.*, 2006).

### 2.2.1 Propriétés mécaniques

#### 2.2.1.1 Anisotropie<sup>3</sup>

Tout d'abord, la peau est en constante tension partout sur le corps humain, formant des lignes où cette tension est localement maximale. Ce tonus est dû aux fibres d'élastines qui composent la peau (cf. 2.1.1.1). Historiquement, de célèbres chirurgiens ont mis en exergue ce phénomène en excisant des échantillons de peau de formes circulaires, et ce, afin de pouvoir favoriser la résorption d'une cicatrice post-opératoire. Avant de proposer ses propres lignes de tension en 1989 (Borges, 1989), Borges a réalisé l'inventaire de toutes les lignes de tensions qui existent (Borges, 1984) : Cox, Rubin, Kraissl, Straith et Bulagio. Toutefois, les plus célèbres lignes de tensions sont celles établies par l'anatomiste Langer (1861). Les fibres de collagènes et d'élastines sont légèrement étirées le long de ces lignes de tension (i.e. plus déformées que dans le sens perpendiculaire), ce qui implique une anisotropie du comportement mécanique (Joodaki et Panzer, 2018).

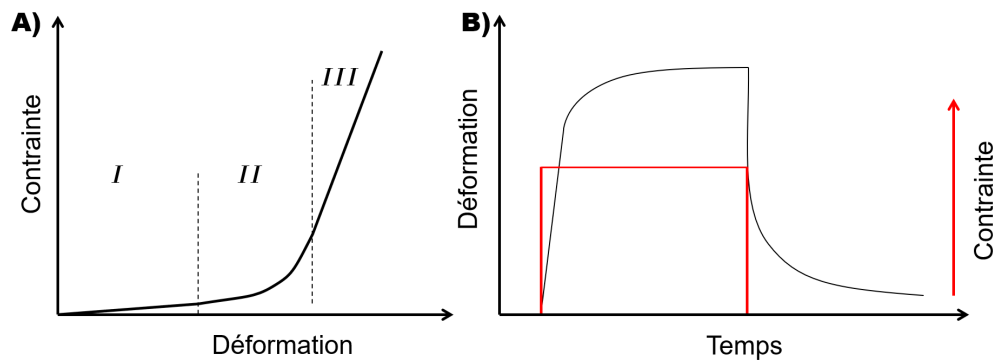
*Remarque :* Pour le scalp, Langer rapporte que la tension y est nulle (Langer, 1878), car les lignes de tension semblent se rassembler au centre de la partie pariétale.

#### 2.2.1.2 Comportement non-linéaire

Comme pour d'autres tissus biologiques, les fibrilles de collagènes de types *I* et *III* induisent un comportement mécanique non-linéaire (Karimi *et al.*, 2015b). Lors d'un essai de traction, indépendamment de la direction d'excision du spécimen, la courbe *déformation/contrainte* montre deux zones linéaires et une zone non-linéaire (cf. Figure 12.A). La première zone linéaire (*I*) est due à l'élasticité des fibres d'élastines. La non-linéarité de la courbe (*II*) est historiquement associée au déroulement des structures collagéniques en triple hélice et de leur ré-orientation suivant la direction de l'effort (Markenscoff et Yannas, 1979). De récentes études montrent que cette non-linéarité pourrait en outre être due à la réorganisation d'éléments non-fibrillaires de la matrice extra cellulaire (Bancelin *et al.*, 2015). La dernière zone (*III*) correspond à l'étirement de ces fibres de collagènes (Kirby *et al.*, 1998).

---

<sup>3</sup>Dont les propriétés dépendent de la direction considérée. (anto. isotropie)



**Fig. 12** – A) Comportement non-linéaire de la peau : Représentation usuelle de la courbe déformation/contrainte à la suite d’un essai de traction uniaxial sur la peau. B) Représentation usuelle de la courbe déformation/temps du comportement viscoélastique de la peau lors d’un essai de fluage (indentation, succion ou torsion).

### 2.2.1.3 Viscoélasticité

Un matériau est dit viscoélastique si sa réponse mécanique est dépendante du taux de déformation de la sollicitation à laquelle il est soumis. La peau est viscoélastique compte tenu de la réorientation des fibrilles de collagène (voir section précédente 2.2.1.2) et du frottement entre elles qui induit notamment une dissipation d’énergie (Delalleau *et al.*, 2007). Shen *et al.* ont proposé que les causes de la viscoélasticité d’une fibre de collagène était dues au mouvement de l’eau contenue dans ces fibres (Shen *et al.*, 2011). Grâce à des essais de traction sur peau animale (cochon), Shergold *et al.* ont montré que les valeurs maximales de contrainte à la rupture et d’élongation sont dépendantes du taux de déformation (Shergold *et al.*, 2006). Plus le taux de déformation est faible, plus la contrainte à la rupture est faible et l’élongation maximale de l’échantillon est grande, ce qui a été observé pour d’autres tissus biologiques.

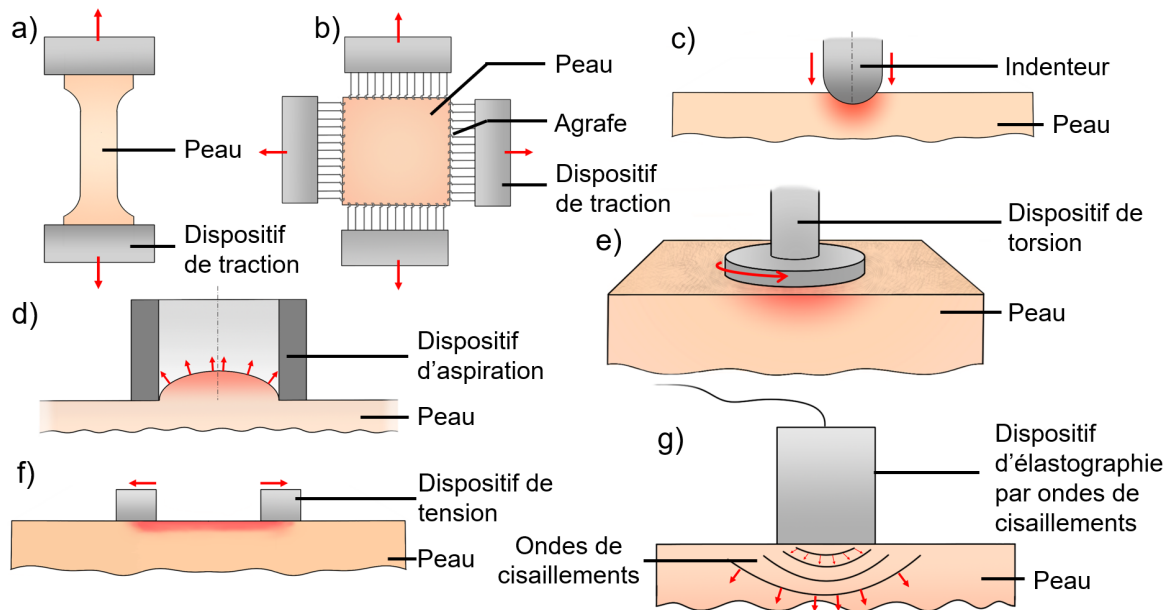
### 2.2.1.4 Variabilité de la région anatomique considérée

Comme déjà abordé pour le scalp (section 2.1.2.1), l’épaisseur de la peau est dépendante de la région du corps examinée. Intrinsèquement, les propriétés de la peau varie également. Par exemple, Pittar *et al.* ont trouvé un écart de “résistance à l’indentation” d’environ 30 % entre la partie antérieure et postérieure du scalp (Pittar *et al.*, 2018). La majorité des études s’intéressent à une région précise du corps (avant-bras, haut et bas du dos...), seuls Cua *et al.* ont mesuré l’élasticité de la peau sur 11 régions très différentes, du front jusqu’aux chevilles (Cua *et al.*, 1990), sans toutefois montrer de différences significatives pour la région du front.

## 2.2.2 Caractérisations expérimentales usuelles des propriétés mécaniques de la peau

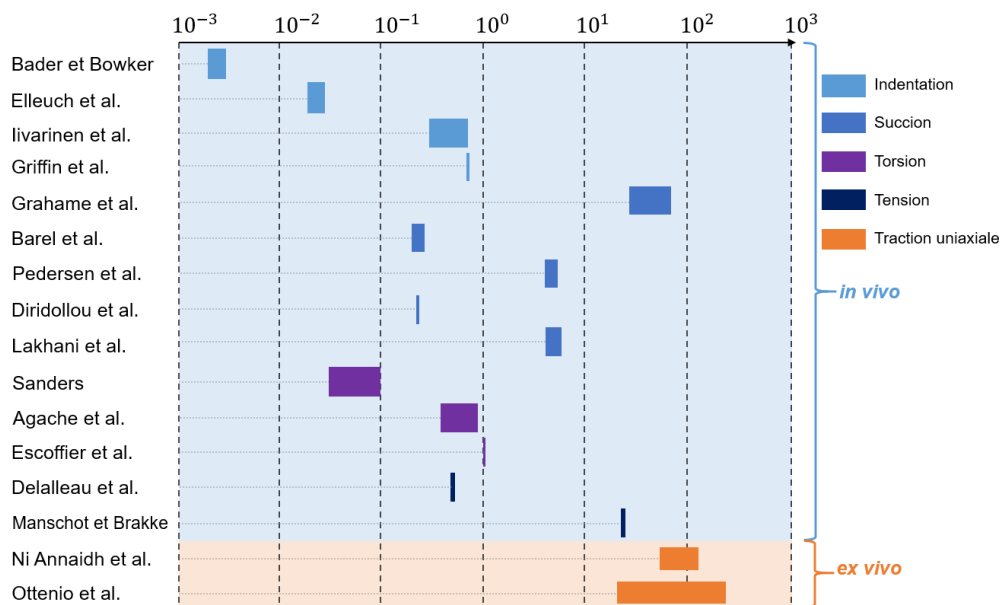
Étant un tissu vivant largement accessible, la peau est aisément caractérisable et deux choix s’offrent à un expérimentateur : (i) *ex vivo* : “hors du vivant” ; (ii) *in vivo*, “au sein du vivant”. Les essais *ex vivo* sont majoritairement des essais de traction uniaxiale ou biaxiale. Pour les

essais *in vivo*, on distingue différents types d'essais : indentation, succion, torsion, tension et élastographie, chacun offrant ses avantages et ses inconvénients (Figure 13).



**Fig. 13** – Différents types d'essais. a) Traction uniaxiale. b) Traction biaxiale. c) Indentation. d) Succion. e) Torsion. f) Tension. g) Élastographie

La comparaison des résultats de l'ensemble des auteurs n'est pas aisée, de part l'hétérogénéité de la peau (dépendance de la région du corps testée, de l'âge, etc. . .) et en raison des différentes conditions d'un type d'essai à l'autre. À titre d'illustration de ce dernier point, quelques valeurs du module d'élasticité de la peau ont été regroupées dans la Figure 14.



**Fig. 14** – Graphique non exhaustif regroupant quelques valeurs du module (en MPa) d'élasticité de la peau de la littérature.

Les sections qui présentent les essais de traction et de succion sont volontairement plus développées que les autres types d'essais, car ils seront utilisés dans la suite de cette thèse. Pour des détails plus exhaustifs sur les autres types d'essais, le lecteur peut se référer au chapitre d'ouvrage ISTE (Vallet et Laurent 2023).

### 2.2.2.1 Caractérisation *ex vivo*

Bien que les précautions expérimentales à prendre pour pouvoir effectuer des tests “fiabiles” soient plus contraignantes que pour les essais *in vivo*, l'utilisation de dispositifs d'essais mécaniques standard est avantageuse. En effet, les instruments qui sont présentés dans les sections suivantes sont employés pour réaliser des tests sur des matériaux conventionnels en ingénierie (i.e. métaux), et donc très répandus. De plus, les conditions aux limites sont bien définies et claires, ce qui permet une mise en place de jumeaux numériques<sup>4</sup> plus aisée en comparaison aux essais *in vivo* (Ní Annaidh *et al.*, 2012). Dans ce type d'essai, il est bien entendu possible d'aller jusqu'à rupture des matériaux testés, mais également de varier très simplement les directions d'essais ou de solliciter les échantillons avec des taux de déformation élevés, par exemple.

#### 2.2.2.1.1 Traction uniaxiale

Ce type d'essai (cf. Figure 13.a)) est l'un des plus répondus pour la caractérisation de matériaux. Dans une des premières études réalisée par traction uniaxiale (Ridge et Wright, 1965), les deux auteurs ont pu caractériser de la peau excisée de l'abdomen, du dos et de l'avant bras de cadavres de différents âge. Ils ont également pu observer les trois zones caractéristiques de la courbe de déformation/contrainte (cf. Figure 12). En 1983, Dunn et Silver ont mis en évidence le comportement visqueux de la peau grâce à des essais de traction/relaxation à un taux de déformation de  $0,1 \text{ min}^{-1}$  (Dunn et Silver, 1983). Ní Annaidh *et al.* étudient, en 2012, l'influence de l'orientation des éprouvettes de traction de peau humaine, ainsi que l'influence de leur localisation d'excision au niveau du dos (Ní Annaidh *et al.*, 2012). Les tests quasi-statiques pratiqués (taux de déformation  $0,012 \text{ s}^{-1}$ ) ont permis de mesurer les contraintes à rupture des éprouvettes en fonction de leur orientation par rapport aux lignes de Langer, tout en combinant ces informations à des études histologiques pour souligner leurs directions préférentielles. Les références présentées précédemment effectuent leurs expérimentations sur de la peau humaine, bien entendu, la peau animale a également été testée en traction uniaxiale (Karimi *et al.*, 2015a; Karimi *et al.*, 2015b; Bancelin *et al.*, 2015).

En complément de ces essais standard, des essais de déchirures ont été récemment mis en œuvre par (Yang *et al.*, 2015; Chanda et Upchurch, 2018; Bircher *et al.*, 2019). Ces essais ont pour objectif d'étudier le comportement de tissus collagéniques en réponse à la propagation d'une lésion dans un tissu mou (e.g. peau, tendon, périnée), avec des applications notamment à la suture ou à la réparation de cicatrices. Dans leur travaux, Yang *et al.* concluent que la haute résistance à la déchirure de la peau est due aux réarrangements des fibres de collagènes, à leur géométrie ondulée, ainsi qu'aux différents mécanismes de dissipation d'énergie cités précédemment (Yang

<sup>4</sup>Répliques numériques d'un objet, processus ou systèmes physiques



*et al.*, 2015). Cette dernière observation est contredite par Bircher et al. 2019, qui ont observé que les concentrations de contraintes étaient uniquement absorbées par l'alignement local des fibres de collagènes aux abords de la déchirure (Bircher *et al.*, 2019).

#### **2.2.2.1.2 Traction biaxiale**

Les premiers essais de traction biaxiale (cf. Figure 13.b)) ont permis de réaliser des tests de relaxation sur de la peau de lapin (Lanir et Fung, 1974). Dix années plus tard, Schneider et al. ont mené des expérimentations sur de la peau humaine (Schneider *et al.*, 1984). Leurs analyses diffèrent de l'étude de Lanir et Fung uniquement sur l'influence de la direction de sollicitation sur le temps de relaxation de la peau. Les conclusions concordent avec celles des auteurs ayant pratiqué des essais de traction uniaxiale (sur des éprouvettes excisées suivant des directions différentes). Ces essais sont réalisés généralement sur des matériaux conventionnels, et pour ce qui à trait aux tissus vivants, il y a des usages (e.g. bonnes pratiques) pour réaliser des essais.

#### **2.2.2.1.3 Considérations pour les expérimentations *ex vivo***

La question de la standardisation d'un protocole expérimental est légitime lorsque l'on considère les grandes variations des résultats d'essais sur un même tissu, à une même localisation d'excision et pour un même type d'essai. Ci-dessous se trouve une liste non exhaustive :

- l'influence de la conservation sur le comportement mécanique du tissus vivants (Caro-Bretelle *et al.*, 2015) ;
- la préparation des éprouvettes de peau (i.e. séparation des épaisseurs testées) (Griffin *et al.*, 2016) ;
- le glissement relatif du tissu par rapport aux mors de la machine, qui se traduit par la surestimation de la déformation (Innocenti, 2017) ;
- le nombres d'agrafes et leur position lors d'un essai de traction biaxiale (Eilaghi *et al.*, 2009) ;
- la déshydratation des structures fibreuses au cours de la caractérisation ;

*Remarque :* La liste précédente n'a pas la prétention d'être exhaustive ou de vouloir imposer quelconque standardisation. On pourra noter à ce sujet le caractère novateur et ambitieux du projet ■C4BIO ■ (<https://c4bio.eu/>), qui a pour objectif de créer des consensus internationaux quant aux protocoles qui doivent être mis en place pour caractériser la loi de comportement de tissus biologiques.

#### **2.2.2.2 Caractérisations *in vivo***

Les essais *in vivo* sont les plus effectués pour caractériser la peau, car celle-ci est directement accessible et il n'y a pas d'altérations des tissus induite par la conservation (déshydratation puis dégradation). En revanche, il n'est pas possible d'aller jusqu'à la rupture des tissus lorsque l'essai est réalisé sur un sujet vivant.

De plus, la peau étant reliée à d'autres complexes (fascias, muscles ou aponévroses, ...), il est difficile d'en isoler la réponse mécanique, et la réponse mesurée dépendra également du type d'essai employé (Tran, 2007).

#### 2.2.2.2.1 Indentation

Dans le cas de la peau, l'indentation est l'un des essais les plus réalisés de part sa mise en œuvre simple et non-invasive (cf. Figure 13.c)). Cependant, tous les tissus sous-jacents à la peau sont testés, jusqu'aux muscles. La théorie de Hertz (Hertz, 1882) est à la base de nombreuses formulations reliant la pression, le rayon et le déplacement de l'indenteur aux propriétés élastiques du matériau. Plusieurs formulations en fonction de la forme de l'indenteur sont disponibles, dont deux sont particulièrement utilisées : sphérique (Johnson, 1985; Timošenko *et al.*, 1961) ou cylindrique (Hayes *et al.*, 1972). Compte-tenu de l'aspect non-linéaire de la peau, certains auteurs ont cherché à étendre ces formulations à un milieu hyperélastique (Lin *et al.*, 2009; Groves *et al.*, 2013). Cependant, les forces d'adhésion au niveau du contact indenteur/peau ont une influence sur la réponse mécanique mesurée, limitant ainsi la portée des conclusions qui peuvent être formulées à la suite d'essais d'indentation (Pailler-Mattéi et Zahouani, 2006). Dai *et al.* (Dai *et al.*, 2019a; Dai *et al.*, 2019b) ont récemment mis au point un dispositif d'indentation permettant de prendre en compte l'influence de ces forces d'adhésion. La forme et les dimensions de l'indenteur influent également sur les propriétés mesurées (Iivarinen *et al.*, 2014), ce qui a poussé certains auteurs à s'affranchir du contact entre un outil et la peau en développant notamment l'indentation par jet d'air (Kawahara *et al.*, 2006; Boyer, 2010; Ayadh *et al.*, 2017; Abellan *et al.*, 2019).

#### 2.2.2.2.2 Succion

La deuxième voie d'essai la plus fréquente pour la caractérisation *in vivo* de la peau est la succion (cf. Figure 13.d)). Une dépression est appliquée par un dispositif à ouverture circulaire, une ventouse, qui aspire la peau. La déflexion (déplacement vertical) de la peau peut alors être mesurée à l'oeil ou via une camera. Au cours de ce type d'essai, la peau et l'hypoderme sont testés, et les modes de sollicitations imposées par l'EIV sont similaires.

Historiquement, Grahame est l'un des premiers à avoir montré qu'il était possible de mesurer, grâce à un essai de succion, l'élasticité de la peau. Son modèle analytique utilisé pour estimer la déformation et l'état de contrainte est inspiré de la déformation d'une membrane soumise à une pression uniforme (Grahame, 1970). Peu de temps après, Alexander et Cook ont mesuré le module d'Young de la peau en fonction de l'âge du patient (Alexander et Cook, 2006). En 1990, Cua *et al.* ont proposé une étude sur le comportement viscoélastique de la peau, en fonction de l'âge et de la région anatomique testée (Cua *et al.*, 1990). La même année, Jemec *et al.* ont analysé l'effet de l'hydratation sur les propriétés élastiques de la peau (Jemec *et al.*, 1990). Les français Diridollou *et al.* ont établi un modèle analytique qui relie le déplacement vertical  $\delta(t)$  de la peau aspirée à la pression  $P_{ext}(t)$ , grâce au module d'Young  $E$ , au coefficient de Poisson  $\nu$ , à l'épais-

seur de la peau  $e$ , au rayon de l'ouverture  $r_0$ , et  $\sigma_0$  la contrainte initiale (Diridollou *et al.*, 2000) :

$$P_{ext}(t) = \frac{4 * \delta(t) * e}{\delta(t)^2 + r_0^2} \left[ \frac{E}{(1 - \nu)} * \left( \left[ \left( \frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{2 * r_0 * \delta(t)} \right) * \arcsin \left( \frac{2 * r_0 * \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) \right] - 1 \right) + \sigma_0 \right]$$

Comme pour les références précédentes (excepté (Jemec *et al.*, 1990)), c'est un modèle géométrique qui est utilisé, dans lequel la peau est assimilée à une membrane déformable. Khatyr et al. ont comparé un modèle géométrique "simple" avec un modèle tiré de la théorie des plaques et coques, de (Timošenko *et al.*, 1961), où la peau est considérée comme une plaque épaisse. Ils rapportent que cet autre modèle est plus précis qu'un modèle géométrique et proposent alors les équations suivantes :

$$E = \frac{0.45pa^4}{e^4 \left( \frac{u_0}{e} + 0.3 \left( \frac{u_0}{e} \right)^3 \right)} \quad \sigma^t = 0.45E \frac{u_0^2}{a^2} \quad \sigma_{max}^f = 1.4E \frac{u_0 e}{a^2}$$

Avec,  $E$  le module d'Young,  $p$  la pression (négative),  $a$  le rayon de la ventouse,  $e$  l'épaisseur de la peau et  $u_0$  l'élévation au milieu du diamètre.

En 2006, Hendriks et al. ont mesuré le déplacement vertical maximal de la peau pour des diamètres de ventouses de 1 mm, 2 mm et 6 mm (Hendriks *et al.*, 2006). Ils ont affirmé qu'il est possible d'isoler précisément le comportement de chaque couche de l'épiderme en testant avec des diamètres différents. En 2010, Schiavone et al. ont mis au point un nouveau dispositif de succion de tissus mous, LASTIC (Ligth Aspiration Device for *in vivo* Soft TIssue Characterization), permettant entre autre la caractérisation de la peau (Schiavone *et al.*, 2010). Plus récemment, Weickenmeier et al. ont testé la peau de la joue, la parotide et celle du front en utilisant deux dispositifs de succion différents (Weickenmeier *et al.*, 2015). Dans la plupart des références précédentes les tests de succion sont réalisé grâce au Cutometer<sup>®</sup>, au Dermaflex<sup>®</sup> et au DermaLab<sup>®</sup> (aussi commercialisés). Dans une étude comparative entre le Dermaflex<sup>®</sup> et le DermaLab<sup>®</sup>, Pedersen et al. rapportent que le Dermaflex<sup>®</sup> est plus précis pour la mesure du module d'Young de la peau (Pedersen *et al.*, 2003).

### 2.2.2.2.3 Torsion

L'essai de torsion consiste à coller une partie rotative (un disque) sur la peau pour appliquer un couple sur celle-ci (cf. Figure 13.e). Les propriétés élastiques et viscoélastiques peuvent alors être déterminées en imposant une consigne angulaire ou un couple fixe au disque.

Sanders est l'un des premiers auteurs qui a utilisé l'essai de torsion pour déterminer le module d'élasticité de la peau. Il fait remarquer que l'élasticité de la peau, lorsqu'elle est testée parallèlement à sa surface, n'est pas la même que lorsqu'elle testée perpendiculairement (Sanders, 1973). Cette observation semble logique en considérant que dans le cas d'une torsion, la sollicitation imposée au réseau de collagène n'est pas une simple traction ou bi-traction. La torsion appliquée génère une contrainte dans le plan de la peau, ce qui minimise les effets des couches sous-jacentes, ainsi, l'effet de l'anisotropie est réduit (Escoffier *et al.*, 1989).

#### 2.2.2.2.4 Tension

L'essai de tension permet de solliciter l'épiderme de manière uniaxiale grâce à deux blocs collés sur la peau (cf. Figure 13.f). Le déplacement, parallèlement à la peau, de l'une ou des deux parties permet de mesurer les propriétés élastiques et viscoélastiques de l'épiderme. Manschot et Brakkee ont mesuré le module d'Young de la peau par le biais d'un appareil *ad hoc* (Manschot et Brakkee, 1986). Plus récemment, Delalleau et al. ont déterminé les paramètres viscoélastiques associés au modèle de Bardenhagen et al. (Bardenhagen *et al.*, 1997; Delalleau *et al.*, 2008) par approche inverse en implémentant une modélisation par éléments finis.

#### 2.2.2.2.5 Élastographie par ondes de cisaillement

L'élastographie par ondes de cisaillement (cf. Figure 13.g) est utilisée pour la caractérisation des tissus mous depuis les années 1990 (Gemisson *et al.*, 2013). En effet, les tissus n'ayant pas les mêmes propriétés acoustiques (Moran *et al.*, 1995), il est possible de déterminer les paramètres viscoélastiques de la peau grâce à la propagation d'ultrasons (Vescovo *et al.*, 2002). L'avantage majeur de cette technique est qu'elle permet de déterminer rapidement et précisément l'anisotropie des tissus, et de séparer les réponses viscoélastiques du derme et de l'hypoderme. (Mizukoshi *et al.*, 2020).

*Remarque* : Pour plus d'information sur les essais menés sur la peau, le lecteur peut se référer à la récente revue de littérature proposée par (Joodaki et Panzer, 2018).

## 2.3 Modélisations du comportement mécanique de la peau

Pour l'étude de tissus mous, deux approches sont habituellement distinguées : une approche dite phénoménologique et une approche microstructurale. L'approche phénoménologique décrit le comportement mécanique à l'échelle macroscopique du tissu en visant à reproduire celui-ci grâce à l'identification d'un ensemble de paramètres, indifféremment de la composition même du solide considéré. L'approche microstructurale tend à décrire le comportement d'un matériau en visant à établir un lien multi-échelles entre la microstructure du tissu et son comportement apparent. De manière plus simpliste, la grande différence entre les deux approches est le point de vue adopté : l'approche phénoménologique est "à l'extérieur du tissu", tandis que l'autre est "à l'intérieur du tissu".

### 2.3.1 Brefs rappels : Potentiel d'énergie libre

En mécanique des matériaux, on appelle *loi de comportement*, la relation qui relie le champ des déformations d'un solide à son champ de contrainte. Dans le cadre de la théorie de la mécanique non-linéaire, ce lien est donné par une fonction thermodynamique qui dérive de la déformation,  $\psi$ , qui est le potentiel d'énergie libre (encore appelé fonction d'énergie de déformation). Cette énergie de déformation doit respecter certaines conditions (convexité). La déformation

(i.e. dans les trois dimensions de l'espace) d'un solide est usuellement décrite par le tenseur de Green-Lagrange,  $\bar{\bar{E}}$ , tel que  $\bar{\bar{E}} = (\bar{\bar{C}} - \bar{\bar{I}})/2$ , avec  $\bar{\bar{C}}$  : tenseur de Cauchy-Green droit et  $\bar{\bar{I}}$  : tenseur identité. Le champ de contrainte est, quant à lui, souvent décrit par le second tenseur de contrainte de Piola-Kirchhoff,  $\bar{\bar{S}}$ .

Le lien entre ces deux tenseurs est donné par les relations suivantes :

$$\bar{\bar{S}} = \frac{\partial \psi}{\partial \bar{\bar{E}}} = 2 \frac{\partial \psi(\bar{\bar{C}})}{\partial \bar{\bar{C}}}$$

Par commodité, lorsque le matériau étudié est isotrope, la loi de comportement peut s'écrire en fonction des trois invariants du tenseur de Cauchy-Green droit  $\bar{\bar{C}}$ . La forme généralisée de la loi de comportement hyperélastique obtenue est donc :

$$\bar{\bar{S}} = 2 \left\{ \left( \frac{\partial \psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \right) \bar{\bar{I}} - \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \bar{\bar{C}} + I_3 \frac{\partial \psi}{\partial I_3} \bar{\bar{C}}^{-1} \right\}$$

Avec les expressions des invariants du tenseur de Cauchy-Green droit  $I_1$ ,  $I_2$  et  $I_3$  suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} I_1 = tr(\bar{\bar{C}}) \\ I_2 = \frac{1}{2} (tr(\bar{\bar{C}})^2 - tr(\bar{\bar{C}}^2)) \\ I_3 = det(\bar{\bar{C}}) \end{array} \right.$$

Ainsi, le défi de l'approche phénoménologique est de trouver une forme mathématique de la fonction de densité d'énergie qui correspond au mieux aux résultats expérimentaux obtenus.

### 2.3.2 Modèles phénoménologiques usuels

De manière générale, le choix de la forme du potentiel d'énergie libre employée pour prédire le comportement d'un matériau est fait selon les hypothèses simplificatrices de départ. En première approche, sous l'hypothèse de petites perturbations, le cadre de l'élasticité linéaire isotrope à d'abord été employé pour décrire la réponse mécanique de la peau. Cette modélisation, la plus simple, mène à la définition de deux paramètres élastiques qui sont le module d'Young et le coefficient de Poisson. En raison de la présence d'eau au sein du tissu, le coefficient de Poisson est souvent fixé proche de 0,5, en faisant l'hypothèse d'un milieu incompressible.

Compte-tenu de la non-linéarité de la peau, ces modèles ne sont pas adaptés à la définition d'une loi de comportement en grandes déformations. La plupart des auteurs se sont rapidement tournés vers une modélisation dans le cadre de l'hyperélasticité, dont certaines des formes utilisées dans la littérature ont été regroupées dans le tableau 3. Bien qu'historiquement développées pour modéliser le comportement de matériaux caoutchouc ou silicone, les trois premières formes de potentiels hyperélastiques ont été largement utilisées pour prédire le comportement de la peau. En raison du nombre relativement faible de paramètres à identifier au sein de ces modèles et du cadre bien défini de l'hyperélasticité, ces modèles phénoménologiques isotropes sont les plus efficaces numériquement pour leur intégration dans un code utilisant la méthode des éléments

finis. Cependant, ces potentiels ne sont valables uniquement pour des plages de déformations modérées (Benítez et Montáns, 2017).

Ensuite, des formes de potentiels hyperélastiques ont été développées particulièrement pour modéliser les tissus mous. Parmi celles-ci, la plus connue ayant été mis au point spécifiquement pour la peau est celle proposée par Veronda et Westmann. Leur modèle exponentiel est cependant limité au cas de traction uniaxiale (Veronda et Westmann, 1970).

Par ailleurs, les modèles précédents se basent sur l'hypothèse forte d'isotropie des matériaux, tandis que les tissus biologiques sont par nature fortement anisotropes. Des modèles hyperélastiques anisotropes ont donc été développés (Tong et Fung, 1976; Holzapfel et Gasser, 2001; Gasser *et al.*, 2006) et utilisés dans le cas particulier de la peau (Ní Annaidh *et al.*, 2012; Affagard *et al.*, 2017; Aldieri *et al.*, 2017). Ces modèles prennent en compte progressivement la présence de fibres de collagène, mais également de leur orientation, guidant les approches proposées vers des modèles progressivement microstructuraux.

Modèle	Densité d'énergie de déformation ( <i>Nombre de paramètres à identifier</i> )
Mooney-Rivlin	$\psi = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$ (2)
Néo-Hookéen	$\psi = C_{10}(I_1 - 3)$ (1)
Ogden	$\psi = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3)$ (2N)
Veronda-Westmann	$\psi = C_1 [\exp(\beta [I_1 - 1]) - 1] - C_2 [I_2 - 3] + g(I_3)$ (3)
Tong et Fung	$\psi = \frac{1}{2} [\alpha_1 E_1^2 + \alpha_2 E_2^2 + \alpha_3 E_{12}^2 + 2\alpha_4 E_1 E_1]$ $+ \frac{1}{2} C \exp [a_1 E_1^2 + a_2 E_2^2 + a_3 E_{12}^2 + 2a_4 E_1 E_1 + \gamma_1 E_1^3 + \gamma_2 E_2^3 + \gamma_4 E_1^2 E_2 + \gamma_5 E_1 E_2^2]$ (12)

TABLE 3 – Lois de comportement hyperélastiques usuelles

*Remarque* : Les potentiels d'Ogden et de Mooney-Rivlin présentés ci-dessus seront notamment utilisés dans le cadre de cette thèse afin de modéliser le comportement de matériaux caoutchouc et silicone.

## 2.4 Qu'en est-il de la caractérisation mécanique et de la modélisation du scalp ?

### 2.4.1 Caractérisation mécanique

Le tableau 4 regroupe les différentes caractérisations expérimentales menées sur le scalp **humain** et montre très clairement le peu de références qui ont caractérisé le scalp humain.

Voie de caractérisation	Auteur(s)	Technique utilisée	Propriété(s) caractérisée(s)	Problématique clinique associée
<i>In vivo</i>	Raposio et al. 1997	Traction	Élasticité	Chirurgie reconstructrice
	Gambarotta et al. 2005	Traction	Élasticité	Chirurgie reconstructrice
	Lear et al. 2019	Traction	Viscoélasticité	Chirurgie reconstructrice
	Pittar et al. 2018	Indentation	Dureté du scalp	Impacts crâniens
	Cua et al. 1990	Succion	Viscoélasticité	Dermatologie
<i>Ex vivo</i>	Melvin et al. 1970	Compression	Élasticité	Impacts crâniens
	Fallang-Cheung et al. 2018	Traction	Élasticité Rupture	Non renseignée
	Trotta et Ni Annaidh 2018	Traction	Élasticité Rupture	Investigation sur les lois de comportement à utiliser pour le scalp

TABLE 4 – Essais menés sur le scalp humain **adulte** (Tableau le plus exhaustif possible à ce jour)

La voie *in vivo* semble être privilégiée pour mesurer des propriétés, telles que son élasticité ou ses propriétés viscoélastiques. La problématique clinique majeure qui a poussé à ces investigations est la chirurgie reconstructrice, notamment pour prédire le comportement du scalp lors de sutures. Cependant, les études menées en utilisant une technique de “*traction*” n’ont pas été effectuées avec des équipements traditionnels, mais dans la plupart des cas grâce à l’utilisation de dynamomètres (Raposio et Nordström, 1998). De plus, la comparaison entre ces études n’est pas aisée car certaines caractérisent uniquement la peau du scalp, alors que d’autres ont testé la galea simultanément. Les travaux de Fallang-Cheung et al. et de Trotta et Ni Annaidh ont récemment mesuré des propriétés élastiques de la peau du scalp (i.e. sans la galéa). Ces deux études décrivent avec précision le module d’élasticité *ex vivo* de la peau du scalp en différents endroits du scalp (Falland-Cheung *et al.*, 2018) et selon différentes orientations (Trotta et Ní Annaidh, 2019). Les valeurs du module d’élasticité semblent être du même ordre de grandeur : Trotta et Ni

Annaidh ont identifié des valeurs égales à  $24,96 \pm 14,35 \text{ MPa}$ , et Fallang-Cheung des valeurs égales à  $22,31 \pm 9,31 \text{ MPa}$  (fronto-parietal) et  $19,10 \pm 6,74 \text{ MPa}$  (occiput). Toutefois il n'est pas possible de comparer rigoureusement ces valeurs compte tenu des taux de déformation différents employés. De plus, l'étude de 2018 ne fournit pas les informations sur l'orientation de la direction de traction par rapport aux lignes de Langer.

Cependant, dans la majorité des travaux de ces trois dernières décennies qui implémentent des modèles numériques de la tête humaine pourvu du scalp, les propriétés élastiques du scalp employées sont celles déterminées par Galford et McElhaney en 1970 (Galford et McElhaney, 1970). Cette référence ne se trouve pas dans le tableau 4, car la valeur du module d'Young de  $16,7 \text{ MPa}$  largement utilisée a été établie grâce à des essais expérimentaux réalisés sur scalp d'une espèce de singe, le *Macaca mulatta*, et non sur scalp humain.

#### Remarque importante

Tous les essais expérimentaux sur scalp humain ont été effectués sur des adultes, et aucune étude ne semble proposer le même type de caractérisation sur scalp fœtal.

### 2.4.2 Modélisation du comportement du scalp

Le tableau 5 rassemble les différents modèles qui ont été utilisés pour reproduire le comportement du scalp, et permet notamment de constater que le modèle Gasser-Ogden-Holzapfel (GOH) a également été récemment employé.

Cadre théorique	Auteur(s)	Modèle
Élasticité linéaire	Raposio et al. 1997	Linéaire isotrope
	Fallang-Cheung et al. 2018	Linéaire isotrope
	Trotta et Ni Annaidh 2018	Linéaire isotrope
	Gambarotta et al. 2005	Basé sur Tong et Fung
Hyperélasticité	Trotta et Ni Annaidh 2018	GOH

TABLE 5 – Modélisations du comportement mécanique du scalp

Une seule étude notable a identifié (numériquement) des coefficients d'un modèle d'Ogden du premier ordre (Li *et al.*, 2017) à partir des travaux de Fahlstedt et al. (2015) (Fahlstedt *et al.*, 2015). Les coefficients identifiés sont les suivants :  $\mu = 1,48.10^4 \text{ Pa}$  et  $\alpha = 6,9$  pour une première couche du scalp et  $\mu = 1,3.10^4 \text{ Pa}$  et  $\alpha = 24,2$  pour une seconde.



## 2.5 Bilan intermédiaire : vers la simulation numérique du comportement du scalp

La peau bénéficie d'une littérature tant pour ce qui concerne la modélisation que pour la caractérisation. Sur l'aspect numérique, la peau a fait l'objet de nombreux modèles par éléments finis qui impliquent différentes hypothèses de modélisation (Delalleau *et al.*, 2008; Flynn *et al.*, 2011; Groves *et al.*, 2013; Ayadh *et al.*, 2017; Chanda et Upchurch, 2018; Guissouma *et al.*, 2021). Une description exhaustive de l'ensemble de ces modèles est laborieuse et pourrait faire l'objet d'une revue de littérature à part, ainsi cette section est restreinte aux quelques modèles numériques qui ont été proposés spécifiquement pour le scalp.

Le scalp est modélisé pour différentes applications, parmi lesquelles figurent la fermeture des sutures après chirurgie (Gambarotta *et al.*, 2005) ou encore la simulation d'impact sur la tête (Raul *et al.*, 2008). Des prises en compte détaillées du comportement du scalp peuvent également être nécessaires dans le cas où la traction du scalp peut induire des traumatismes ou des hémorragies, notamment dans le cas du tirage de la chevelure (Edmondson *et al.*, 2016). Plus spécifiquement, dans le domaine de l'obstétrique et de la gynécologie, des nouvelles problématiques débutent sur l'interaction ventouse/scalp lors d'une extraction instrumentée par ventouse (Goordyal *et al.*, 2021). Pour ce dernier aspect pour lequel la mise en place de procédures expérimentales soulève des problématiques évidentes, des démarches basées sur la simulation numérique peuvent apporter des éléments de réponse utiles à la pratique clinique, à condition que la modélisation qui est faite du scalp permette d'en décrire le comportement de façon réaliste.

Gambarotta *et al.* en 2005 considèrent le scalp comme une membrane homogène hyperélastique afin de prédire son comportement lors d'une chirurgie reconstructrice (Gambarotta *et al.*, 2005). Toutefois, le scalp est effectivement pris en compte lors des simulations numériques d'impacts, mais est considéré comme une couche homogène élastique linéaire contiguë avec les couches sous-jacentes (Raul *et al.*, 2008; Roth *et al.*, 2010). Plus récemment, en rupture avec un modèle monocouche, Li *et al.* ont implémenté une loi de comportement hyperélastique sur un modèle de scalp bi-couche (Li *et al.*, 2017) à partir des données de (Fahlstedt *et al.*, 2015). En opposition, la littérature concernant la modélisation de la peau fait intervenir jusqu'à 6 couches Zhao *et al.* 2020 (Zhao *et al.*, 2020).

Outre le choix de la loi de comportement associée au scalp, il semble que celui-ci ait toujours été considéré directement solidaire du crâne, et ceci malgré le large glissement relatif observé (Seery, 2002). En opposition à ceci, Trotta *et al.* ont récemment mesuré le déplacement du scalp sur la galea grâce à un système de vérin, et un coefficient de frottement entre le scalp et le crâne aux alentours de 0,06 a été identifié (Trotta *et al.*, 2018). Il semble qu'uniquement Trotta *et al.* aient intégré un glissement relatif du scalp par rapport au crâne et ce coefficient de frottement dans un modèle numérique (Trotta *et al.*, 2020). Ces derniers auteurs relatent notamment l'importance de la prise en compte de cette interaction dans la simulation par éléments finis d'un impact sur le crâne. Dans le cadre visé dans ces études (i.e. impacts), il est évident qu'une

modélisation plus fine du scalp peut avoir pour conséquence d'alourdir les simulations proposées, sans potentiellement en influencer les résultats.

Les analyses anatomiques du scalp abordées précédemment ont souligné la présence de fascias au sein du scalp, qui relie la peau à la galea et la galea au périoste. La question de la prise en compte de ces tissus pour des applications qui sollicitent moins rapidement le complexe du scalp reste ouverte et ne semble pas avoir fait l'objet d'étude (i.e. ni caractérisation ou de modélisations adaptées). Prendre en compte ces interactions permettrait néanmoins de simuler l'effet d'une ventouse obstétricale sollicitant le scalp fœtal (Goordyal *et al.*, 2021). Ainsi la dernière section qui suit s'attache à présenter un peu plus en détail les fascias, ce qui permettra de situer *l'interaction peau/os*.

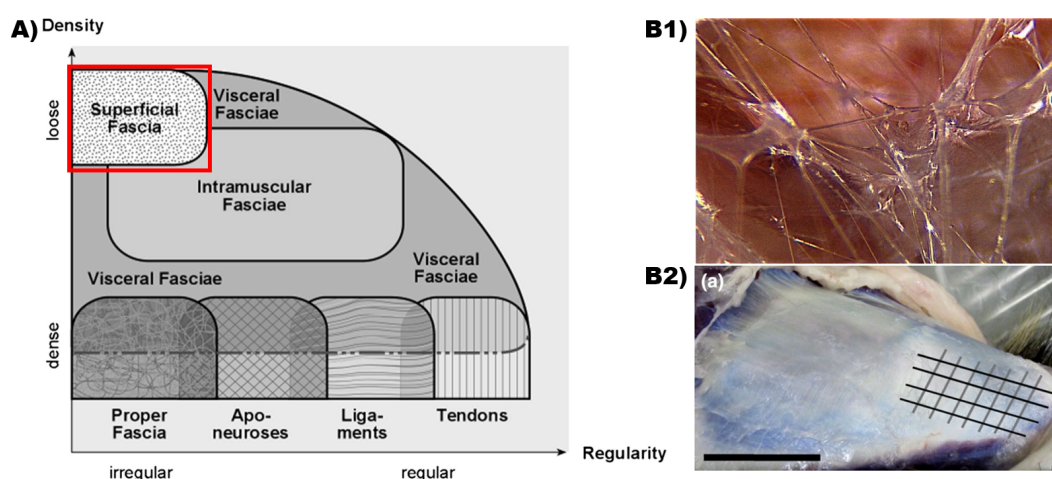
## 2.6 L'interaction peau/os

### 2.6.1 Les fascias : un tissu omniprésent à structures multiéchelle

Les fascias sont un très large continuum de tissus omniprésent dans le corps humain. En effet, ce réseau est formé de tissus de densité variable qui se retrouvent de la couche la plus profonde de la peau (fascias "*superficiels*") jusqu'au sein des muscles (fascias "*profonds*") tout en passant entre les organes. Bien que ce réseau soit observé depuis des siècles par les anatomistes, la très grande diversité des tissus dont il est composé fait qu'aucun consensus sur sa dénomination ne semble encore être trouvé de nos jours (Adstrum *et al.*, 2017). Une illustration proposée par Schleip *et al.* en 2012 schématise très clairement la diversité du réseau de fascias (voir Figure 15.A)) et permet de situer les fascias superficiels (Schleip *et al.*, 2012). Dans le cadre de cette thèse, le terme "*interaction peau/os*" sera utilisé à de nombreuses reprises et désigne, en particulier, des fascias dit "*superficiels*" qui ne font pas le lien entre les muscles et la peau, mais bien entre la peau et les os.

La première observation indirecte que chacun peut réaliser très simplement est d'appliquer un déplacement de la peau et de sentir le glissement relatif (mais limité) de celle-ci sur les muscles (e.g. l'avant-bras, cuisse, dos, etc...) ou directement sur les os (e.g. articulation, scalp). La littérature fournit, quant à elle, des observations directes, notamment par le biais de descriptions chirurgicales. Le docteur Guimberteau a notamment réalisé de très nombreuses descriptions des fascias les moins denses qui se trouvent autour des tendons. Il a ainsi mis en exergue leur organisation sous forme de microvacuoles (Guimberteau *et al.*, 2005) comme le montre la Figure 15.B1).

Toutes ces fibres délimitant les microvacuoles sont inter-connectées et sont enveloppées dans une matrice extra-cellulaire (Bordoni *et Zanier*, 2015), elle-même reliée au continuum que forme les fascias. Pour ces fascias qui englobent les tendons, les observations de Guimberteau *et al.* mettent en lumière quelques mécanismes d'adaptation du réseau lorsqu'il est sollicité par un effort externe (Guimberteau *et al.*, 2010). Les fibres semblent en effet se scinder ou fusionner pour mieux répartir les contraintes dans le réseau et permettent ainsi le glissement des tendons.



**Fig. 15** – A) Illustration situant chaque fascia dans les axes de densité fibreuse et de “régularité” (i.e. l’organisation spatiale). Tout crédit à (Schleip *et al.*, 2012). B1) Microvacuoles délimitées par les fibres de diamètres micrométriques. Substance transparente : Matrice extra-cellulaire. - Figure tirée de (Guimberteau et Delage, 2012). B2) Photo de fascia lata - Figure adaptée. Tout crédit à : (Eng *et al.*, 2014)

Pour les fascias profonds comme le fascia lata, les observations montrent une membrane fibreuse et qui peut être excisée du corps (voir Figure 15.B2)). Leur rôle semble être de transmettre les efforts (Stecco *et al.*, 2009), de contenir les muscles ou encore à les stabiliser (Eng *et al.*, 2014; Peabody et Bordoni, 2023).

Les fascias forment un continuum tridimensionnel (Adstrum *et al.*, 2017) en tension dans tout le corps humain et permettent l’adaptation des forces au sein de celui-ci. Certains auteurs parlent ainsi de “biotenségrité” (Levin et Martin, 2012). La littérature montre qu’en plus d’être pourvues de mécanismes d’adaptations à l’échelle macroscopique, les fascias ont également des phénomènes d’adaptations à l’échelle cellulaire. Les fibres sont reliées entre elles par des cellules, les fibroblastes, qui sécrètent du collagène, de l’élastine et des protéines (Bordoni *et al.*, 2018). Ces cellules changent de morphologie (Brown *et al.*, 1996; Langevin *et al.*, 2005) et même de composition chimique (Eagan *et al.*, 2007).

### 2.6.2 Des engouements scientifiques variés

L’intérêt que porte la communauté scientifique sur les fascias est encore assez récent. Le fait que ces tissus soient continus dans tout le corps humain, les placent au cœur de nombreuses problématiques cliniques.

Ainsi, ils font l’objet d’études récentes qui se concentrent sur la découverte et l’étude de nouvelles cellules : les telocytes (Dawidowicz *et al.*, 2016) et les fasciocytes (Stecco *et al.*, 2018).

L’étude de son comportement macroscopique intéressent également les praticiens de thérapies manipulatives (ostéopathie, kinesithérapie, etc...) afin de pouvoir appréhender entièrement la transmission d’un effort jusque dans les tissus sous-jacents (Bereznick *et al.*, 2002; Eng *et al.*, 2014; Triano *et al.*, 2015). En particulier pour le cas du traitement des douleurs chroniques

musculo-squelettiques autour de la colonne vertébrale (i.e. maux de dos) (Langevin et Sherman, 2007; Langevin et al., 2011; Willard et al., 2012; Piper et al., 2016; Langevin et al., 2018)

Après les hypothèses émises sur leur rôle (Eng et al., 2014; Peabody et Bordonni, 2023) en tant que tel, l'étude de leur déformation a également fait l'objet de récentes recherches (Sednieva et al., 2019; Sednieva et al., 2020). L'élasticité des fascias profonds, comme le fascia lata ou le fascia temporalis, a également été étudiée, notamment pour la chirurgie reconstructrice (Pukšec et al., 2019). Bien que ces derniers auteurs aient testés les tissus jusqu'à leur rupture, leurs conclusions se limitent sur la partie élastique des courbes de déformations/contraintes obtenues. La rupture des tissus mous, (i.e. tels que la peau) a été abordé (Yang et al., 2015; Bircher et al., 2019), mais reste pour l'instant très marginale (Muth-seng et al., 2017).

Pour finir, les fascias profonds et superficiels sont au cœur de l'analyse du mouvement qui fait l'acquisition du geste du corps humain dans l'espace, notamment pour l'étude de certaines pathologies ou dans le cadre de la biomécanique du sport. La complexité réside dans la reconstruction du mouvement du corps par le biais de la détection du mouvement du squelette, alors que les marqueurs utilisés sont, eux, placés sur la peau. De part les différents glissements relatifs entre les couches de tissus mous et les os, une erreur est au final intégrée dans les acquisitions réalisée (connue sous le nom de "*skin tissue artifact*", en anglais). Pour plus d'informations, le lecteur peut s'intéresser à la revue de littérature proposée par (Camomilla et al., 2017).

### **2.6.3 Bilan - L'interaction peau/os au cœur d'une nouvelle problématique : l'accouchement instrumentée par ventouse**

Dans le cadre de cette thèse qui étudie le comportement mécanique de la tête fœtale lors d'une extraction par ventouse, les fascias superficiels sont évidemment largement sollicités. La connaissance de leur comportement mécanique est donc primordial, car ils font le lien entre la peau et le crâne et pourrait mener à des éléments de réponse quant aux lésions qui peuvent résulter d'une EIV (Goordyal et al., 2021). À ce jour, une caractérisation mécanique de l'interaction peau/os de la région du scalp est manquante dans la littérature.

## **2.7 Conclusion du chapitre**

Comme le montre ce chapitre, poursuivre des investigations sur une problématique qui inclut le scalp se traduit par le fait de devoir se confronter à de nombreux verrous et défis scientifiques.

En premier lieu, les études sur la peau du scalp sont minoritaires dans la littérature, et donc la diversité de propriétés mécaniques disponibles est très restreinte. En particulier pour cette thèse, la caractérisation mécanique par succion n'a jamais été effectuée sur cette région du corps humain. Pour ce qui est des propriétés mécaniques des fascias superficiels, il semble qu'aucune étude n'ait caractérisé ces tissus, et donc celles-ci restent encore inconnues. Toutefois, tester ces tissus de manière totalement indépendante aux tissus environnants (comme il est possible

de le faire avec les fascias profonds) paraît complexe. Compte tenu des possibles techniques de caractérisations *in vivo* de la peau qui ont été passées en revue, il apparaît que seuls les essais de succion et d'indentation peuvent permettre de solliciter les fascias superficiels du scalp.

En deuxième lieu, les modélisations du scalp qui sont proposées dans la littérature restent insuffisantes pour simuler un accouchement instrumenté par ventouse. En particulier, les modélisations numériques du scalp disponibles n'incluent pas les fascias. Bien qu'il soit concevable que les fascias profonds puissent être approximés à un milieu continu (Pavan *et al.*, 2015) de part leur densité fibreuse, il apparaît peu approprié d'en faire de même pour les fascias superficiels. Le défi est alors de pouvoir proposer une nouvelle modélisation, et celle de la modélisation par éléments discrets semble être prometteuse en ce sens (e.g. (Muth-seng *et al.*, 2017)). Ces aspects expérimentaux et numériques font l'objet des travaux du chapitre 1 et 2 de la partie III.

Pour finir, ces différents défis ont été abordés pour l'adulte, mais la modélisation du scalp fœtal représente encore une étape à franchir. À titre d'exemple, alors que l'effet de l'âge a été largement étudié pour le cas de la peau, il semble qu'une seule étude n'investigat cet effet pour les fascias profonds (Wilke *et al.*, 2019).

## Chapitre 3

# La simulation numérique : un outil d'investigation en mécanique obstétricale

Dans ses grandes lignes, le premier chapitre de cette partie a permis de rendre compte du processus très complexe que représente l'accouchement. En effet, celui-ci met en jeu de grands mouvements relatifs de tissus qui sont soumis à des grandes transformations. La compréhension des mécanismes sous-jacents a fait l'objet d'un grand nombre d'études et est historiquement issue d'observations des praticiens gynécologues-obstétriciens. L'arrivée des techniques d'imageries médicales a permis de mettre en lumière les éléments principaux qui sont mis en jeu lors de la descente du mobile fœtal. Notamment, les interactions entre la forme du bassin obstétrical et de la tête fœtale ont été étudiées, tout comme le rôle des tissus maternels (Borell et Fernström, 1967).

Des recherches se sont aussi attelées à expliquer les mécanismes traumatiques des tissus maternels et de la tête fœtale, dans le but de pouvoir identifier et éviter les causes des blessures et/ou des complications. Cependant, très vite restreintes pour des raisons éthiques, la recherche clinique s'est alors tournée vers d'autres moyens d'investigations disponibles, comme des études rétrospectives ou encore statistiques. Un autre moyen pour contourner les difficultés de collectes de données réside dans l'utilisation de mannequins d'entraînement. Ces outils pratiques et didactiques utilisés depuis plusieurs siècles pour la formation de praticiens, ont également été plus récemment mis à contribution pour l'investigation des risques de certaines pratiques (Kim *et al.*, 2015). Néanmoins, les deux principales limites de ces dispositifs sont leurs morphologies très simplifiées et génériques de la filière pelvigénitale, et les matériaux dont ils sont constitués qui ne sont pas représentatifs des tissus biologiques.

C'est notamment sur ces deux derniers points que repose toute la nécessité de l'emploi des simulations numériques. En effet, cette voie permet de contourner l'aspect de la représentativité des géométries en intégrant des géométries réelles (i.e. patient-spécifiques) et d'autre part d'employer des propriétés matérielles proches de la réalité. Les simulations permettent, ainsi, la mise en place de vastes études paramétriques en surmontant les limites éthiques.

De nombreux modèles numériques associés à l’accouchement ou aux parties maternelles ont été proposés pour investiguer des phénomènes, tels que les prolapsus ou les déchirures des muscles du périnée, ce qui est également utile pour la formation des cliniciens (Lepage *et al.*, 2016). *A contrario*, assez peu d’études proposent d’investiguer les lésions de la tête fœtale, notamment car la simulation de l’accouchement seule est, *de facto*, intrinsèquement complexe. La plupart des modèles de modèles fœtaux implémentés sont donc représentés par un crâne indéformable. Les travaux qui s’attachent en priorité aux phénomènes de lésions de la tête fœtale sont présentés en deux catégories : i) les investigations autour des impacts du crâne, ii) les investigations qui gravitent autour de l’accouchement.

Ce chapitre n’a pas pour ambition d’effectuer une revue exhaustive de la littérature, mais a pour but d’en montrer les limites. Le lecteur peut toutefois se référer à la récente (et riche) revue de littérature de (Chen et Grimm, 2021) pour plus de détail.

## Contenu

---

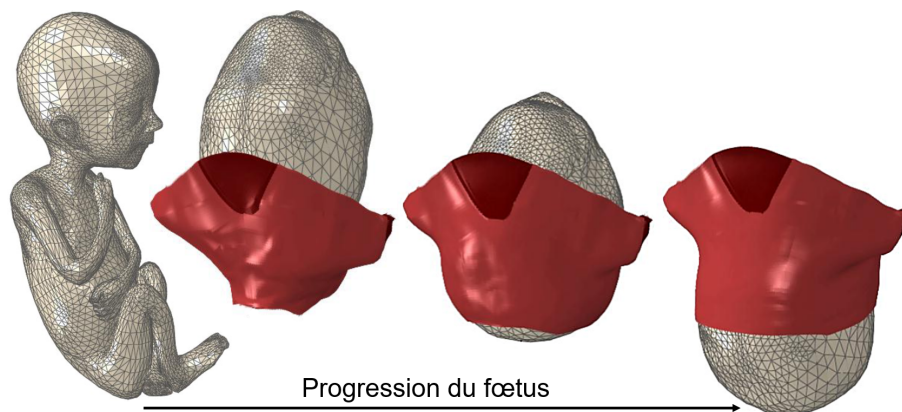
<b>3.1</b>	<b>Vers une simulation de l’accouchement</b>	<b>48</b>
3.1.1	Propriétés matérielles des tissus impliqués dans les simulations	48
3.1.2	Accouchement sans trajectoire imposée	49
3.1.3	Prise en compte des organes environnants et sans trajectoire	50
3.1.4	Bilan de ces exemples tirés de la littérature	51
<b>3.2</b>	<b>Investigations du crâne fœtal lors de l’accouchement</b>	<b>51</b>
3.2.1	Moulage du crâne	52
3.2.2	Extraction instrumentée	53
3.2.3	Bilan	54
<b>3.3</b>	<b>Conclusion du chapitre</b>	<b>55</b>

---

## 3.1 Vers une simulation de l’accouchement

### 3.1.1 Propriétés matérielles des tissus impliqués dans les simulations

Comme abordé précédemment, les tissus maternels sont soumis à de grandes déformations au cours du passage du bébé, et précisément lors du passage de sa tête. Étant constitué en grande partie de fibres musculaires enchevêtrées, le plancher pelvien joue un rôle majeur dans la biomécanique de l’accouchement, puisqu’il oppose une résistance à la progression du fœtus. Ainsi, le choix de la loi de comportement de ces tissus est primordial pour toute simulation de l’accouchement. Le comportement mécanique des tissus mous fibreux, tels que les muscles, a fait l’objet de nombreuses études et leur modélisation par le biais du potentiel d’énergie de déformation GOH fait consensus.



**Fig. 16** – Modèle numérique employant les propriétés matérielles du plancher pelvien les plus abouties (au moment de l’écriture de ce manuscrit). Figure adaptée - Tout crédit à (Pouca *et al.*, 2018b)

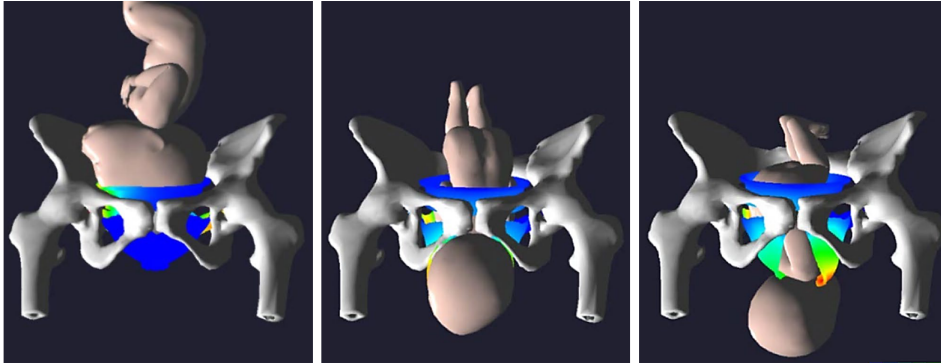
Pour le plancher pelvien, le modèle utilisé est une forme de potentiel hyperlélastique incompressible isotrope transverse (Humphrey et Yin, 1987). Adapté *a posteriori* (Martins *et al.*, 1998), ce modèle sera employé par une équipe portugaise qui est l’une des principaux acteurs du domaine de la simulation numérique en obstétrique (Parente ; Martins ; Oliveira ; Pouca ; Jorge) (Martins *et al.*, 2007; Parente *et al.*, 2008; Parente *et al.*, 2009; Parente *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2015) et par une autre étude (Li *et al.*, 2010). Les propriétés matérielles ont ensuite évoluées en intégrant l’endommagement des tissus (Peña *et al.*, 2008; Oliveira *et al.*, 2016b; Oliveira *et al.*, 2016a; Oliveira *et al.*, 2017), ainsi que la viscoélasticité (Pouca *et al.*, 2018b; Pouca *et al.*, 2018a; Pouca *et al.*, 2022). Les travaux de cette équipe ont mis en exergue les impacts de certains aspects de l’accouchement et, en particulier, sur les tissus maternels. Dans toutes les simulations, la descente du fœtus est imposée par des points de références et ce dernier est considéré comme rigide. Cependant, si le plancher pelvien impose une résistance aux mouvement du bébé, alors il en modifie la trajectoire de sa tête et impacte tout le reste du corps. Les simulations avec une trajectoire imposée peuvent donc être éloignées de la réalité. C’est ce qui a poussé certains auteurs à construire des modèles sans trajectoire imposée.

### 3.1.2 Accouchement sans trajectoire imposée

Le modèle le plus évolué et sans trajectoire imposée est issus des travaux de thèse de Gerikhanov de 2017 (Gerikhanov, 2017) et publié par Lapeer et al. en 2019 (Lapeer *et al.*, 2019), présenté ici en Figure 17. En effet, le mobile foetal qui est constitué de deux parties rigides reliées par une articulation est présenté en position haute, *OIGA* ou *OIDA* en contact initial avec le col de l’utérus. Une force simulant des contractions utérines (i.e. donc cyclique) est appliquée sur les fesses du fœtus actionnant sa descente. La rotation du crâne est induite par le contact avec les tissus du col de l’utérus, ainsi que par le plancher pelvien. Ces deux derniers solides ont des propriétés hyperélastiques correspondantes au modèle Néo-Hookéen et n’incluent pas d’effet visqueux ni d’endommagement, comme présenté précédemment. L’articulation qui est modélisée par deux éléments élastiques (ressorts linéaires), permet notamment la restitution de la tête après passage du plancher pelvien.



*Remarque : In fine*, l’ambition de ce type de modélisation est de permettre, après implémentation de géométries patient-spécifiques, de simuler l’accouchement en réalité virtuelle (i.e. en amont du vrai accouchement), et de prédire si des complications auront lieu ou non.



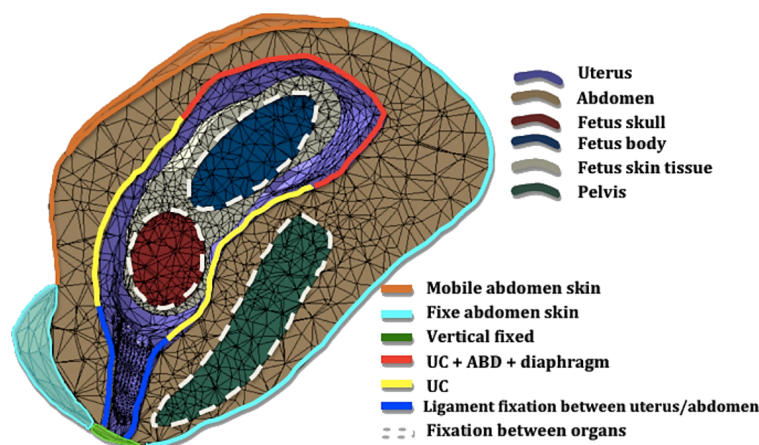
**Fig. 17** – Simulation numérique implémentant un mobile fœtal sans trajectoire imposée, et avec articulation au niveau du cou. Figure adaptée - Tout crédit à (Lapeer *et al.*, 2019)

Cependant, bien qu’elle soit la plus complète physiologiquement (au moment de l’écriture de ce manuscrit), cette modélisation n’inclut pas l’ensemble des tissus de la filière pelvigénitale, ni les organes environnants. Or, ces tissus de la mère rentrent évidemment en ligne de compte en restreignant le passage du bébé qui progresse dans un canal étriqué. L’ajout des autres tissus et organes est, de plus, à considérer lors d’accouchements assistés par instrument car ils rentrent en interaction avec ceux-ci et peuvent menés à des difficultés d’emplois (décrochage de la ventouse, entre autres).

### 3.1.3 Prise en compte des organes environnants et sans trajectoire

À ce jour, seule une modélisation qui inclut des tissus environnants qui confinent le bébé pendant la descente est disponible dans la littérature (Buttin *et al.*, 2009; Buttin *et al.*, 2013). Pour la partie maternelle, la filière pelvigénitale de ce modèle est constituée de trois parties : l’utérus, le pelvis et une partie permettant d’englober ces organes internes, nommé “abdomen”. Le mobile fœtal est constitué de trois parties déformables : la tête, le tronc et une partie qui englobe les deux, appelée “peau”. Cette dernière partie permet notamment l’articulation entre les deux autres solides modélisant le fœtus. La progression du fœtus est engendrée par des conditions aux limites appliquées à l’utérus qui imitent les contractions utérines périodiques et des poussées abdominales. Les simulations mises en œuvres avaient notamment pour objectif de rendre l’asservissement d’un simulateur d’accouchement plus réaliste (simulateur BirthSIM (Moreau *et al.*, 2007)).

Ce modèle n’est cependant pas pourvu d’éléments représentant le col de l’utérus comme celui précédemment présenté, ni de plancher pelvien. De plus, les propriétés matérielles utilisées pour les différentes parties sont soit modélisées par une loi élastique linéaire, soit hyperélastiques de type Neo-Hookéen, et donc loin des propriétés présentées au début de ce chapitre.



**Fig. 18** – Modèle numérique implémentant un milieu environnant au mobile fœtal et qui n'impose pas de trajectoire prédéfinie pour celui-ci. Figure adaptée - Tout crédit à (Buttin *et al.*, 2013)

Comme il est possible de constater à travers les exemples abordés, la simulation d'un accouchement eutocique qui inclut des géométries complètes, ainsi que des propriétés matérielles complexes, et sans imposer de trajectoire au mobile fœtal, n'a pas encore été réalisée. Ceci est dû d'une part aux objectifs fixés par chaque équipe pour répondre à des problématiques ciblées, et d'autre part, à la complexité de la région pelvienne et particulièrement aux interactions entre les organes (i.e. mobilités inter-organes) qui sont encore mal connues de nos jours. Bien qu'elle soit encore loin de la réalité, la modélisation de Buttin *et al.* inclut un environnement autour du mobile fœtal, ce qui constitue un premier pas vers une simulation globale de l'accouchement.

La prochaine section se propose d'aborder un exemple de travaux qui pourrait permettre aux modélisations présentées précédemment de gagner en détails, en incluant le maximum d'organes et de tissus présents dans la région pelvienne.

### 3.1.4 Bilan de ces exemples tirés de la littérature

Les exemples amenés dans cette section sont parmi les plus élaborés, selon des aspects différents. Toutefois, les résultats des différents modèles présentés ne sont valides que sur le plan qualitatif et ne semblent pas proposer de vérifications physiques réelles. C'est précisément cette limite que les travaux de la partie II vont essayer de dépasser en proposant un dialogue numérique/expérimental.

## 3.2 Investigations du crâne fœtal lors de l'accouchement

Comme vu précédemment, les études qui portent sur les mécanismes de lésions au niveau de la tête fœtale sont très rapidement limitées par l'aspect expérimental. Ainsi, il est clair que la simulation numérique constitue, là aussi, une alternative, à conditions d'y inclure des données biofidèles (i.e. physiques, morphologiques et mécaniques). L'étude des lésions de la tête fœtale se scinde globalement en deux thématiques : la première, majoritaire, qui comporte de

très nombreux travaux autour des impacts du crâne fœtal (i.e. chocs), et la deuxième, minoritaire, qui regroupe des travaux autour de l’accouchement (i.e. instrumenté ou non). La première thématique est menée notamment pour pouvoir différencier les lésions induites par des chutes accidentelles et des lésions causées par des abus. Ces travaux-ci n’ayant pas de liens directs avec l’accouchement, ils ne seront pas explicitement exposés ici. Cette section s’attachera donc à effectuer une revue des modèles numériques employés pour simuler le moulage du crâne et des accouchements instrumentés qui se veut être la plus exhaustive possible. Pour des informations sur les impacts du crâne d’enfant, le lecteur peut se référer à (Li *et al.*, 2017), et à particulièrement à (Brooks *et al.*, 2018).

### 3.2.1 Moulage du crâne

Comme abordé dans le chapitre 1 de l’état de l’art, le moulage du crâne est naturel et nécessaire pour le passage de la tête fœtale dans la filière pelvienne. Il est ainsi possible que de grandes déformations soient induites notamment lorsque l’accouchement se prolonge (DeCherney *et al.*, 2013). Dans l’objectif de pouvoir mesurer ces déformations, un premier modèle a été proposé par McPherson et Kriewall en 1980. Leur modèle, basé sur des radiographies d’un crâne fœtal, n’a comporté qu’un seul lobe pariétal (McPherson et Kriewall, 1980). Néanmoins, leurs simulations n’ont pas permis le chevauchement des lobes pariétaux qui est fréquent dans la réalité, ce qui a nécessité une modélisation 3D.

Presque vingt ans après ces premières simulations, Lapeer et Prager ont proposé leur propre modèle (Lapeer et Prager, 2001) basé notamment sur les travaux de thèse de Lapeer (Lapeer, 1999). Outre les mesures des déformations, leur objectif à plus long terme est de pouvoir prédire les risques associés à l’accouchement. Leur modélisation a inclut un crâne fœtal composé des fontanelles et les différents lobes qui a été soumis à une seule valeur de pression utérine. Ce dernier point a fait l’objet d’une étude par un groupe chinois en 2011 qui a testé plusieurs valeurs de pression utérine (Pu *et al.*, 2011) et dont les conclusions sont en concordance avec les travaux de Lapeer et Prager. Cependant, les simulations de moulage menées par Lapeer et Prager et celles de Pu *et al.* n’implémentent que les tissus osseux du crâne sans prendre en compte les parties internes (cerveau, fluide...). De plus récents travaux (Bailet *et al.*, 2013; Bailet *et al.*, 2014) ont alors proposé d’observer les déformations du crâne en considérant un volume contraint à l’intérieur du crâne. Leurs simulations visaient à fournir des informations supplémentaires dans le simulateur BirthSIM mentionné précédemment, et ont mené à des résultats en accord avec ceux de Lapeer et Prager.

Pour ce qui est du moulage du crâne lors de la descente du bébé, seulement deux études semblent être disponibles. Dans la première étude de 2015, l’évolution du moulage du crâne est mesurée lors d’une simulation d’accouchement tout en comparant son effet sur les déformations du plancher pelvien (Silva *et al.*, 2015). Au final, ces auteurs indiquent peu de déformation subies par le crâne, notamment car les propriétés matérielles employées ne sont pas viscoélastiques. De plus, leur étude ne prend pas en compte un possible moulage du crâne par les contractions

utérines avant la phase de descente, ni la pression exercée par les éléments de la filière vaginale (Bamberg *et al.*, 2017). Dans la deuxième étude, les propriétés viscoélastiques du crâne ainsi qu'une pression constante s'appliquant sur celui-ci ont été ajoutées, ce qui a permis de simuler le moulage du crâne lors de la descente du bébé (Moura *et al.*, 2021).

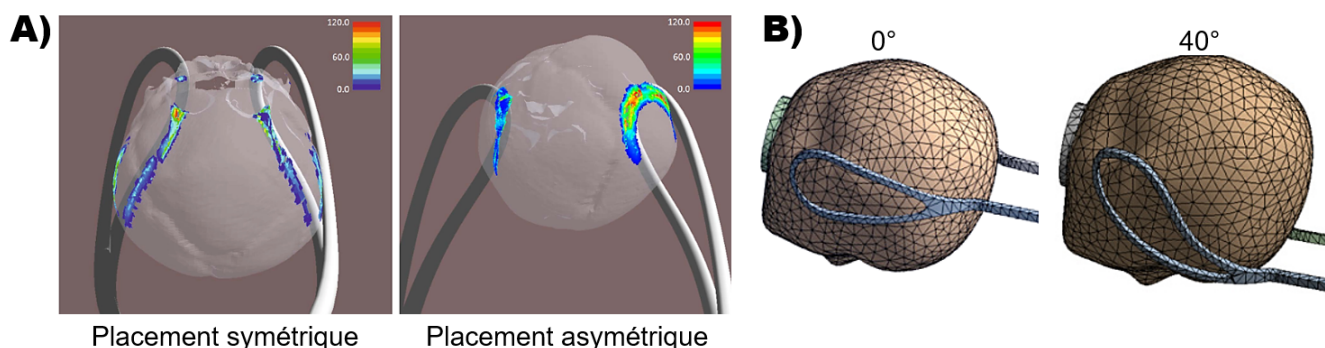
*Remarque* : Les conclusions de Silva *et al.* ont mené à faire le choix de supposer le crâne comme étant rigide dans les travaux proposés en partie II.

### 3.2.2 Extraction instrumentée

#### 3.2.2.1 Par forceps

La première étude qui emploie une simulation sur ce sujet date de 2014, et a été proposée par Lapeer *et al.*. L'objectif de ces travaux était notamment d'observer l'influence du positionnement des forceps sur la tête fœtale, en particulier un placement symétrique ou asymétrique sur la tête (Lapeer *et al.*, 2014a). Dans ce modèle, les couches de tissus mous superficielles du crâne n'ont pas été modélisées, et donc les forceps sont en interactions directes avec le cranium. Ce dernier point constitue la principale limite pour l'étude des lésions des tissus mous qui transmettent les efforts des forceps au crâne.

La deuxième étude a permis de mettre en œuvre une tête fœtale composée d'un scalp et d'un crâne, ce qui a permis de d'observer l'influence du design des forceps, mais également du matériau dont ils sont composés (i.e. les forceps sont donc ici déformables) (Su *et al.*, 2016).



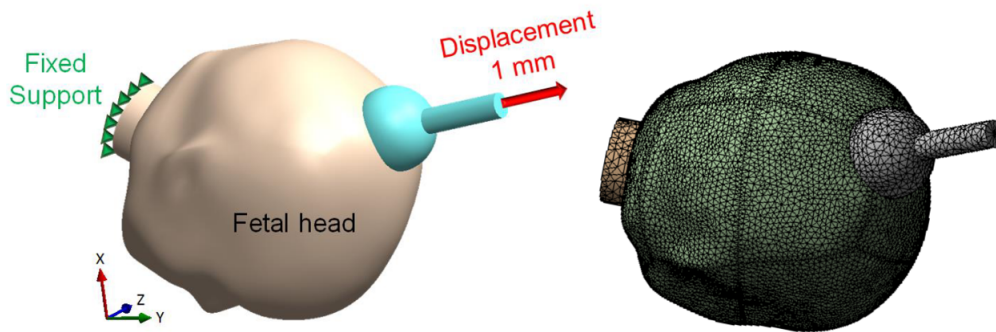
**Fig. 19** – A) Simulation d'utilisation de forceps. Figure adaptée - Tout crédit à (Lapeer *et al.*, 2014a). B) Simulation d'utilisation de forceps, avec un angle varié. Figure adaptée - Tout crédit à (Su *et al.*, 2016).

#### 3.2.2.2 Par ventouse

Il semble n'y avoir que trois études disponibles dans la littérature qui visent à prédire par la simulation numérique les effets de l'utilisation de la ventouse sur la tête fœtale. Le modèle de tête fœtale implémenté est le même que celui présenté précédemment, et ne comporte pas de tissus mous autour du crâne (Lapeer *et al.*, 2014b). Deux positions de la ventouse ont été testées (i.e. correcte : entre les deux fontanelles ; incorrecte : plus en avant sur la fontanelle antérieure), et pour un différentiel de pression fixé à 500 *mmHg* (66,7 *kPa*). Deux géométries de crânes

différentes ont été employées : une sans déformation et une avec déformation induite par les pressions utérines en amont de la descente (cf. section 3.2.1). La ventouse étant tirée de manière normale au crâne, sans variation d’angle. Les quelques conclusions des auteurs se limitent au fait que les déformations maximales du crâne ont lieu lorsque la ventouse est placée de manière incorrecte sur un crâne moulé. Étant donné que les tissus mous n’ont pas été modélisés, aucune information sur les déformations du scalp n’a été émise.

Dans les deux autres études (Chen *et al.*, 2021; Huang *et al.*, 2022) le modèle de tête foetale comprend une couche d’épaisseur homogène de scalp directement liée au crâne, sans être toutefois pourvue de fontanelles. Les auteurs font l’investigation de l’effet du changement du matériau de la ventouse (i.e. métal ou un matériau caoutchouc), ainsi que du changement de pression de 500 *mmHg* jusqu’à 800 *mmHg* (106, 658 *kPa*). Pour toutes ces simulations, la direction de traction est normale au crâne. Assez logiquement, les résultats obtenus par leurs simulations montrent que l’utilisation d’une ventouse de caoutchouc permet de réduire les contraintes au sein du crâne, comparé à une ventouse de métal.



**Fig. 20** – Simulation d’utilisation de la ventouse obstétricale. A) Placement de la ventouse. B) Exemple de résultat. Figure adaptée - Tout crédit à : (Chen *et al.*, 2021).

Ces observations les conduisent, en 2022, à effectuer un ensemble de simulations mettant en jeu des ventouses de caoutchouc de différents diamètres (i.e. de 40 *mm* à 70 *mm*). Les résultats de cette dernière étude montrent que les plus gros diamètres de ventouses augmentent les contraintes sur le scalp du bébé. Sans toutefois préciser les possibles changements de formes, les auteurs proposent en perspectives d’étudier le changement de design de la ventouse obstétricale.

### 3.2.3 Bilan

Cette section a pu rendre compte du faible nombre d’études employant la simulation numérique pour étudier la réponse de la tête foetale à une EIV. Les modèles numériques de la tête foetale employés dans ces études semblent comporter les limites suivantes :

- absence des tissus mous qui enveloppent le crâne, ou bien modélisation par un milieu continu directement rattaché au crâne ;
- peu de positions différentes de la ventouse ;

- pas de variation de l'angle de traction ;
- pas de propriétés viscoélastiques des tissus (osseux ou scalp) ;
- pas d'endommagement des tissus mous.

Ces limites montrent très clairement qu'un effort est encore à fournir sur cette thématique particulière, notamment pour l'investigation des lésions du scalp (e.g. excoriations). Les travaux présentés dans cette thèse se proposent, en particulier, de surpasser les trois premières limites énoncées dans la liste ci-dessus.

### 3.3 Conclusion du chapitre

Les investigations qui concernent les techniques d'accouchement instrumenté ne semblent pas, pour l'instant, proposer de simulations numériques globales (i.e. avec une descente de fœtus et organes génitaux de la mère). Cependant, bien que la simulation d'un accouchement la plus fidèle possible à la réalité constitue encore un défi, il serait nécessaire d'initier des simulations de l'accouchement instrumenté (en particulier par ventouse) à l'échelle macroscopique en incluant l'environnement du crâne fœtal. En effet, bien qu'une telle modélisation ajoute de la difficulté, ceci permettrait d'avancer très largement sur les aspects d'uniformisation des pratiques obstétricales, notamment en mettant en lumière les gestes qui minimisent les efforts sur les parties anatomiques de la mère et du bébé. Les travaux du chapitre 3 de la partie II sont effectués dans ce sens.

Concernant les modèles numériques qui ne prennent en compte que la tête fœtale "isolée" de son environnement, ils sont, au mieux, pourvus d'une couche homogène qui modélise le scalp. Ainsi, un effort de modélisation supplémentaire est encore à réaliser pour pouvoir observer les effets de différents paramètres de l'EIV (e.g. pression, position, etc...). À plus long terme, une modélisation plus fine de la tête fœtale permettrait, potentiellement, d'étudier l'influence du design de la ventouse et de ses propriétés matérielles, etc... Ce dernier point fait l'objet des travaux de la partie III et plus précisément de son chapitre 3.

Dans l'objectif d'initier un tel chemin de réflexion sur l'évolution du design le plus optimal pour la ventouse obstétricale, le chapitre 4 propose de synthétiser les conclusions d'une revue de littérature qui a été menée dans le but d'établir l'intérêt d'une approche biomimétique pour la conception d'alternatives à la ventouse actuelle.

## Chapitre 4

# Potentiel biomimétique : vers une ventouse bio-inspirée ?

Le biomimétisme (“*biomimicry*” en anglais) apparaît de nos jours comme incontournable dans de nombreux domaines d’innovation et d’ingénierie (Snell-Rood, 2016). Le biomimétisme permet de répondre à des problèmes actuels en s’inspirant de mécanismes ou de processus présents dans la nature, qui sont intrinsèquement optimisés grâce à des millions d’années d’évolution (selon la théorie darwinienne).

Souvent, les premières grandes inventions de l’Homme sont issues de l’observation de son environnement : on notera par exemple les travaux de Leonardo DaVinci au 15<sup>ème</sup> siècle de part son observation minutieuse du vol des oiseaux (Welsh, 2013). Récemment, un des exemples d’invention bio-inspirée<sup>5</sup> le plus notable est le design du nez du train japonais, le Shinkansen, qui est inspiré du bec d’un oiseau : le martin pêcheur. Diverses sont les sources d’inspirations : le bois (Merindol *et al.*, 2015), la couleur des papillons (Dushkina et Lakhtakia, 2013), les articulations animales (Burgess, 2021), les pinces de scorpions (Kellersztein *et al.*, 2021) ou encore des ailes de chouettes (Muthuramalingam *et al.*, 2020).

Comme présenté en fin du chapitre 1, le design de la ventouse obstétricale n’a quasiment pas changé depuis ses débuts, et pourtant, celle-ci souffre toujours du problème de décrochage. Il est alors légitime de se demander si une analyse des systèmes (ou mécanismes) de succions présents dans la nature peut apporter des éléments pertinents en vue d’une modification du design actuel.

Les systèmes de ventouse pour l’extraction instrumentée ont vu seulement leur utilisation croître depuis ces 30 dernières années. Toutefois, la préhension par le vide est largement utilisée dans l’industrie depuis plus longtemps, et ceci pour des applications très diverses (Jaiswal et Kumar, 2017; Gabriel *et al.*, 2020; Yamada et Mitsuda, 2021). Notamment, dans les secteurs d’activités tels que l’automobile ou l’emballage de produits, l’emploi du vide permet la manutention d’objets de différents types : cartons ; verre ; métaux ; ou même de fraises (Kurpaska *et al.*, 2020). Des applications plus spécifiques, comme les robots grimpeurs (Ge *et al.*, 2020) ou *laveur de vitres* (Liu *et al.*, 2006) ont également vu le jour récemment et font toujours l’objet de recherches. Ces robots s’appuient sur l’utilisation d’une ou de multiples ventouses pour réduire le risque de détachement dû aux efforts mis en jeu lors de leurs tâches (i.e. efforts de travail,

---

<sup>5</sup>Changement de point de vue qui conduit des concepteurs à s’inspirer de la nature pour développer de nouveaux systèmes

gravité, etc...). Une étude théorique sur la préhension optimale de charges lourdes à l'aide de plusieurs ventouses à notamment été proposée (Mantriota, 2007). Ce n'est que très récemment que ces connaissances industrielles ont été transposées pour le cas d'une EIV pour la première fois (Goordyal *et al.*, 2021). Ainsi, l'objectif de ce chapitre est de passer succinctement en revue les quelques exemples de ventouses ou, plus largement, des stratégies de succions présents dans la nature, afin de pouvoir proposer des pistes d'amélioration de la ventouse obstétricale actuelle.

La prochaine section de ce chapitre rappellera tout d'abord le principe physique de succion, quelques standard du milieu industriel sur la préhension par le vide et présentera également quelques principes d'adhésion. La section suivante présentera les mécanismes de succion pouvant être mis en jeu lors de l'utilisation d'une ventouse animale. Puis, l'importance de l'interface entre la ventouse et le substrat sera mis en lumière. Pour finir, ce chapitre se refermera sur les propositions d'évolution de la ventouse obstétricale et sur les perspectives d'essais qui peuvent être imaginés afin de prédire l'utilisation d'une ventouse bioinspirée sur le scalp foetal.

#### Remarque importante

Ce chapitre a fait l'objet d'une publication dans le journal Bioinspiration & Biomimetics (Vallet *et al.*, 2022), où les éléments abordés dans ce chapitre y sont présentés plus exhaustivement.

## Contenu

<b>4.1 Principe physique de la succion</b>	<b>57</b>
<b>4.2 Exemples de ventouse dans le monde animal</b>	<b>59</b>
4.2.1 Mécanismes de la succion	59
4.2.2 Mécanismes d'adhésion	61
<b>4.3 Conclusion du chapitre : Vers une ventouse obstétricale bio-inspirée</b>	<b>64</b>

## 4.1 Principe physique de la succion

Le principe physique qui est à la base de la préhension par le vide est simple si l'on considère le contact parfait entre une ventouse et une charge. Dans ce cas, la force de traction  $F$  (i.e. force de succion) est reliée au différentiel de pression  $\Delta P$  entre l'extérieur et l'intérieur de la ventouse et à la surface de contact  $S$ , selon l'expression :

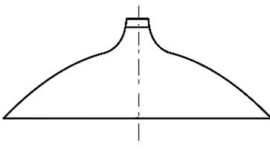
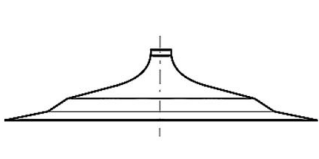
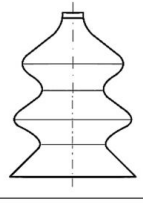
$$F = \Delta P * S \quad (4.1)$$

Le différentiel de pression  $\Delta P$  peut être généré par deux moyens bien distincts. Le premier est d'augmenter le volume (i.e. géométrie) au sein d'une cavité étanche. Les molécules de gaz ont ainsi plus d'espace, ce qui induit une baisse de la pression. Le second moyen est de directement



créer le différentiel de pression à l'aide d'une pompe. C'est cette option qui est utilisée dans l'industrie, mais également dans le milieu de l'obstétrique.

Pour les industriels, le premier critère rentrant en ligne de compte lors du choix d'un type de ventouse est la forme de la charge à porter. Le tableau 21 regroupe quelques types classiques de ventouses industrielles, avec la forme de la charge qui leur est associée, et l'utilisation qu'en font les industriels :

Type de ventouse	Ventouse plate	Ventouse à butée	Ventouse à soufflet
Représentation			
Utilisation	Maintien rigide de pièces planes	Maintien rigide d'objets plans et minces	Maintien rigide de produits de forme sphérique, cylindrique, ...

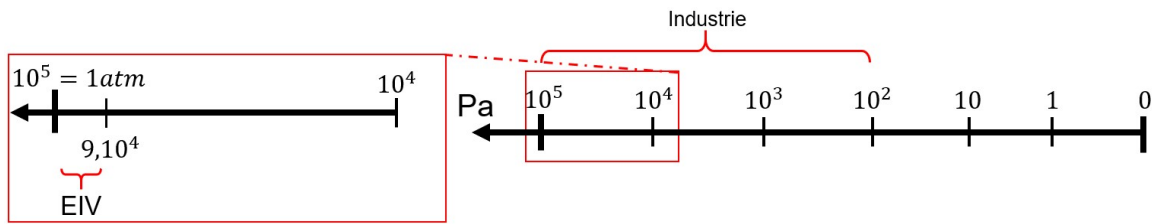
**Fig. 21** – Tableau non exhaustif présentant des types de ventouses industrielles - inspiré de COVAL (COVAL, ). Utilisation des ventouses : (Archer *et al.*, 2001)

Il existe évidemment divers autres critères de choix tels que :

- la masse de la charge ;
- la rugosité de surface de la charge ;
- l'aspect de la charge (film huileux, humide, sèche...);
- etc...

D'un point de vue purement mécanique, plusieurs standard et critères qui sont utilisés dans l'industrie peuvent être transposés pour l'obstétrique. Plus particulièrement, la tête du bébé étant de forme sphérique, les bonnes pratiques industrielles imposeraient d'utiliser une ventouse à soufflet (cf. figure 21) plutôt qu'une ventouse plate. Il est ainsi légitime de se poser des questions sur le design de la ventouse obstétrique actuelle.

Bien entendu, en adoptant ce point de vue, ni la déformation du crâne, ni une possible excoriation du scalp n'est prise en compte. Dans le domaine industriel, une large plage de pression est possible et dépend de l'application visée. Alors que dans le cas d'une EIV, la plage de pression utilisée est évidemment bien plus basse (voir figure 22). Ceci est en grande partie dû aux efforts de tractions nécessaires pour opérer une EIV qui sont en dessous de 200 N (Ali et Norwitz, 2009; Petterson *et al.*, 2015). En considérant l'équation (4.1) et sans tenir compte des risques engendrés pour le fœtus, e.g : caput, cephalohematome, hémorragie (Baskett, 2019), le problème de lâchage pourrait bien évidemment être diminué, voire annulé, en augmentant le différentiel de pression. La majorité des EIV impliquent des différences de pression de l'ordre de 500 – 600 mmHg (0,66 – 0,8 bar) (Ali et Norwitz, 2009).



**Fig. 22** – Comparaison des différentiels de pressions industriels et requis pour une extraction instrumentée par ventouse.

La qualité de l'interface entre la ventouse et le substrat joue un rôle crucial pour l'application d'un effort de traction. Dans le cas de la ventouse obstétricale, la surface du scalp fœtal est loin d'être optimale à la préhension. La couche du scalp sur laquelle la ventouse est en contact est la peau, qui a sa propre tribologie (Pailler-Mattei *et al.*, 2007). L'abondance de cheveux et la présence de liquides (e.g. vernix<sup>6</sup>, liquide amniotique, sang) entrent aussi en ligne de compte et peuvent perturber l'étanchéité du contact (Goordyal *et al.*, 2021). Le phénomène physique à l'échelle atomique, qui est au cœur de la perte d'étanchéité ou du décrochage, a été récemment étudié par (Tiwari et Persson, 2019). Leurs travaux analysent le rôle d'un fluide visqueux à l'interface d'une ventouse et d'une surface. Ils concluent que le débit de fuite (i.e. du gaz vers l'extérieur) est inversement proportionnel à la viscosité du fluide. Récemment, les mécanismes d'attachement de microventouses immergées ont été examinés par (Wang *et al.*, 2022). Ils rapportent que la force d'attachement dépend de plusieurs paramètres, tels que la géométrie de la ventouse, le matériau utilisé ou encore sa vitesse de traction (Wang *et al.*, 2022).

## 4.2 Exemples de ventouse dans le monde animal

### 4.2.1 Mécanismes de la succion

À travers l'évolution, les organismes vivants se sont intégrés pleinement au sein de leur environnement, ce qui s'est conclu par l'optimisation de certaines de leurs fonctions biologiques (e.g. prédateurs, camouflage...). Parmi ces fonctions, la succion d'un substrat permettant la locomotion (ou inversement le maintient en position) en consommant le moins d'énergie possible a poussé certaines espèces à développer des organes de succion évolués. Ainsi, certains animaux sont capables d'engendrer des forces de succion résistantes, et ceci sur des surfaces de rugosité très variées.

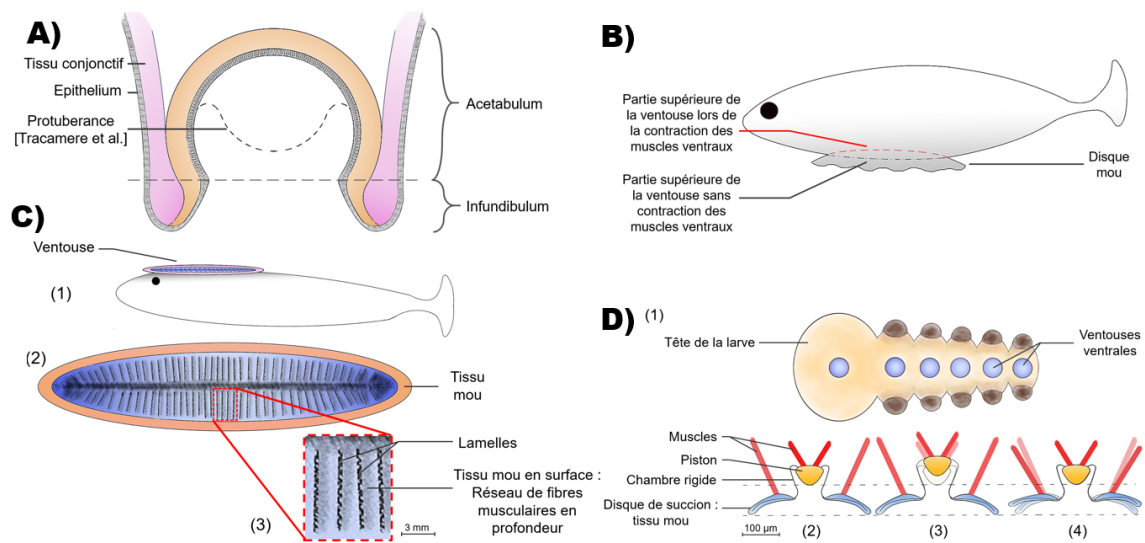
À titre d'exemple, la morphologie des ventouses de poulpes, et les plages de différentiels de pression qui leur sont atteignables, ont été largement étudiées (Kier et Smith, 1990; Smith, 1991; Smith, 1996; Tramacere *et al.*, 2013). Les ventouses de céphalopodes sont composées de deux parties distinctes (cf. Figure 23.A) : une partie supérieure sphérique, l'*acetabulum*, et d'une partie inférieure en forme de disque, l'*infundibulum*. Ces deux parties reliées par un tissu conjonctif sont constituées de fibres musculaires et recouvertes d'un épithélium mou (décrit plus en détails dans la section suivante). Le vide est créé grâce à la contraction du réseau de fibres

<sup>6</sup>Substance blanchâtre et grasse qui enveloppe le bébé

musculaires (Kier et Smith, 2002). Ensuite, le Gobiesocidea (i.e. espèce aquatique) est pourvu d'une ventouse ventrale (cf. Figure 23.B) qui lui permet de résister aux courants océaniques en s'agrippant aux rochers (Wainwright *et al.*, 2013). Cette ventouse animale est également composée de deux parties : une partie supérieure concave et rigide formée d'un réseau de fibres musculaires liées au squelette (Arita, 1967; Green et Barber, 1988), et une partie inférieure en forme de disque, dénuée de muscles et constituée essentiellement de tissus mous. Cette espèce aquatique peut maintenir un différentiel de pression négatif important relativement à son poids (cent cinquante fois), et ce, sur des surfaces de rugosité importante (Wainwright *et al.*, 2013; Ditsche *et al.*, 2014). Ensuite, les Écheneidés (*Echeneidae*), en particulier les rémoras fuselées (*Echeneis naucrates*) sont pourvues d'un disque de forme ovale au-dessus de la tête (cf. Figure 23.C) qui leur permet de s'ancrer fermement sur de plus gros animaux marins, tels que les tortues ou les requins (Priol, 1937). Contrairement aux autres espèces décrites où le différentiel de pression est généré grâce à un changement macroscopique du volume, la succion a lieu grâce à un ensemble des contractions locales. Enfin, les larves de *Blephariceridae* ("net-winged midges", en anglais) sont pourvues de ventouses pour assurer leur locomotion (cf. Figure 23.D). Cette larve qui vit dans les torrents d'eau a six ventouses ventrales qui sont mises en action simultanément. Chaque ventouse est identique et est composée de trois ensembles : une première partie inférieure flexible en forme de disque, une partie mobile interne ressemblant à un piston, et une partie supérieure rigide, la chambre, qui entoure la partie mobile (Frutiger, 2002).

En résumé, à travers ces quelques exemples exposés, il a été vu que ces différents organes de succion ont des mécanismes qui sont relativement similaires. Il est intéressant de noter que contrairement aux exemples industriels et au domaine de l'obstétrique, les ventouses présentes dans la nature instaurent un différentiel de pression par variation du volume et non par pompage du fluide. Cela peut être attribué au fait que l'aspiration du fluide est plus complexe et plus énergivore que la contraction de fibres musculaires permettant de changer la forme d'une ventouse. Cependant, dans l'industrie ou bien dans une salle d'accouchement, l'économie d'énergie n'est pas la première préoccupation, et un élément de pompage n'est pas à exclure.

Les organes de succion sont systématiquement composés de deux parties distinctes. D'une part, une partie inférieure molle qui permettent d'assurer l'étanchéité sur un substrat ; et d'une partie supérieure rigide et de géométrie variable, qui instaure le différentiel de pression et le maintient. Malgré des ventouses obstétricales en matériaux souples proposées au début des années 1990 (Loghis *et al.*, 1992), les résultats mitigés (Johanson et Menon, 2000) lors de leur utilisation ont poussé à leur disparition au profit de ventouses rigides. Au vu des descriptions des ventouses animales faites précédemment, il apparaît légitime de se demander si de nouvelles recherches pourraient être effectuées afin de faire évoluer le design de la ventouse rigide. En effet, une ventouse composée de multiples matériaux pourrait permettre, d'une part, de transmettre les forces de traction nécessaires grâce aux matériaux rigides, mais également de garantir l'étanchéité à l'interface avec le scalp fœtal au moyen de l'utilisation de matériaux mous.



**Fig. 23** – Exemples schématiques de mécanismes de succion : A) Céphalopode. B) Gobiesocidae. C) Echineidés. D) Larves de Blephariceridae.

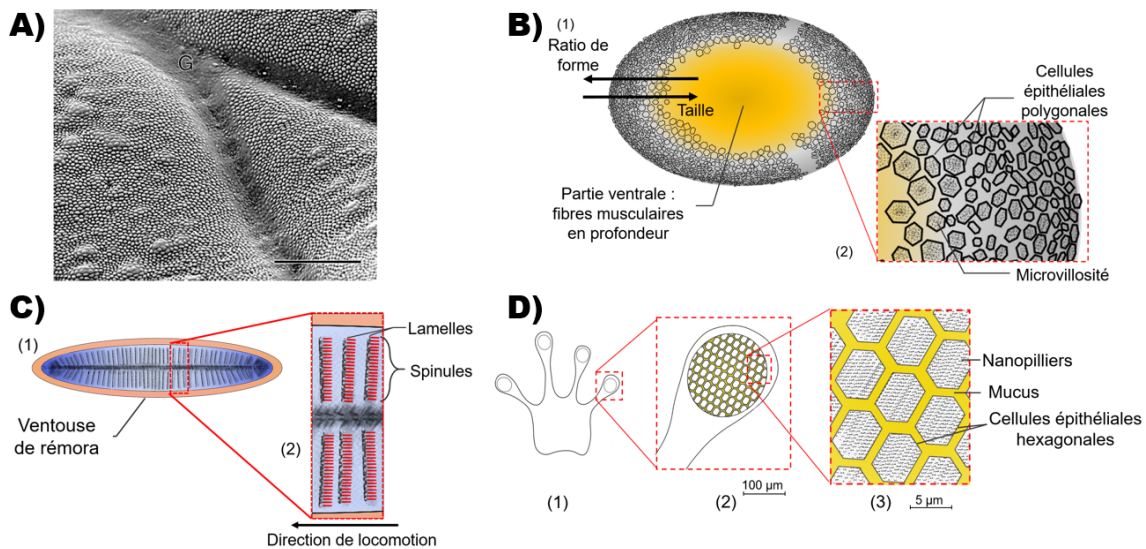
De plus, il paraît important de noter que le nombre de ventouses et leur forme jouent un rôle crucial dans les stratégies de succion présentées précédemment, et pourrait ainsi guider une évolution de la ventouse obstétricale. Il est donc très peu probable que le design actuel des ventouses obstétricales (i.e. plan et circulaire) soit le mieux adapté pour transmettre les forces de traction nécessaires sur le crâne du bébé lors d'une EIV.

#### 4.2.2 Mécanismes d'adhésion

Adhérer ou coller sur une surface qui présente des aspérités est difficile compte tenu des zones de fuites microscopiques (Tiwari et Persson, 2019). L'instauration d'un différentiel de pression peut être empêchée par un manque d'étanchéité entre la ventouse et un substrat ayant une rugosité donnée. Dans les exemples suivants illustrés en Figure 24, en plus d'être pourvues d'un épithélium mou, certaines espèces possèdent un épithélium ayant une surface architecturée ou organisée selon différents motifs. Cette architecture structurée a pour objectif d'accentuer l'adhésion à l'interface de la ventouse et du substrat. Ainsi cela réduit les glissements de la ventouse, et permet de maintenir la dépression générée.

De plus, de nombreuses espèces animales produisent du mucus au niveau de leur épithélium, ce qui renforce d'autant plus l'adhésion de la ventouse grâce à des forces locales, telles que la capillarité et les forces de Stefan (Stefan, 1875; Scherge et Gorb, 2001; Smith, 2002; Gorb, 2008). Ce phénomène bien connu se produit lorsqu'un fluide newtonien se trouve entre deux plaques rigides planes. Bien que les géométries présentes dans la nature sont généralement loin d'être parfaitement planes, le modèle de Stephan a été adapté pour estimer les forces visqueuses mises en jeu lorsqu'une ventouse est attachée sur une surface (Ditsche *et al.*, 2014). Il est également rapporté que dans un environnement immergé (i.e. dans l'eau), les forces de viscosité sont prédominantes devant la capillarité en raison du manque de tension de surface dont cette dernière dépend (Ditsche *et al.*, 2014).

Pour commencer, les céphalopodes ont l'épithélium le moins développé par rapport aux autres espèces qui seront présentées ci-dessous. Cependant, ce tissu mou présente des rainures et des crêtes sur lesquelles des clichés réalisés au microscope électronique à balayage (MEB) ont révélés des nanostructures (voir Figure 24.A)). Celles-ci ont pour but de combler les aspérités du substrat en bouchant ainsi les fuites potentielles. (Kier et Smith, 2002). Ensuite, outre qu'il soit constitué de tissus mous, le tissu épithélial du disque de la ventouse des gobiesocidae est organisé suivant un schéma géométrique remarquable (cf. Figure 24.B)). Des papilles de forme polygonales qui recouvrent le disque de succion (cf. Figure 24.B)) ont été mises en évidence dans le passé (Briggs, 1955) et des images MEB ont également révélé un réseau de structures d'échelles inférieures à la surface de ces polygones : les *microvillosité* (Green et Barber, 1988). Ditsche and Summers, en 2019, ont récemment montré que le rôle de cet épithélium extrêmement mou et organisé en cellules était de résister aux glissements de la ventouse sur une surface (Ditsche et Summers, 2019). Il n'y a toutefois pas de consensus sur la présence de mucus à la surface de cet organe de succion. Certains auteurs n'ont observé aucune sécrétion entre les papilles (Green et Barber, 1988), tandis que d'autres ont constaté le contraire (Wainwright *et al.*, 2013). Ces derniers auteurs soulignent, néanmoins, que le mécanisme de succion repose plus sur la microstructure du disque que sur les forces d'adhésion dues au mucus (Wainwright *et al.*, 2013).



**Fig. 24** – Représentation schématique des stratégies de succion : A) Céphalopode. B) Gobiesocidae. C) Echeneidés. D) Rainette.

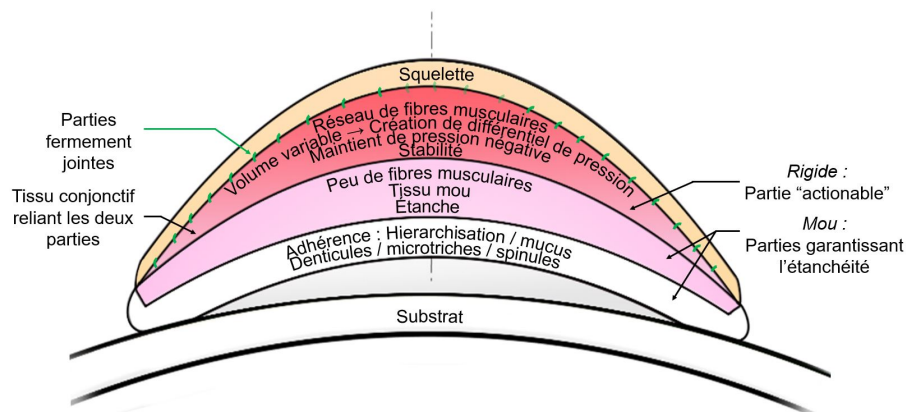
Cependant, ni les denticules nanométriques des ventouses de céphalopodes, ni les microvillosités des papilles ne semblent avoir d'orientation privilégiée. Les rémoras (Écheneidés) disposent quant à elles, de spinules<sup>7</sup> minéralisées et de formes coniques disposées sur les lamelles (Fulcher et Motta, 2006). Enfin le dernier exemple est la grenouille arboricole (ou rainette), dont les pattes ont été récemment analysées (Meng *et al.*, 2019). Bien que leur stratégie d'adhésion mise en place n'emploie pas l'instauration d'un vide, certaines caractéristiques des pattes sont simi-

<sup>7</sup>latin : "petites épines"

lares aux organes des espèces décrites antérieurement. En effet, tout en étant très mou (Meng *et al.*, 2019), l'épithélium des doigts est doté de structures hexagonales (Chen *et al.*, 2015) (ratio de forme : 1,47) sur lesquelles se trouvent des éléments nanométriques, "nanopilliers", (Federle *et al.*, 2006; Scholz *et al.*, 2009) qui sécrètent un mucus (voir Figure 24.D)). En comparaison avec les autres espèces exposées, le mucus sécrété à travers les nanopilliers (Smith *et al.*, 2006) est cinq fois moins visqueux que le mucus du Gobiesocidae : de 1,25  $mPa.s$  à 1,51  $mPa.s$ <sup>8</sup> pour la rainette (Federle *et al.*, 2006) et jusqu'à 6,5  $mPa.s$  pour l'animal aquatique (Sandoval *et al.*, 2020).

#### 4.2.2.1 Bilan des mécanismes d'adhésion dans la nature

Pour résumer les éléments présentés dans cette section 4.2.2, les céphalopodes, les gobiesocidae, les rémoras et les larves de Belphariceridae ont tous développé des ventouses et moyens de succion. Bien que ces espèces ne soient pas toutes classifiées dans le même phylum, elles ont toutes des stratégies similaires à différentes échelles, afin de d'améliorer la capacité de succion de leurs organes spécifiques. Du déplacement à la prédation, les ventouses animales ont le même arrangement : une partie supérieure rigide, musculaire et à géométrie variable, et des tissus mous garantissant l'étanchéité. L'organisation superficielle de l'épithélium et la présence de mucus augmente d'autant que l'adhésion des ventouses sur tous types d'états de surface. Une représentation schématique de l'architecture globale d'un organe de succion dans la nature (au regard des sections 4.2.1 et 4.2.2) est proposée en Figure 25.



**Fig. 25** – Représentation schématique des stratégies de succion naturelles

Suivant ces analyses, il est surprenant que la ventouse obstétricale soit pourvue d'une circonférence parfaitement lisse venant en contact avec le scalp foetal, alors qu'une surface architecturée pourrait significativement améliorer sa capacité d'adhésion. Ainsi, cela pourrait permettre d'appliquer une force de traction donnée avec un différentiel de pression moins élevé, et diminuer les risques sur les tissus foetaux. En effet, la hiérarchisation de surface augmente l'aire du contact entre une ventouse et un substrat en contribuant ainsi à résister aux forces d'arrachements (Poullard *et al.*, 2010) et semble, de surcroît, particulièrement adaptée aux états de surfaces rugueux.

<sup>8</sup>En comparaison, certaines huiles de moteur ont une viscosité allant jusqu'à 1,4  $mPa.s$

De plus, étant donné que la plupart des ventouses obstétricales sont à usage unique, l'étanchéité sur la tête du bébé pourrait être améliorée en ajoutant des structures d'échelles inférieures et déformables (irréversiblement), imitant les microvillosités des Gobiesocidae, les denticules de céphalopodes ou encore les nanopilliers de rainettes.

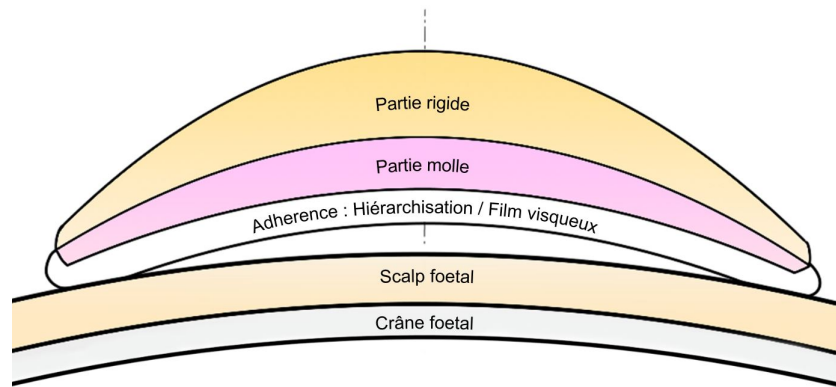
À noter que de telles modifications sont potentiellement associées à un surcoût, ce qui est à situer dans le contexte socio-économique relatif à l'accouchement. Cependant, la fabrication de structures organisées est devenue relativement classique dans le milieu industriel, et elles pourraient être obtenues via des techniques comme la photolithographie (Nie et Kumacheva, 2008) ou bien par des mécanismes d'auto-assemblages (Telford *et al.*, 2017). De manière alternative, il est également envisageable de fixer un patch adhésif sur la surface d'une ventouse obstétricale pour garantir une interface architecturée entre la ventouse et le substrat. Le potentiel de telles stratégies de succion et d'adhésion, en vue du développement de systèmes bio-inspirés, apparaît évident. Des exemples d'applications bio-inspirées ne seront pas exposés ici, mais sont disponibles dans la littérature (Vallet *et al.*, 2022).

### **4.3 Conclusion du chapitre : Vers une ventouse obstétricale bio-inspirée**

Au regard de ce qui vient d'être abordé, il est possible de se demander si la conception actuelle de la ventouse ne serait pas à l'origine de certaines des complications rapportées, telles que les lésions des tissus fœtaux ou encore le détachement fréquent de la ventouse. L'EIV est en effet réalisée dans un environnement complexe et variable : abondance de cheveux, positions... Dans le but de proposer des améliorations de la ventouse obstétricale actuelle, diverses stratégies déployées dans la nature ont été mentionnées. Ces observations offrent ainsi quatre perspectives en vue de l'amélioration de l'EIV :

- d'un point de vue macroscopique, le design des ventouses obstétricales peut être perfectionné en combinant une partie en matériau rigide maintenant la pression et une partie molle garantissant l'étanchéité ;
- d'un point de vue microscopique, une interface hiérarchisée pourrait augmenter les phénomènes d'adhésion et ainsi permettre la diminution de la pression lors d'une EIV ;
- la présence d'un fluide visqueux (e.g. savon liquide) à l'interface ventouse/substrat diminuerait le taux de lâchage de la ventouse et pourrait également diminuer le différentiel de pression nécessaire ;
- séparer la ventouse actuelle en une multiplicité de ventouses. Cela distribuerait au mieux la force de traction tout en permettant de réduire le taux de lâchage induit par butée sur les tissus maternels.

Une représentation synthétique des trois premières améliorations possibles est disponible en Figure 26.



**Fig. 26** – Schématisation des améliorations bio-inspirées possibles en vue de l'évolution de la ventouse obstétricale

L'analyse de l'influence de ces paramètres peut s'avérer impossible pour des raisons éthiques. De manière alternative, des essais sur des jumeaux numériques ont été réalisés (Lehn *et al.*, 2016), mais la validité clinique de tels modèles simplifiés peut être remise en cause. De plus, la fabricabilité de ventouse bio-inspirée doit également être vérifiée. Le défi réside alors dans le fait que les modèles doivent rendre compte des pratiques cliniques.



# Conclusion de la partie 1 et objectifs du travail

La pratique que représente l'EIV reste encore très empirique et subjective, et les améliorations qui pourraient y être apportées nécessitent, au préalable, d'investiguer l'effet des gestes. L'état de l'art a montré que la mise en place de modèles numériques pouvait permettre de contourner les limites expérimentales imposées par l'éthique pour répondre à des problématiques cliniques précises. Ce type d'outil numérique sera ainsi utilisé dans la suite de cette thèse et ceci à deux échelles : (i) l'échelle "macroscopique" qui considérera le fœtus dans son environnement lors d'une EIV et (ii) l'échelle "mésoscopique" qui proposera de prédire le comportement du scalp foetal lors d'une EIV.

## Échelle macroscopique

Les quelques exemples passés en revue ont soulevé une limite majeure : les résultats des simulations ne sont pas confrontés une expérience et se limitent donc à l'aspect qualitatif des résultats.

Les travaux de la partie II ont pour objectifs de dépasser cette limite en proposant un jumeau numérique d'un mannequin d'entraînement.

## Échelle mésoscopique

La littérature a montré une limite concernant la modélisation du scalp qui ne permet pas une investigation fine des sollicitations imposées au complexe du scalp lors d'une EIV. Mais elle a également fait état du faible nombre de paramètres associés à l'EIV testés dans les simulations.

Les travaux de la partie III ont pour objectifs de proposer une modélisation fine du scalp (i.e. de l'interaction peau/os), qui pourra permettre d'étudier des paramètres de l'EIV, tels que la position de la ventouse ou encore la direction de traction.

## Objectif annexe

Cette thèse est la première au sein d'une nouvelle collaboration entre biomécaniciens et cliniciens. Les travaux se concentrent sur l'EIV, technique qui a, pour l'instant, été peu investiguée du point de vue des sciences de l'ingénieur.

Ainsi, tout l'enjeu de cette thèse a pour ambition d'identifier et d'initier un bon nombre de pistes d'amélioration des techniques et de l'utilisation de l'EIV.

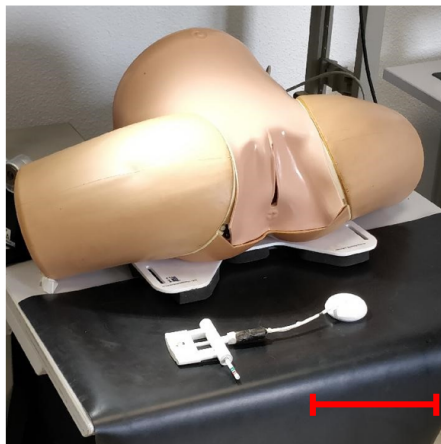
## **Deuxième partie**

# **Le fœtus dans son environnement lors d'une extraction instrumentée par ventouse**

# Introduction générale de la partie

Cette partie propose *in fine* de pouvoir observer les effets de certains paramètres de l'EIV sur la tête fœtale, mais également sur les parties de la mère. Les paramètres étudiés dans le cadre de cette partie sont restreints aux suivants : (i) influence de la direction de traction ; (ii) influence de la taille du crâne ; (iii) influence de la position de la ventouse. Étudier ces aspects de la pratique de l'EIV doit permettre de fournir des éléments de réponses quant à un potentiel mouvement "*optimal*" à réaliser lors de la mise en œuvre de cette opération.

Cette deuxième partie propose, de plus, des travaux de modélisation d'un jumeau numérique de l'EIV sur un mannequin d'entraînement. Le mannequin utilisé dans le cadre de ces travaux est un dispositif commercial de la compagnie *Limbs & Things US*, appartenant à la maternité du CHRU de Nancy. Il est composé d'un bébé en matériau silicone, et de la partie "*maternelle*" imitant la zone du milieu du ventre jusqu'au milieu des cuisses d'une femme. Cette dernière partie est, de fait, constituée d'une armature métallique, de matériaux plastiques imitant les os (sacrum, symphyse pubienne), et est recouverte d'une peau de substitution en silicone (voir ci-dessous 27).



**Fig. 27** – Photo du mannequin d'entraînement. Échelle : 20 cm

*Remarque* : La peau de substitution en silicone a notamment été utilisée lors des essais de succion présentés en partie III - chapitre 2 ainsi que dans le chapitre 1 de cette partie.

---

Les mannequins d'entraînement sont employés fréquemment dans le domaine de la médecine, notamment pour certains modules d'enseignements des étudiants (médecine, école de sage-femme. . .). Dans le domaine obstétrique notamment, ces substituts didactiques permettent l'entraînement des internes aux pratiques telles que l'extraction instrumentée par ventouse ou encore la rotation manuelle. Au-delà de la visualisation des gestes pratiques sur un ensemble simplifié, ces simulations créent un environnement sans danger qui permettent également l'apprentissage d'aptitudes diverses, comme par exemple la prise de décision ou la communication (Bahl *et al.*, 2010; Calvert *et al.*, 2016; Hotton *et al.*, 2019).

Comme mentionné dans l'état de l'art, le développement de modèles validés par l'expérience permettrait de vérifier les conclusions qui en sont tirées. Le premier chapitre de cette partie se propose d'aborder des prémices de dialogues numérique/expérimental qui permettent de vérifier la validité de la démarche de modélisation proposée lors de la simulation de sous-problèmes plus simples. Ce chapitre 1 permettra de se confronter une première fois aux difficultés de la mise en œuvre de simulations numériques.

Comme déjà abordé, le premier des paramètres étudié nécessite de connaître et donc de faire l'acquisition du geste de l'EIV, ce qui n'est pas disponible dans la littérature. Ainsi, le chapitre 2 présente le développement des outils d'acquisition du geste en un premier lieu. Ces outils simples et peu coûteux ont permis de réaliser une campagne d'acquisition du geste à la Maternité du CHRU de Nancy.

Cette partie se referme alors sur le chapitre 3, qui détaille la construction du jumeau numérique du mannequin, son utilisation et ses conclusions quant aux différents paramètres de l'EIV fixés.

# Chapitre 1

## Mise en place de premiers dialogues numériques/expérimentaux

La modélisation complète du jumeau numérique du mannequin d'entraînement s'avère complexe de part les nombreuses interactions entre objets, les grandes déformations mises en jeu ou encore par la présence de lubrifiants. Ainsi, des premiers dialogues numériques/expérimentaux, sur des géométries simplifiées, ont été proposées pour s'assurer du bon fonctionnement des simulations qui suivront. Dans l'objectif d'investiguer le comportement d'interactions entre des objets de différentes formes (i.e plaques et crâne foetal), un dispositif d'essai *ad hoc* a été conçu.

### Contenu

---

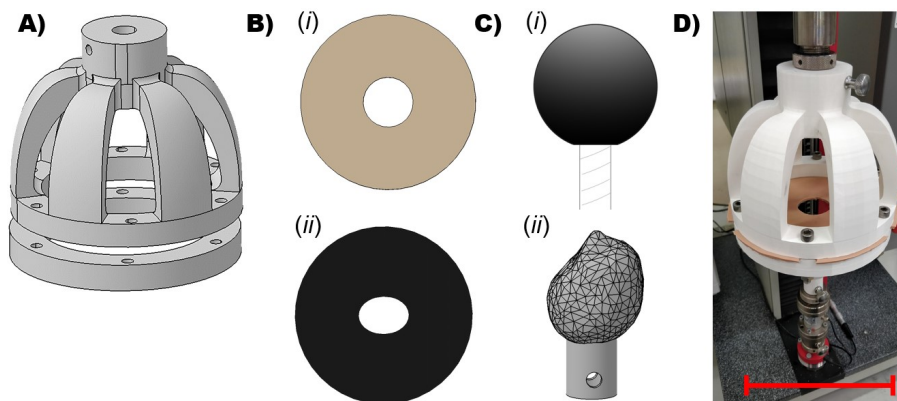
<b>1.1</b>	<b>Expérimental : dispositif d'essai</b>	<b>71</b>
1.1.1	Présentation du dispositif et de la campagne d'essais	71
1.1.2	Résultats des essais expérimentaux	72
1.1.3	Estimation des coefficients de frottement	75
<b>1.2</b>	<b>Modèles numériques associés au dispositif d'essai</b>	<b>77</b>
1.2.1	Schéma d'intégration explicite - rappels	77
1.2.2	Passage d'une sphère au travers d'une plaque de silicone	79
1.2.3	Crâne en PLA au travers d'une plaque de silicone	85
1.2.4	Crâne en PLA au travers d'une plaque de caoutchouc	85
<b>1.3</b>	<b>Conclusion du chapitre</b>	<b>86</b>

---

## 1.1 Expérimental : dispositif d'essai

### 1.1.1 Présentation du dispositif et de la campagne d'essais

Le dispositif fabriqué par prototypage rapide (type dépôt de fil fondu) est montable sur une machine de traction traditionnelle. La structure (voir Figure 28.A)) accueille une plaque circulaire de rayon  $70\text{ mm}$ , qui est constituée de matériau silicone ou caoutchouc, et qui soit trouée en son centre d'un orifice circulaire de rayon  $20\text{ mm}$  (voir Figure 28.B.i)), soit elliptique de longueur du demi-grand axe  $20\text{ mm}$  et du demi-petit axe  $15\text{ mm}$  (voir Figure 28.B.ii)).



**Fig. 28** – Banc d'essai expérimental. A) Structure principale. B) Plaques circulaires utilisées. (i) Trou circulaire. (ii) Trou elliptique. C) Objets utilisés. (i) Sphère en acrylique. (ii) Forme de crâne foetal simplifié. D) Dispositif monté sur machine de traction. Échelle :  $20\text{ cm}$

Le principe de l'essai est de mesurer l'effort nécessaire pour faire passer des objets de différentes géométries au travers de ces plaques, les solides mobiles (voir Figure 28.C.i) et 28.C.ii)).

La campagne d'essais qui a été effectuée est présentée dans son ensemble dans le tableau 6.

Géométrie du solide mobile	Géométrie de l'orifice de la plaque fixe	Matériau du solide mobile	Matériau de la plaque fixe
Sphère	Circulaire	Acrylique	Silicone
Crâne	Circulaire	PLA	
	Elliptique <sup>9</sup>		Caoutchouc

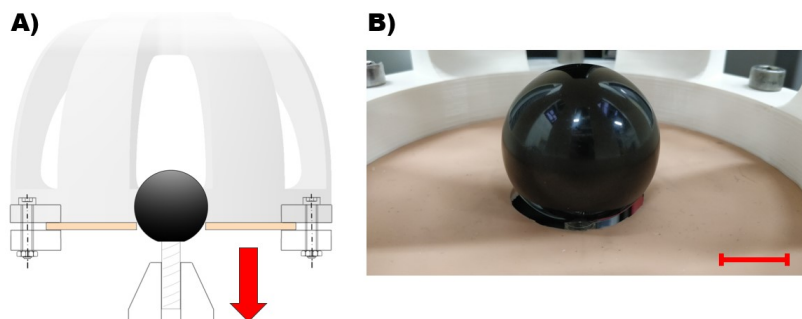
TABLE 6 – Différentes configurations d'essais. PLA : Acide PolyLactique

En commençant par la situation la plus simple possible, une sphère en acrylique est passée au travers de l'orifice circulaire de la plaque de silicone. Les séries suivantes ont été réalisées avec le crâne en matériau PLA (Acide PolyLactique). Notamment, l'orifice elliptique des plaques en caoutchouc donne la possibilité de changer légèrement la configuration de l'essai. L'angle formé entre le diamètre biparietal du crâne et le petit axe de l'ellipse pouvant être ainsi modifié de  $0^\circ$  jusqu'à  $90^\circ$ .

<sup>9</sup>Certains de ces essais ont été réalisés avec la présence de lubrifiant

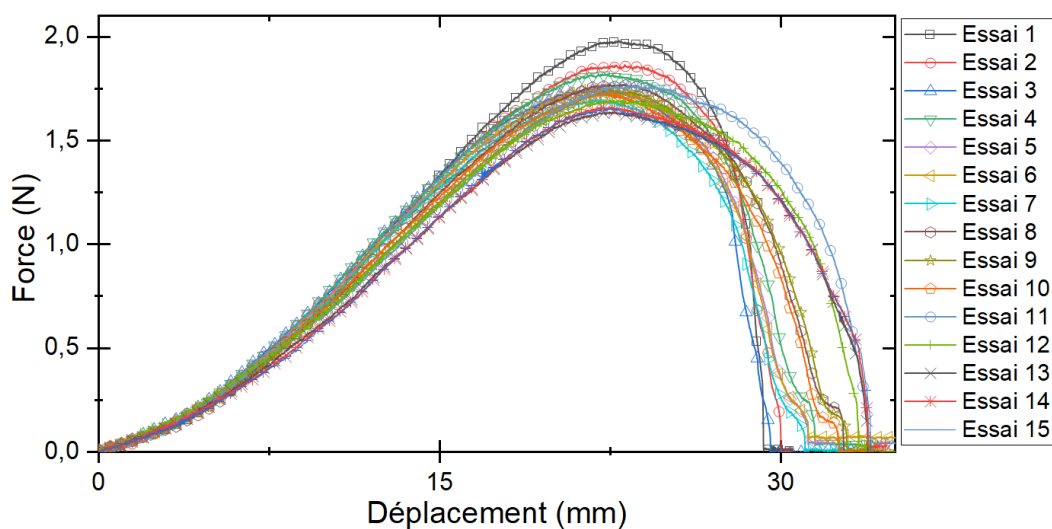
### 1.1.2 Résultats des essais expérimentaux

Pour commencer cette campagne expérimentale, le dispositif a été mis à l'épreuve grâce à la première configuration présentée dans le tableau 6 et représentée sur les Figures 29.



**Fig. 29** – Configuration sphère - orifice circulaire. A) Représentation de la configuration. B) Prise de vue au cours d'un essai. Échelle : 20 mm

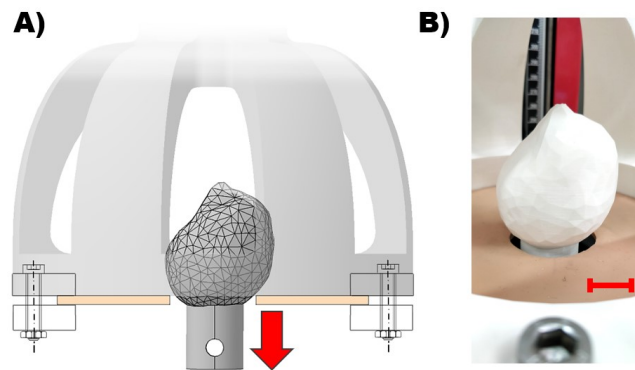
La différence de rayon entre la sphère et l'orifice est de 2 mm, et la plaque a une épaisseur de 5,7 mm. Au total, ce sont quinze répétitions de la situation qui ont été mises en œuvre, les résultats sont présentés Figure 30 et mettent clairement en évidence la répétabilité des essais.



**Fig. 30** – Configuration 1. Résultats obtenus

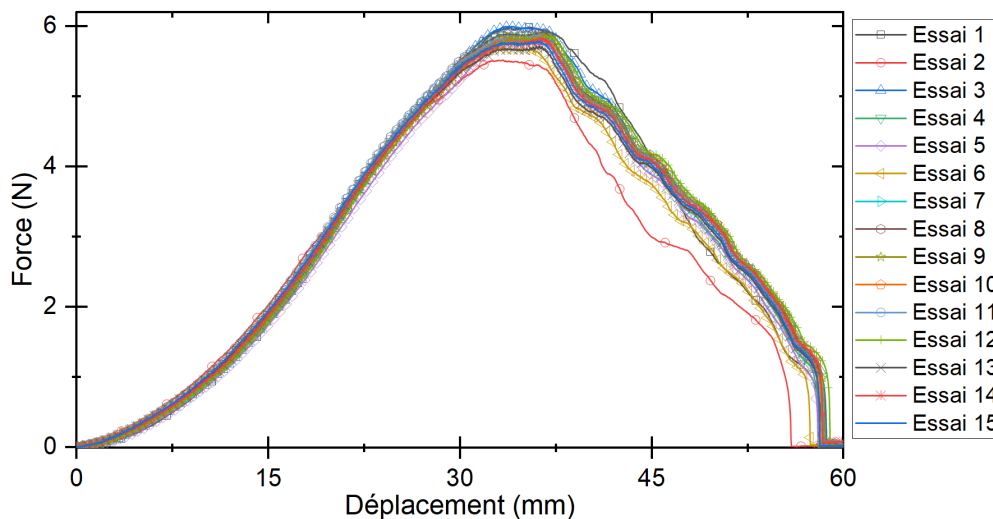
En effet, le maximum de l'ensemble des courbes est contenu dans une plage de 0,5 N. Le début des courbes correspond, sans surprise, à la réponse hyperélastique du matériau silicone. Les fins des courbes étant liées à la fin du passage de la sphère, celles-ci sont légèrement plus disparates.

La deuxième configuration est quasiment similaire à la première, seule la sphère en acrylique a été remplacée par le crâne en PLA (voir Figure 31). Le plus grand diamètre du crâne (perçu par la plaque) est d'environ 53 mm. De la même manière que la configuration présentée précédemment, quinze essais ont également été réalisés et sont exposés Figure 32.



**Fig. 31** – Configuration Crâne - orifice circulaire - plaque silicone. A) représentation de la configuration. B) Photo au cours d'un essai. Échelle : 20 mm

La répétabilité de la procédure et des résultats est, encore cette fois-ci, mise en exergue. On observe également la superposition quasi-parfaite des courbes jusqu'à un déplacement de 30 mm, correspondant à la réponse hyperélastique du matériau. À noter, les légers écarts dans la zone de décharge en comparaison aux résultats précédents (cf. Figure 30).

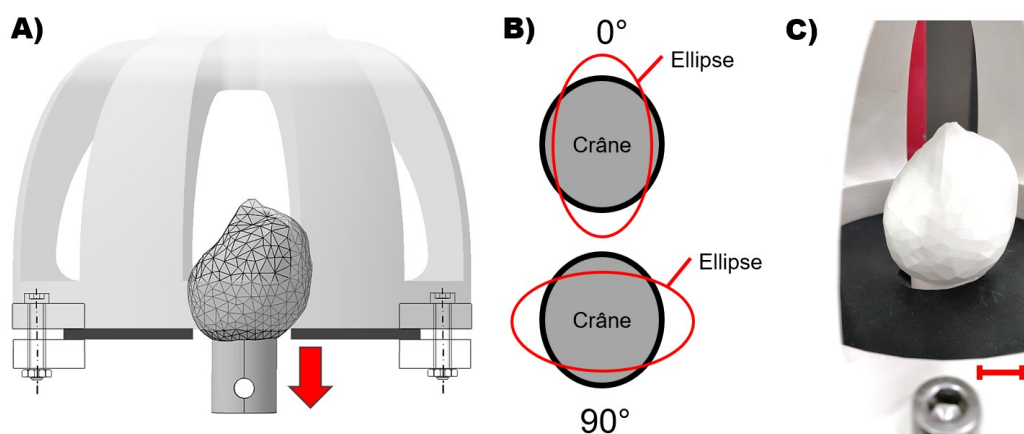


**Fig. 32** – Configuration 2. Résultats obtenus

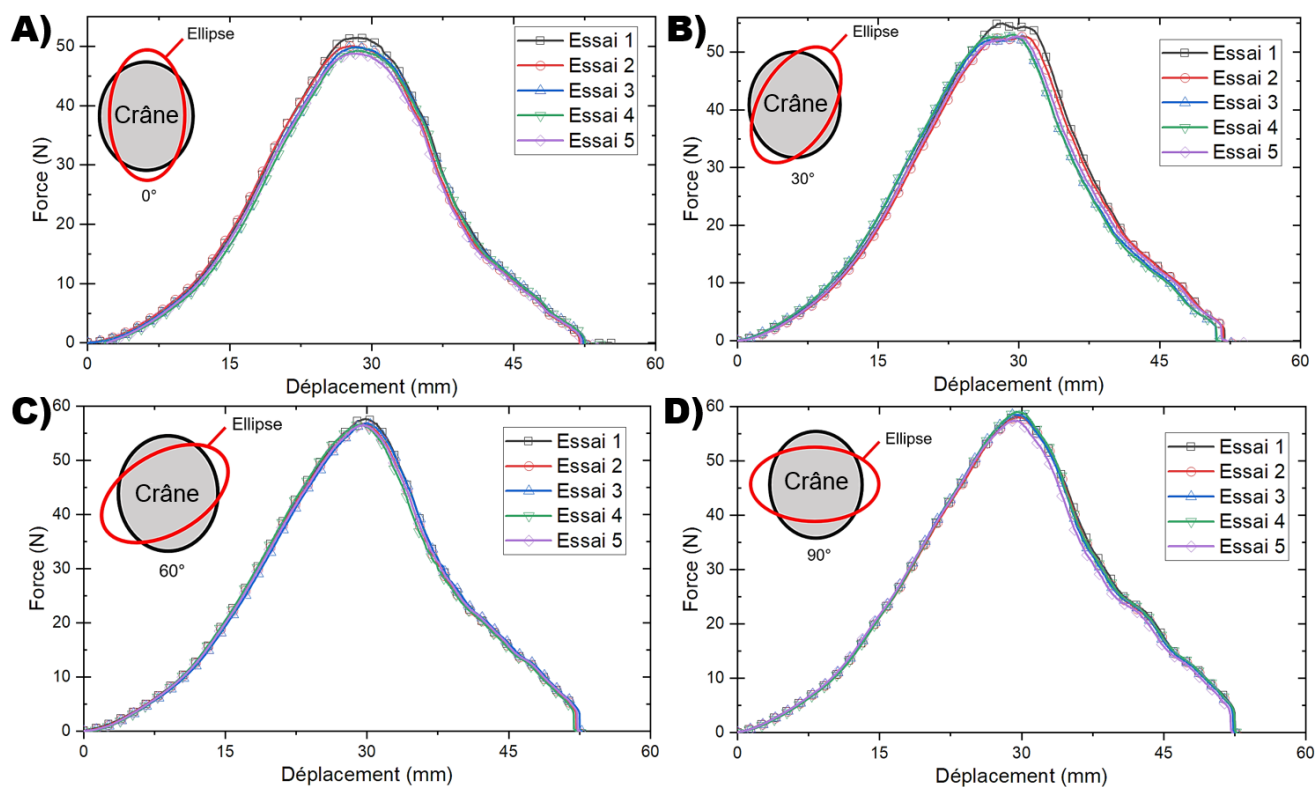
Ensuite, la troisième configuration emploie une plaque en matériau caoutchouc de 1,5 mm d'épaisseur, perforée d'un orifice elliptique. Pour ces essais, l'angle formé entre le diamètre biparietal du crâne et le petit axe de l'ellipse est varié de  $0^\circ$  à  $90^\circ$  par paliers de  $30^\circ$  (voir Figure 33..B)).

Pour chaque configuration, cinq essais sont réalisés à la suite. Au vu des résultats (voir Figure 34), la répétabilité du montage est encore assurée pour ces configurations. Les phases de charges et de décharges sont similaires pour toutes les configurations. Cependant, seule l'amplitude maximale des courbes varie d'environ 49 N pour un angle de  $0^\circ$ , jusqu'à environ 58 N pour un angle de  $90^\circ$ . La Figure 35 permet de faire la comparaison de l'effet de l'angle.





**Fig. 33** – Configuration Crâne - orifice circulaire - plaque caoutchouc. A) Représentation de la configuration. B) Clarification de la variation de l'angle entre le crâne et l'ellipse. C) Photo au cours d'un essai. Échelle : 20 mm



**Fig. 34** – Configuration 3. Résultats obtenus pour les angles : A) 0°. B) 30°. C) 60°. D) 90°

Pour finir la campagne expérimentale, des essais avec présence de lubrifiant ont été effectués. Ainsi, un lubrifiant siliconé a été ajouté afin de pouvoir observer qualitativement l'influence du frottement sur les courbes expérimentales. La configuration employée est celle avec une orientation angulaire du crâne de 0°. Les résultats avec la présence de lubrifiant diminuent la force de passage requise à moins de 30 N (voir Figure 36).

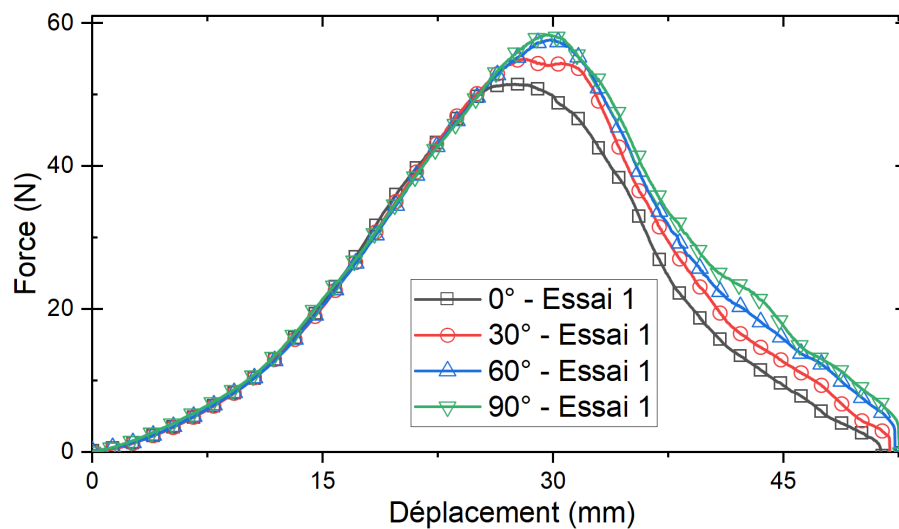


Fig. 35 – Comparaisons des premiers essais pour chaque angle

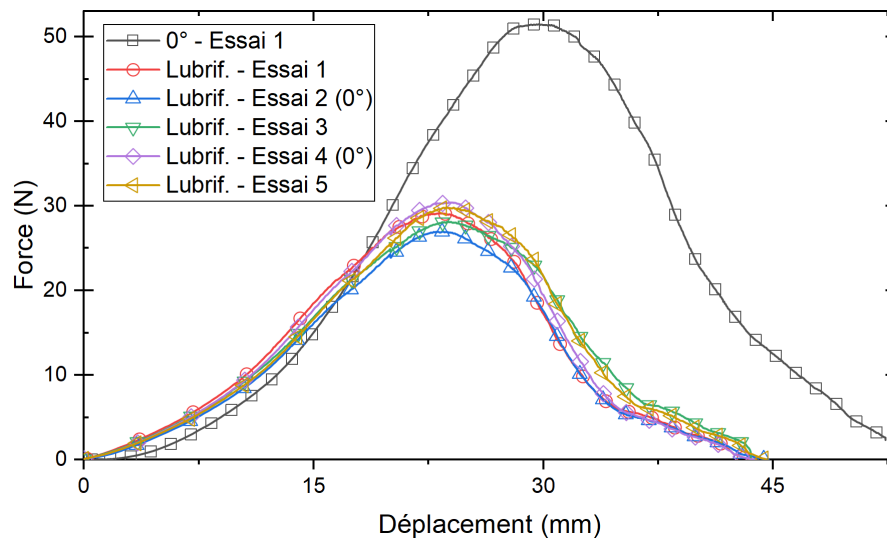
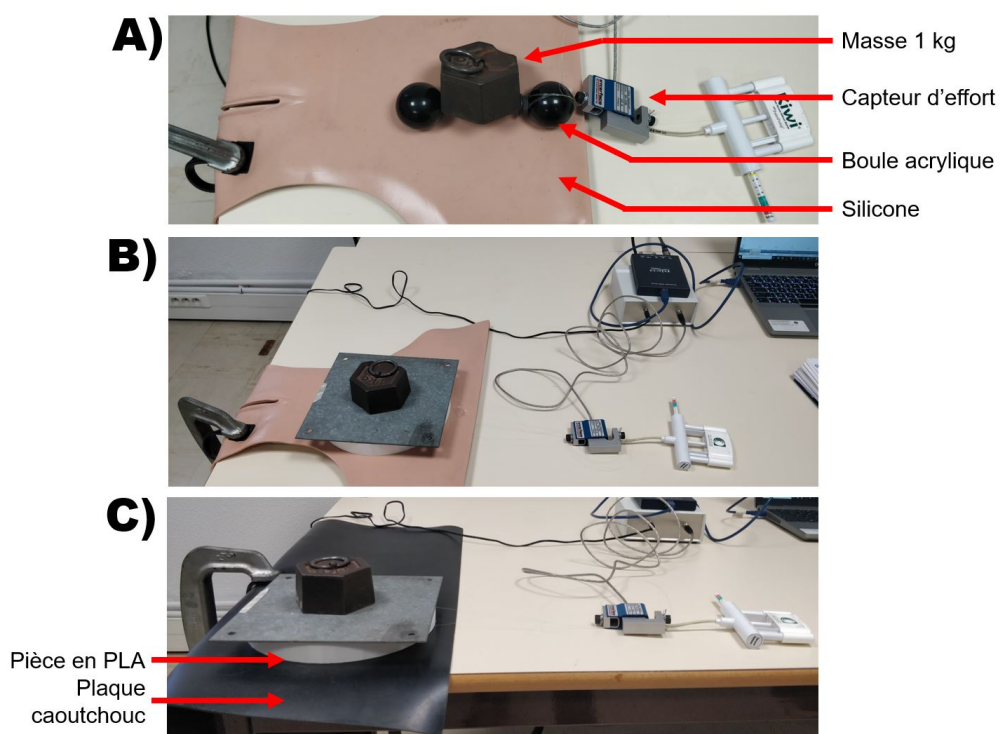


Fig. 36 – Configuration 3. Résultats obtenus avec ajout de lubrifiant

Les amplitudes maximales des courbes sont légèrement plus dispersées que celles présentées précédemment. Cela est certainement dû à la quantité de lubrifiant déposée sur le montage qui n'a pas pu être contrôlée rigoureusement. De plus, l'influence du lubrifiant est observable sur la distance maximale nécessaire au passage de l'objet, réduite très clairement d'environ 4 mm.

### 1.1.3 Estimation des coefficients de frottement

En plus des propriétés matérielles des plaques utilisées, les coefficients de frottements entre les différents objets entrent en ligne de compte dans les résultats qui ont pu être mesurés. Afin de lever ces inconnues, une campagne d'estimation (voir Figure 37) de ces coefficients a été menée à l'aide d'un capteur d'effort d'une capacité maximale de 100 N (*SM S-TYPE, interface*).



**Fig. 37** – Montages expérimentaux pour la mesure des coefficients de frottements. A) Configuration : acrylique sur silicone. B) Configuration : PLA sur silicone. C) Configuration : PLA sur caoutchouc

Pour chaque configuration, l'effort nécessaire à la perte d'adhérence du solide frottant  $F_t$  est mesuré, et les poids respectifs des objets frottés  $F_n$  sont connus. Chaque coefficient de frottement  $f$  est ensuite estimé en prenant appui sur la loi de Coulomb :

$$f = \frac{F_t}{F_n}$$

Trois configurations sont concernées pour ce chapitre-ci : (i) acrylique sur silicone, (ii) PLA sur silicone, (iii) PLA sur caoutchouc. Les montages expérimentaux sont présentés Figure 37, et les différents coefficients de frottement calculés sont regroupés dans le tableau 14.

Matériaux frotté	Matériau frottant	
	PLA	Acrylique
Silicone	0,73	0,52
Caoutchouc	0,27	/

TABLE 7 – Coefficients de frottement mesurés expérimentalement

## 1.2 Modèles numériques associés au dispositif d'essai

Dans l'objectif d'instaurer des dialogues numériques/expérimentaux, des modèles numériques associés à chaque configuration ont été établis. La géométrie et les conditions aux limites de chaque configuration expérimentale ont été reproduites sur ces modèles par éléments finis : pourtour de la plaque encastrée pourvue d'un orifice central et objet rigide déplacé au travers de celle-ci.

### 1.2.1 Schéma d'intégration explicite - rappels

La simulation numérique peut se catégoriser en deux classes : les résolutions de problèmes linéaires, et les résolutions de problèmes non-linéaires.

Dans le premier cas, le calcul de la solution consiste simplement à résoudre le système d'équation  $\{F\} = K \{u\}$  ; avec  $\{F\}$  le vecteur de chargement,  $\{u\}$  le vecteur des degrés de libertés nodaux des éléments du système et  $K$  la matrice de rigidité de la structure (i.e. assemblée grâce aux matrices de rigidité de chaque élément). Le vecteur  $\{u\}$ , pleinement identifié, permet de déterminer le champ de déformation en tout point de la structure et, par suite, le champ de contrainte (cf. loi de comportement section 2.3.1). Les problèmes pouvant être formulés par l'hypothèse des petites perturbations sont typiquement tous désignés par ce type de résolution linéaire.

Une non-linéarité du problème (i.e. géométrique, de contact ou matérielle) implique une modification de la stratégie de résolution, deux schémas de résolution s'offre alors à l'utilisateur : le schéma d'intégration implicite, et le schéma explicite. Le premier est généralement employé pour la mise en œuvre de simulations de phénomènes statiques ou quasi-statiques, le deuxième pour l'analyse de problèmes quasi-statiques, dynamiques ou dans le cas de nombreux contacts (ce qui sera le cas ici).

Pour la méthode implicite, la stratégie consiste à supposer l'équilibre du système entre les efforts extérieurs et les efforts internes entre deux pas de temps, et ainsi calculer une matrice de rigidité à chaque incrément. En d'autres termes, il s'agit de résoudre une suite de problèmes linéaires consécutifs pour approcher au mieux la solution globale du problème, en s'assurant continuellement que l'équilibre de la structure est établi au cours du calcul. La méthode de Newton-Raphson est implémentée dans le code commercial Abaqus<sup>®</sup> et est employée lors de l'utilisation de ce schéma d'intégration implicite. L'avantage de cette méthode est qu'elle est inconditionnellement stable et garantie ainsi une bonne approximation de la solution globale du problème. Le défaut majeur de cette méthode itérative est dans le coût de résolution de chaque incrément qui peut s'avérer être très élevé selon la taille du modèle. De plus, un problème "fortement" non-linéaire nécessitera un pas de temps plus faible et donc, plus d'incrémentes devront être réalisés.

Pour la méthode explicite qui est employée dans la majorité des modèles numériques mis en œuvre dans cette thèse, la masse de la structure discrétisée et l'accélération aux nœuds des éléments sont pris en compte, et il s'agit alors de déterminer un état d'équilibre dynamique du système. Le déplacement de chaque nœud est calculé selon l'équation (*Abaqus Theory guide 6.14.2.4.5*) :

$$\{u\}^{(i+1)} = \{u\}^{(i)} + \Delta t^{(i+1)} \{\dot{u}\}^{(i+\frac{1}{2})}$$

Avec,  $\{\dot{u}\}$  le vecteur des vitesses nodales (i.e. intégré depuis les accélérations nodales),  $i$  l'incrément de temps et  $\Delta t$  le pas de temps.

En l'absence de matrices de rigidité à déterminer, le coût de chaque incrément est infime. Cependant, la validité de la solution globale du système est conditionnée par le pas de temps fixé, ce qui implique que le schéma de résolution explicite est conditionnellement stable. Un pas de temps critique  $\Delta t_c$  qui garantit la validité de la solution est alors défini. En théorie ce pas de temps critique est fonction de la plus grande fréquence propre du système. En pratique, l'équation suivante est utilisée :

$$\Delta t_c = L_e \sqrt{\frac{\rho}{E}}$$

Avec,  $L_e$  la plus petite dimension du plus petit élément de la structure discrétisée,  $\rho$  la masse volumique de la structure et  $E$  son module d'Young.

Le pas de temps utilisé est majoritairement (très) faible comparé au pas de temps fixé pour la résolution implicite, ce qui implique un nombre d'incrémentes à réaliser considérablement plus élevé (i.e. à erreurs d'approximation égales).

Dans ce schéma d'intégration, le temps imposé au problème est physique, c'est-à-dire qu'il est égal à la durée réelle du phénomène simulé. Cependant, imposer à l'analyse numérique, le même temps que le phénomène physique est extrêmement coûteux en temps de calcul, car cela nécessiterait d'effectuer un nombre considérable d'incrémentes. Par exemple, si le temps du phénomène physique est de soixante secondes et le pas de temps critique  $\Delta t_c = 1 * 10^{-7}$  s, l'analyse imposerait le calcul de  $6 * 10^8$  incrémentes. En pratique, le temps total de résolution du problème numérique peut être réduit en se basant sur la fréquence fondamentale de la structure  $f_0$ . Ainsi, pour une analyse quasi-statique, l'équation :  $t_f = 1/f_0$  donne une limite basse du temps total à ne pas dépasser pour obtenir une solution **valide** du problème. Cependant, cette équation n'est pas gage de la meilleure approximation du phénomène non-linéaire mis en œuvre, et doit parfois être affectée d'un coefficient multiplicateur  $a$ , avec  $a \in \mathbb{N}^*$ .

Pour pouvoir valider avec certitude une solution, il est absolument nécessaire de comparer les énergies interne et cinétique de la structure. Il est admis que pour une résolution de problème quasi-statique, l'énergie cinétique du système ne doit pas dépasser de 5 % à 10 % de l'énergie interne (*Getting started with Abaqus/Explicit, 7.4*). Le premier dialogue numérique/expérimental présente dans le détail la mise en œuvre du schéma d'intégration explicite abordé dans cette section.

## 1.2.2 Passage d'une sphère au travers d'une plaque de silicone

### 1.2.2.1 Modèle numérique associé

Le premier modèle numérique présenté concerne le cas d'une sphère en acrylique passant au travers d'un orifice circulaire situé au centre d'une plaque de silicone (cf. Figure 38). Le matériau silicone a fait l'objet d'une campagne de caractérisation au préalable. La loi de comportement identifiée à partir d'essais de traction sur le matériau constitutif de la plaque est une loi hyperélastique d'Ogden à l'ordre 2 (voir tableau 8).

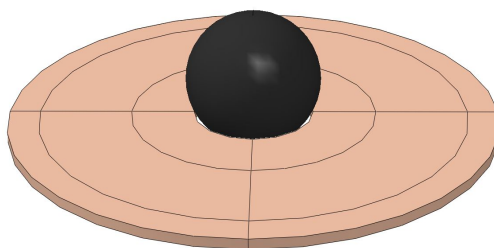


Fig. 38 – Présentation du modèle numérique associé à la configuration 1

Identification silicone - Loi Ogden ordre 2			
$\mu_1$ (MPa)	$\alpha_1$	$\mu_2$ (MPa)	$\alpha_2$
1,58	1,62	-1,48	1,49

TABLE 8 – Coefficient de la loi hyperélastique - Matériau silicone

### 1.2.2.2 Étude de sensibilité au maillage

Le choix du maillage est généralement une étape primordiale lors de l'implémentation d'un modèle par éléments finis. En effet, la méthode des éléments finis est sensible à la taille ainsi, qu'à la forme des éléments et nécessite, par conséquent une étude préliminaire. Étant donné que toutes les simulations numériques présentées dans l'ensemble de cette section possèdent une modélisation d'une plaque circulaire, cette étude de sensibilité sera utilisée pour réaliser le choix de maillage de tous les modèles. Pour ce qui est des solides passés à travers des plaques, étant modélisés par des éléments rigides (de type R3D4), leur maillage est de moindre importance par rapport à ceux des plaques.

Une plaque de caoutchouc d'épaisseur 3 mm et non percée a donc été installée sur la structure présentée précédemment (cf. Figure 28), et le centre de la plaque a été "indenté" à l'aide d'une sphère en acrylique. La flèche maximale correspondante à une force imposée de 10 N a été mesurée. Un modèle par éléments finis associé à cette configuration expérimentale a été implémenté, et la flèche maximale issue de la simulation numérique est alors comparée à celle de l'expérience. L'influence du maillage est ensuite visualisé en comparant l'erreur relative des deux flèches.

Les paramètres du maillage retenus pour cette étude sont le ratio de forme (*aspect ratio*) et le nombre d'éléments. Au total, 28 modèles numériques associés ont été testés, pour un nombre d'éléments hexagonaux s'étalant de 32 à 10800 et un ratio de forme moyen d'un minimum de 1,8 jusqu'à 71,87. Ces deux paramètres ont été modifiés en variant le nombre d'éléments sur le rayon et dans l'épaisseur de la plaque.

L'erreur minimale identifiée a été obtenue pour un nombre d'éléments de 2700. Bien que cette étude de sensibilité ait été réalisée sur une plaque pleine non percée, les résultats montrent que l'erreur reste quasi-inchangée pour les ratios de formes inférieurs à 5. Par conséquent, le maillage choisi pour toutes les simulations suivantes contient 760 éléments, ce qui offre un ratio de forme moyen de 2,59.

Toutes les configurations testées mettent en jeu, principalement, des efforts de flexion sur les plaques. Dans le but d'éviter le bien connu phénomène "d'hourglass", les éléments utilisés sont des hexagones à intégration complète (type C3D8).

### 1.2.2.3 Analyse modale préliminaire

Comme abordé précédemment, avant de mettre en œuvre le schéma de résolution non-linéaire explicite, il est nécessaire de prendre quelques précautions et déterminer le pas de temps critique  $t_c$ , et le temps total de la simulation  $t_f$ .

Au vu du maillage imposé pour la plaque, la plus petite dimension d'élément  $L_e$  est égale à  $L_e = 1 \text{ mm}$ . Grâce aux propriétés matérielles du silicone :  $\rho = 1150 \text{ kg.mm}^{-3}$  et un module d'Young estimé à  $E = 0,35 \text{ MPa}$  (à l'aide du dispositif de succion, cf. Partie 3, chapitre 1), il est possible d'aboutir à un temps critique  $t_c = 5,73 * 10^{-5} \text{ s}$ . Le code d'élément finis Abaqus<sup>®</sup> permet de calculer de manière automatique le pas de temps critique en fonction des paramètres matériels renseignés. Pour la plaque de silicone, le logiciel évalue un pas de temps critique moyen égal à  $4,33 * 10^{-5} \text{ s}$ .

Dans l'objectif de déterminer la fréquence fondamentale  $f_0$  de la plaque et ainsi pouvoir estimer  $t_f$ , une analyse modale de la plaque a été réalisée. La fréquence fondamentale  $f_0$  est égale à  $f_0 = 6,55 \text{ Hz}$ , les résultats sont présentés Figure 39.

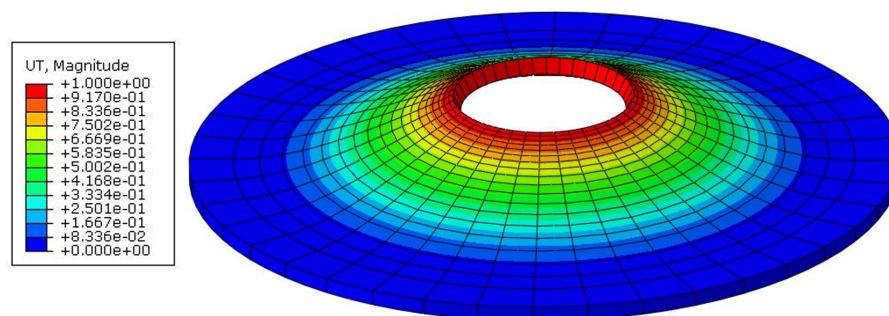


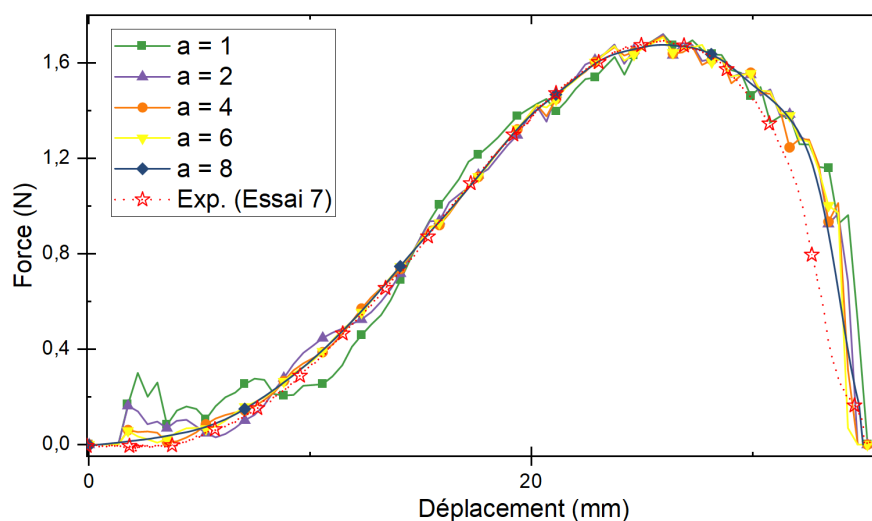
Fig. 39 – Résultats de l'analyse modale. UT : Amplitude du champ de déplacement en mm.

Cette fréquence correspond à un temps total  $t_f$  égal à  $t_f = 0,1526$  s. Ce temps sera utilisé en première estimation, et les énergies cinétique et interne du système seront comparées.

Une démarche équivalente sera réalisée dans toutes les parties suivantes (i.e. qui emploient le schéma d'intégration explicite), mais ne sera pas décrite de façon exhaustive.

### 1.2.2.4 Résultats

Dans le but de montrer l'influence de plusieurs temps totaux sur les résultats, le temps  $t_f$  a été multiplié par un coefficient  $a$ , avec  $a = 1 ; 2 ; 4 ; 6 ; 8$ .



**Fig. 40** – Résultats - Influence du temps total de simulation affecté d'un paramètre  $a$

Les variations de la courbe d'efforts pour les paramètres  $a = 1$  et  $a = 2$  sont observés (i.e. temps les plus courts). Afin de pouvoir valider ou non les résultats, il est nécessaire de comparer les deux énergies du système. On observe également l'écart entre les courbes numériques et la courbe expérimentale après le passage par l'effort maximal.

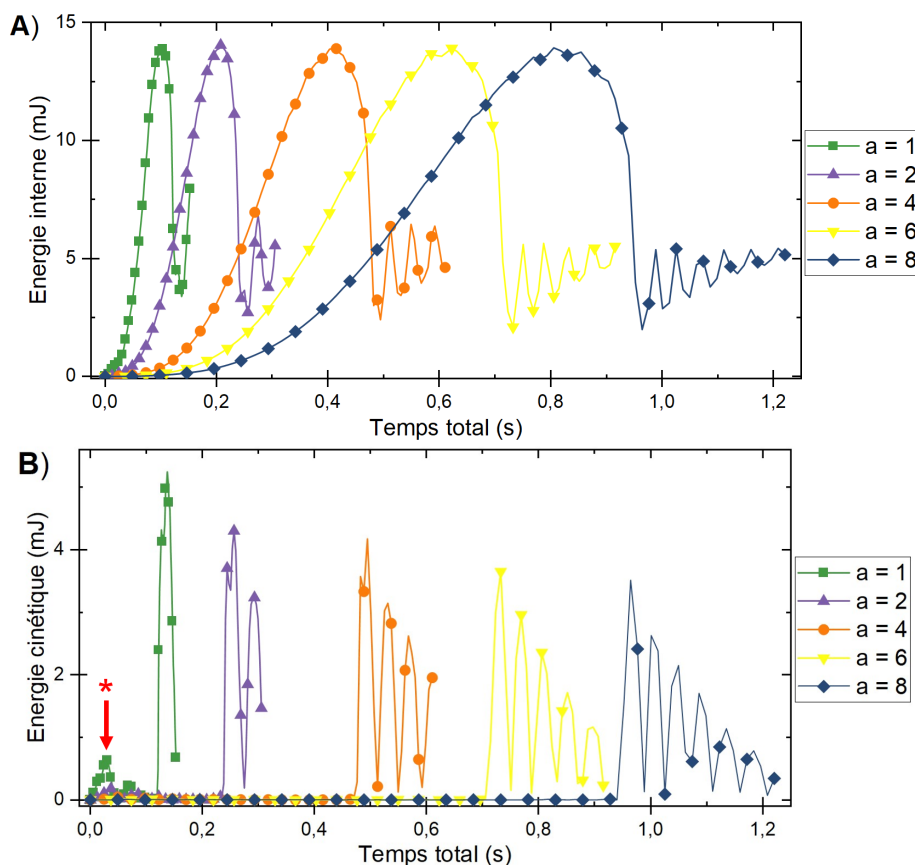
*Remarque importante :* Les résultats précédents ont été obtenus à l'aide d'un coefficient de frottement différent de celui trouvé expérimentalement, ce point sera discuté par la suite (cf. Figure 44).

La Figure 41 montre clairement l'influence du paramètre  $a$  sur les deux énergies. En particulier, la Figure 41.B) qui montre des pics d'énergies cinétiques au commencement des deux courbes respectives, à  $a = 1$  et  $a = 2$ .

Ces observations semblent signifier que les effets cinétiques sont prédominants devant les effets de déformations (i.e. énergie interne), et donc qu'ils influent sur les résultats de la force mesurée (cf. Figure 40). Afin d'en avoir la certitude, il est nécessaire de comparer plus précisément les deux énergies grâce au critère de 5 % - 10 % énoncé précédemment. Cependant, les deux Figures 41.A et 41.B exposent un phénomène très particulier en fin de courbe. On observe en effet de



très larges variations rapides qui sont dues au retour élastique de la plaque après la perte de contact. Ces effets ne rentrant pas en compte dans la mesure de force, ils doivent être évacués avant la comparaison des deux énergies. Les courbes d'énergies ont alors été tronquées à partir du temps où la force est nulle (voir Figure 42).



**Fig. 41** – Résultats numériques - Sphère et plaque silicone. **A)** Énergie interne en fonction du paramètre  $a$ . **B)** Énergie cinétique en fonction du paramètre  $a$ . \* : Pics d'énergie cinétique

Par suite, les énergies cinétiques ont été tracées en fonction des énergies internes, pour chaque valeur de  $a$  (cf. Figure 43). Les deux critères à 5 % et à 10 % y sont représentés par les deux droites (symboles étoiles). Ainsi, les valeurs du paramètre  $a$  pour lesquelles les courbes d'énergies sont situées en dessous de ces droites sont considérées comme donnant des résultats valides (i.e. effets cinétiques non prédominants). Les deux paramètres  $a = 1$  et  $a = 2$  donnent, ainsi, des résultats non valides au début de la simulation. Pour la suite, les résultats choisis sont ceux correspondant à un paramètre  $a = 6$ .

En terme de temps de calcul, les coûts en fonction du paramètre  $a$  restent raisonnables (de l'ordre de la minute). Les différents temps sont regroupés dans le tableau 9.

*Remarque :* Les temps de calcul ont été établis sur un PC muni d'un processeur Intel quad core, 2.3 GHz et 32 Go RAM.

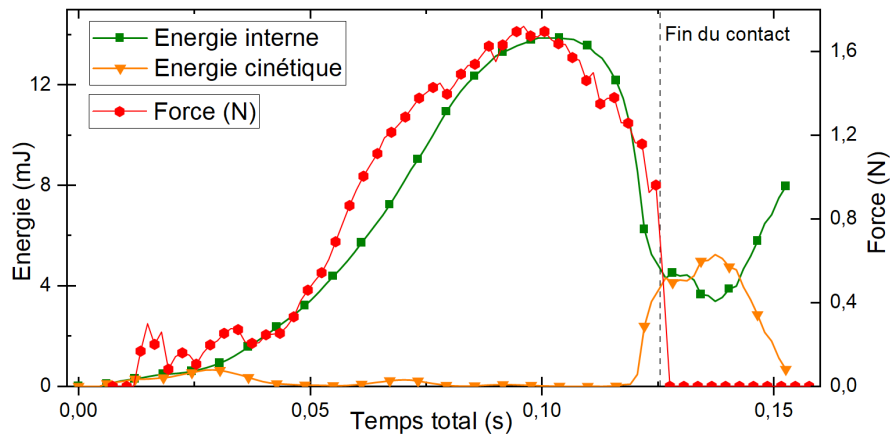


Fig. 42 – Principe de troncage des énergies

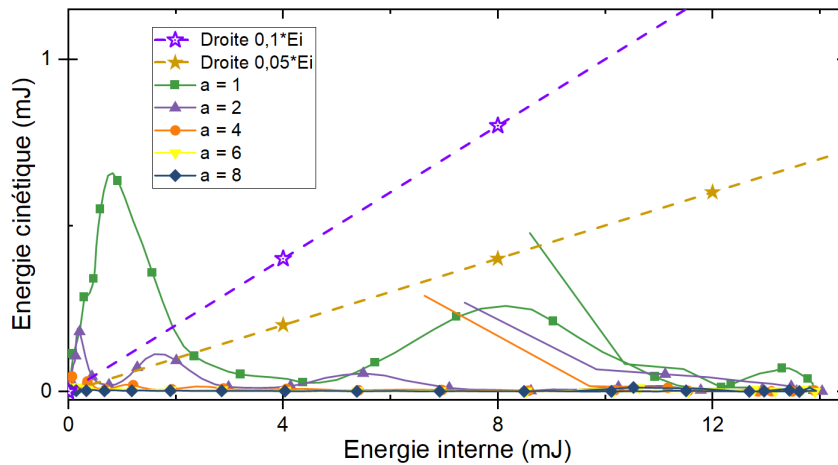


Fig. 43 – Comparaison énergies cinétique et interne en fonction du paramètre  $a$

paramètre $a$	1	2	4	6	8
temps de calcul (s)	43	48	60	72	81

TABLE 9 – Coût en temps de calcul en fonction du paramètre  $a$

Tous les résultats précédents ont été obtenus avec une modélisation en éléments 3D de la plaque de silicone. Le modèle numérique présenté dans cette section est simple et son coût en terme de temps de calcul, est très faible. Cependant, le jumeau numérique du mannequin présenté en chapitre 3 de cette partie est beaucoup plus complexe. De plus, au vu des géométries fortement bidimensionnelles, il est légitime de représenter le volume des plaques par leur surface moyenne en considérant que cette surface est représentative d'un comportement de coque.

Afin de valider cette représentation sur un exemple simple, la plaque de silicone est ici modélisée par des éléments coques de type S4. L'analyse modale de la plaque donne une fréquence fondamentale égale à  $f_0 = 6,58 \text{ Hz}$  (pour rappel :  $6,55 \text{ Hz}$  pour les éléments C3D8 précédents).

Cette fréquence correspond à un temps total de  $t_f = 0,1519\text{ s}$ . L'analyse des énergies est similaire à l'analyse avec les éléments de volumes déjà présentée et ne sera pas exposée ici. Pour l'analyse des résultats finaux, la valeur du paramètre  $a$  est fixée à  $a = 6$ .

Pour finir avec cette configuration, les résultats avec les éléments S4 et avec les briques C3D8 ont été comparés à quelques résultats expérimentaux (voir Figure 44). Le coefficient de frottement expérimental de 0,57 prédit un maximum d'effort en-dessous des maximums d'efforts expérimentaux. Le coefficient a été artificiellement augmenté jusqu'à ce que la valeur d'effort maximale coïncide avec les valeurs maximales expérimentales. Le coefficient de frottement retenu est 0,7. Cet écart entre les coefficients de frottement est potentiellement dû à l'identification expérimentale menée. En effet, comme le montre la Figure 37.A), le montage expérimental semble peu précis compte tenu des faibles surfaces mises en contact, mais également de son faible poids. Les deux autres montages (Figures 37.B) et 37.C)), et notamment celui qui sera utilisé dans le chapitre 3, ont une masse et des surfaces plus élevées, augmentant ainsi la précision de l'identification.

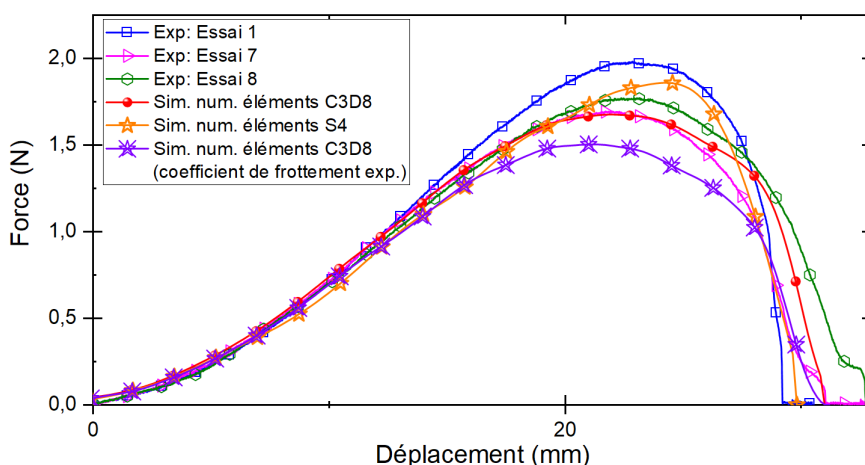


Fig. 44 – Comparaison des modélisations 2D et 3D pour la configuration 1.

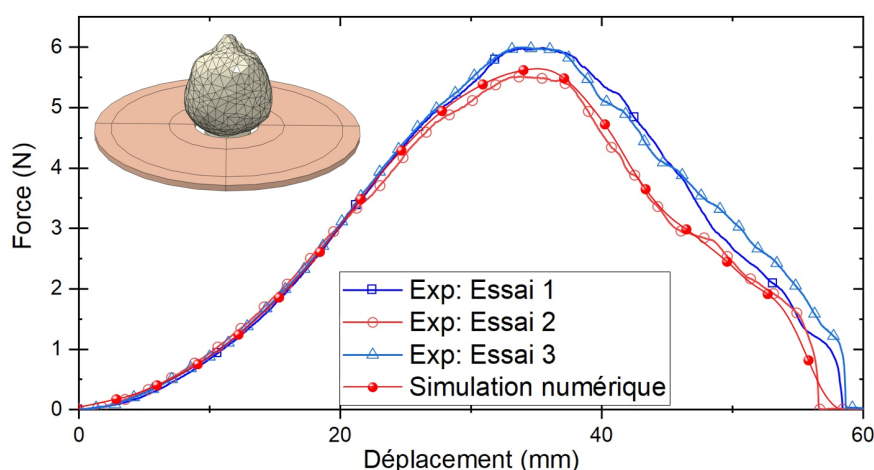
*Remarque pratique :* La formulation du contact a dû être modifiée lors du passage de la modélisation en éléments de volume vers la modélisation en éléments coques. L'interaction d'éléments coques S4 avec des éléments 3D (ici R3D4) mérite de prendre des précautions et de bien analyser les résultats obtenus (i.e. analyse de l'effort). En effet, afin de pouvoir détecter les contacts sur les éléments S4, le logiciel Abaqus<sup>®</sup> implémente une sphère (virtuelle) de diamètre égal à l'épaisseur renseignée de la plaque autour de chaque nœud de la géométrie. Cette gestion du contact n'est pas problématique sauf au périmètre de la structure où il est alors observé une augmentation indésirable de la géométrie. Ce phénomène est connu sous le nom de “*bull-nose effect*” (cf. *Abaqus Analysis User's Manual. 35.5.2*).

Malgré l'écart engendré par les coefficients de frottement, les résultats numériques prédisent le comportement observé expérimentalement de cette première configuration.

### 1.2.3 Crâne en PLA au travers d'une plaque de silicone

La deuxième configuration a fait l'objet d'un modèle numérique associé. La géométrie, le maillage et les propriétés matérielles de la plaque de silicone sont inchangés en comparaison au modèle précédent, seule la géométrie de l'objet rigide change.

Une démarche similaire à la précédente a ensuite menée à fixer le paramètre  $a$ , à  $a = 6$ . Le modèle du crâne fœtal n'étant pas symétrique, aucune simplification géométrique n'est possible. Le coefficient de frottement utilisé dans la modélisation-ci est égal à celui estimé expérimentalement (0,73).



**Fig. 45** – Résultats de la simulation numérique - Crâne/Plaque de silicone.

*Remarque :* Le temps de calcul pour la simulation ci-dessus est de 4 minutes et 8 secondes pour un PC équipé d'un processeur Intel quad core, 2.3 GHz et 32 Go RAM.

Comme pour la configuration précédente, les résultats numériques prédisent avec précision le phénomène physique modélisé.

### 1.2.4 Crâne en PLA au travers d'une plaque de caoutchouc

Pour finir ce chapitre, le modèle numérique associé à l'essai où le crâne en PLA est passé au travers d'une plaque de caoutchouc a été implémenté. L'objectif de ce modèle numérique est d'observer les mêmes variations d'effort maximum en fonction de l'angle imposé entre le grand diamètre du crâne, et le grand axe de l'orifice elliptique.

Afin d'identifier une loi de comportement prédisant le comportement mécanique du caoutchouc, deux types d'essais mécaniques ont été réalisés. Le premier, un essai de charges/décharges en contraintes relaxées a permis d'identifier la contribution élastique du matériau, dont des coefficients d'une loi hyperélastique d'Ogden ont pu être identifiés comme étant égaux à  $\mu = 5,64 MPa$  et  $\alpha = 3,13$ . Et d'autre part, le caoutchouc étant un matériau visco-élastique, un essai de relaxation a été mis en œuvre pour évaluer la contribution visqueuse. Pour des raisons de simplicité

des simulations numériques, les propriétés viscoélastiques n'ont pas été implémentées dans les modèles, et donc ne seront pas présentées dans la suite de ce travail.

Les coefficients de frottement implémentés sont fixés à 0,27, et à 0 pour les configurations avec lubrifiant. Les résultats des diverses simulations sont exposés Figure 46.

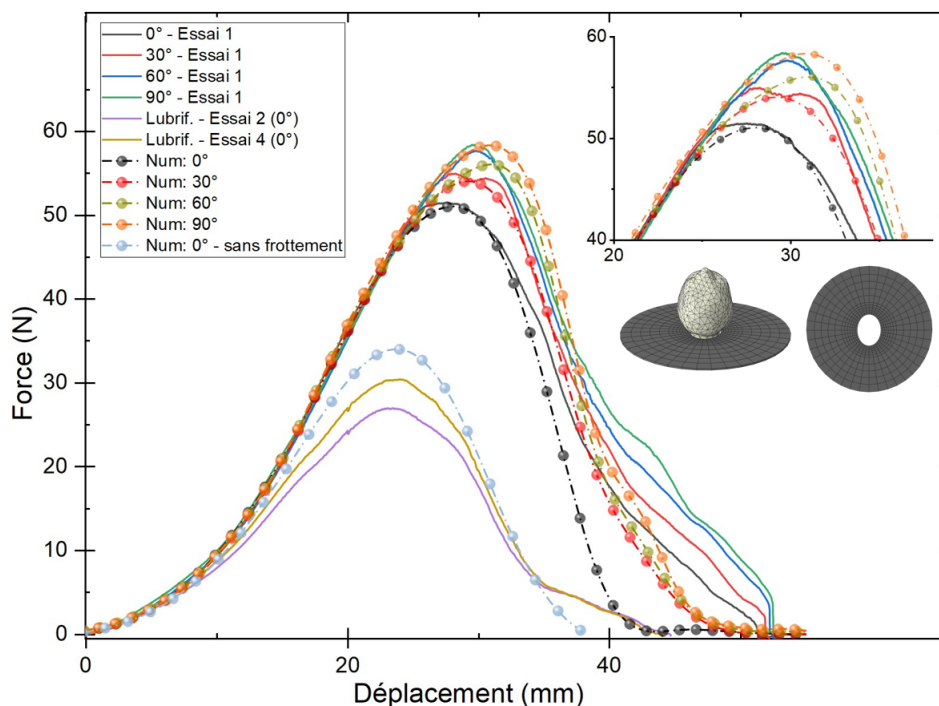


Fig. 46 – Résultats de la simulation numérique - Crâne / Plaque de caoutchouc.

Les zones de chargement des courbes obtenues par simulations sont similaires à celles expérimentales. En opposition avec les configurations précédentes, les fins des courbes (i.e. zone de décharge) sont moins prédictives des essais réels. Cette différence provient probablement des propriétés matérielles implémentées qui ne comportent pas de partie viscoélastique.

Les résultats du modèle numérique qui mettent en place l'essai avec lubrifiant ont prédit une force maximale plus importante que celle mesurée expérimentalement. Cette différence est associée au fait que les essais avec lubrifiants ont été réalisés après les 25 autres passages sans lubrifiant, et des effets d'endommagement du matériau ont certainement été impliqués.

### 1.3 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a d'abord présenté une partie expérimentale, où un banc d'essai conçu a été utilisé sur un ensemble de configurations données. Ces configurations ont employé deux plaques de matériaux différents qui ont pu être mises en interaction avec deux objets de formes et de matériaux distincts. Les coefficients de frottements entre les matériaux ont été identifiés grâce à une campagne expérimentale spécialement consacrée à cet effet. Par suite, les configurations d'essais expérimentales ont fait l'objet de modélisations par éléments finis associées.

Bien que mettant en œuvre des configurations “simplistes”, ce chapitre a permis de se confronter à de nombreux verrous pratiques en vue de l’élaboration du modèle par éléments finis associé au mannequin d’entraînement présenté dans le troisième chapitre de cette partie. Sur le plan expérimental, le protocole mis en place pour évaluer les coefficients de frottement entre deux matériaux sera réutilisé. Sur le plan numérique, l’utilisation d’un schéma d’intégration explicite et les précautions quant à la validité des solutions calculées seront identiques. Enfin, la représentation du volume des plaques 3D par leur surface moyenne 2D et les particularités de la gestion des contacts entre solides seront également utilisées.

## Chapitre 2

# Acquisition du geste médical lors d'une EIV sur mannequin d'entraînement

Comme la première partie de cette thèse a pu le mettre en lumière, la ventouse obstétricale est employée en majorité lors des accouchements instrumentés. Cependant, une très large variabilité inter-opérateur parmi les praticiens est associée à cette pratique. Il est ainsi apparu nécessaire de faire l'acquisition de ce mouvement, en l'absence de donnée existante hormis la force d'extraction (Saling et Hartung, 1973; Vacca, 2006; Pettersson *et al.*, 2015). En effet, contrairement au geste d'utilisation des forceps (Moreau *et al.*, 2007), celui de l'EIV ne semble ne jamais avoir été investigué. Ainsi, le chapitre qui suit se propose tout d'abord de mettre en place des outils d'acquisition du mouvement sur un mannequin d'accouchement simplifié. Ces outils développés seront, par la suite, employés afin de faire l'acquisition de quelques gestes des praticiens de la maternité du CHRU du Nancy sur un mannequin d'accouchement.

Le mouvement moyen mesuré sera employé pour les modèles numériques associés au mannequin d'entraînement présentés dans les chapitres suivants (chapitre 3).

### Contenu

---

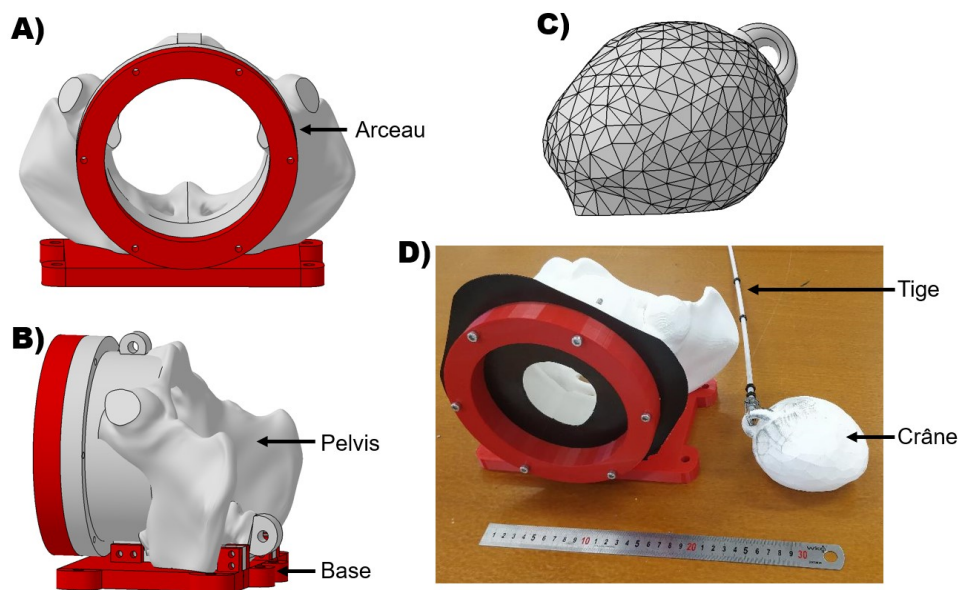
<b>2.1 Développement du protocole de mesure</b> . . . . .	<b>89</b>
2.1.1 Présentation du banc d'essai . . . . .	89
2.1.2 Montage et protocole expérimental . . . . .	90
2.1.3 Détection du mouvement . . . . .	90
2.1.4 Acquisition de mouvements caractéristiques sur le banc d'essai . . . . .	92
2.1.5 Utilisation des outils développés sur le mannequin d'entraînement . . . . .	94
<b>2.2 Campagne d'acquisition du geste médical au CHRU de Nancy</b> . . . . .	<b>96</b>
2.2.1 Campagne d'acquisition du gestes des praticiens . . . . .	96
<b>2.3 Conclusion du chapitre</b> . . . . .	<b>104</b>

---

## 2.1 Développement du protocole de mesure

### 2.1.1 Présentation du banc d'essai

En l'absence du vrai mannequin employé à ce moment là de la thèse pour la pédagogie, un premier banc d'essai préliminaire a été conçu pour le développement des outils, et celui-ci est globalement constitué de deux ensembles distincts : le socle et la "ventouse". Le socle est composé de trois parties assemblées (voir Figure 47.A, B)). Le "pelvis" est vissé sur une base et l'arceau permet d'installer une membrane (i.e. plaque) de caoutchouc ou autre matériau (voir Figure 47.D)). La membrane permet de représenter les tissus maternels, tels que le plancher pelvien. L'ensemble ici a été fabriqué en PLA par prototypage rapide, grâce à l'utilisation d'une machine d'impression 3D Ultimaker S5 (dépôt de fil fondu). Le modèle du pelvis a été reconstruit à partir d'un fichier open-source d'IRM (type DICOM). Les dimensions de la partie circulaire et de l'arceau ont été choisies identiques à celles du dispositif d'essais présenté dans le chapitre 1 de cette partie. Pour ce qui est de l'ensemble "ventouse", celui-ci est composé d'un objet en forme de crâne fœtal (voir Figure 47.C)) et qui est relié à une tige filetée en polymère qui intègre une poignée (voir Figure 47.D)).



**Fig. 47** – Présentation du banc d'essai. A) Vue de face du banc. B) Vue de côté du mannequin. C) Crâne imprimé avec attache. D) Photo du banc d'essai

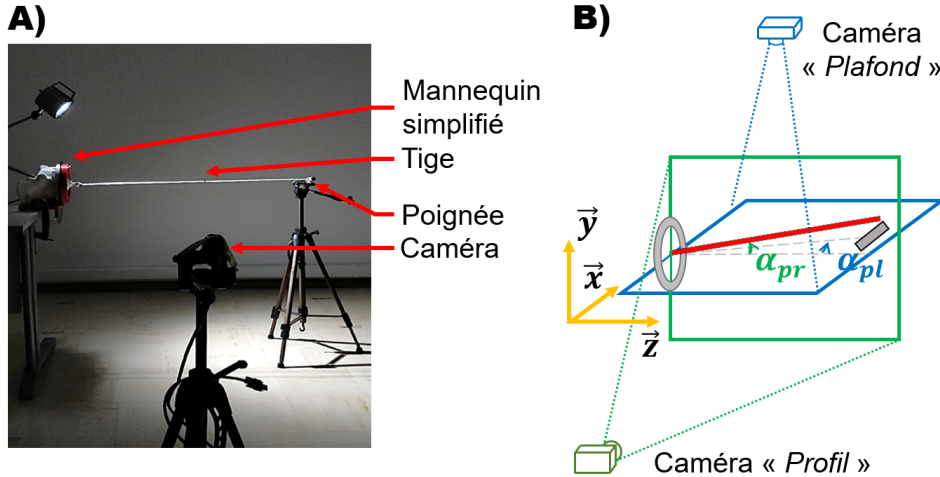
Afin d'avoir des images les plus exploitables possibles lors du développement de l'algorithme de traitement d'images, la tige a volontairement été choisie de grande dimension (un mètre). De plus, des écrous de couleur noire ont également été placés le long de la tige, de façon à permettre la détection de la translation.

*Remarque :* Le crâne imprimé a les dimensions réelles d'un crâne fœtal (cf. diamètres présentés Partie 1, Chapitre 1, Figure 5).



### 2.1.2 Montage et protocole expérimental

Pour ce qui est du montage, la base du socle est fixée à une table, le crâne est inséré à l'intérieur du pelvis de sorte à ce que la tige passe au milieu de l'arceau (voir Figure 48.A)). L'opérateur effectue un mouvement en tenant la poignée prévue à cet effet.



**Fig. 48** – Présentation du montage. A) Photo du montage (une seule caméra visible). B) Schéma de principe de l'acquisition du mouvement.

Pour ce qui est de l'acquisition, deux caméras sont disposées à proximité du montage, la première étant placée sur le côté du montage et l'autre au-dessus (voir Figure 48.B)). La disposition des caméras permet d'obtenir deux plans d'acquisitions (i.e. plans focaux des caméras), et ainsi pouvoir évaluer les angles que créent la tige par rapport à l'arceau. Pour la suite, on note  $\alpha_{pr}$  et  $\alpha_{pl}$ , les angles respectifs évalués dans le plan focal de la caméra "profil" et de la caméra "plafond". Les largeurs des plans focaux sont d'environ 60 cm, ce qui offre une mesure assez précise des angles ainsi qu'une résolution spatiale de 0,31 mm. La mesure la plus précise des angles se trouve pour une plage angulaire d'environ  $36^\circ \pm 1,2^\circ$  pour l'angle  $\alpha_{pr}$  et de  $38^\circ \pm 1,2^\circ$  pour le second. Bien évidemment, il est possible d'estimer l'angle au-delà de ces plages angulaires, cependant plus les angles sont élevés, plus la mesure en est affectée.

### 2.1.3 Détection du mouvement

Les images obtenues (voir image type Figure 49) sont traitées grâce à un algorithme de traitement d'images automatique développé sur Matlab<sup>®</sup>.

Le principe global du code est de détecter des changements de niveaux de gris des images. Les images sont représentées sous forme de matrices de dimensions égales à la résolution de la caméra utilisée (voir Figures 50.A) et 50.B)), dont les valeurs des termes sont comprises entre 0 et 255 (i.e. associées respectivement aux couleurs noire et blanche). Les colonnes et les lignes des matrices sont parcourues, puis les premières et dernières occurrences de la valeur 255 sont retenues.

Les valeurs présentées dans la matrice obtenue de la Figure 50.B) sont idéalisées. En réalité, il est ardu de pouvoir obtenir des valeurs aussi tranchées que 0 et 255, et ceci même avec l'éclairage du montage prévu à cet effet. Tout l'enjeu réside alors dans le choix (arbitraire) d'une valeur seuil de niveau de gris, à partir de laquelle il est estimé que la tige est détectée. L'angle recherché est ensuite évalué grâce aux indices des deux occurrences détectées.

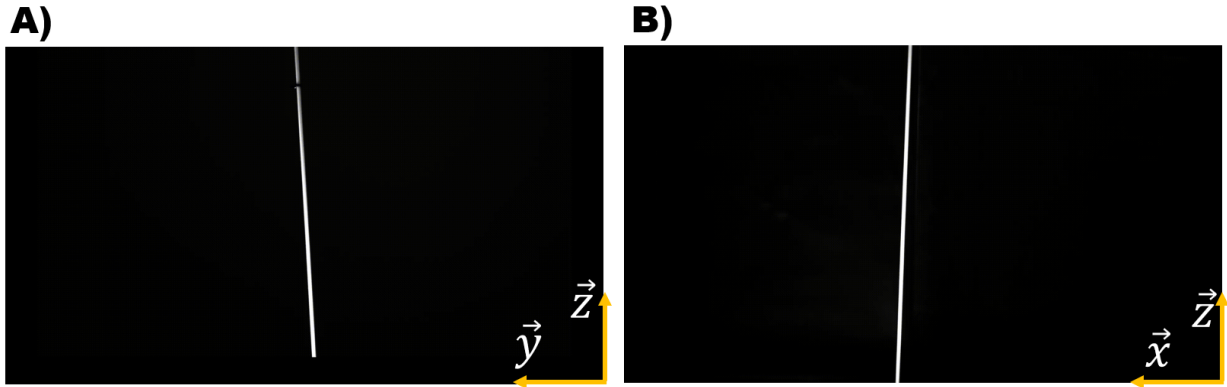


Fig. 49 – Images types obtenues avec le banc d'essai. A) Caméra profil B) Caméra plafond

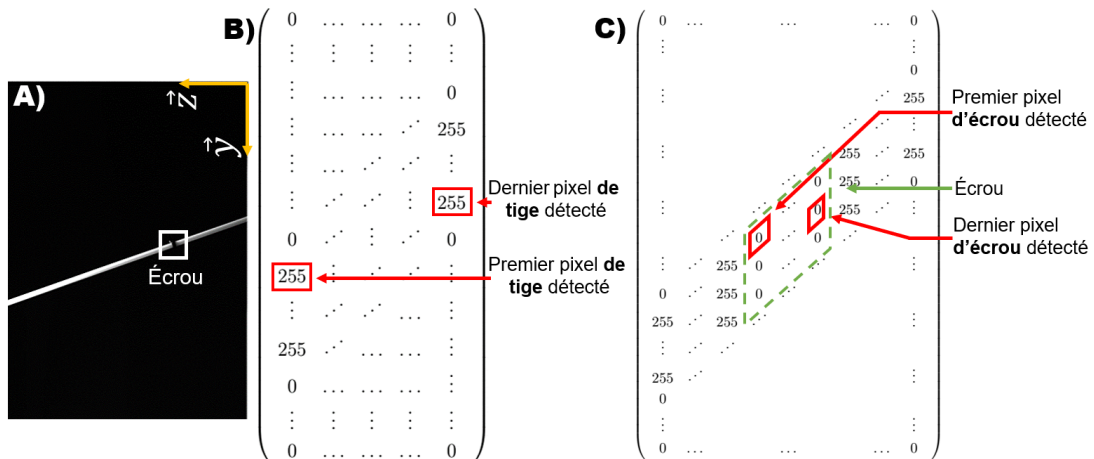


Fig. 50 – Principe de la détection angulaire et de translation. A) Image acquise. B) Matrice correspondante et clarification de l'algorithme. C) Clarification sur la détection de l'écrou

Comme déjà mentionnée précédemment, la détection de la translation de la tige est effectuée grâce à la détection d'écrous placés le long de cette dernière qui est basée sur le même principe décrit ci-dessus (voir Figure 50.A). D'un point de vue plus technique, la détection s'effectue grâce à la différence entre les indices des colonnes du premier et du dernier pixel repéré (voir Figure 50.C)).

Également, pour cette détection, il se peut que la robustesse de l'algorithme soit mise à l'épreuve par les conditions lumineuses lors de l'acquisition. L'enjeu est donc de choisir la valeur de la différence à partir de laquelle un écrou est détecté. Afin de pouvoir suivre le déplacement de

l'écrou au cours de l'acquisition, sa position initiale est soustraite des positions suivantes. Cette méthodologie est utilisée pour l'obtention des mouvements présentés dans la section suivante.

*Remarque :* Les travaux sur la détection du mouvement angulaire ont été initiés lors du projet de fin d'étude de M. Ugo Petruzzi (École des Mines, Nancy), encadré dans le cadre de cette thèse.

### 2.1.4 Acquisition de mouvements caractéristiques sur le banc d'essai

Cette sous-section détaille l'acquisition des mouvements remarquables qui ont été employés pour vérifier la bonne fonctionnalité de l'algorithme développé. Pour ce faire, trois types de mouvements décrivant des trajectoires particulières ont été effectués : "cercle", "huit" et une translation rectiligne.

Pour la trajectoire en cercle, l'action débute et se termine au centre du cercle et se déroule dans le sens horaire. Le mouvement a été contenu dans les plages angulaires les plus précises  $36^\circ \pm 1,2^\circ$  pour l'angle filmé de profil et de  $38^\circ \pm 1,2^\circ$  pour le second. Les résultats de l'acquisition de ce mouvement distinct sont disponibles sur la Figure 51. On peut notamment y remarquer que la courbe rouge (caméra plafond) montre une amplitude moins élevée que la courbe du second angle. Ceci est associé au geste de l'opérateur qui ne décrit pas une trajectoire circulaire parfaite.

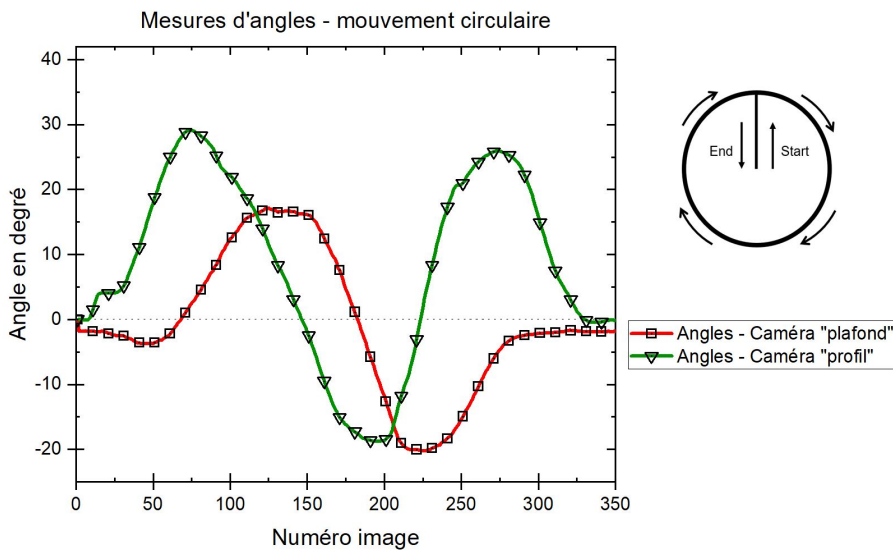
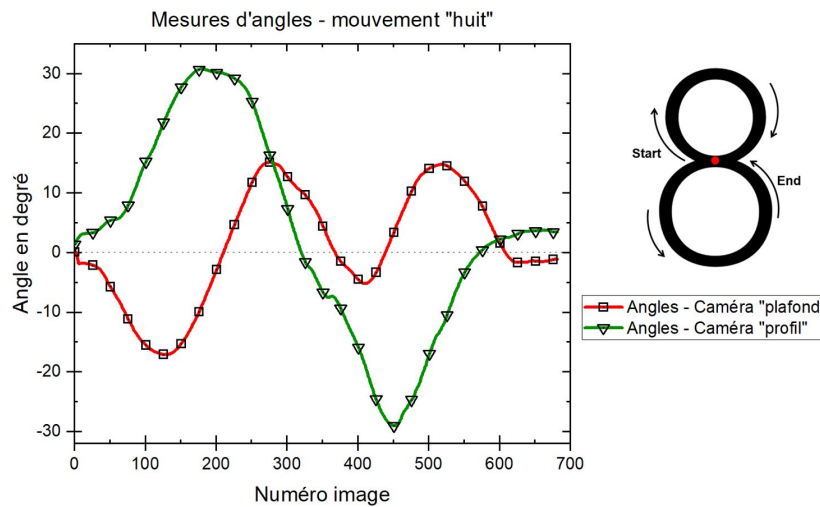


Fig. 51 – Acquisition de mouvement particulier - cercle

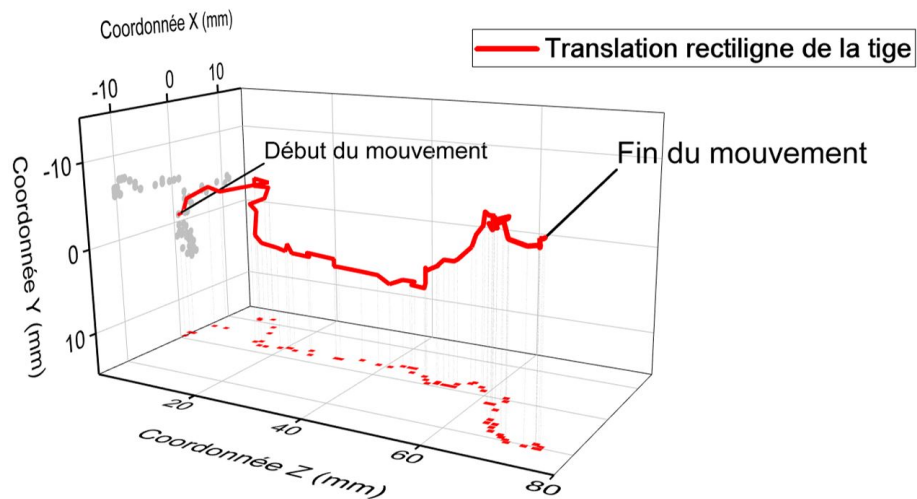
De manière analogue, un geste décrivant une trajectoire de "huit" à été acquis grâce au montage expérimental. Le mouvement débute au croisement des deux boucles et se poursuit dans la boucle supérieure dans le sens horaire. Les résultats de l'acquisition de ce mouvement distinct sont présentés sur la Figure 52.

Ces deux résultats permettent de valider le bon fonctionnement de la détection angulaire du mouvement.



**Fig. 52** – Acquisition de mouvement particulier - huit.

Pour finir, l'algorithme qui inclut la détection de la translation a été mis à l'épreuve. Pour ce faire, un geste de translation rectiligne suivant la direction  $\vec{z}$  (i.e. qui s'éloigne du montage) a été effectué par l'opérateur, et les coordonnées d'un écrou ont pu être évaluées. Les résultats de cet essai sont présentés en Figure 53.



**Fig. 53** – Acquisition de mouvement particulier - translation suivant l'axe z. Représentation tridimensionnelle. (Pour les directions, se référer à la figure 48).

Ces 3 derniers résultats permettent de conclure cette partie des travaux de développement d'un outil de acquisition du mouvement.

### 2.1.5 Utilisation des outils développés sur le mannequin d'entraînement

À l'instar du montage du mannequin simplifié exposé précédemment, une caméra est placée au-dessus du dispositif, et une autre est positionnée de profil. Les mouvements acquis sont ici réalisés avec une ventouse obstétricale commerciale (*Kiwi*<sup>TM</sup>). Les écrous sont substitués par un marqueur de couleur noire positionné sur le câble de la ventouse. Au vu des dimensions de la ventouse obstétricale, la plage d'acquisition a été amputée en comparaison avec celle exposée précédemment. La largeur des plans focaux est d'ici de 28 cm (à la place de 60 cm), cependant la résolution spatiale atteinte est de 0,14 mm.

En pratique, la zone de détection du câble de la ventouse a été légèrement diminuée afin de ne pas faire l'acquisition de la main de l'opérateur. En effet, ici encore l'acquisition s'effectue dans l'obscurité et certains éléments qui reflètent la lumière peuvent fausser la mesure. Une photo du mannequin est présentée Figure 54 et les images typiques obtenues lors des acquisitions sont présentées en Figure 55.

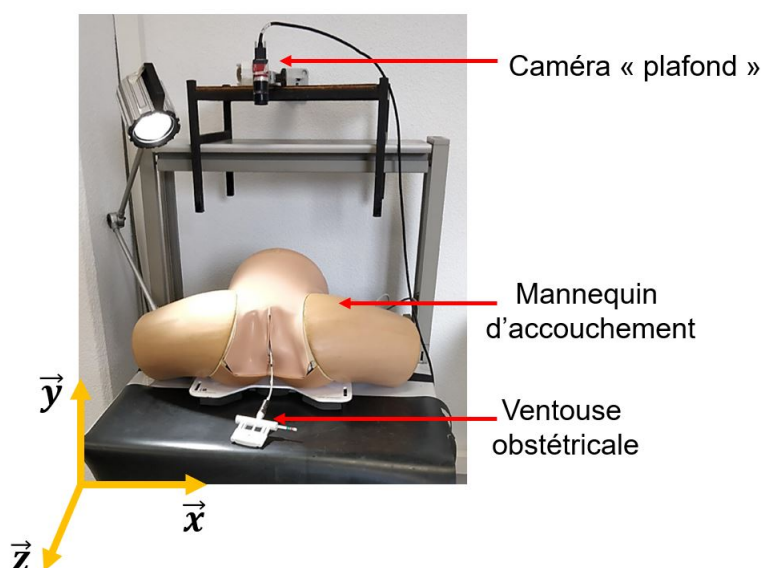


Fig. 54 – Photo du montage - Mannequin obstétrique. Caméra de profil non visible.

Dans l'objectif de vérifier le bon fonctionnement de la démarche sur le mannequin d'entraînement, un mouvement décrivant une trajectoire circulaire et un deuxième suivant une trajectoire rectiligne ont été effectués comme précédemment (voir résultats Figure 56).

Pour le second essai, le mouvement de translation est effectué grâce à la répétition de trois tractions successives suivant l'axe  $\vec{z}$  (voir Figure 57). Les coordonnées du marqueur noir placé sur le câble de la ventouse ont été estimées.

Les résultats obtenus ont été considérés comme satisfaisants en vue de la mise en place d'une campagne d'acquisition du mouvement des obstétriciens à la Maternité du CHRU de Nancy.

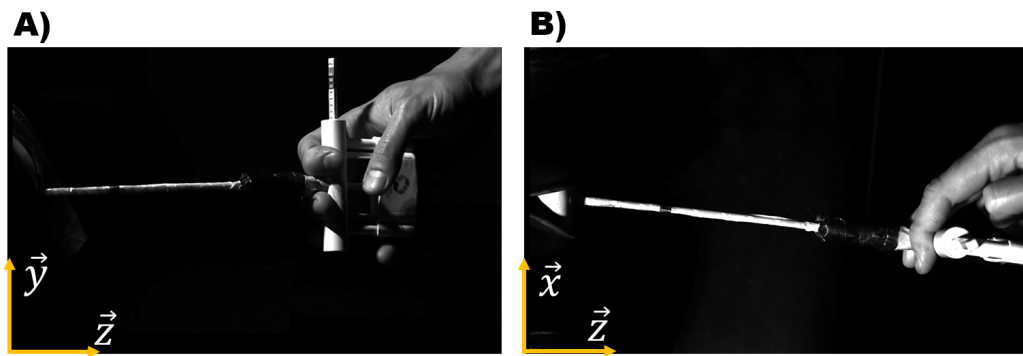


Fig. 55 – Images types obtenues sur le mannequin. A) Caméra profil. B) Caméra plafond

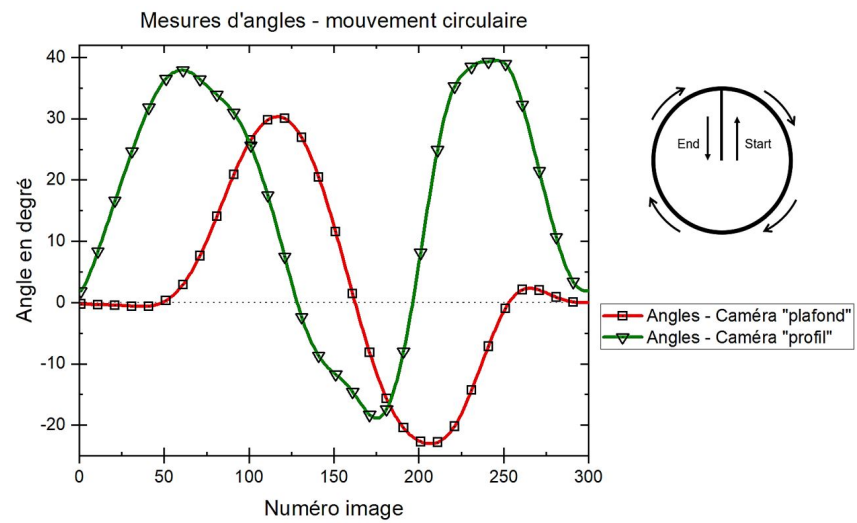


Fig. 56 – Mannequin d'accouchement - acquisition de mouvement cercle.

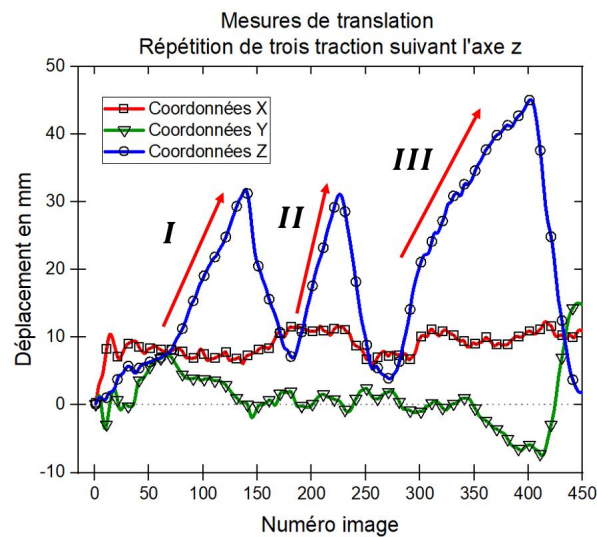


Fig. 57 – Mannequin d'accouchement - acquisition de mouvement translation. *I* : traction 1. *II* : traction 2. *III* : traction 3

## 2.2 Campagne d'acquisition du geste médical au CHRU de Nancy

Cette section a fait l'objet d'une publication ("short communication") dans le journal *Clinical Biomechanics* pour la méthode employée (Vallet *et al.*, 2023b). Les résultats concernant la variabilité des gestes a également fait l'objet d'une publication en cours de révision.

### 2.2.1 Campagne d'acquisition du gestes des praticiens

La campagne d'acquisition du geste des praticiens a eu lieu dans une chambre de la maternité du CHRU de Nancy (voir Figure 58).

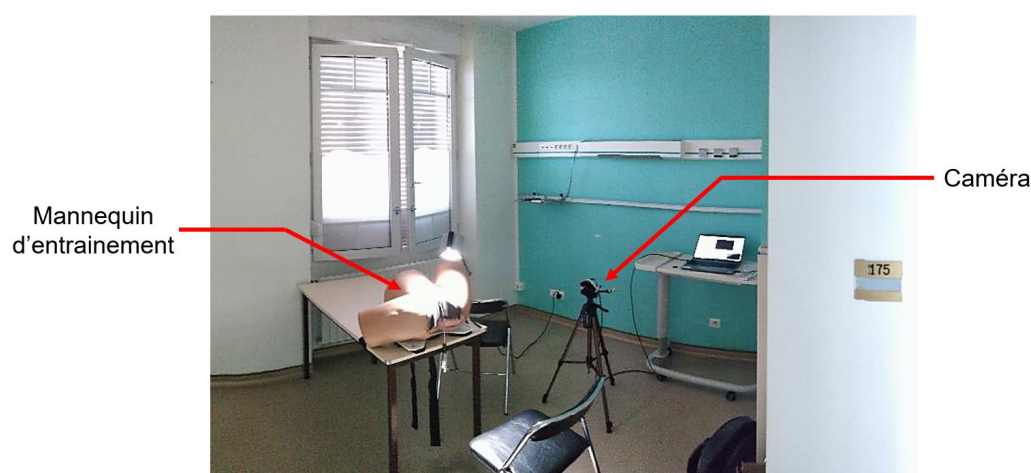


Fig. 58 – Montage des essais expérimentaux à la maternité du CHRU de Nancy

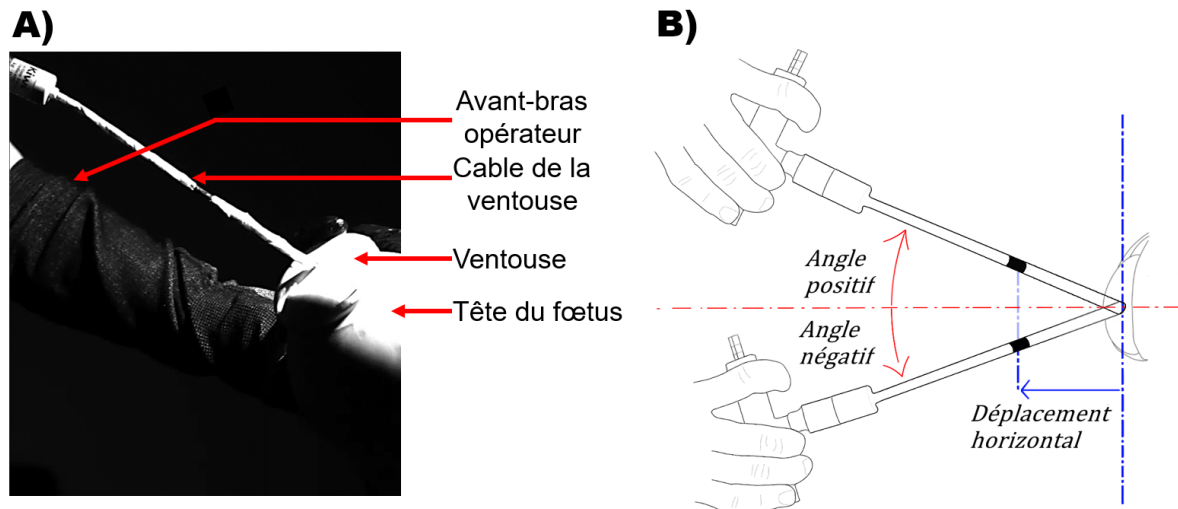
L'objectif *in fine* de cette action était de mesurer un ensemble de gestes d'extractions instrumentées par ventouse réalisés sur le mannequin d'entraînement, par des praticiens de niveaux divers. La situation médicale correspondante est un accouchement en partie basse et en présentation OIGA (voir tableau 2). Des essais préliminaires du montage, notamment avec une interne en obstétrique (Mme. Juliette Lefebvre), ont montré qu'une seule caméra était nécessaire. En effet, le mouvement effectué est *majoritairement* contenu dans un seul plan vertical. De plus, la force n'est pas mesurée ici lors de l'essai, mais proposée dans le chapitre suivant.

En plus de l'élimination d'une caméra, les essais de calibration ont également mis en exergue la nécessité que les participants portent un manchon noir à l'avant bras, ainsi qu'un gant noir, qui permettent d'absorber la lumière. En effet, l'avant bras de l'opérateur qui n'actionne pas la ventouse reflète la lumière et fausse les mesures (voir Figure 59.A)). La convention de signe pour l'angle mesuré est choisie de telle sorte que le signe soit négatif lorsque l'opérateur tire vers le bas (voir Figure 59.B))

La campagne a regroupé 21 participants au total. Ceux-ci ont été classés par niveaux d'ex-

périence en fonction du nombre EIV qu'ils ont réalisées (voir tableau 10).

Le groupe le moins expérimenté est le niveau 1, et le niveau 4 est le groupe des médecins chefs ou médecins juniors. Tous les participants ont reçu pour consigne de ne pas tenir compte de la caméra et de réaliser leur geste le plus "naturellement" possible.



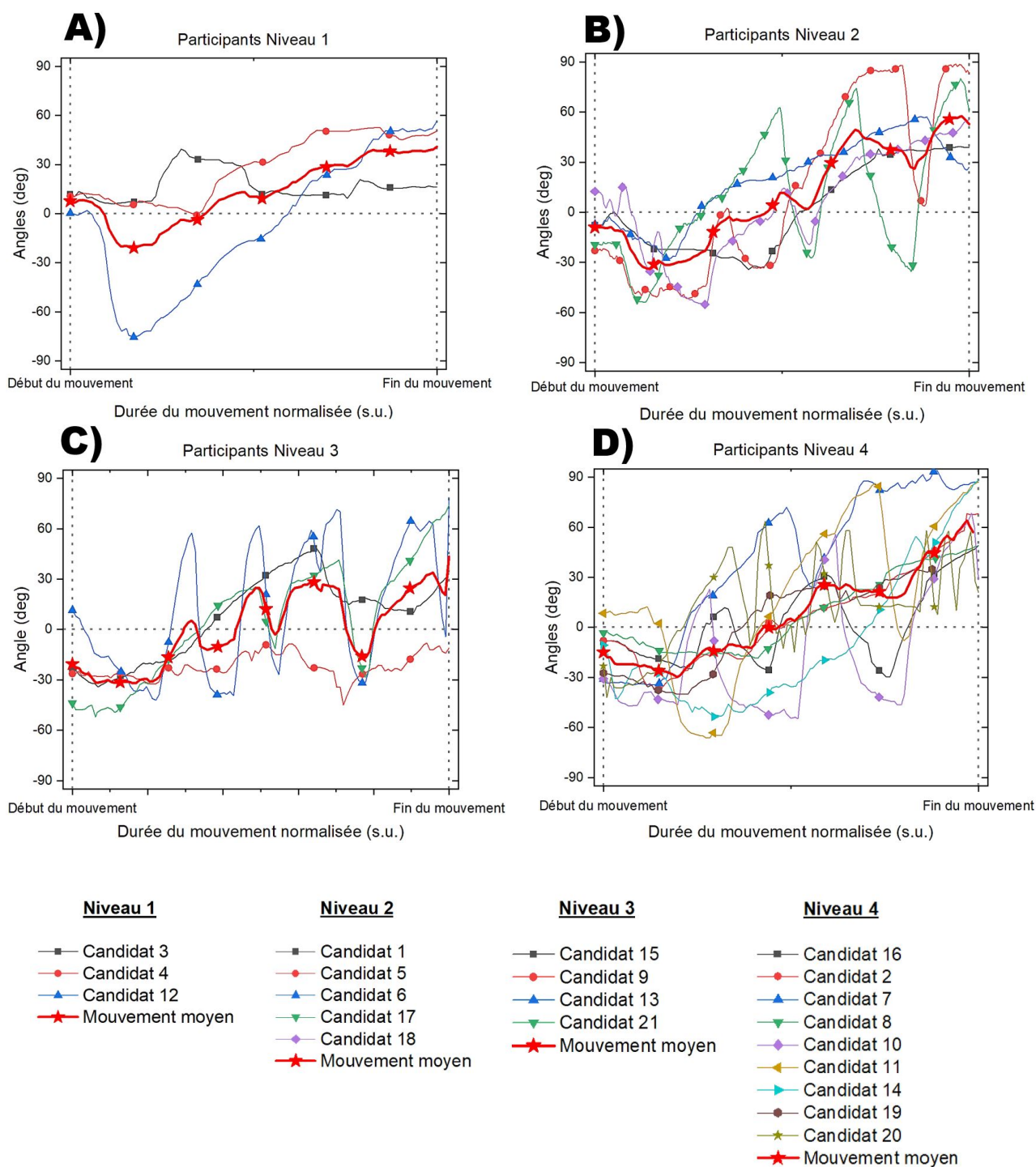
**Fig. 59** – A) Exemple d'image obtenues lors de l'acquisition d'un geste d'un praticien lors d'une EIV sur le mannequin. B) Convention de signe pour l'angle évalué

Statut	Nombre d'extractions réalisées	Niveau	Nombre de participants
Internes	0 - 5	1	3
	5 - 20	2	5
	>20	3	4
Seniors		4	9

TABLE 10 – Campagne d'acquisition - nombre de participants par niveau

L'ensemble des résultats bruts (par niveau) ne sont évidemment pas directement comparables compte tenu de leur durée inégale (voir Annexe A). Afin de remédier à ce problème les résultats ont tous été ré-échantillonnés (voir Figure 60), ce qui permettra d'en déduire les mouvements moyens par niveau. Il est remarquable en premier lieu que les mouvements, malgré leur dispersions, tendent en majorité à débiter par une inclinaison d'angle négatif. Toutes les courbes présentées témoignent du caractère extrêmement hétérogène du geste obstétrique. Ceci est d'autant plus marquant en considérant que tous les candidats ont reçu la même formation, ou exercent dans le même établissement.





**Fig. 60** – Résultats ré-échantillonnés. A) Participants niveau 1. B) Participants niveau 2. C) Participants niveau 3. D) Participants niveau 4. Le niveau 1 est le groupe des internes les moins expérimentés, et le niveau 4 est le groupe des séniors



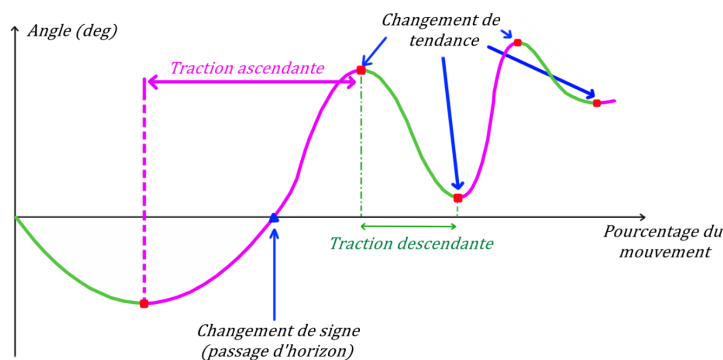
Afin de recueillir le maximum d'informations sur les signaux acquis, plusieurs données ont été extraites à partir des données brutes :

- l'angle minimal (deg) ;
- l'angle maximal (deg) ;
- l'amplitude angulaire (deg) ;
- la durée totale (sec) ;
- le déplacement maximal associé à la traction (mm) ;
- la durée pour laquelle l'angle est négatif (sec) ;
- le ratio entre les durées angulaires négative et positive (%) ;
- le nombre de changements de signe.

Pour compléter le recueil d'informations, les signaux bruts ont été lissés grâce à la Toolbox<sup>TM</sup> *Curve fitting* de Matlab<sup>®</sup> et une dérivée à l'ordre 1 a été évaluée pour chacune des courbes. Les dérivées donnent ainsi les informations suivantes (voir clarification en Figure 61) :

- le nombre de changements de tendance ;
- la durée totale de traction descendante (sec) ;
- la durée totale de traction ascendante (sec) ;
- le ratio entre les durées totales de tractions descendante et ascendante (%).

L'ensemble des résultats déterminés à partir des courbes des signaux bruts sont disponibles dans les tableaux en annexe A.



**Fig. 61** – Clarification des informations extraites des données obtenues pendant la campagne d'acquisition du geste

Des tests statistiques ont été réalisés sur l'ensemble des résultats présentés précédemment, dans l'objectif de déterminer d'éventuelles différences significatives entre les internes et les séniors. Ainsi, des analyses de variances à un facteur ont été effectuées, avec un paramètre fixé à  $P < 0,05$ , les résultats qui en découlent sont présentés dans le tableau 11. Ces résultats montrent qu'il n'existe aucune différence **significative**, parmi toutes les variables testées, entre le groupe des internes et le groupe des seniors.

Variable	Internes n = 12	Seniors n = 9	P-value
Angle min. (deg) moyen ( $\pm$ ET)	-30,1 $\pm$ 34,4	-41,9 $\pm$ 14,5	0,351
Angle max. (deg) moyen ( $\pm$ ET)	55,1 $\pm$ 25,5	67,0 $\pm$ 20,1	0,261
Amplitude max. (deg) moyenne ( $\pm$ ET)	96,2 $\pm$ 34,8	108,9 $\pm$ 30,5	0,393
Changement de signe moyen ( $\pm$ ET)	2,8 $\pm$ 3,1	3,2 $\pm$ 2,7	0,765
Déplacement max. (mm) moyen ( $\pm$ ET)	58,1 $\pm$ 17,5	57,1 $\pm$ 18,2	0,896
Durée totale (sec) moyenne ( $\pm$ ET)	28,4 $\pm$ 11,5	30,3 $\pm$ 13,2	0,729
Durée angle nég. (sec) moyenne ( $\pm$ ET)	12,7 $\pm$ 10,6	14,0 $\pm$ 7,3	0,749
Ratio nég. / pos. (%) moyen ( $\pm$ ET)	39,2 $\pm$ 27,1	45,2 $\pm$ 16,4	0,565
Variation de tendance moyenne ( $\pm$ ET)	5,6 $\pm$ 4,1	4,8 $\pm$ 4,2	0,668
Durée de traction descendante (sec) moy. ( $\pm$ ET)	12,2 $\pm$ 8,0	12,1 $\pm$ 8,7	0,967
Durée de traction ascendante (sec) moy. ( $\pm$ ET)	18,1 $\pm$ 6,8	20,2 $\pm$ 5,8	0,449
Ratio nég. / pos. (%) moyen ( $\pm$ ET)	38,3 $\pm$ 13,2	34,1 $\pm$ 9,7	0,428

TABLE 11 – Campagne d'acquisition du geste - Résultat des tests statistiques. ET : Ecart-type

Par la suite, des analyses de données ont été réalisées sur l'ensemble des variables présentées ci-dessus, afin de détecter des possibles corrélations entre certaines variables mesurées. Ainsi, une analyse en composantes principales (ACP) a été effectuée, qui est une méthode d'analyse multivariée qui permet notamment la visualisation des corrélations entre variables et donne la possibilité de réduire le nombre de variable mesurées. Ce dernier point pourrait potentiellement être utile si une campagne sur la mesure du geste effectué venait à être réalisée en salle d'accouchement. Les résultats sont présentés en Figure 62 et montrent des corrélations évidentes.

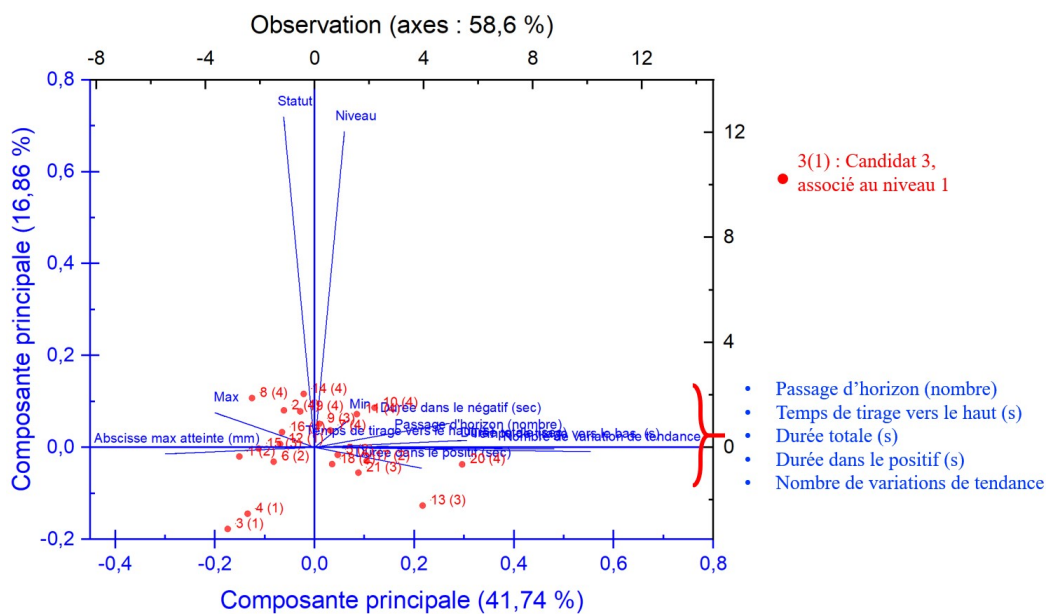


Fig. 62 – Résultats de l'ACP sur les données de la campagne d'acquisition du geste. Projection sur le plan des deux premières composantes principales (58,6 % du nuage de points)

En effet, la variable *Statut* a été rajoutée à l'analyse et correspond au statut du candidat (i.e. sénior, ou interne) et est donc liée à la variable *Niveau*. Ces deux variables ne montrent pas de corrélation avec les autres mesurées, ce qui permet de confirmer les résultats des analyses à un facteur qui ont été effectuées précédemment. Aucune autre conclusion significative ne peut être tirée de ces résultats. Afin de pouvoir observer la tendance globale des gestes acquis, les courbes moyennes de l'évolution de l'angle en fonction du déplacement horizontal ont été évaluées pour chaque niveau de participant (voir Figure 63).

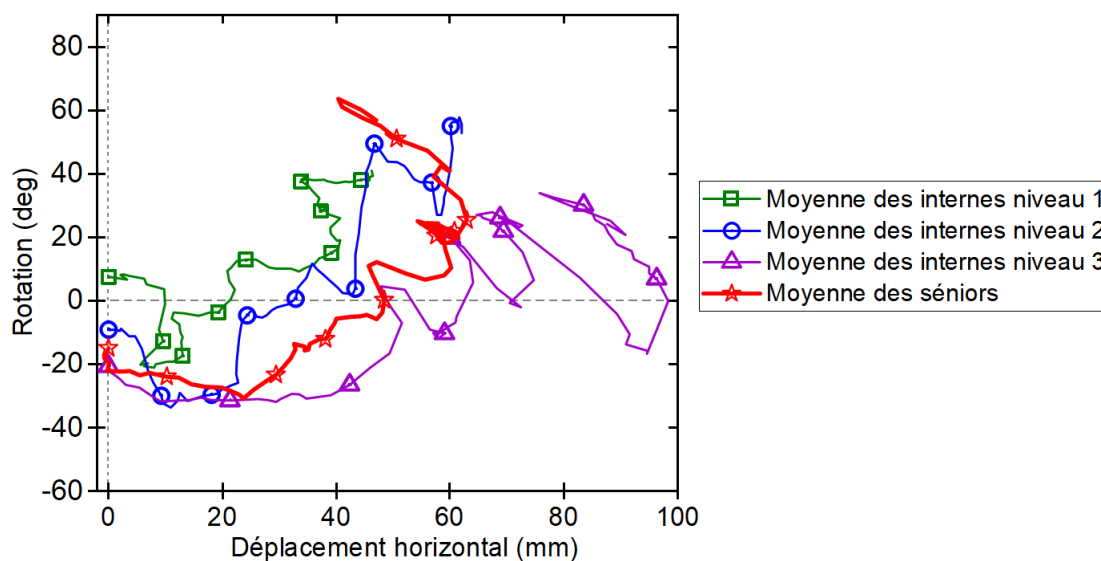
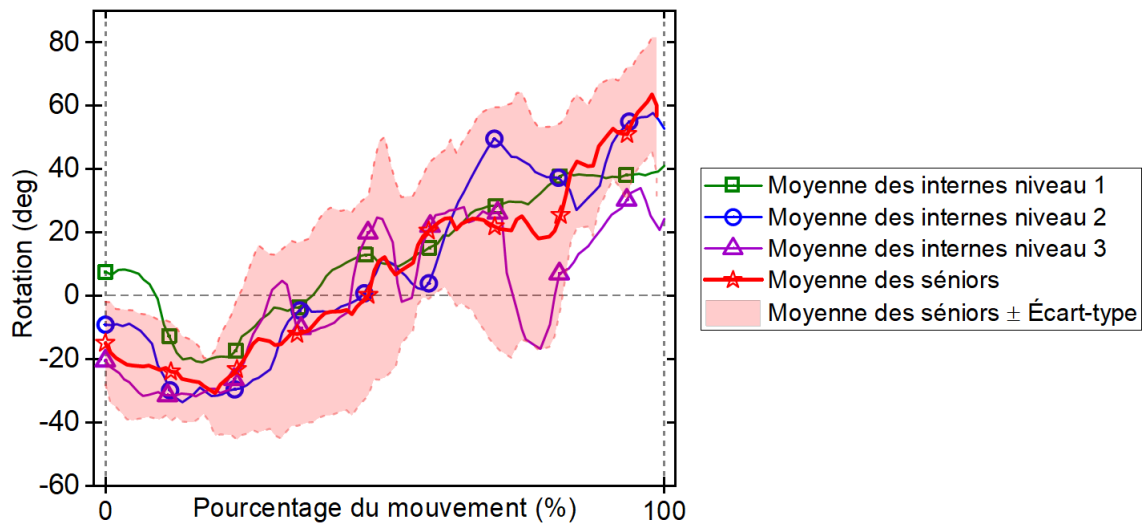


Fig. 63 – Résultats de la campagne d'acquisition du geste - Évolution des moyennes de l'angle en fonction du déplacement horizontal.

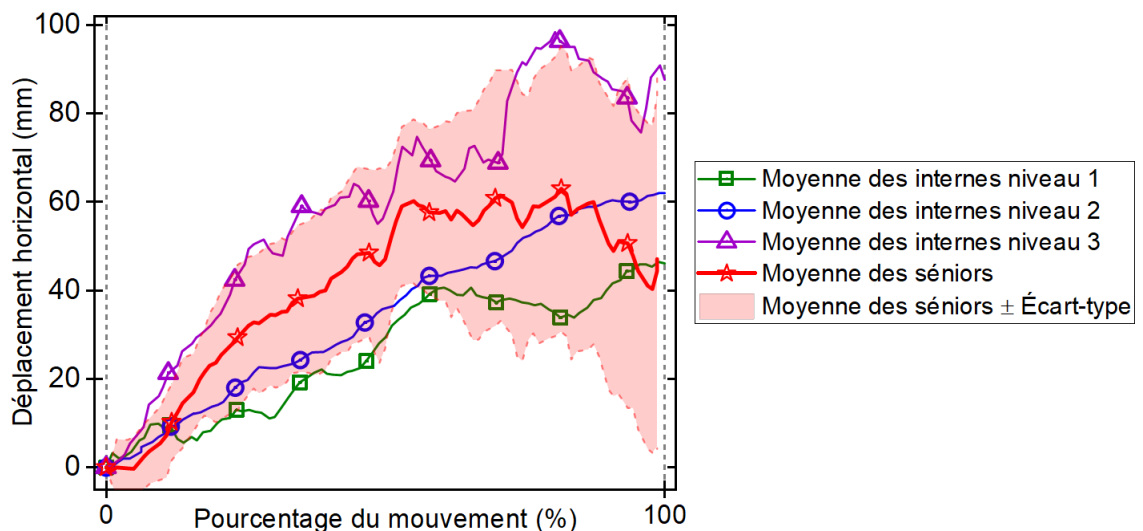
Étant donné que le déplacement horizontal et l'angle sont sujets à la variabilité inter-individus, ces deux variables sont représentées au cours du mouvement dans les deux figures suivantes (Figures 64 et 65).

La Figure 64 montre que les courbes des moyennes sont globalement confondues au cours du mouvement. Les moyennes des déplacements horizontaux des groupes d'internes sont, quant à elles, plus dispersées par rapport à la moyenne des séniors, tout en restant contenues dans le corridor de normalité tracé. L'amplitude angulaire maximale et l'amplitude maximale du déplacement sont données, toutes deux par les moyennes des séniors, respectivement  $94,39^\circ$  et  $62,94\text{ mm}$ . La variabilité inter-individu des variables mesurées est prise en compte grâce aux corridors de normalité ( $\pm$  un écart-type) tracés sur les deux figures précédentes. Les écarts-types moyens pour la variable angulaire et pour le déplacement sont respectivement d'environ  $25^\circ$  et  $21\text{ mm}$ . La Figure 64 met clairement en évidence une première phase de traction vers le bas, puis une traction vers le haut pourvue d'un angle plus élevé.

La Figure 65 met en exergue une diminution du déplacement horizontal de la ventouse qui se fait au profit de l'accroissement important de l'angle (cf. Figure 63).



**Fig. 64** – Résultats de la campagne d'acquisition du geste - Évolution des moyennes de l'angle au cours du mouvement.



**Fig. 65** – Résultats de la campagne d'acquisition du geste - Évolution des déplacements horizontaux moyens au cours du mouvement

Compte tenu des conditions d'essais qui étaient les mêmes pour l'ensemble des candidats, toutes ces disparités peuvent prendre leurs sources dans :

- le ressenti de l'opérateur ;
- l' utilisation de gestes complémentaires (poussée proche de l'anus, vers le haut)
- l' établissement de formation.

L'expertise de l'opérateur a été exclue au vu des mouvements moyens estimés par niveaux qui sont assez semblables. Cependant, il faut évidemment prendre en compte la population des participants du niveau 1 ( $n = 3$ ) et du niveau 3 ( $n = 4$ ).

En temps général, viennent s'ajouter à la liste précédente tous les paramètres relatif au bébé et à la mère :

- résistance du périnée ;
- force des contractions utérines ;
- force de poussée de la femme ;
- anatomie de la filière vaginale ;
- anatomie du crâne fœtal ;
- besoin de rapidité d'exécution du geste.

### **2.3 Conclusion du chapitre**

Ce chapitre a, tout d'abord, présenté la construction des outils d'acquisition du mouvement à moindre coût et leur utilisation pour reconstruire la cinématique de gestes simples effectués sur un banc d'essai dédié et sur le mannequin d'entraînement. Ces outils ont par la suite été employés dans le but de mesurer la cinématique du geste effectué par des praticiens (étudiants et seniors) lors d'une EIV sur un mannequin d'entraînement.

Les résultats de la campagne expérimentale ont montré la très grande hétérogénéité du geste entre ces praticiens au sein d'une même maternité. Toutefois, malgré ces disparités, un mouvement moyen a pu être extrait, et cela constitue la première quantification existante du geste associé à l'EIV.

Pour aller plus loin, il apparaît que toutes les cinématiques employées par les obstétriciens, bien que différentes, ont permis d'extraire le mobile fœtal du mannequin d'entraînement. Sous cet angle de vue, il est alors possible de se demander ce qu'il en est des gestes pratiqués en salle d'accouchement. En effet, en transposant les données mesurées pour un cas réel et en considérant le taux de succès de la Maternité de Nancy, la question reste ouverte sur ce que pourrait être le mouvement optimal d'EIV. Du point de vue pratique, il est ainsi possible qu'aucun geste optimal n'existe, mais que le ressenti de l'utilisateur prime avant tout sur la bonne mise en œuvre de l'EIV. Les perspectives directes de ces travaux seraient d'effectuer une campagne d'acquisition du geste lors d'accouchements réels, en salle d'accouchement et d'étendre les acquisitions à d'autres maternités françaises et/ou étrangères.

Pour finir, le mouvement moyen extrait est utilisé dans le chapitre suivant. Il constitue une composante d'entrée du modèle par éléments finis associé à l'EIV effectuée sur le mannequin d'entraînement, qui permettra d'étudier divers paramètres de l'EIV et de potentiellement proposer le mouvement "*optimal*" sur d'autres critères que celui pratique.

## Chapitre 3

# Modèle numérique associé à l'extraction instrumentée par ventouse sur mannequin d'entraînement

Ce chapitre présente les travaux relatifs au modèle numérique associé au mannequin d'entraînement.

Son objectif principal est de pouvoir investiguer différents gestes d'EIV dans le but d'esquisser le geste "optimal" en terme d'effort. Comme mentionné en partie 1, l'utilisation de la ventouse obstétricale souffre du problème de décrochage de la cupule lors de l'opération. Ces décrochages peuvent être expliqués par une augmentation soudaine de l'effort transitant dans la ventouse dû à la résistance des muscles du périnée et aux contacts entre la cupule et les tissus maternels. De plus, l'hétérogénéité du geste acquis (cf. chapitre précédant) peut s'expliquer par le ressenti de l'effort qui est propre à l'opérateur. De plus, tout l'enjeu est alors de pouvoir effectuer une comparaison des différents efforts transitant le long de la ventouse en fonction de la cinématique du geste accompli et de déterminer celui minimisant cet l'effort maximal.

Ainsi, les travaux de ce chapitre se sont d'abord attelés à réaliser des mesures d'efforts transitant dans la ventouse lors d'une EIV effectuée sur le mannequin d'entraînement. Ensuite, l'acquisition et la construction des géométries du mannequin et d'une librairie de crânes nécessaires à l'implémentation du modèle associé sont présentées. En dernier lieu, le modèle numérique associé est mis en œuvre en imposant des cinématiques différentes représentatives des essais d'acquisitions du geste, et les résultats obtenus sont ensuite comparés.



## Contenu

---

<b>3.1</b>	<b>Campagne d'acquisition de l'effort</b>	<b>106</b>
3.1.1	Acquisitions sans décrochage	107
3.1.2	Acquisitions avec décrochage	109
3.1.3	Bilan de la campagne d'acquisition de l'effort	111
<b>3.2</b>	<b>Construction des géométries du mannequin et d'une librairie de crânes numérisés</b>	<b>111</b>
3.2.1	Géométries du mannequin	111
3.2.2	Librairie de crânes numérisés	112
<b>3.3</b>	<b>Jumeau numérique</b>	<b>115</b>
3.3.1	Morphologies et matériaux constitutifs	115
3.3.2	Conditions aux limites	116
3.3.3	Considérations numériques	119
3.3.4	Comparaison avec la campagne expérimentale d'acquisition de l'effort	120
3.3.5	Influence des paramètres de l'EIV	123
<b>3.4</b>	<b>Conclusion du chapitre</b>	<b>128</b>

---

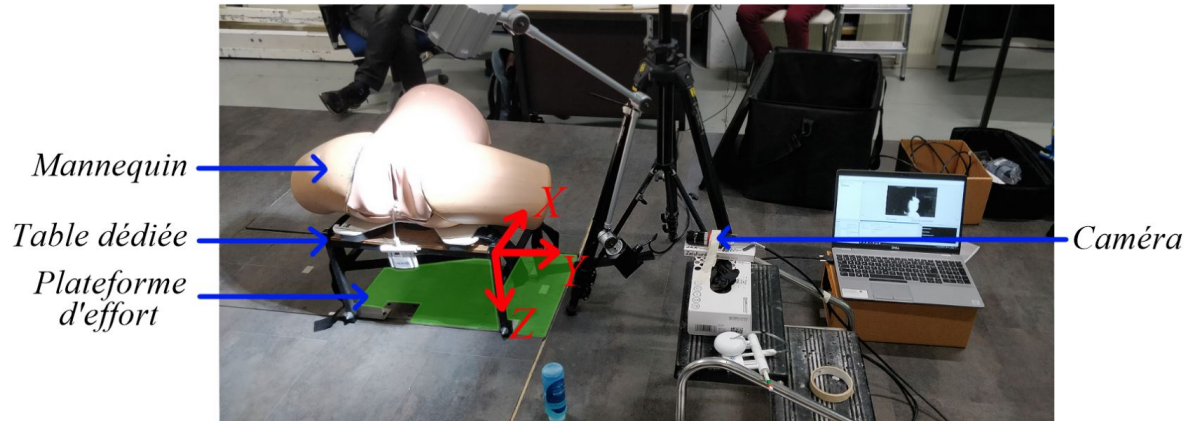
### 3.1 Campagne d'acquisition de l'effort

À la suite des acquisitions décrites dans le chapitre précédent, les dernières grandeurs inconnues sont les efforts nécessaires pour extraire le fœtus (mannequin) de la partie maternelle. Ces données serviront notamment pour valider les résultats prédits par le modèle numérique mis en place dans ce chapitre.

Ainsi, une campagne d'acquisition de ces efforts a été réalisée au CERAH (Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés) à Woippy. Le centre est, en effet, doté d'une salle dédiée à l'acquisition du mouvement (i.e. montée d'escalier, marche, fauteuil roulant...) et est également munie de deux plateformes d'efforts type OR6-6-OP (*A-Tech, Canada*). Ces plateformes offrent une mesure d'efforts d'une résolution de 0,1 N, ainsi que l'évaluation des couples, selon les trois directions de l'espace grâce à un capteur central. La plateforme utilisée a une capacité maximale de 4000 N. Le mannequin d'entraînement a été fixé sur une table (voir Figure 66), est elle-même vissée sur la plateforme d'effort. Les gestes d'extractions ont été pratiqués par Mme. Juliette Lefebvre (interne en obstétrique à la maternité du CHRU de Nancy) et ceux-ci ont été filmés de côté. La méthode d'acquisition de la cinématique des gestes a été réalisée de manière identique à celle présentée dans le chapitre précédent et ne sera pas redétaillée ici.

Au total, vingt-huit acquisitions ont été réalisées. Cependant neuf acquisitions n'ont pas été directement exploitables pour le modèle numérique, car la ventouse s'est décrochée de manière non volontaire, avant l'aboutissement total du geste. En effet, l'instrument médical est à utilisation unique, et des pertes de pression peuvent devenir récurrentes en fonction du nombre

d'utilisations. Parmi les dix-neuf acquisitions, trois ont abouti volontairement à un décrochage. Pour l'ensemble des décrochages, une courte analyse a été proposée, notamment pour identifier le phénomène de décrochage de la ventouse.



**Fig. 66** – Photo du montage expérimental de la campagne acquisition de l'effort d'extraction lors d'une EIV sur le mannequin. Zone verte sous la table dédiée : plateforme d'effort

### 3.1.1 Acquisitions sans décrochage

Les mouvements réalisés lors de cette campagne ont eu pour objectif de se rapprocher de certains mouvements type de la campagne d'acquisition du geste. Pour ce faire, les courbes décrites en Figure 60 ont été utilisées, et l'amplitude angulaire des gestes effectués pour extraire le bébé a été calquée dans la limite du réalisable. On distingue ainsi cinq catégories de mouvements types et leurs acquisitions correspondantes (cf. tableau 12).

<b>Mvt. imposé</b>	Mvt. moyen	Mvt. moy. - ET	Mvt. linéaire	Mvt. moy. + ET	Mvt. Oscillant
Numéros acquisitions	1, 2, 3, 5, 8, 28	9, 10, 12	13	14, 16, 17	24, 25, 27

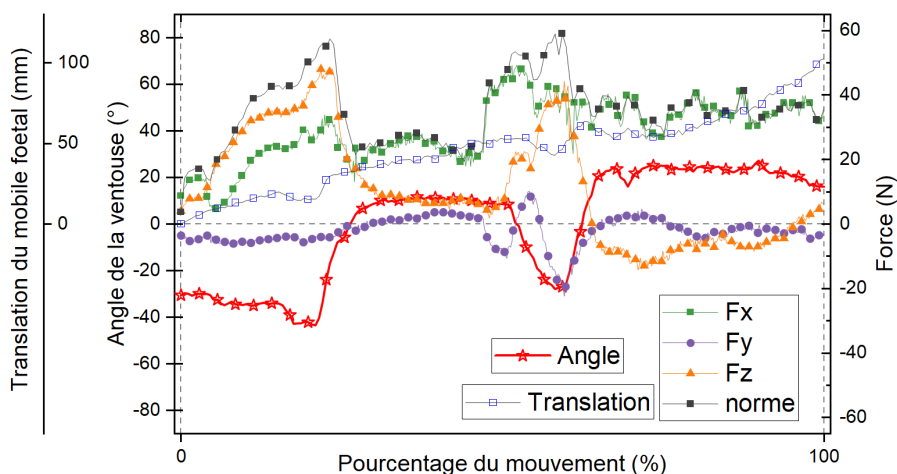
TABLE 12 – Catégories de mouvements et les numéros d'acquisitions correspondants. Mvt. : Mouvement

Pour chaque acquisition réalisée, les efforts et les couples selon les trois directions de l'espace ont été mesurés. Les axes relatifs aux composantes d'efforts sont indiqués par le repère rouge en Figure 66.

Chaque acquisition a été tronquée à l'aide de la vidéo associée, à partir du début du mouvement jusqu'à la sortie du crâne fœtal. Ainsi, les courbes d'efforts présentées n'ont pas une valeur nulle à leur commencement, ni à leur fin. La Figure 67 présente un exemple des résultats obtenus, sur laquelle on peut observer les variations des trois composantes d'efforts, la norme de l'effort, et les deux composantes relatives aux mouvements (angle et translation).

Les résultats montrent que l'effort est quasiment constant tout au long de l'acquisition et passe par un maximum à environ 50 N. Ces résultats mettent également en exergue le caractère

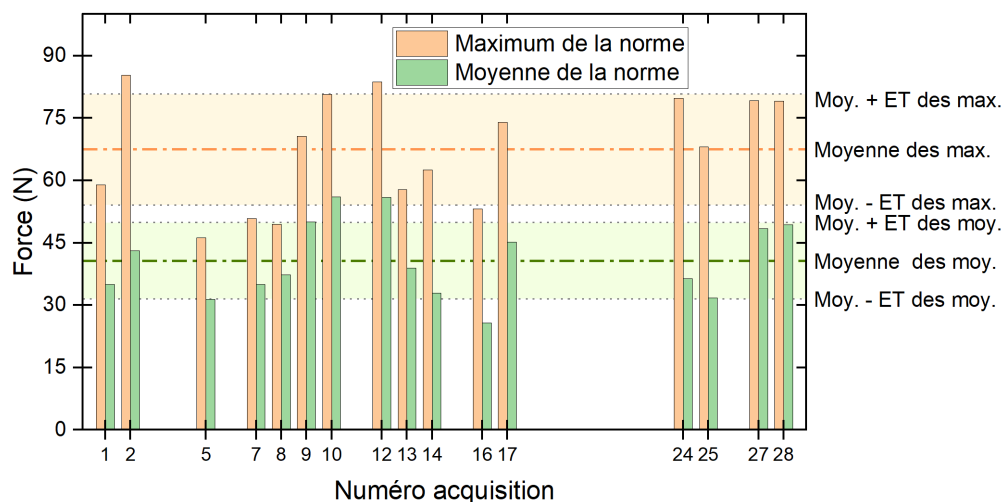
bidimensionnel du geste effectué, de part la composante d'effort suivant la direction Y qui est quasiment nulle au long du mouvement.



**Fig. 67** – Exemple de résultats obtenus lors de la campagne d'acquisition de l'effort d'extraction - Amplitude angulaire et efforts suivant les directions X,Y,Z au cours de l'acquisition 1

*Remarque :* Le sens de l'axe porté par la direction X a été inversé pour la visualisation des courbes. Par conséquent, sur la Figure 67, les valeur positives de  $F_X$  sont associées au sens d'extraction du fœtus.

L'ensemble des résultats des acquisitions de la cinématique des gestes et le reste des résultats présentant les efforts mesurés ne seront pas détaillés dans cette partie, mais constituent une base de données pour la suite de la thèse. L'histogramme en Figure 68 regroupe l'ensemble des maxima des normes d'efforts et également l'ensemble des moyennes des forces calculées.

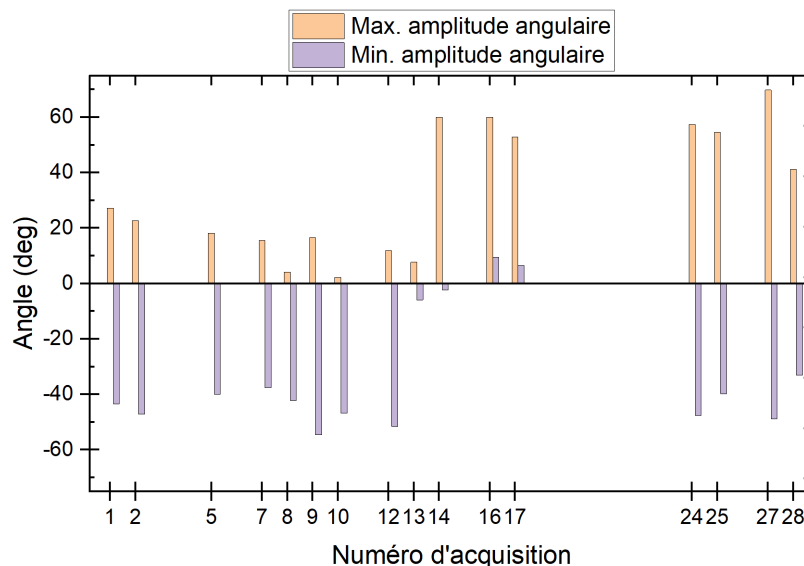


**Fig. 68** – Histogramme regroupant les maxima des efforts mesurés au cours des acquisitions de la campagne expérimentale. ET : Écart-type

*Remarque :* Les valeurs manquantes sont relatives aux acquisitions pour lesquelles la ventouse s'est décrochée.

La moyenne des valeurs maximales de norme a été calculée égale à  $67,5 \pm 13,4 N$ , tandis que la moyenne des moyennes est égale à  $40,7 \pm 9,2 N$ . Ces valeurs d'efforts seront directement comparées aux résultats des simulations numériques. La littérature propose quelques mesures de la force transitant dans la ventouse lors d'une EIV. Certains auteurs ont mesuré des pics de force entre  $176 N$  et  $241 N$  lors d'accouchements à l'aide d'une ventouse munie d'une cupule en métal (Pettersson *et al.*, 2015). Les résultats de cette analyse sur le mannequin sont donc largement inférieures aux valeurs mesurées. Cependant, il faut garder à l'esprit que le mannequin est composé de géométries simplifiées, sans filière vaginale, sans propriétés matérielles de tissus biologiques et sans variabilités géométriques du crâne ou encore des tissus maternels.

Compte tenu des différentes catégories de mouvements choisies, les valeurs angulaires maximale et minimale de chaque mouvements ont été enregistrées afin d'observer les caractéristiques des différentes acquisitions. Ces valeurs ont été regroupées dans l'histogramme Figure 69.



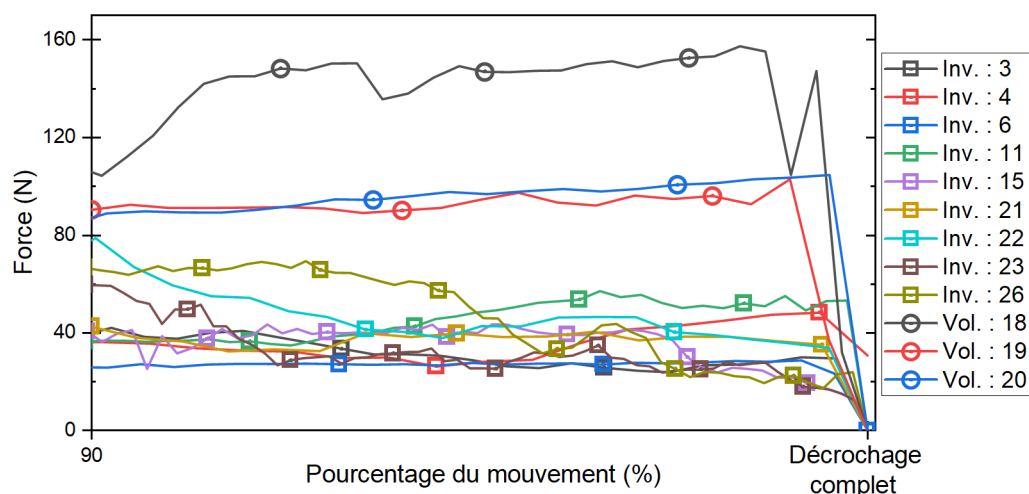
**Fig. 69** – Histogramme regroupant les maxima et minima des angles mesurés au cours des acquisitions de la campagne expérimentale

Les résultats montrent une claire différence entre les acquisitions associées aux mouvements *Moyen - ET* (9, 10, 12) et *Moyen + ET* (14, 16, 17). Cependant, compte tenu de la variabilité des résultats, ces deux dernières catégories de mouvements ne peuvent pas être associées avec certitude à une tendance sur les pics de force mesurés, ni sur la moyenne des efforts.

### 3.1.2 Acquisitions avec décrochage

La ventouse s'est décrochée de la tête crâne du bébé du mannequin majoritairement involontairement, mais également trois fois volontairement. Toutes les catégories de mouvements (cf. Tableau 12), hormis le mouvement linéaire, contiennent au moins une extraction qui n'a pas pu aboutir. Les mouvements qui étaient en cours lors du décrochage étaient donc tous diffé-

rents. Pour les trois décrochages volontaires, un mouvement linéaire et une traction horizontale ont été effectués. Ces dernières acquisitions ont été effectuées pour pouvoir comparer les efforts maximaux admissibles par la ventouse (i.e. en adhérence sur le crâne du mannequin), à ceux mesurés lors des échecs involontaires. La grande différence entre les deux types de données est le protocole mis en place. Pour ces acquisitions durant lesquelles le décrochement a été souhaité, le silicone du mannequin n'a pas été écarté et a permis une résistance accrue. Pour les mesures pendant lesquelles la ventouse s'est décrochée inopinément, le silicone a été légèrement écarté par les doigts de l'opérateur afin de garder une main sur la cupule de la ventouse. Toutes les acquisitions ont été tronquées à partir de l'instant où l'effort suivant la direction X (cf Figure 66) changeait brusquement de signe. La Figure 70 regroupe les normes des efforts enregistrés pour chaque acquisition. Les données ont toutes été normalisées et uniquement les fins de courbes sont présentées.



**Fig. 70** – Résultats des acquisitions qui ont subies un décrochage de la ventouse. Inv : Involontaire. Vol : Volontaire

La Figure 70 montre la nette différence entre les valeurs des normes associées aux acquisitions de décrochages souhaités et les valeurs des autres acquisitions. En effet, les normes des décrochages involontaires sont toutes regroupées entre 20 N et 50 N, alors que pour les trois décrochages volontaires, les valeurs sont toutes au-dessus de 100 N.

Ces résultats mettent en lumière les efforts maximaux transmissibles par la ventouse lors de la traction sur le crâne du fœtus du mannequin mais également la différence entre une traction sans angle, et avec angle. La littérature offre un précédent directement comparable aux résultats présentés ici. Eskander et al. ont, en effet, mesuré la force maximale transmissible avec une ventouse Kiwi™, sur un mannequin d'entraînement (Eskander *et al.*, 2012). Leur résultats montrent une force de décrochage de  $119,6 \pm 2,9$  N lors d'une traction horizontale et une force moindre égale à  $108,8 \pm 2,9$  N lors d'une traction orientée vers le bas (i.e. avec un angle). Le décrochement précoce de la ventouse est alors dû à la perte du différentiel de pression qui peut avoir différentes causes. Dans le cas du mannequin la cause la plus probable est la l'état de

surface du silicone qui recouvre la tête du fœtus. Lors d'une EIV réelle, les cliniciens rapportent que des couples locaux sont induits par le frottement des tissus maternels sur la cupule de la ventouse, ou encore par l'abondance de cheveux. L'utilisation du mannequin d'entraînement fixé sur une plateforme d'effort ne permet donc pas de quantifier ces couples locaux.

### 3.1.3 Bilan de la campagne d'acquisition de l'effort

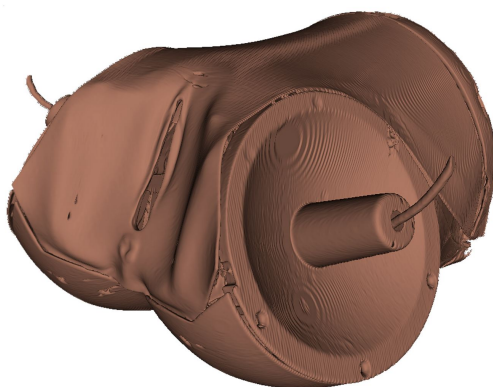
Finalement, cette campagne expérimentale a permis de mesurer de l'effort lors d'une EIV sur mannequin d'entraînement. De plus, les différents mouvements qui ont été enregistrés dans cette campagne, avec leurs efforts associés, ont montré qu'indifféremment du mouvement réalisé, l'extraction par ventouse du fœtus du mannequin est possible. Cette observation avait déjà été faite lors de la campagne d'acquisition du geste qui s'est déroulée à la maternité de Nancy.

Pour la suite de ce chapitre, les valeurs d'efforts acquises ici ne seront pas utilisées de manière précise, mais plutôt en ordre de grandeur pour valider les efforts prédits par le modèle numérique.

## 3.2 Construction des géométries du mannequin et d'une librairie de crânes numérisés

### 3.2.1 Géométries du mannequin

Les géométries du mannequin étant complexes, celles-ci n'ont pas pu être reconstruites manuellement, mais ont été acquises par le biais de CT scans (Computed Tomography en anglais ou tomodensitométrie en français), réalisés à l'Imagerie Guilloz de Nancy. Par la suite, l'utilisation du logiciel 3DSlicer a permis de compiler les séries d'images et de reconstruire les volumes des différents composants du mannequin (voir figure 71).

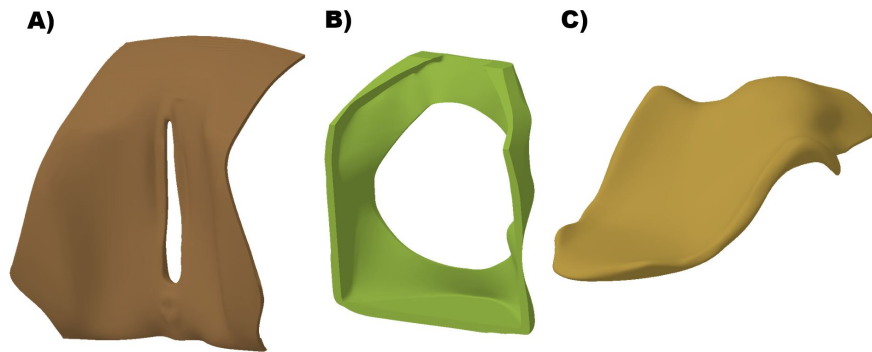


**Fig. 71** – Ensemble des géométries acquises par CT-scan et reconstruite via 3D Slicer.

Les volumes des pièces d'intérêts ont été segmentés : la peau du mannequin en silicone ; le périnée de caoutchouc et le sacrum.

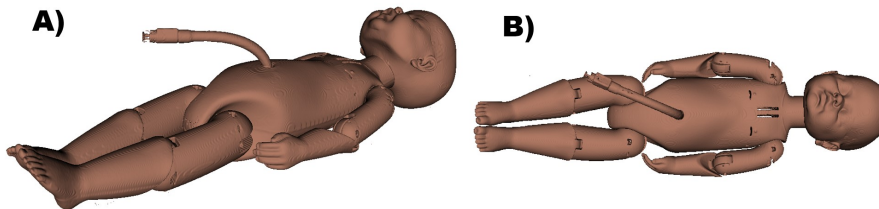
*Remarque :* La peau et le caoutchouc sont constitués des mêmes matériaux utilisés pour les travaux du chapitre 1 de cette partie, et leurs propriétés élastiques sont d'ores et déjà identifiées.

Ensuite, les volumes segmentés ont été importés sur le logiciel CATIA® pour être simplifiés en vue de leur implémentation sur le logiciel Abaqus®. Au vu des épaisseurs fines de la peau (Figure 72.A)) et du périnée (Figure 72.B)) devant leurs autres dimensions, ces structures seront approximées par leur surface moyenne lors de leur utilisation dans le modèle numérique.



**Fig. 72** – Géométries reconstruites sur CATIA®. A) Peau en silicone. B) Périnée en caoutchouc. C) Sacrum en plastique

Les géométries du fœtus du mannequin ont également été acquises par le biais de CT-scans. Elles n'ont cependant pas été utilisées dans les simulations numériques, compte tenu des artefacts engendrés par l'instrumentation électronique au sein de celui-ci et de sa position non physiologique. Quelques reconstructions de celui-ci sont présentées en Figure 73.



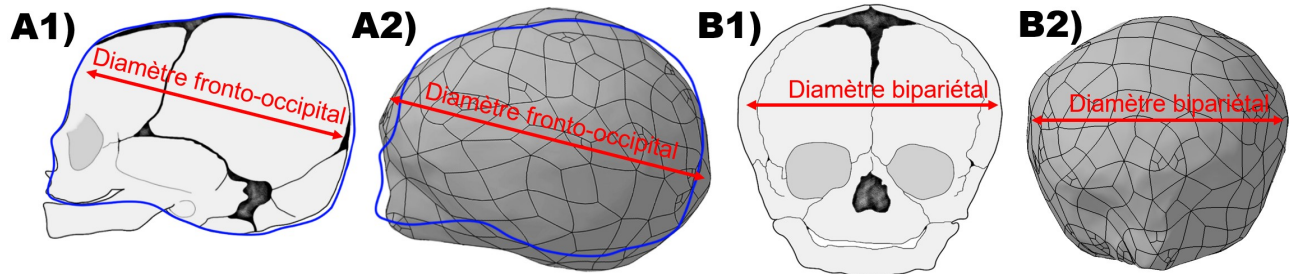
**Fig. 73** – Géométries du fœtus du mannequin acquises par CT-scan. A) Vue de côté. B) Vue de dessus

### 3.2.2 Librairie de crânes numérisés

Comme abordé au début de cette thèse, les recommandations d'utilisation du CNOGF interdisent l'utilisation de l'EIV sur les prématurés, et cette limite ne semble pas être basée sur un ensemble d'arguments scientifiques. L'utilisation d'un modèle numérique associé au mannequin peut employer des crânes de biométries relatives à celles de prématurés sans faire courir de risque.

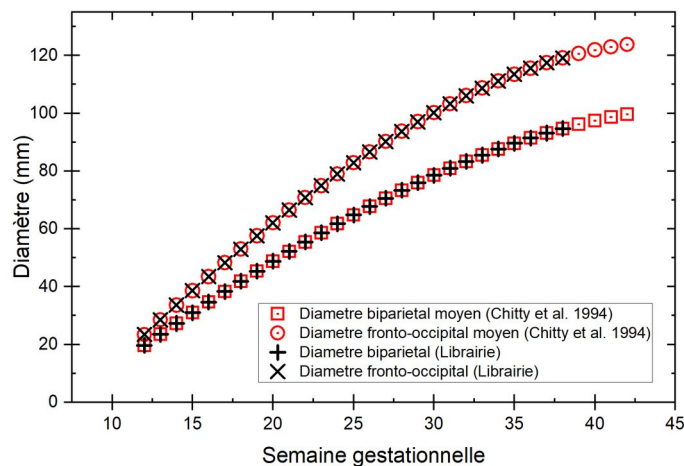
La morphologie de crâne utilisée dans le chapitre 3 de la partie III correspond à une géométrie moyenne statistiquement représentative de l'ensemble des crânes de la population pour une durée gestationnelle de 38 semaines. Cette dernière a été utilisée afin de construire une librairie de géométries correspondantes à des durées gestationnelles plus courtes, de 38 semaines à 12

semaines. Bien évidemment, les géométries associées à des stades aussi précoces ne seront pas utilisées. La librairie de crânes a été construite en faisant varier deux diamètres distincts du crâne : le diamètre fronto-occipital et le diamètre bipariétal (voir Figure 74).



**Fig. 74** – Diamètres variés pour la création de la librairie de crâne. A1) Schéma d'une vue de côté du crâne. A2) Géométrie 3D associée à la vue de côté. B1) Schéma d'une vue de face du crâne. B2) Géométrie 3D associée à la vue de face.

Pour ce faire, un algorithme MATLAB<sup>®</sup> a été développé permettant de faire varier les dimensions du nuage de points associées au crâne de 38 semaines. En effet, la biométrie du crâne n'est pas une simple homothétie (i.e. avec pour référence le barycentre du nuage de points), mais les deux diamètres ont des cinétiques de croissance différentes (Chitty et al. 1994) (voir Figure 75). Les mensurations du crâne en fonction de la durée gestationnelle ont été tirées de l'étude de Chitty et al. qui relate les biométries de crânes de 594 fœtus, ainsi que leurs évolutions et variations en fonction de la semaine gestationnelle.



**Fig. 75** – Construction des géométries associées aux deux diamètres moyens. A) Comparaison des diamètres moyens mesurés par Chitty et al. et des diamètres moyens de la librairie de crâne.

Ces différentes équations ont été utilisées pour créer les géométries de crânes associées aux deux diamètres moyens (voir Figure 76), et également pour créer un ensemble de géométries associées aux différents écarts-types (voir Figure 77). Finalement, ce sont 5 crânes de géométries différentes par semaine gestationnelle qui ont été créés. La librairie propose ainsi 130 crânes au total.



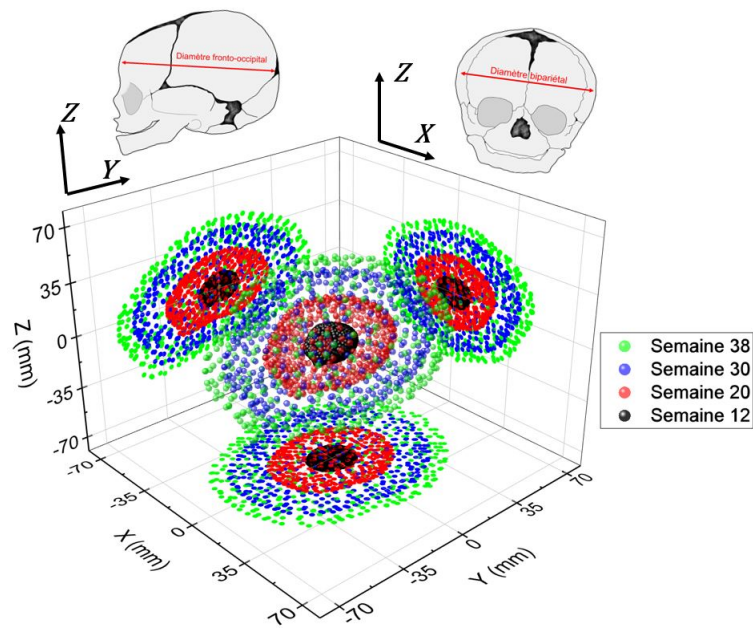


Fig. 76 – Visualisation des nuages de points associés aux géométries de 4 crânes de semaines gestationnelles respectives 38, 30, 20 et 12.

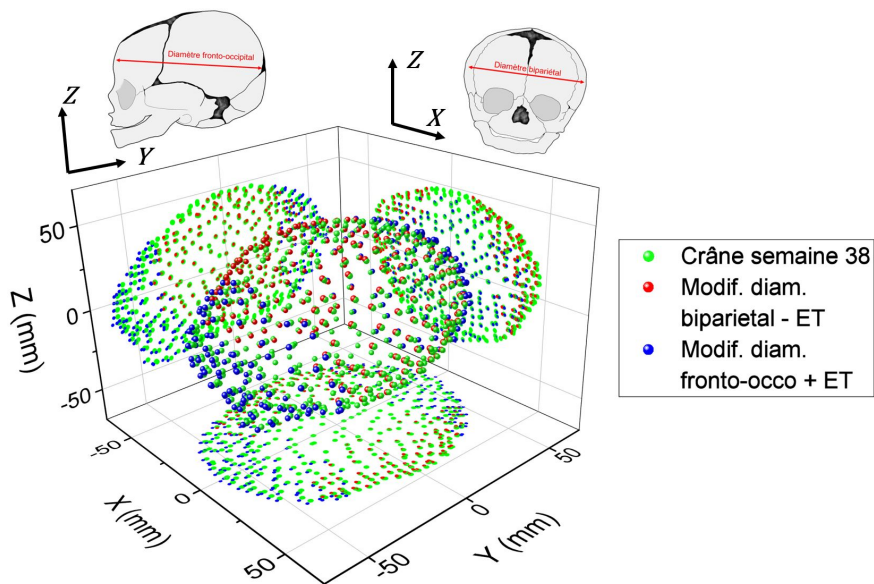
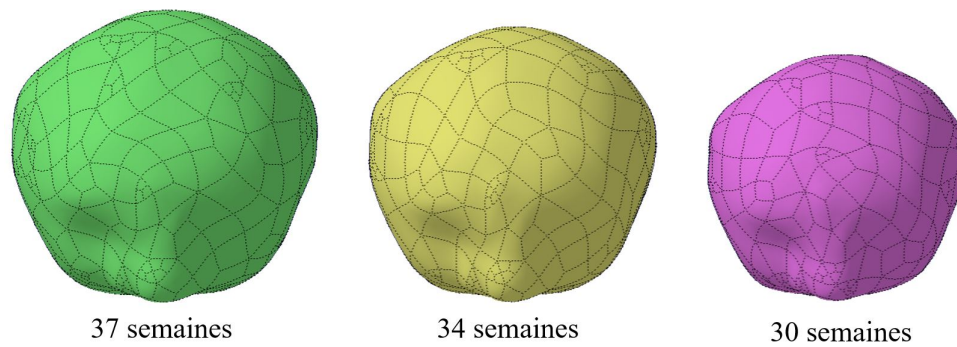


Fig. 77 – Exemple de construction d'une géométrie de crâne de 35 semaines associée à une modification des écarts-types. ET : Ecart-type

Les nuages de points obtenus sont automatiquement traduits en format *.stl* grâce à la matrice de connectivité des nœuds du crâne de 38 semaines créée lors de la génération des nuages de points. Ainsi, ces géométries peuvent directement être implémentées dans un logiciel de conception ou d'analyse par éléments finis (voir Figure 78).



**Fig. 78** – Exemple de résultats de la librairie de crâne

### 3.3 Jumeau numérique

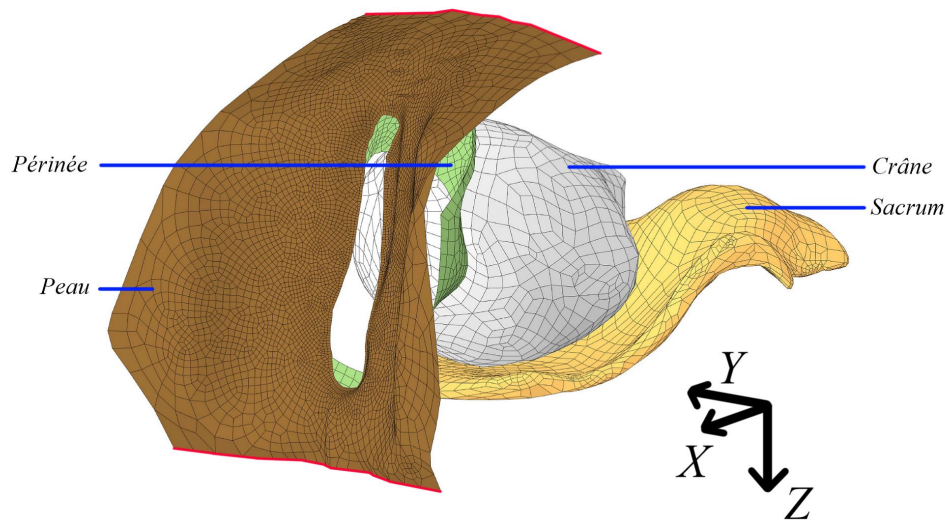
Comme abordé précédemment, le modèle numérique associé à l'EIV effectuée sur le mannequin d'entraînement est implémenté dans le logiciel Abaqus® dans l'objectif de pouvoir investiguer le geste qui minimise l'effort de passage du crâne, et également d'étudier l'influence des dimensions du crâne. Ainsi, trois modèles numériques ont été construits dans cette section et utilisent des géométries de crâne de 38, 35 et 32 semaines. Les mesures du diamètre bipariétal et du diamètre fronto-occipital du crâne du fœtus du mannequin ont permis de conclure que le mannequin du bébé disponible correspondait à une géométrie de crâne de 35 semaines.

#### 3.3.1 Morphologies et matériaux constitutifs

Au total, pour tous les modèles, quatre pièces sont implémentées et correspondent à la peau, au périnée, au sacrum, et au crâne. Le positionnement des pièces a été établi par observations des positions relatives des volumes segmentés. Le crâne (ici de 35 semaines, voir la section 3.3.2 pour les autres) a été placé grâce à des observations directes sur le mannequin d'entraînement, en reproduisant le protocole de mise en place du fœtus qui a été utilisé lors des campagnes d'acquisition du geste et de l'effort (i.e. épaules passées dans le détroit supérieur). La mise en place de l'ensemble des pièces est présentée en Figure 79.

Le crâne et le sacrum sont considérés comme des éléments rigides dans cette étude. Les géométries de la peau et du périnée ont été approximées par leur surface moyenne. Le tableau 13 regroupe les nombres et types d'éléments utilisés.

Les propriétés matérielles utilisées sont celles qui ont été déterminées dans le chapitre 1 de cette partie. Pour rappel, les coefficients d'Ogden identifiés pour la peau et pour le périnée sont respectivement :  $\mu_1 = 1,58 \text{ MPa}$ ;  $\alpha_1 = 1,62$  ;  $\mu_2 = -1,48 \text{ MPa}$ ;  $\alpha_2 = 1,49$  et  $\mu_1 = 5,64 \text{ MPa}$ ;  $\alpha_1 = 3,13$  .



**Fig. 79** – Assemblage du modèle numérique implémentant la géométrie crânienne de 35 semaines. Traits rouge : zones d'application des conditions aux limites pour la peau.

Pièce	Nombre d'éléments	Type d'éléments	Propriétés matérielles
Peau	5402	S4	Ogden
Périnée	771	S4	Ogden
Sacrum	1038	R3D4	/
32 semaines	1058		
Crâne 35 semaines	1980	R3D4	/
38 semaines	1038		

TABLE 13 – Caractéristiques des pièces du jumeau numérique

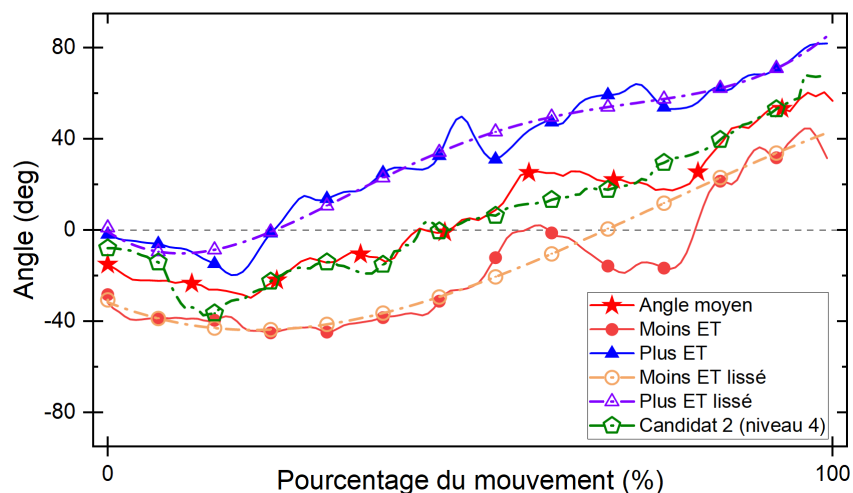
### 3.3.2 Conditions aux limites

Pour ce qui est des conditions aux limites de la peau, seules les translations des nœuds situés sur les deux arêtes basse et haute ont été bloquées (voir Figure 79). Le périnée a été encastré sur son pourtour, tandis que tous les degrés de liberté du sacrum ont été restreints. Au vu de la campagne de mesures de l'effort d'extraction, la translation des nœuds suivant la direction Y a été restreinte, de même que les rotations autour des directions X et Z.

Les différentes trajectoires du crâne ont été implémentées en imposant un déplacement suivant les directions X et Z en un point de référence situé au niveau de la fontanelle postérieure, ce qui a permis de simuler la traction par ventouse. La position du point de référence a pu être variée, ce qui a permis de modifier le lieu d'implantation de la ventouse sur le crâne (voir section correspondante ci-dessous). Les coordonnées du point de référence du crâne de 35 semaines ont notamment servi pour le placement des crânes de 38 et 32 semaines dans leur modèle respectif. La rotation libre du crâne autour de la direction Y a donc résulté des contacts avec le crâne et les éléments maternels.

### 3.3.2.1 Construction de la trajectoire du crâne

Les trois trajectoires spécifiques du crâne implémentées sont celles correspondantes aux mouvements des obstétriciens séniors mesurés lors de la campagne d'acquisition du geste (Figure 64). Les déplacements suivant les directions X et Z sont ceux mesurés lors du passage du candidat 2 du niveau 4 (cf. Figure 60), la courbe de l'angle mesurée pour ce candidat étant admise suffisamment représentative de la courbe de l'angle moyen (cf. Figure 80). Ce choix a été réalisé car l'utilisation (simultanée) d'un déplacement X et d'un déplacement Z moyenné sur l'ensemble des résultats n'a pas été possible. Les lissages des courbes ont été réalisées en approximant un polynôme de degrés 3 sur chacune d'entre elles.

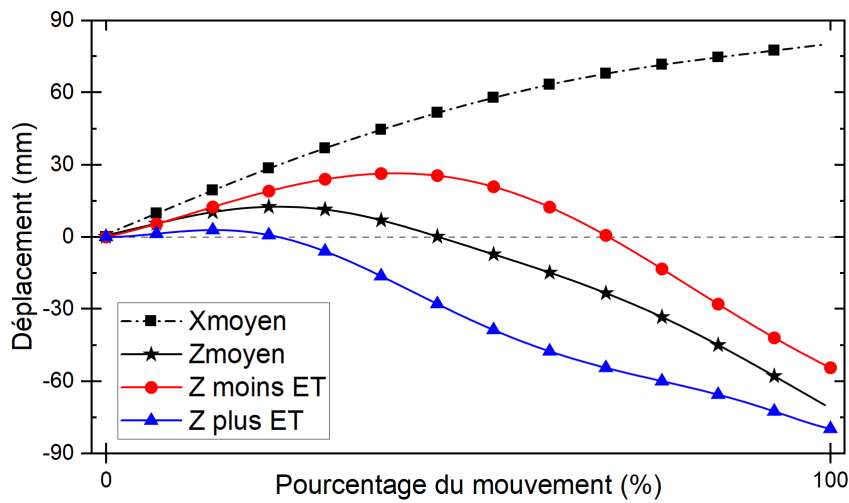


**Fig. 80** – Construction des trajectoires du crâne. Courbes des angles. ET : Écart-Type

Cependant, les coordonnées de X et Z lors de l'acquisition du geste du candidat 2 du niveau 4 ne correspondent pas exactement à la trajectoire d'un point du crâne situé au niveau de la fontanelle postérieure ou de la cupule de ventouse. En effet, elles correspondent rigoureusement aux coordonnées du marqueur noir situé sur la tige de la ventouse, et une correction a été appliquée. La méthode de calcul des coordonnées corrigées ne sera pas présentée ici, mais est disponible en annexe B. Les résultats des calculs de coordonnées sont présentés en Figure 81.

### 3.3.2.2 Mesure du coefficient de frottement

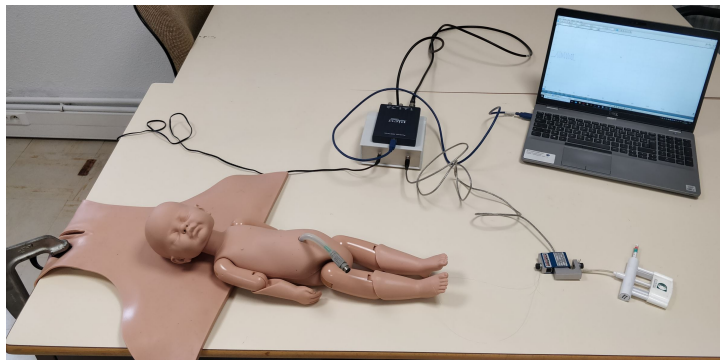
Tous les contacts entre les pièces en interactions dans le modèle numérique sont considérés avec présence de frottement (i.e. loi de Coulomb). Dans ces modèles, deux types de matériaux frottants rentrent en contact. Les coefficients de frottement du silicone sur silicone, et du silicone sur caoutchouc sont à donc déterminer. La méthode et le protocole effectués sont les mêmes que ceux présentés en chapitre 1 de cette partie et ne seront pas représentés en détail ici (voir figure 82). Du lubrifiant était apposé sur le crâne du fœtus lors de la campagne de mesure de l'effort réalisée, ainsi les coefficients de frottement retenus pour les simulations sont associés à cette même configuration. Le tableau 14 présente les coefficients évalués.



**Fig. 81** – Présentation des coordonnées implémentées au point de référence. ET : Écart-Type

Matériaux frotté	Matériau frottant	
	Silicone	
	Sans lubrifiant	Avec lubrifiant
Silicone	0,58	0,16
Caoutchouc	0,62	0,25

TABLE 14 – Coefficients de frottement mesurés

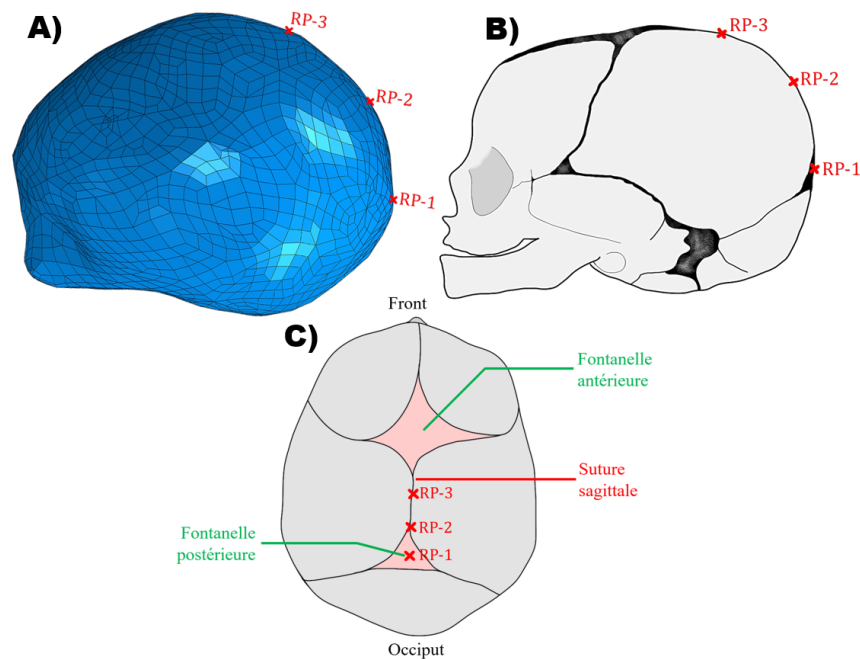


**Fig. 82** – Exemple du montage mis en place pour la mesure du coefficient de frottement entre silicone et silicone

### 3.3.2.3 Changement de point de référence

Comme abordé précédemment, les trajectoires choisies pour le déplacement du crâne sont imposées via un point de référence, ce qui a pour but de simuler le lieu d'implantation de la cupule de la ventouse sur le crâne. Dans l'objectif de faire l'investigation de l'influence de la position de la ventouse sur le crâne, trois positionnements différents du point de référence ont été choisis. Étant donné que les degrés de libertés des nœuds du crâne ne permettent pas les

rotations autour des directions X et Z, les points de référence ont été placés dans le plan sagittal du crâne. Dans la réalité, en supposant la parfaite symétrie du crâne, ce plan sagittal se place sur la suture sagittale. Ainsi, les trois points de référence sont placés le long de cette suture (voir Figure 83). Le premier point de référence,  $RP - 1$ , est placé sur la fontanelle postérieure, et est le principal point d'application des trajectoires dans les simulations proposées par la suite. Le point  $RP - 2$  situé entre les fontanelles postérieure et antérieure, est positionné sur le point de flexion théorique montré dans les manuels d'obstétriques. Le point  $RP - 3$  est situé plus proche de la fontanelle antérieure.



**Fig. 83** – Positions des points de références créés sur les géométries de crânes. A) Modèle numérique. B) Schéma du crâne fœtal - Vue de côté C) Schéma du crâne fœtal - Vue de dessus

### 3.3.3 Considérations numériques

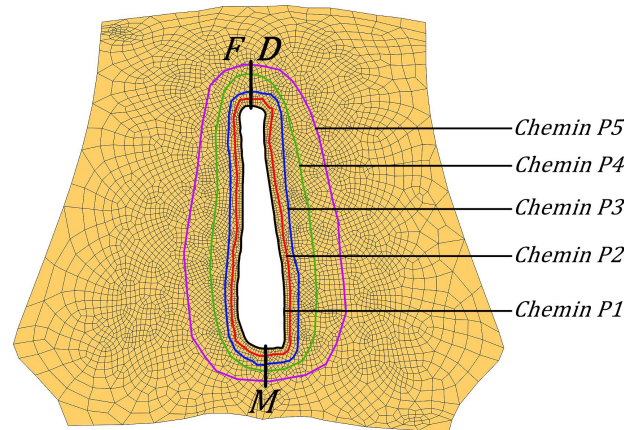
#### 3.3.3.1 Schéma d'intégration explicite

Comme annoncé précédemment, ce jumeau numérique de l'EIV sur mannequin d'accouchement emploie un schéma d'intégration explicite pour sa résolution. Comme vu dans le chapitre 1 de cette partie, cette méthode de résolution nécessite de prendre quelques précautions et il est nécessaire de mettre en place des analyses modales de chaque pièce déformable en amont des simulations. Les deux pièces concernées par ces deux analyses modales sont donc la plaque représentant la peau, et la plaque en caoutchouc simulant le périnée.

Les résultats de ces deux analyses modales sont disponibles en annexe B de ce manuscrit, et ceux-ci donnent un temps de simulation minimal de  $t_{f,simu} = a * 0,19 s$ , avec  $a = 10$ .

### 3.3.3.2 Création de chemins

Dans l'objectif de pouvoir mesurer qualitativement l'impact des gestes sur les parties du mannequin visant à reproduire les tissus maternels (i.e. peau), cinq ensembles de nœuds permettant de faire la mesure de la déformation autour des lèvres ont été générés. Ces chemins sont présentés sur la Figure 84 ci-dessous. Le début des chemins commence au point D et fini au point F. La distance normalisée pour la mesure est parcourue selon le sens horaire.



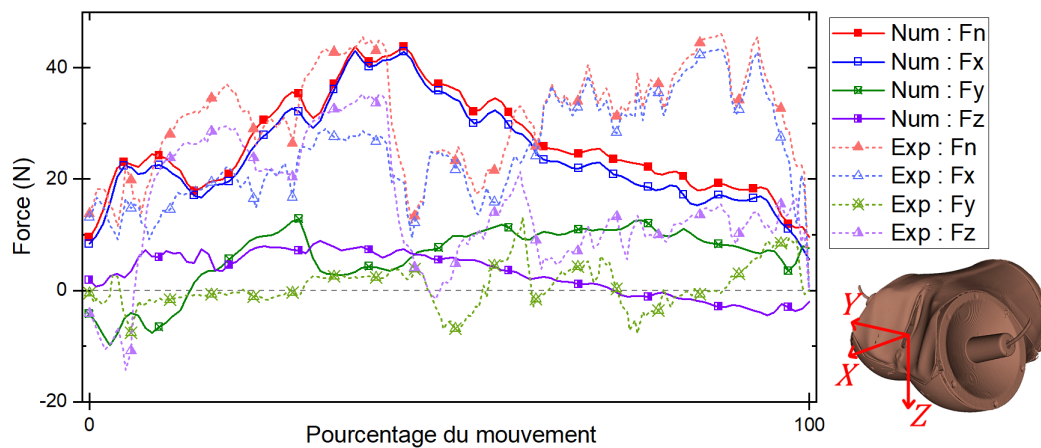
**Fig. 84** – Création des chemins sur la plaque représentant la peau.

Un exemple de mesure de la déformation grâce à ces chemins est proposé dans la section suivante. La plaque de caoutchouc n'étant présente que pour donner une résistance au passage du fœtus, les chemins sont uniquement tracés sur la plaque de silicone. Les conclusions qualitatives qu'il sera possible d'extraire seront basées sur les mesures du champ de déformation au sein de cette plaque.

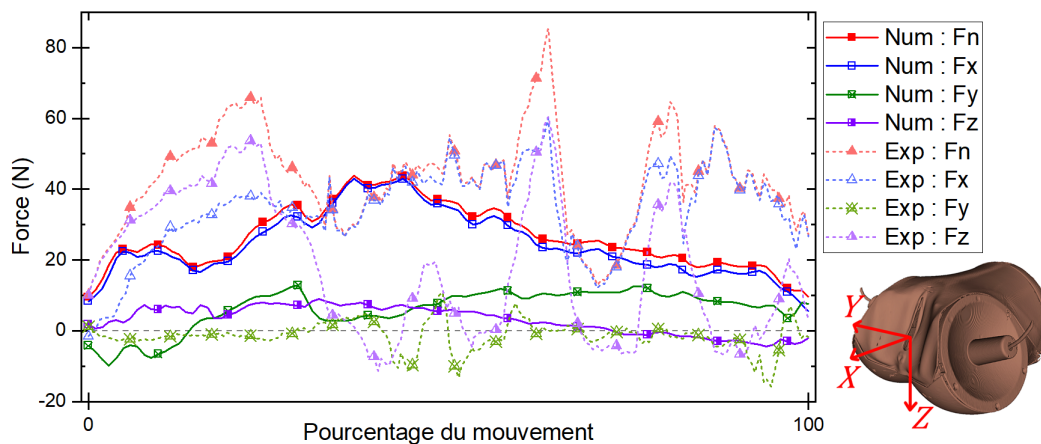
### 3.3.4 Comparaison avec la campagne expérimentale d'acquisition de l'effort

La première étude proposée est la comparaison des efforts mesurés lors de la campagne d'essais expérimentale avec les efforts prédits par la simulation. Pour cette comparaison, le modèle numérique utilisant le crâne correspondant au crâne du fœtus du mannequin a été choisi. La trajectoire du point de référence  $RP-1$  implémentée correspond au mouvement moyen mesuré lors de la campagne d'acquisition du geste à la maternité.

Les efforts simulés ont été comparés à deux acquisitions correspondant au minimum de la norme de la force égale à  $46,1 N$  (acquisition 5) et au maximum de la norme force qui est égale à  $85,3 N$  (acquisition 2). Ces jeux de données appartiennent tous deux aux gestes classés dans la catégorie "mouvement moyen" (cf. tableau 12). La Figure 85 présente les résultats associés à la première comparaison, et la Figure 86 à ceux associés à la deuxième comparaison. Les composantes  $F_N$ ,  $F_X$ ,  $F_Y$ ,  $F_Z$  sont, respectivement, la norme de l'effort, et les efforts suivant les directions  $X$ ,  $Y$  et  $Z$ .



**Fig. 85** – Comparaison des efforts numériques aux efforts expérimentaux correspondant à l’acquisition 5 de la norme d’effort minimale. Num : Numérique. Exp : Expérimental.



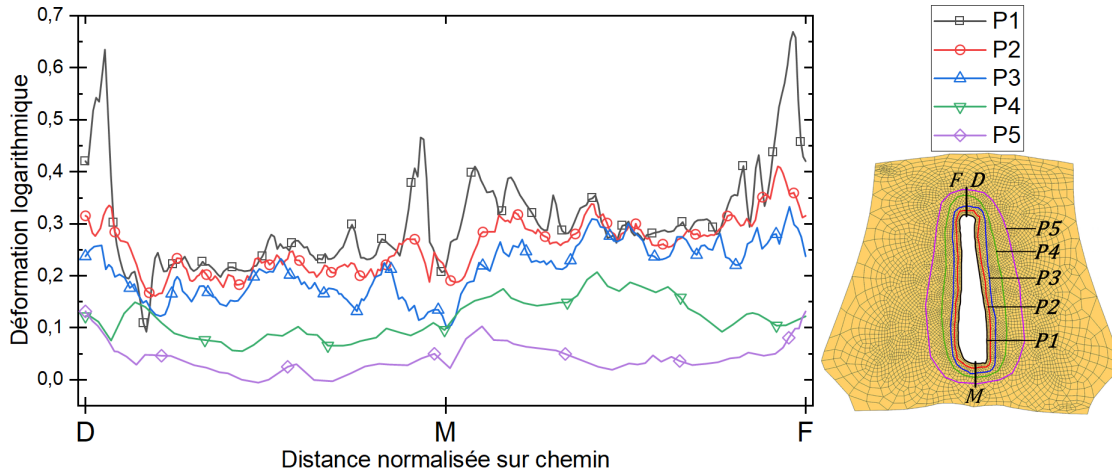
**Fig. 86** – Comparaison des efforts numériques aux efforts expérimentaux correspondant à l’acquisition 2 de la norme d’effort maximale. Num : Numérique. Exp : Expérimental.

Les deux figures montrent que les composantes d’efforts numériques et expérimentaux sont du même ordre de grandeur et comparables. La Figure 85 montrent que les deux normes d’efforts atteignent toutes deux des valeurs maximales quasiment similaires. Hormis le pics d’efforts aux alentours de 85  $N$ , la force expérimentale mesurée lors de l’acquisition 2 (voir Figure 86) semble osciller autour d’une valeur comparable aux maximums de la norme prédite numériquement. Les simulations numériques ne reproduisent pas les grandes variations de la composante  $F_Z$  qui peuvent être observées sur les courbes expérimentales. Cette différence est associée aux gestes imposés (i.e. trajectoires) qui n’oscillent pas lors du passage du crâne à travers les plaques. Malgré que l’ensemble du bébé n’ait pas été modélisé dans cette étude, et compte tenu de la dispersion des résultats de la campagne, les efforts prédits par les modèles numériques sont considérés comme satisfaisants.

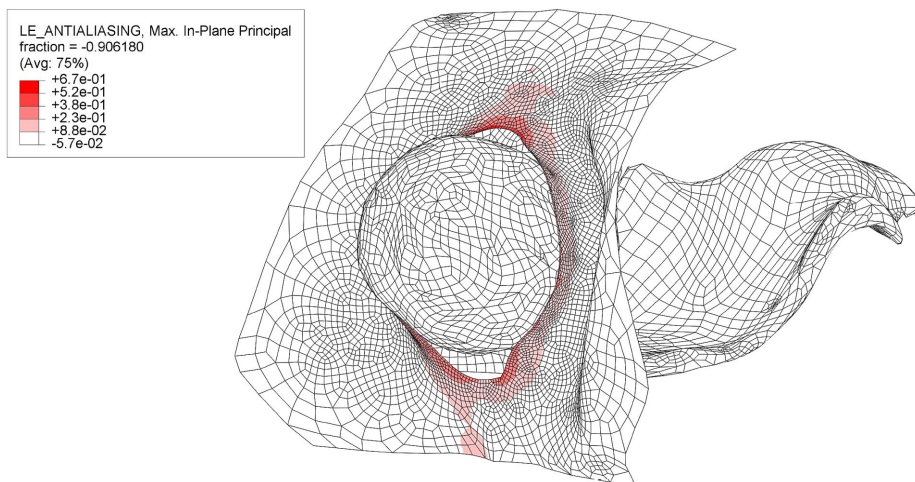
Ensuite, la déformation logarithmique maximale dans le plan a été mesurée sur les cinq chemins établis. Ces mesures ont été enregistrées à l’instant où la déformation maximale prédite



par la simulation a été atteinte, ces données sont donc les déformations à l'instant le plus "critique" du passage du crâne. Les résultats sont disponibles sur la Figure 87 et la Figure 88 montre un exemple de résultat du modèle.



**Fig. 87** – Comparaison des déformations logarithmiques dans le plan mesurées à l'instant le plus critique du passage du crâne de 35 semaines, pour la trajectoire moyenne.



**Fig. 88** – Résultats de la simulation à l'instant le plus critique du passage du crâne de 35 semaines, pour la trajectoire moyenne. LE : Déformation logarithmique maximale dans le plan.

Il est possible d'observer que les deux zones les plus déformées sont celles aux abords des trois points particuliers, D, F, et M. Ces points correspondent au haut et bas des lèvres, et indiquent les zones les plus propices aux déchirures lors de l'accouchement. De plus, les cinq courbes montrent l'aspect très localisé de ces zones de déformations, ce qui n'est pas surprenant compte tenu du rayon de courbure plus petit qui implique des concentrations de contrainte.

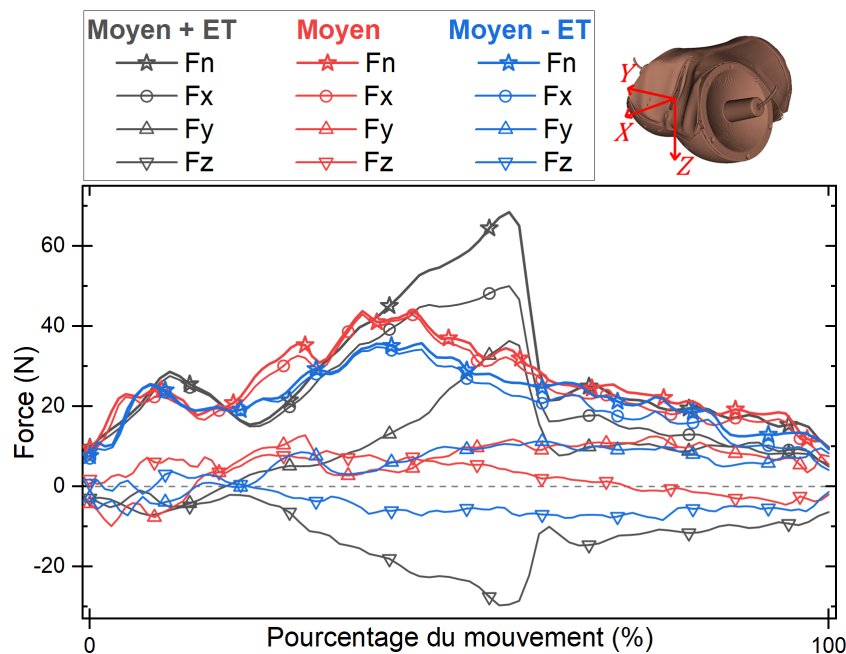
La déformation logarithmique maximale dans le plan atteint une valeur maximale de 0,67, comparable avec les études de la littérature. Par exemple, Parente et al. ont montré que la déformation logarithmique maximale des tissus musculaires du plancher pelvien lors de l'accouchement atteint une valeur maximale de 0,67 (Parente *et al.*, 2009).

Ces observations ne demeurent évidemment que qualitatives compte tenu du fait que les propriétés matérielles de la plaque utilisée correspondent à du silicone et non à un tissu musculaire. Cependant cela permet une observation plus fine du comportement des parties maternelles lors du passage du crâne.

### 3.3.5 Influence des paramètres de l'EIV

#### 3.3.5.1 Influence de la direction de traction

Dans cette section, les différentes trajectoires présentées précédemment (cf. Figure 81) ont été imposées au point de référence  $RP - 1$  du crâne de 35 semaines. Ainsi, les trois simulations associées aux trajectoires *Moyenne*, *Moyenne + écart-type* et *Moyenne - écart-type* ont été réalisées. Les courbes des trois composantes d'efforts et la norme de la force qui ont été prédites par chaque modèle sont regroupées dans la Figure 89.

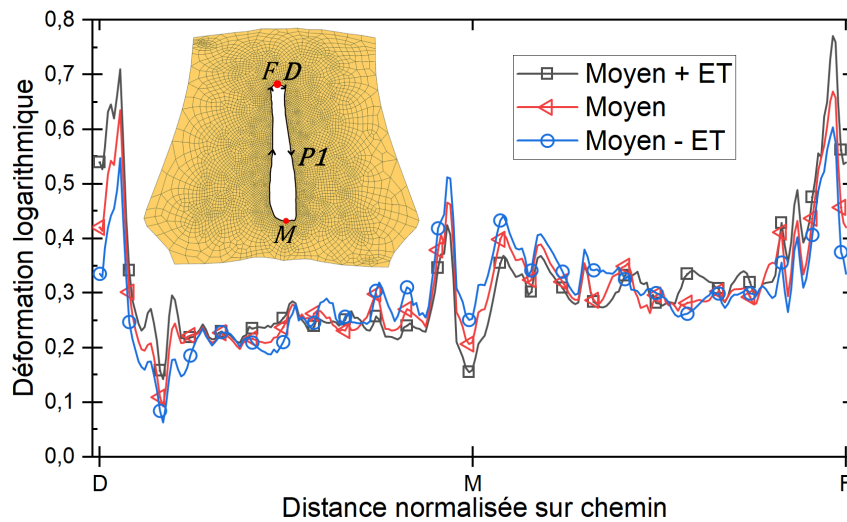


**Fig. 89** – Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec trois trajectoires imposées au point  $RP-1$ .  $F_N$  : norme de la force.  $F_X$  : effort suivant la direction X.  $F_Y$  : effort suivant la direction Y.  $F_Z$  : effort suivant la direction Z. ET : Écart-type.

Les résultats révèlent la quasi superposition de la courbe d'efforts, suivant la direction X et la courbe de la norme de l'effort pour les mouvements *Moyen* et *Moyenne - ET* lorsque la norme atteint son maximum, ce qui n'est pas vrai pour le mouvement *Moyenne + ET*. De plus, il est possible d'observer que la valeur maximale de la composante d'efforts  $F_X$  de ce dernier mouvement est quasiment la même que ses homologues. Ces résultats signifient que la remontée rapide de la direction de traction de la ventouse (i.e. vers le haut), engendre une force supplémentaire qui n'apparaît pas pour les autres mouvements. Réciproquement, les mouvements pour lesquelles la

traction s'effectue vers le bas le plus longtemps semblent minimiser l'effort de passage du crâne fœtal lors de l'EIV. La Figure 89 montre, de plus, la brusque chute des courbes associées à l'effort  $F_X$  et de la norme du mouvement *moyen + ET*, ce qui implique qu'un "blocage" du crâne a eu lieu sur les plaques.

Ces différences entre les trois trajectoires imposées ont également pu être examinées par les mesures des déformations logarithmiques maximales dans le plan, sur chaque simulation. Pour des raisons de lisibilité du graphique, seuls les chemins  $P_1$  des modèles ont servis à évaluer ces déformations (cf. Figure 90).



**Fig. 90** – Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec trois trajectoires imposées au point  $RP-1$  - Comparaison des déformations logarithmiques maximales dans le plan sur le chemin  $P_1$ . ET : Écart-type

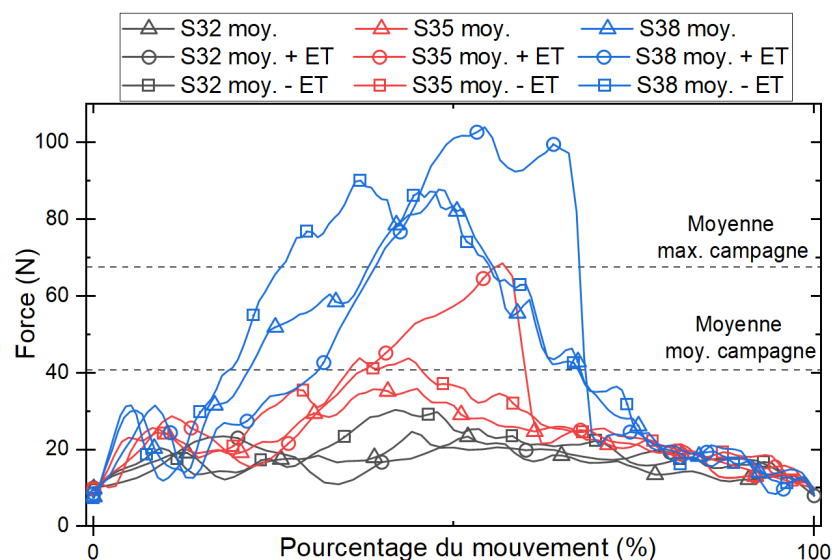
La trajectoire associée au mouvement *Moyen + ET*, qui était la plus défavorable du point de vue de l'effort appliqué sur le crâne, est également le jeu de coordonnées le plus défavorable pour les tissus maternels représentés ici par la plaque. Ce mouvement appliqué au crâne implique, en effet, une déformation logarithmique maximale d'une valeur de 0,77 au point  $F$ . Sans surprise, le mouvement *Moyen - ET* soumet le bas de la plaque à une déformation plus élevée que les autres. Cependant, la courbe *Moyen - ET* montre que les trois pics de déformations ne dépassent pas une valeur de 0,6. Ainsi, ce mouvement applique un chargement moins élevé sur les deux zones les plus sollicitées, et semble donc associé à la minimisation des risques pour les tissus maternels comparés aux deux autres mouvements.

Pour récapituler, les simulations du jumeau numérique semblent montrer que le mouvement *Moyen - ET* est celui qui minimise d'une part les efforts de passage du crâne fœtal, mais également celui qui minimise les déformations logarithmiques maximales dans le plan des parties maternelles. En d'autres termes, ce mouvement apparaît comme le mouvement optimal parmi les mouvements testés, minimisant les risques pour le bébé et pour les tissus de la mère.

### 3.3.5.2 Influence de la taille du crâne

Dans l'objectif d'observer l'influence de la taille du crâne, les crânes de diamètres correspondants à 32 semaines et 38 semaines (cf. section 3.2.2) ont été utilisés dans le modèle numérique. Cela permet de simuler un accouchement de prématurés ou de diamètres plus gros que celui de 35 semaines. Pour chaque crâne, les trois trajectoires différentes ont été utilisées et appliquées sur le point de référence  $RP - 1$ . Les résultats sont exposés sur la Figure 91 qui représentent uniquement les normes.

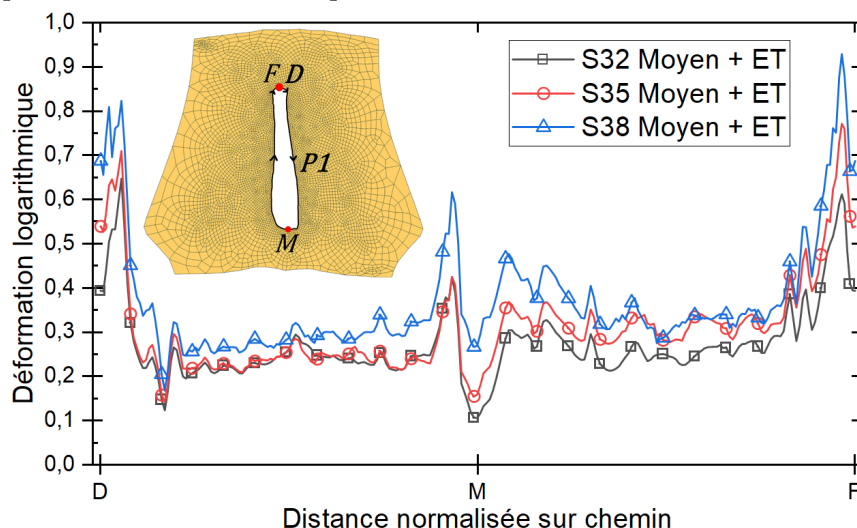
Sans surprise, peu importe la trajectoire utilisée, le crâne de plus gros diamètre nécessite une force plus élevée pour être extrait des parties maternelles, tandis que les courbes associées au crâne de 32 semaines atteignent des valeurs maximales moindres. En effet, les valeurs maximales des courbes associées aux mouvements moyens atteignent  $24,6 N$  ;  $35,8 N$  et  $87,3 N$ , pour les crânes respectifs de 32, 35 et 38 semaines. Comme pour les résultats précédents, la simulation associée au mouvement *moyen + ET* du crâne de 38 semaines montre un effort maximal plus élevé que pour les autres mouvements. Cette dernière observation ne s'applique cependant pas pour la courbe de force *moyen + ET* du crâne de 32 semaines.



**Fig. 91** – Résultats des trois simulations utilisant les crânes de 32, 35 et 38 semaines, avec trois trajectoires imposées au point  $RP-1$  - Comparaison des normes de forces. ET : Écart-type

Pour examiner l'influence des différents crânes sur les tissus maternels, les déformations logarithmiques maximales dans le plan ont été tracées pour les simulations implémentant le mouvement *moyen + ET*, qui est celui apparu précédemment comme le plus défavorable (voir Figure 92). Les courbes des déformations logarithmiques montrent la même tendance que les courbes d'efforts. La géométrie du crâne de 38 semaines est, ici aussi, celle qui sollicite le plus la plaque de silicone, jusqu'à 0,93 (au point F). Du point de vue des tissus maternels, le crâne de 32 semaines semblent minimiser les risques de déchirures. Bien que les efforts transitant dans le crâne de 32 semaines sont moins élevés que pour les autres géométries, rien ne prouve que cela réduise

les risques encourus par le bébé. En effet, les tissus de la tête fœtale ont des propriétés matérielles qui dépendent de la calcification du crâne (et donc de la semaine gestationnelle considérée). Ainsi, il est possible qu'un effort d'environ  $23,3\text{ N}$  sur un crâne de 32 semaines, puisse être tout aussi à risque qu'un effort de  $35,7\text{ N}$  pour un crâne de 35 semaines. Cette étude macroscopique ne permet donc pas de conclure sur cet aspect.



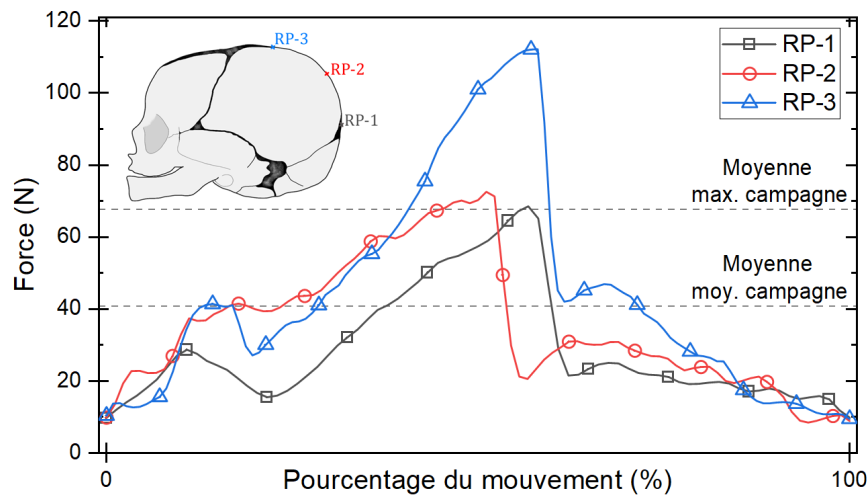
**Fig. 92** – Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec la trajectoire *Moyen + ET* imposée au point *RP-1*. Comparaison des déformations logarithmiques maximales dans le plan, sur le chemin  $P_1$ . ET : Écart-type

### 3.3.5.3 Influence de la position de la ventouse

La dernière étude menée grâce au jumeau numérique est l'influence de la position de la ventouse. Les trois points de références  $RP-1$ ,  $RP-2$  et  $RP-3$  associés au crâne de 35 semaines sont utilisés dans cette sous-section. Pour rappel, tous les points sont positionnés dans le plan sagittal, et le point  $RP-2$  correspond au point de flexion théorique documenté dans la littérature.

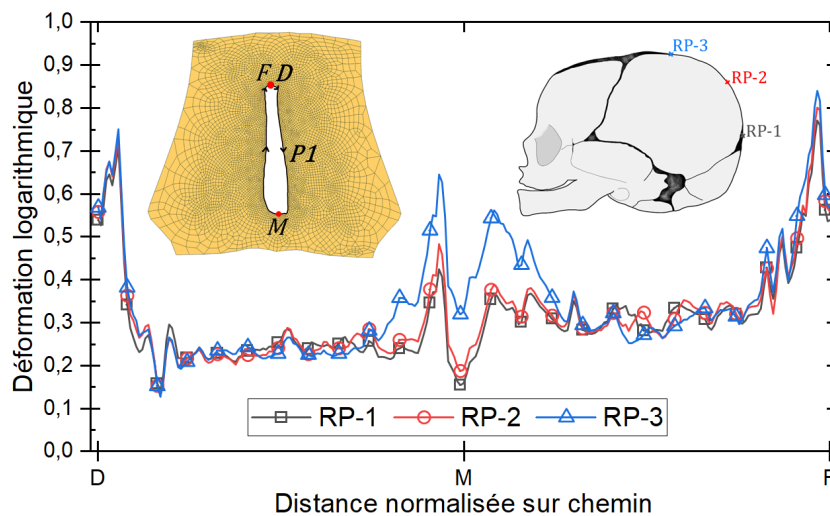
Tous les résultats ont été obtenus en utilisant le mouvement *Moyen + ET*, qui est le mouvement le plus défavorable autant pour les parties maternelles que pour la tête fœtale (cf. Figure 93). La flexion du crâne n'est pas ici induite par la résistance du cou, mais est simulée par la rotation autour de la direction Y du crâne engendrée par le contact entre les solides.

Les résultats permettent de mesurer des normes de forces de valeurs maximales  $68,5\text{ N}$ ,  $72,5\text{ N}$  et  $112,1\text{ N}$ , respectivement associées aux points de références  $RP-1$ ,  $RP-2$  et  $RP-3$ . Ces efforts sont dus à l'inclinaison du crâne qui présente alors un plus grand diamètre, quasiment égal au diamètre fronto-occipital. Les courbes montrent également que le point de référence  $RP-2$ , associé au point de flexion théorique pour une EIV, n'est pas celui qui minimise l'effort, contrairement au point  $RP-1$  qui est associé à la fontanelle postérieure. Ces données semblent montrer l'intérêt de placer la ventouse sur l'occiput, afin de minimiser les risques pour le crâne fœtal. Cet aspect est déjà connu des praticiens de part la "théorie des leviers", mais également de manière empirique.



**Fig. 93** – Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec la trajectoire *Moyen + ET* imposée aux points de références *RP-1*, *RP-2* et *RP-3* - Comparaison des normes de forces. ET : Écart-type

L'influence de la position de la ventouse est observable également sur les courbes relatives à la déformation logarithmique maximale dans le plan de la plaque en silicone, en Figure 94.



**Fig. 94** – Résultats des trois simulations utilisant le crâne de 35 semaines, avec la trajectoire *Moyen + ET* imposée aux points de références *RP-1*, *RP-2* et *RP-3*. Comparaison des déformations logarithmiques maximales dans le plan sur le chemin  $P_1$ . ET : Écart-type

Les courbes sont quasiment superposées, hormis dans la région inférieure (i.e. aux alentours du point M) des lèvres, où la déformation maximale associée à l'utilisation du point de référence *RP-3* est supérieure aux autres. En effet, cette dernière atteint une valeur maximale de 0,65, contre respectivement 0,48 et 0,42 pour les utilisations des points de références *RP-2*, *RP-1*. Le positionnement de la ventouse sur l'occiput semble être le plus propice pour limiter les risques de déchirures sur les tissus maternels.

Au vu des résultats, il est possible d'extrapoler ce que pourrait donner un placement de la ventouse hors plan sagittal. En effet, pour toutes les positions de la ventouse testées ici, la présentation du diamètre transversal était la même. Une position hors plan sagittal pourrait (i.e. par effet de levier) présenter un diamètre plus élevé que le diamètre bipariétal, et donc augmenter la force nécessaire à l'extraction du crâne.

### 3.4 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a présenté l'ensemble des travaux relatifs à l'acquisition des efforts transitant lors d'une EIV sur mannequin d'entraînement, à l'acquisition de ses géométries, à la génération d'une librairie de crânes et enfin à l'implémentation d'un modèle numérique associé à l'EIV réalisée sur ce même mannequin.

La campagne expérimentale a permis de mesurer un ensemble d'efforts dont la valeur maximale des normes ne dépasse pas  $85,3 N$  et qui est largement en-dessous de certaines données de la littérature. Toutefois, cette différence n'est pas étonnante au vu du nombre de simplifications et de limites inhérentes à l'utilisation d'un mannequin d'entraînement. L'ensemble des tissus de la mère de morphologies complexes qui composent la filière vaginale (ou le "*birth canal*" en anglais) est en effet loin d'être représenté sur le mannequin qui n'est composé que de deux plaques trouées. En plus des formes très particulières des organes génitaux féminins, de nombreuses études relatent du mouvement inter-organes lors de l'accouchement (Diallo *et al.*, 2021). Ensuite, les propriétés matérielles des deux plaques homogènes de silicone et de caoutchouc sont évidemment extrêmement limitantes comparées aux propriétés spécifiques dont sont composés les tissus biologiques, qui sont fibreux, viscoélastiques et endommageables (Pouca *et al.*, 2018b). Les contractions utérines n'existent pas, tout comme les efforts de poussées abdominales. Le simple frottement du ventre du fœtus sur le sacrum ne reproduit évidemment pas la résistance engendrée par les tissus maternels sur l'ensemble du mobile fœtal. Les variabilités inter-individus des géométries du bassin obstétrical et du crâne fœtal (tout comme son moulage) n'ont pas pu être simulées lors de la campagne d'essais. Toutes ces limites replacent le mannequin d'entraînement dans sa condition d'outil didactique pour la formation d'étudiants en obstétrique.

Pour toutes ces raisons, les résultats obtenus par simulations de l'EIV sur mannequin d'entraînement n'ont pas la prétention de fournir des données sur des tissus biologiques. Ainsi, les résultats ne permettent évidemment pas d'explicitier précisément les mécanismes des lésions engendrées par l'EIV. Mais, même si les grandeurs mesurées sur ce mannequin ne peuvent pas être quantitativement transposables à la réalité, il n'en demeure pas moins un outil de formation pour apprendre, a minima, les gestes et les bonnes pratiques. Il donnent donc, malgré tout, la possibilité d'observer l'influence de certains paramètres de l'EIV grâce à l'utilisation d'un modèle validé par l'expérience.

#### Validation du modèle

Les premiers résultats des simulations ont montré une bonne correspondance des efforts expérimentaux et ceux prédits par le modèle numérique.

#### Influence des trajectoires imposées

Le mouvement le plus propice à la minimisation des risques semble être celui qui débute avec un angle de traction négatif (i.e. vers le bas), et qui est ensuite suivi par une remontée lente vers des valeurs positives.

Les conclusions des simulations sur l'influence de la direction de traction sont ainsi en accord avec ce que les praticiens ont intégré par habitude ou par formation professionnelle (cf. Chapitre 2 de la partie II).

#### Influence de la taille du crâne

Les résultats ont montré logiquement que le crâne de plus petites dimensions minimise les efforts et les déformations générées par son passage.

L'évolution des propriétés du crâne du fœtus lors de sa croissance est à prendre en compte pour pouvoir, potentiellement, proposer des éléments de réponses quant à l'extension de l'EIV aux prématurés, ainsi que l'évolution des propriétés à rupture des tissus mous.

#### Influence de la position de la ventouse

La position de la ventouse qui réduit la probabilité de risques pour les tissus de la mère et pour le scalp du bébé est celle placée sur l'occiput.

Cette conclusion est dénuée de toute considération pratique, notamment car il est nécessaire d'avoir accès à l'occiput et au plan sagittal. Cette position est celle qui est privilégiée par les praticiens de manière empirique.

#### Conclusion générale

En conclusion de ce chapitre, le jumeau numérique du mannequin d'entraînement aura permis d'obtenir quelques premiers éléments de réponse concernant l'influence du mouvement et de la position de la ventouse sur les tissus maternels et sur le crâne fœtal. Bien évidemment, le développement d'un modèle numérique biofidèle constitue la prochaine étape.



## Conclusion de la partie 2

Sur le plan pratique de l'EIV, les travaux de cette partie ont permis de faire l'acquisition du geste réalisé par des praticiens de différents niveaux, mais également de mettre en évidence son hétérogénéité. Cette acquisition constitue une première dans la littérature. Ce geste a ensuite pu être intégré dans les simulations numériques, notamment à travers la construction de trois trajectoires cibles du crâne. Ainsi, les effets du changement de geste imposé au crâne fœtal ont pu être simulés à travers le monitoring de l'effort de passage du crâne, ainsi qu'à travers les déformations des parties maternelles. Des conclusions ont d'ailleurs pu être tirées et, bien qu'elles ne soient valides que sur le jumeau numérique du mannequin, ces résultats ont montré que le geste le plus efficient est celui qui applique une traction vers le bas la plus prononcée.

**Troisième partie**

**Étude du comportement mécanique du  
scalp foetal lors d'une extraction  
instrumentée par ventouse**

# Introduction générale de la partie

Prédire le comportement du scalp lors de l'utilisation de la ventouse obstétricale est primordial afin de comprendre les risques de lésions associés. Cependant, comme pour l'échelle macroscopique, il est très complexe (voire impossible) de récolter des données lors de l'accouchement ou a posteriori (i.e. cinématique du crâne foetal, propriétés du scalp...). Pour contourner ce problème, il est alors possible d'élaborer un modèle numérique générique de la tête foetale incluant une modélisation "fine" du complexe du scalp foetal. En effet, comme exposé dans le chapitre 2 de l'état de l'art, les simulations numériques qui incluent une modélisation du scalp se limitent soit, à négliger l'interaction entre la peau et le crâne (Li *et al.*, 2017), soit à implémenter un simple coefficient de frottement (Trotta *et al.*, 2018). Une telle modélisation peut permettre d'aboutir à des éléments de réponse concernant l'influence du placement de la ventouse, de la direction de traction ou de la pression au sein de la cupule, sur les tissus du crâne foetal. Elle pourrait également permettre d'évaluer l'impact du changement de design de la ventouse sur les risques de complications associées.

Néanmoins, l'inconnue majeure qui freine l'élaboration d'un tel modèle numérique est l'interaction peau/os. Les fascias superficiels, bien qu'omniprésents dans le corps humain, ne semblent pas avoir fait l'objet de caractérisation mécanique, ni de modélisation appropriée (i.e. qui permettent un large glissement).

Ainsi, le développement d'un autre modèle à l'échelle des fibres qui permette de prendre en compte la microstructure des fascias semblerait plus approprié. Ceci peut être effectué en modélisant les fascias comme un ensemble d'éléments discrets, dans un code qui utilise la méthode des éléments finis. Le chapitre 1 présente ainsi le développement de deux bancs d'essai et leur utilisation sur des matériaux homogènes à des fins de validations/calibrations. Ensuite, le chapitre 2 emploie ces deux bancs d'essai afin de quantifier l'interaction peau/os sur du scalp porcine. Tout l'enjeu du chapitre 3 est donc de proposer un modèle numérique associé à la tête foetale lors d'une EIV qui inclut la modélisation fine du scalp établie.

# Chapitre 1

## Développements expérimentaux et numériques : vers la quantification de l'interaction peau/os

L'objectif principal de ce chapitre est de présenter les deux dispositifs expérimentaux développés, et également de présenter une modélisation de l'interaction peau/os. Ainsi, le premier montage présenté dans ce chapitre est un dispositif *ex vivo* et destructif, conçu afin de pouvoir séparer la contribution de la peau et de l'interaction peau/os. Celui-ci mis à l'épreuve via des tests préliminaires sur un matériau répétable : du ruban auto-agrippant. Ce chapitre se poursuit ensuite sur un modèle analytique proposé pour modéliser les essais de pelage, en particulier pour modéliser l'interaction peau/os.

Enfin, le chapitre présente le deuxième dispositif expérimental conçu dans le cadre de ce travail, qui est un dispositif de succion utilisé pour effectuer les tests d'aspiration sur scalp de porc de façon, *in fine*, non invasive. Un modèle mathématique issu de la littérature permettant d'identifier les propriétés élastiques de divers matériaux est présenté et sera mis à l'épreuve par des tests préliminaires utilisant le dispositif de succion.

### Contenu

---

<b>1.1 Dispositif de pelage</b> . . . . .	<b>134</b>
1.1.1 Un essai de pelage, pour quoi faire? . . . . .	134
1.1.2 Essais de pelage préliminaires : ruban auto-agrippant . . . . .	134
1.1.3 Modèle analytique . . . . .	137
1.1.4 Modèle numérique associé . . . . .	140
1.1.5 Résultats de la simulation de l'essai de pelage sur ruban auto-agrippant . . . . .	142
<b>1.2 Dispositif de succion</b> . . . . .	<b>144</b>
1.2.1 Un essai de succion, pour quoi faire? . . . . .	144
1.2.2 Dispositif de succion et acquisition des données . . . . .	145
1.2.3 Solution au problème de Föppl-Hencky . . . . .	146

1.2.4	Détection de membrane	147
1.2.5	Essais de succion préliminaires	148
1.3	Conclusion du chapitre	148

---

## 1.1 Dispositif de pelage

### 1.1.1 Un essai de pelage, pour quoi faire ?

Les essais de pelage sont mis au point pour quantifier la force d'adhésion entre deux solides. Ils sont très employés pour identifier des propriétés d'adhésifs ou encore de colles dans le milieu industriel. Récemment, ce type d'essai a été mis en œuvre dans le milieu de la biomécanique pour mesurer la force d'adhésion entre les couches d'artères, notamment pour étudier le phénomène de rupture d'anévrisme (Sommer *et al.*, 2008; Kozuń, 2016; Witzenburg *et al.*, 2017; Sherifova et Holzapfel, 2019). Ou encore, pour investiguer la force d'adhésion entre l'épiderme et le derme de peau synthétique (Larose *et al.*, 2020). Ce type d'essai *ex vivo* est alors apparu tout désigné pour quantifier la force d'adhésion produite par les tissus présents entre la peau du scalp et le crâne. Il permet de passer outre les difficultés expérimentales rencontrées lors des tests mécaniques sur de tels tissus (e.g. difficultés d'excision, déshydratation rapide), et permet d'évaluer la contribution de l'interaction peau/crâne. Pour se faire, la peau est fixée à la traverse de la machine de traction grâce à un mors. Le crâne est, quant à lui, fixé au fond d'une cuve montée sur glissière. Le principe de l'essai de pelage est schématisé sur la Figure 95.

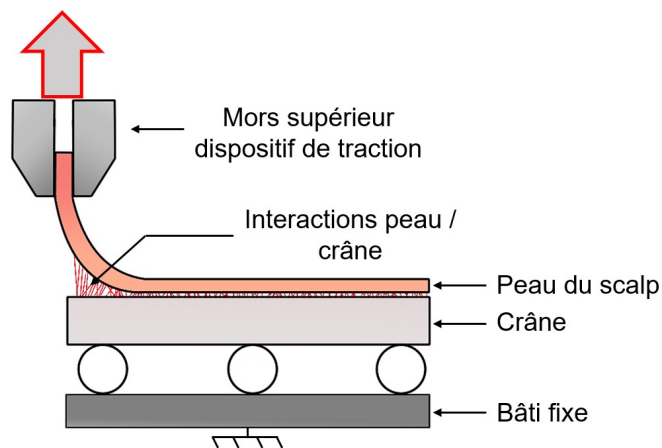
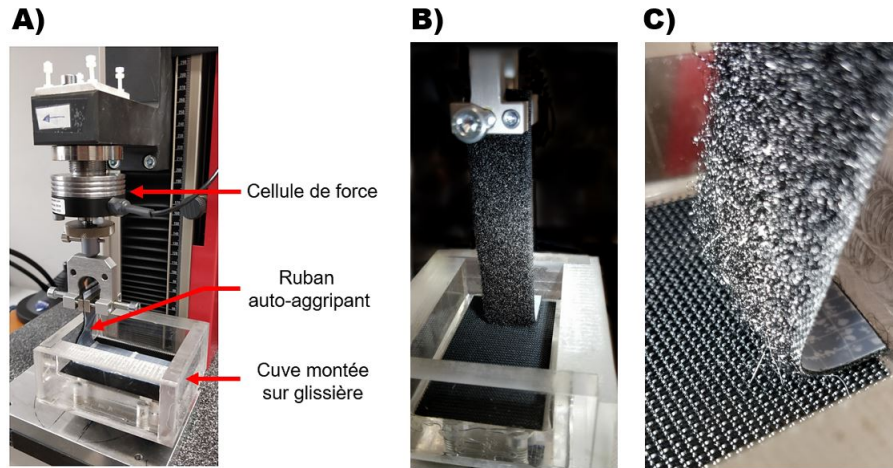


Fig. 95 – Principe de l'essai de pelage

### 1.1.2 Essais de pelage préliminaires : ruban auto-agrippant

Le banc d'essai a été conçu puis a été fabriqué en PMMA (Poly Méthacrylate de Méthyl Acrylique). Afin de mettre à l'épreuve ce nouveau montage une première fois, une campagne d'essais de pelage a été menée sur du ruban auto-agrippant (i.e. *scratch*) composé de deux bandes distinctes : une bande supérieure munie de fils de polymères et une bande inférieure

présentant des crochets. La partie supérieure a été maintenue dans le mors du dispositif de traction, et la seconde partie a été collée au fond de la cuve (voir Figure 96.A)). Les Figures 96.B) et 96.C) montrent des photos au cours d'un essai.



**Fig. 96** – Campagne de pelage sur ruban auto-agrippant. A) Présentation du montage. B) Configuration en cours d'essai. C) Zoom de la zone d'accroche pendant l'essai

Le montage décrit ici est un essai de pelage à  $90^\circ$ . La machine de traction utilisée est un modèle commercial de la société ZwickRoell, dotée de cellules de force de 10 N, 100 N et 500 N. La glissière employée est un modèle commercial (NSK, Japon), de force admissible maximale de 3960 N. La bande de scratch initialement de largeur 50 mm, a été découpée en bandes de largeur plus fine ; 25 mm et 10 mm, et différentes vitesses de déplacement de la traverse ont été appliquées (i.e. vitesse de pelage). Le tableau 15 récapitule la campagne de pelage effectuée grâce au ruban auto-agrippant.

Spécimen	Largeur spécimen (mm)	Vitesse de pelage (mm/s)	Environnement
A	25	1	Sec
B	25	2	Sec
C	25	0.25	Sec
D	50	2	Sec
E	10	2	Sec
F	25	1	Immergé (eau)

TABLE 15 – Campagne d'essais préliminaire menée sur ruban auto-agrippant

En premier lieu, des largeurs de bandes différentes ont été testées afin de rendre compte de l'influence de la largeur (voir Figure 97). Les spécimens mis en jeu sont : B ; D et E.

Classiquement pour ce type d'expérimentation, l'effort mesuré doit être proportionnel à la largeur de la bande mise en œuvre. Afin de vérifier ce point, les courbes de résultats ont été normalisées par leur largeur de bande associée (voir Figure 98).

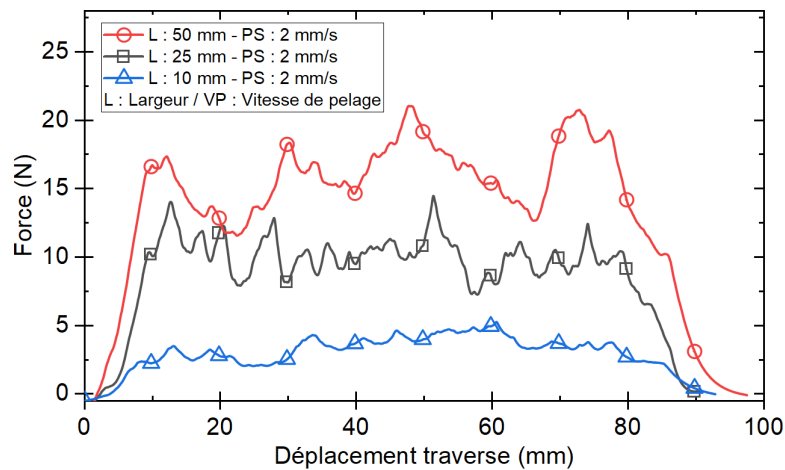


Fig. 97 – Influence de la largeur de bande - pelage du ruban auto-agrippant.

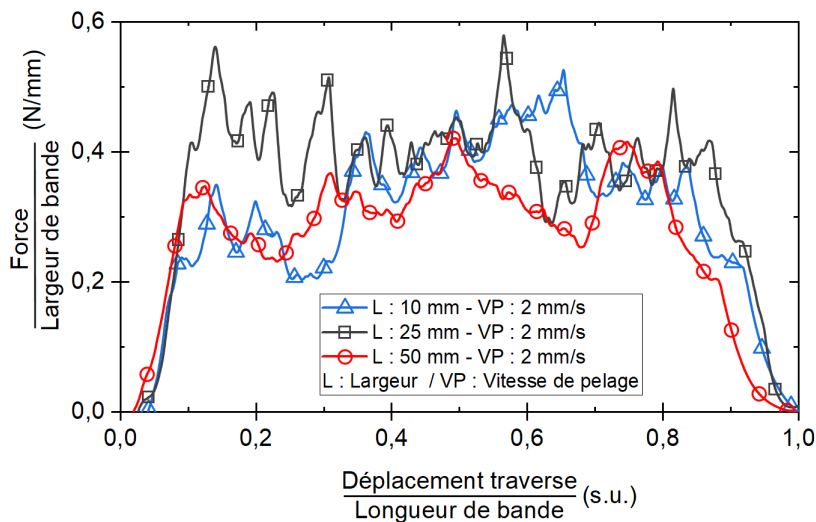
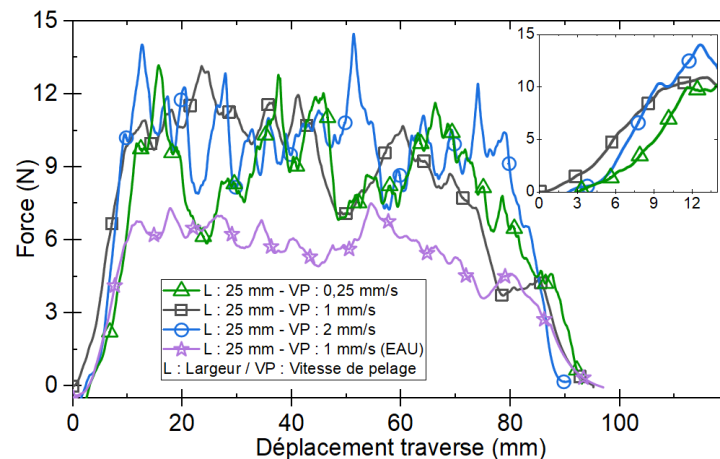


Fig. 98 – Résultats normalisés du pelage du ruban auto-agrippant

De manière générale, les courbes expérimentales obtenues sont typiques des essais de pelage. Deux régions distinctes associées à deux régimes différents sont observables : la première comprend la montée en charge du système (première droite des courbes) et correspond au régime transitoire tandis que la deuxième, associée au régime stationnaire, comprend le plateau de la courbe. Bien évidemment, la valeur (en effort normalisé) du plateau n'est pas aisée à évaluer sur les courbes précédentes (voir Figure 98), toutefois un lissage des courbes permet d'en fournir une valeur moyenne.

Afin d'étudier l'influence de la vitesse d'arrachement, une bande de scratch de largeur 25 mm a été testée pour des vitesses de déplacement de la traverses différentes, les spécimens concernés ici sont : A ; B et C. Les courbes expérimentales semblent, à première vue, montrer qu'il n'y a pas d'effet de la vitesse de pelage sur la force d'arrachement (voir Figure 99). Cependant, la bande de matériaux mise en œuvre et les boucles présentes à sa surface sont en polymère, ainsi il ne serait pas surprenant que la force mesurée puisse être dépendante de la vitesse de traction.



**Fig. 99** – Influence de la vitesse de pelage. Encart : zoom sur les régimes transitoires des courbes

Avec plus d’attention (voir encart Figure 99), les effets de la vitesse de pelage sur la force mesurée lors du régime transitoire des courbes peuvent être observés. Cependant, le bruitage des courbes dans leur régime stationnaire et la faible variation de la vitesse de pelage ne permettent pas de conclure avec certitude sur l’influence de cette dernière. Plusieurs études ont été menées dans la littérature sur cet aspect et concluent à une relation de puissance entre la force mesurée et la vitesse de pelage (Verdier et Ravilly, 2007; Zhou *et al.*, 2011).

Pour finir, la cuve a été remplie d’eau et les bandes de scratches ont été immergées, ce qui a permis d’observer l’influence de l’environnement sur une bande de largeur 25 mm. Il apparaît que la présence de l’eau diminue significativement la force mesurée (voir Figure 99). L’explication la plus probable est que la présence de l’eau a potentiellement inhibé une partie des interconnexions entre les crochets et les fils du scratch.

*Remarque* : Les valeurs d’efforts fournies par le constructeur (34 N / 25 mm), n’ont pas été retrouvées lors du test de bandes de 25 mm.

Malgré qu’ils ne soient que préliminaires, ces essais ont permis de mettre à l’épreuve une première fois le dispositif d’essai sur un matériau offrant une certaine répétabilité (i.e. relativement à l’utilisation de tissus biologiques). Ces résultats vont être utilisés pour tester l’approche développée dans la section suivante.

### 1.1.3 Modèle analytique

Historiquement, deux modélisations de l’essai de pelage ont vu le jour. La première fait l’approximation d’une propagation de fissures dans un milieu continu (Rahulkumar *et al.*, 2000; Jang *et al.*, 2017) et utilise le modèle de *Zone cohésive* (*Cohesive zone model*, en anglais) proposé par Barenblatt (Nguyen et Wu, 2021). La deuxième est historiquement basée sur l’équation de Kendall proposée en 1971 (Kendall, 1971), qui a été modifiée et complétée par de nombreux auteurs (Gu *et al.*, 2016) et, en particulier, par Pesika et al. qui ont proposé le modèle de *Zone de pelage* (*ZP*) (*Peel-zone model*, en anglais) (Pesika *et al.*, 2007). Le modèle de *ZP* fait



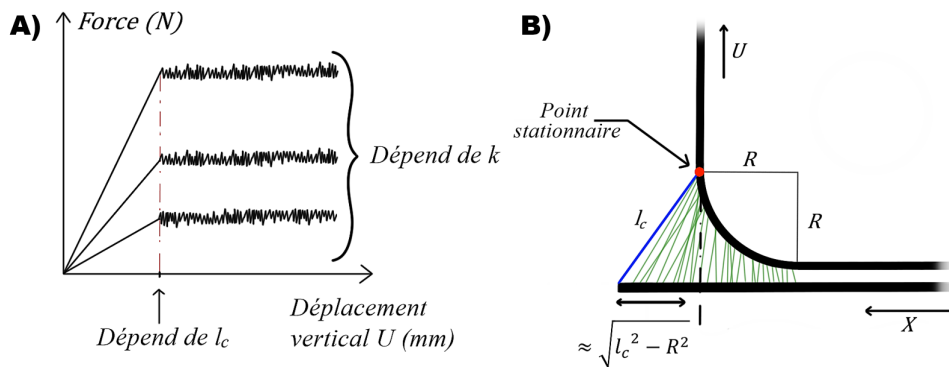
l'hypothèse que la force d'adhésion mesurée lors d'un essai de pelage est due uniquement à la zone (i.e. locale) où l'arrachage a lieu.

La modélisation numérique d'un essai de pelage peut s'effectuer grâce à l'utilisation d'éléments cohésifs implémentés sur divers codes d'éléments finis commerciaux. La couche d'adhésif est alors un milieu continu d'épaisseur constante modélisée par des éléments cohésifs. Ces derniers ont une réponse mécanique qui suit une loi de traction-séparation entre des nœuds voisins ([Abaqus Analysis User's Manual \(v6.6\)](#)).

De manière alternative, l'approche proposée ici n'utilise pas ces éléments cohésifs mais modélise l'interaction par une population de connecteurs (i.e. ressorts) distribués aléatoirement sur la surface délimitée entre les deux solides. Grâce à l'implémentation des connecteurs, cette modélisation plus descriptive des tissus sollicités permet de simuler l'essai de pelage effectué sur le ruban auto-agrippant, mais sera également utilisée pour les essais sur scalps de cochons. Le modèle géométrique bidimensionnel utilisé dans l'approche proposée est inspiré du modèle *ZP*, car il se base sur l'hypothèse que la force mesurée prend sa source dans la zone où le détachement s'effectue. Dans ce modèle, la force d'adhésion est alors due aux éléments connecteurs qui joignent les deux solides. À chaque élément filaire implémenté sont associées une raideur  $k$ , une longueur critique  $l_c$  et une surface élémentaire  $e$  dépendante du nombre de connecteurs générés. La raideur des éléments et leur longueur critique sont identifiées grâce aux données expérimentales et à un modèle par éléments finis associé. En effet, comme il a été possible de l'observer précédemment, les courbes expérimentales montrent deux zones distinctes : une zone linéaire associée au régime transitoire et une zone de plateau associée au régime permanent.

Pour l'identification des deux paramètres, deux hypothèses sont effectuées et clarifiées par la Figure 100.A) :

- la longueur à rupture  $l_c$  est dépendante de la valeur de déplacement vertical  $U$  de la traverse à partir de laquelle le régime permanent est établi ;
- la valeur de l'effort du plateau dépend de la raideur des ressorts  $k$ .



**Fig. 100** – A) Essai de pelage - Clarification des hypothèses. B) Essai de pelage - modèle géométrique.  $U$  : déplacement de la traverse verticale.  $X$  : déplacement de la glissière.  $R$  : rayon de courbure de la partie supérieure.  $l_c$  : longueur critique des connecteurs.  $k$  : raideur des connecteurs

Quatre autres hypothèses relatives à cette configuration (voir Figure 100.B)) sont réalisées :

- le rayon de courbure  $R$  du solide arraché au niveau de la zone “active” reste constant au cours du mouvement ;
- il existe un point stationnaire à partir duquel tous les connecteurs cassent, et ainsi la longueur (ou allongement) critique  $l_c$  reste fixe au cours du mouvement. Cette dernière hypothèse est classiquement réalisée dans les modèles de pelage employant une approche cohésive (Pesika *et al.*, 2007) ;
- pour cette configuration de pelage à  $90^\circ$ , le déplacement de la traverse verticale  $U$  est égale au déplacement horizontal de la glissière  $X$  ;
- la longueur  $L$  de bande fournissant la résistance à l’arrachement de la bande supérieure est donnée par la relation :  $L = \sqrt{l_c^2 - R^2} + R$ .

Selon ces hypothèses, pour une valeur de déplacement de la traverse verticale égale à  $U^p$  correspondante à l’établissement du plateau, on a la relation :

$$U^p = \sqrt{l_c^2 - R^2} + R \quad (1.1)$$

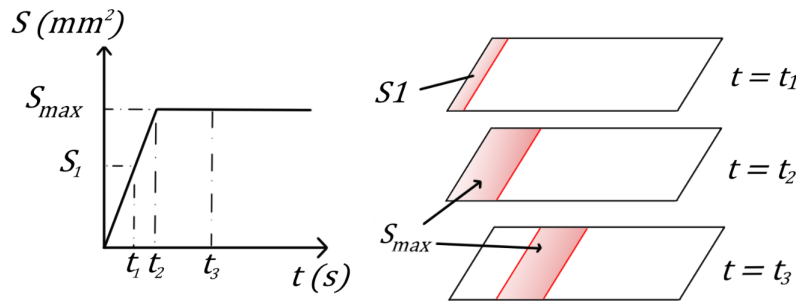
L’expression de la longueur critique des éléments  $l_c$  s’écrit alors :

$$l_c = \sqrt{(U^p - R)^2 + R^2} \quad (1.2)$$

Selon toutes ces hypothèses, et en considérant une largeur de bande  $b$ , on obtient alors l’expression de la surface active maximale  $S_{max}$ , telle que :

$$S_{max} = b \left( \sqrt{l_c^2 - R^2} + R \right) \quad (1.3)$$

Cette surface correspond à la plus grande surface atteignable avant rupture des premiers connecteurs. Une fois atteinte, celle-ci reste constante au cours du mouvement tout en se déplaçant le long des solides (voir Figure 101).



**Fig. 101** – Principe de déplacement de la surface  $S_{max}$

Pour la suite, il est supposé qu’il existe une densité surfacique de force (ou vecteur contrainte) s’appliquant sur la surface active  $S_{max}$ , telle que :

$$\forall M \in S_{max}, \exists \vec{T}(M, \vec{n}) \mid \vec{T}(M, \vec{n}) = \frac{d\vec{F}}{ds} \quad (1.4)$$

Ainsi, la force totale s'appliquant sur la surface  $S_{max}$  est donnée par la relation :

$$F_{max} = \int_{S_{max}} \vec{T}(k) \cdot \vec{n} \cdot ds \quad (1.5)$$

En supposant que le vecteur contrainte soit uniforme en tout point de la surface, il est admis la relation :

$$F_{max} = \frac{k l_{avg}}{e} \cos(\theta_{avg}) S_{max} \quad (1.6)$$

Avec  $k$  la raideur des connecteurs (en  $\frac{N}{mm}$ ),  $l_{avg}$  la longueur moyenne (en  $mm$ ) des connecteurs dans la zone de pelage (i.e. dans  $S_{max}$ ) lorsque le premier connecteur rompt,  $e$  la surface associée à chaque connecteur (en  $mm^2$ ) et  $\theta_{avg}$  l'angle moyen formé par chaque connecteur par rapport à la normale à la surface.

Or, la surface élémentaire  $e$  associée à un connecteur est donnée par la relation :

$$e = \frac{S_{tot}}{N} \quad (1.7)$$

$S_{tot}$  étant la surface totale délimitée entre les deux solides, et  $N$  le nombre total de connecteurs implémentés sur le modèle.

Au final, en supposant que  $\theta_{avg}$  est proche de 0 (i.e. la majorité des connecteurs orientés selon la normale à la surface), il vient :

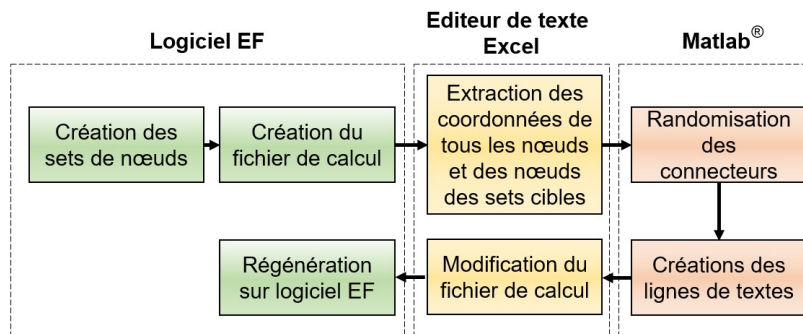
$$F_{max} = \frac{N k l_{avg}}{S_{tot}} S_{max} \quad (1.8)$$

Pour résumer, le rayon de courbure  $R$  est quantifiable grâce à des mesures optiques. La valeur du déplacement  $U^p$  à partir duquel le régime permanent s'établit, est également mesurable sur les courbes force-déplacement. À partir de ces deux dernières grandeurs expérimentales, le premier paramètre du modèle  $l_c$  qui est la longueur à rupture des connecteurs peut être calculé. La grandeur numérique  $l_{avg}$  est identifiée grâce à une première simulation "blanche" du modèle numérique associé qui implémente la longueur  $l_c$  des éléments (cf. sous-section 1.1.5). Ensuite la valeur  $F_{max}$  qui correspond à la force maximale que la zone de pelage  $S_{max}$  peut fournir, est associée à la valeur du plateau sur les courbes force-déplacement et est donc mesurable. Enfin, le deuxième paramètre du modèle qui est la raideur  $k$  peut être évalué grâce à l'équation 1.8, ci-dessus.

#### 1.1.4 Modèle numérique associé

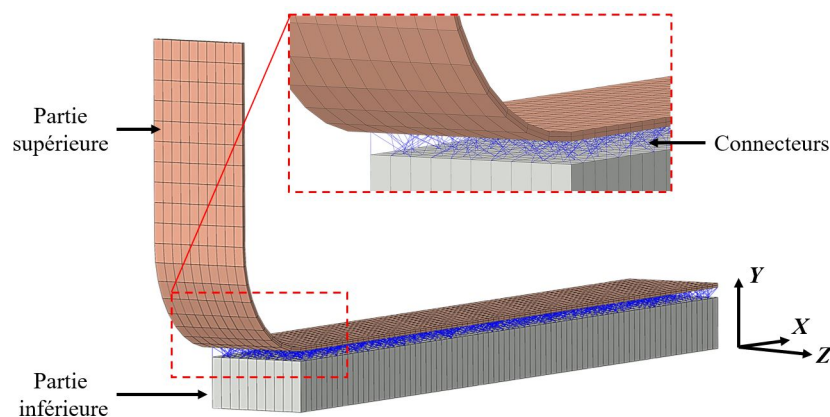
Un modèle par éléments finis a été implémenté dans l'objectif d'identifier la raideur  $k$ , mais également pour pouvoir simuler le comportement de l'essai de pelage (i.e. du scratch dans ce chapitre). En opposition à l'approche classique d'un milieu continu qui est souvent faite pour ce type de test, il est proposé, ici, une approche intégrant un ensemble d'éléments discrets. Dans

l'objectif de générer ces éléments filaires, une démarche a été développée (cf. Figure 102) et sera réutilisée dans les deux chapitres suivants. Brièvement, l'étape de génération aléatoire des connecteurs, la *randomisation*, consiste en la détection (i.e. par calcul de norme euclidienne) et le stockage de l'ensemble des nœuds "cibles" appartenant à un solide qui sont dans un même voisinage qu'un nœud de référence appartenant à un second solide. Les nœuds cibles à relier par des connecteurs au nœud de référence sont ensuite choisis aléatoirement. Le formalisme de cette étape est donné en Annexe C.



**Fig. 102** – Principe de génération des connecteurs

Au total, trois modèles ont été mis au point et correspondent aux trois largeurs de bandes différentes de ruban auto-agrippant utilisées. Les trois modèles numériques se composent de deux solides placés en regard. Le solide supérieur représente la partie du scratch liée à la traverse verticale du dispositif de traction, et le solide inférieur est associé à la seconde moitié fixée sur la glissière horizontale. Le solide supérieur a été conçu en forme de "L" afin d'imposer le rayon de courbure mesuré (i.e. lors des essais) dès le début de l'analyse par éléments finis (voir Figure 103).



**Fig. 103** – Modèle numérique associé à l'essai de pelage du ruban auto-agrippant. Largeur de bande : 10 mm

Pour tous les modèles, la longueur de la zone "utile" entre les deux solides a été fixée à 80 mm. Une campagne de caractérisation (i.e. via des essais de traction) a permis d'identifier

les propriétés hyperélastiques de type Mooney-Rivlin ( $C_{10} = -61,1 \text{ MPa}$  et  $C_{01} = 90,9 \text{ MPa}$ ). Le solide supérieur a été composé d'éléments de type C3D8H, tandis le second solide supposé rigide (i.e. car collé à la cuve) a été modélisé par des éléments R3D4. Par analogie avec l'essai expérimental, un déplacement vertical suivant la direction Y de  $60 \text{ mm}$  a été imposé au solide supérieur, qui a ainsi été "arraché" du second solide. Ensuite, des connecteurs ont été implémentés entre les deux pièces grâce à la méthode décrite précédemment, et le nombre de voisins fixés a été modifié pour chaque modèle. Pour tous les modèles, la longueur de la zone "utile" entre les deux solides a été fixée à  $80 \text{ mm}$ . Le nombre d'éléments des deux solides, le nombre de "nœuds voisins" fixés pour la création des connecteurs et le nombre de connecteurs qui leur a été associé sont regroupés par largeur de bande dans le tableau 16.

Pour ce qui est des conditions aux limites, tous les degrés de liberté des nœuds de la partie inférieure ont été restreints hormis les translations suivant la direction X. Seuls les degrés de liberté des nœuds de la zone verticale de la partie supérieure ont été restreints hormis la translation suivant la direction Y qui permet de mettre en mouvement la pièce.

Largeur de bande (mm)	Solide	Nombre d'éléments	Nombre de voisins fixés	Nombre de connecteurs générés
10	Supérieur	920	3	1782
	Inférieur	1600		
25	Supérieur	2300	2	4212
	Inférieur	4000		
50	Supérieur	4600	1	4131
	Inférieur	8000		

TABLE 16 – Données des modèles numériques associés à la campagne d'essais préliminaires sur ruban auto-agrippant

*Remarque :* Le nombre de voisins a été choisi afin de ne pas augmenter le temps de calcul associé à chaque modèle.

### 1.1.5 Résultats de la simulation de l'essai de pelage sur ruban auto-agrippant

Dans cette sous-section, la longueur critique  $l_c$  et les valeurs de raideur  $k$  ont été évaluées pour chaque essai expérimental présenté précédemment. Pour tous les essais, la valeur du rayon de courbure  $R$  a été estimée à  $R = 11,02 \text{ mm}$  grâce à l'analyse d'images calibrées obtenues par caméra optique classique (voir Figure 104). Le déplacement vertical de la traverse a été évalué à  $U^p = 12,73 \text{ mm}$  à partir des courbes expérimentales. L'équation 1.2 a permis d'identifier la valeur d'allongement critique égale à  $l_c = 11,15 \text{ mm}$ . Pour chaque modèle numérique, une simulation "blanche" a été réalisée afin d'évaluer  $l_{avg}$ , la valeur de l'allongement moyen des connecteurs dans  $l_{avg}$  au moment de la rupture du premier des connecteurs (voir Figure 105). La valeur a été évaluée à  $l_{avg} = 3,22 \text{ mm}$ . La raideur  $k$  des connecteurs a ensuite pu être identifiée pour chaque largeur de bande, et a été implémentée dans chaque modèle associé.

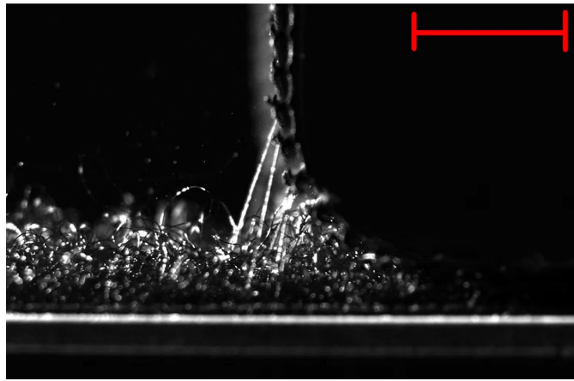


Fig. 104 – Vue de côté de l’essai de pelage sur ruban auto-agrippant. Échelle rouge : 10 mm.

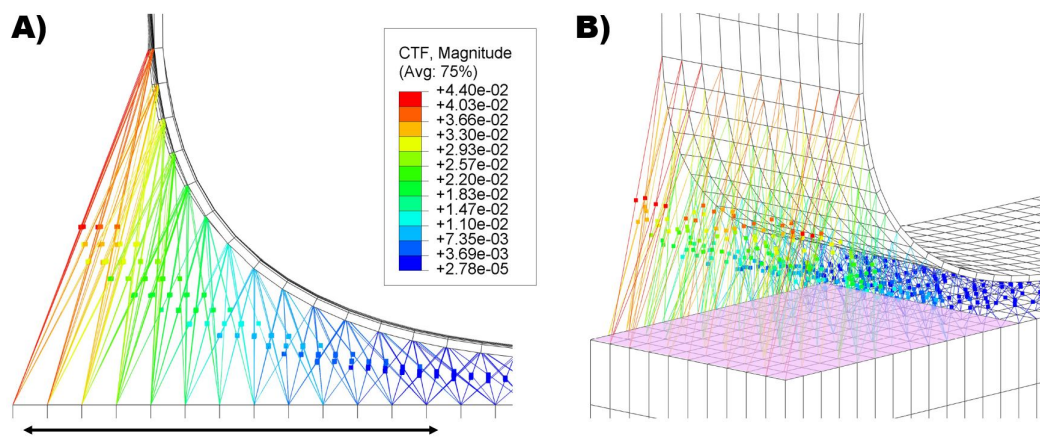


Fig. 105 – Exemple de la mise en œuvre d’un modèle numérique - largeur de bande : 10 mm. A) Vue de profil. Double flèche :  $S_{max}$  de profil. B) Vue isométrique. Zone rose :  $S_{max}$  en vue isométrique. CTF : Norme des efforts transistants dans les connecteurs (en N).

La valeur  $F_{max}$  du régime stationnaire a été estimée (i.e. moyenne effectuée sur les plateaux) pour les trois essais expérimentaux. Finalement, les valeurs de raideur ont pu être calculées en employant la relation (1.8). Le tableau 17 regroupe les valeurs des différents paramètres identifiés et les résultats des trois simulations sont comparés aux résultats expérimentaux précédents sur la Figure 106 et dans le tableau 18.

Les résultats numériques prédisent très clairement ceux issus des essais expérimentaux en reproduisant les courbes force-déplacement pourvues des deux régimes distincts, et ce malgré les nombreuses hypothèses de départ du modèle géométrique. Les parties de courbes correspondantes aux régimes transitoires montrent une bonne correspondance. Les courbes issues des simulations numériques atteignent les valeurs moyennées (i.e. imposées) des plateaux expérimentaux. Les modèles numériques ne peuvent évidemment pas prédire les grandes variations de force qui ont été mesurées expérimentalement, notamment les saccades dûs aux décrochages rapides de plusieurs éléments. La littérature ne semble pas proposer de résultats similaires, et donc la comparaison de ces résultats n’est pas possible.

	Modèle	Paramètres mesurés			Paramètres identifiés	
		Expérimentation		Simulation	Longueur critique des connecteurs, $l_c$ (mm)	Raideur des connecteurs estimée, $k$ (N/mm)
Largeur de bande (mm)	Surface élém., $e$ (mm <sup>2</sup> )	Déplacement vertical, $U^p$ (mm)	Rayon de courbure, R (mm)	Valeur du plateau, $F_{max}$ (N)		
10	0,449	12,7	11,02	4,05	3,5	11,15
25	0,475			11,38		
50	0,968			17,81		

TABLE 17 – Résultats de l'identification des raideurs des connecteurs associées à chaque modèles numériques

Largeur de bande (mm)	Valeur $F_{max}$ expérimentale (N)	Valeur $F_{max}$ simulation (N)	Erreur relative (%)
10	4,05	3,81	3,55
25	11,38	11,37	0,07
50	17,81	18,44	2,59

TABLE 18 – Comparaisons des forces expérimentales et numériques

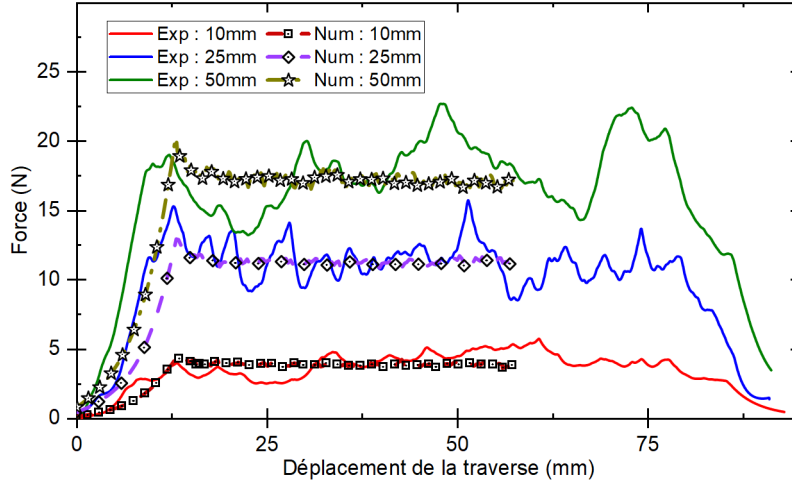


Fig. 106 – Comparaison des essais de pelage expérimentaux et numériques sur ruban auto-agrippant. EXP : Expérimental. NUM : Numérique

## 1.2 Dispositif de succion

### 1.2.1 Un essai de succion, pour quoi faire ?

En comparaison aux fascias plus denses entre les muscles, les fascias superficiels ont l'avantage d'être placés directement sous la peau. Comme exposé dans l'état de l'art, la peau a fait

l'objet de très nombreuses études, notamment grâce aux dispositifs d'essais *in vivo* qui permettent la caractérisation de tissu de manière non invasive, non destructive et dont la mise en œuvre est rapide. Néanmoins, il semble que uniquement les essais d'indentation et de succion peuvent solliciter suffisamment en profondeur et de manière significative les tissus sous-cutanés. Cependant, les tissus à l'interaction peau/os étant extrêmement mous et d'aspect fibreux, le test d'indentation ne semble pas adapté pour quantifier cette interaction et pourrait résulter dans la mesure du frottement entre la peau et les muscles ou les os. Les appareils de succion utilisés dans la littérature possèdent des faibles diamètres et mesurent des petites déflexions. Augmenter l'ouverture d'aspiration pourrait ainsi permettre de sonder plus en profondeur. Le test de succion est alors apparu comme idéal pour réaliser une quantification, même préliminaire, de l'interaction peau/os de la région du scalp. De plus, la configuration de succion du crâne par une ventouse est évidemment toute désignée dans le cadre de cette thèse étant donné que l'EIV en constitue la finalité. Le principe de l'essai est schématisé sur la Figure 107.

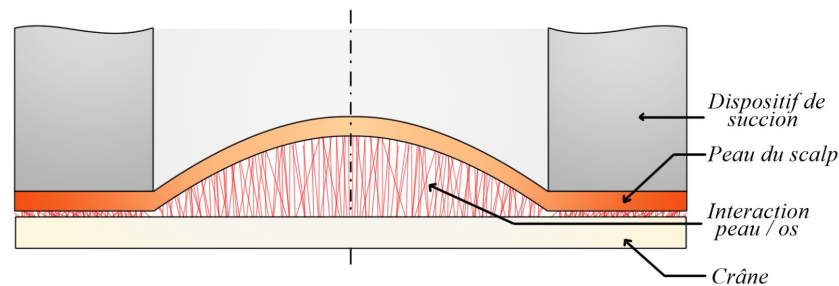
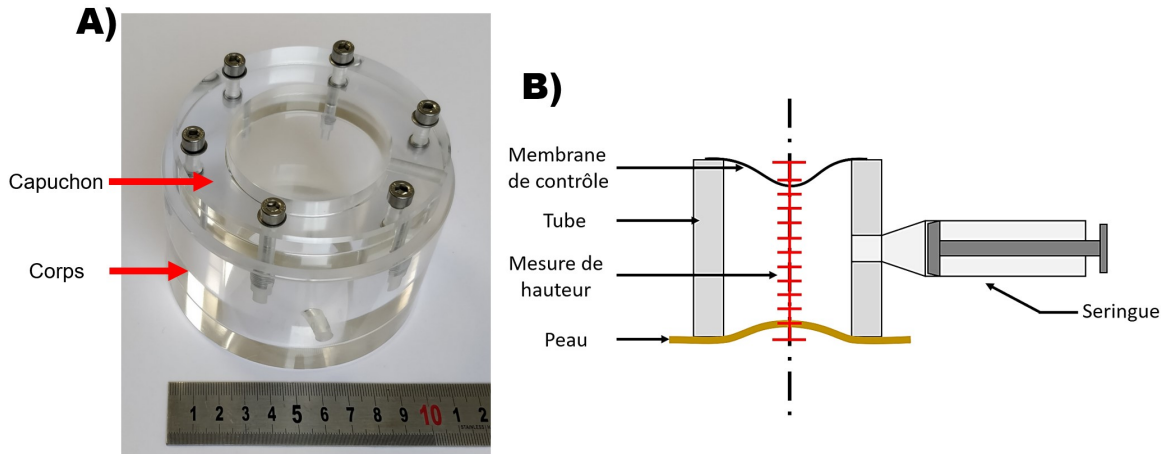


Fig. 107 – Principe schématisé de l'essai de succion sur le scalp

### 1.2.2 Dispositif de succion et acquisition des données

L'appareil de succion conçu consiste en un cylindre de PMMA transparent d'un diamètre de  $110\text{ mm}$ , d'une hauteur de  $55\text{ mm}$ , et qui est évidé sur son axe d'un trou circulaire de diamètre  $60\text{ mm}$ . Le côté du cylindre accueille un trou débouchant d'un diamètre de  $2\text{ mm}$  permettant d'effectuer le vide à l'intérieur et ainsi d'aspirer le matériau testé (cf. Figure 108.A). Le montage avait été conçu initialement pour fonctionner sans capteur de pression, ainsi l'estimation de la pression devait être réalisée par la mesure de la déflexion d'une membrane de contrôle aux propriétés connues (voir principe Figure 108.B)). Cependant, le placement de deux caméras pour mesurer les deux déflexions (i.e. de la membrane de contrôle et du matériau testé) n'est pas aisé et un manomètre externe a été finalement placé en dérivation du circuit de vide. Le choix de ne garder qu'une seule caméra placée au niveau de la base du cylindre pour mesurer la déflexion du matériau testé a alors été fait. Le choix de ne pas mettre de caméra interne comme pour certains appareils de la littérature (Luboz *et al.*, 2012), permet de faciliter grandement la stérilisation du dispositif afin de permettre une éventuelle utilisation *in vivo*. Pour les matériaux testés dans ce chapitre, le différentiel de pression est imposé grâce à une seringue.

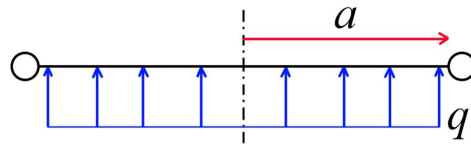




**Fig. 108** – Dispositif de succion. A) Vue globale. B) Schéma de principe. Matériau de propriétés inconnues : peau

### 1.2.3 Solution au problème de Föppl-Hencky

La situation d'aspiration (ou de gonflement) d'une membrane circulaire fixée sur son pourtour est en réalité un cas théorique très étudié dans la littérature (voir Figure 109), connu sous le nom de problème de Föppl-Hencky (1907). Historiquement, ce problème de déformation axisymétrique a été résolu de différentes manières.



**Fig. 109** – Présentation du problème de Föppl-Hencky

Récemment, Yang et al., 2017 ont proposé une résolution en déplacement, en exprimant le déplacement en tout point de la membrane à travers l'utilisation de séries entières. Cette voie de résolution se veut être plus concise que les précédentes. Ils ont établi que la flèche  $w(r)$  en tout point de la membrane telle que :

$$w(r) = \left( \frac{a^4 q}{Eh} \right)^{\frac{1}{3}} \left( \frac{c}{2} \right)^{\frac{1}{3}} \left\{ g(c) - g \left( c \frac{r^2}{a^2} \right) \frac{r^2}{a^2} \right\} \quad (1.9)$$

Avec  $g(c)$  la fonction issue du développement en séries entières :

$$g(x) = 1 + \frac{1}{4}x + \frac{5}{36}x^2 + \frac{55}{576}x^3 + \frac{7}{96}x^4 + \dots \quad (1.10)$$

Les termes  $a$ ,  $q$ ,  $E$ ,  $h$  et  $c$  sont respectivement le rayon de la membrane, la pression, le module d'Young du matériau, l'épaisseur de la membrane et un coefficient issu de la factorisation.

En considérant  $r = 0$  dans l'équation 1.9, il vient l'expression de la flèche maximale :

$$w(0) = \left( \frac{a^4 q}{Eh} \right)^{\frac{1}{3}} \left( \frac{c}{2} \right)^{\frac{1}{3}} g(c) \quad (1.11)$$

De plus, en admettant l'hypothèse de courbure constante de la membrane, on obtient le jeu d'équation :

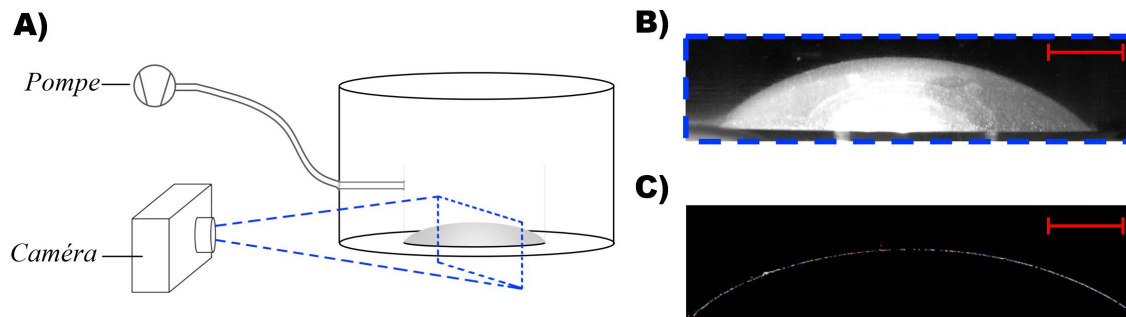
$$\begin{cases} w^{(2)}(a) = w^{(2)}(0) \\ w^{(3)}(r) = 0 \end{cases} \quad (1.12)$$

Ce dernier système permet de déterminer le coefficient  $c$ , et ainsi de résoudre l'équation 1.9.

Pour récapituler : le rayon de la membrane  $a$  est connu car imposé par le dispositif ; la pression  $q$  est mesurée par le manomètre ; l'épaisseur de la membrane  $h$  est mesurée directement sur le matériau avant l'essai et la déflexion  $w(r)$  est mesurée **manuellement** grâce aux images de l'essai. Ainsi, seul le module d'Young  $E$  du matériau testé reste une inconnue à identifier grâce à l'équation 1.9.

#### 1.2.4 Détection de membrane

Une fois le cadre théorique établi, l'enjeu réside dans la mesure de la flèche maximale des membranes grâce à la caméra placée sur le côté du cylindre au niveau de la base inférieure (voir Figure.110.A). L'objectif de la caméra peut induire une distorsion de l'image (selon la distance du plan focal), cependant celle-ci peut être corrigée grâce à la fonction `cameraParameters` de MATLAB<sup>®</sup>. Ensuite, l'image est traitée grâce à la fonction `edge`, du module *Image processing* de MATLAB<sup>®</sup>. Cette fonction génère une nouvelle image filtrée, dans laquelle uniquement les contours de la membrane sont visibles (voir Figure 110.C).



**Fig. 110** – Mesure de la déflexion de la membrane inférieure. A) Schéma de principe du montage. B) Exemple d'image acquise. C) Exemple d'image traitée pour détection de la membrane. Échelles rouges : 10 mm

*Remarque :* La fonction `edge` est applicable et fournira une image comme celle présentée sur la Figure 110.C) uniquement si l'éclairage et les conditions sont idéales (i.e. cf. Figure 110.B)).

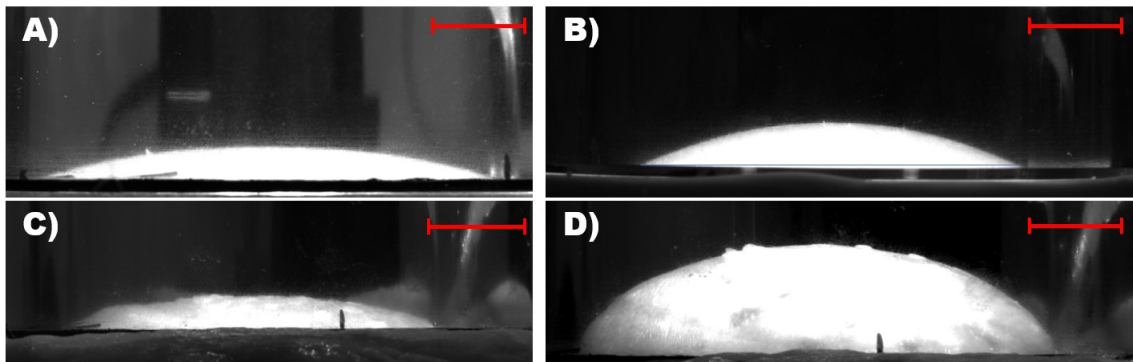
Obtenir les conditions propices au bon fonctionnement de cette fonction est aisé sur des matériaux comme ceux testés dans ce chapitre, mais moins trivial lors d'essais sur tissus biologiques (i.e. scalp de porcs). À défaut, les images acquises, comme celle Figure 110.B) peuvent directement être utilisées. L'image est calibrée et le point le plus haut de la membrane (en  $r = 0$ ) est détecté manuellement. La détermination du module d'Young s'effectue en utilisant directement l'équation 1.9.

### 1.2.5 Essais de succion préliminaires

Une première campagne d'essais préliminaires a été menée avec le dispositif de succion. Divers matériaux ont été testés : du silicone alimentaire (i.e. matériel de cuisine), du silicone type "peau" (cf. mannequin d'entraînement, chapitre 2.2, partie II) et de la peau de poulet achetée dans le commerce. Pour chaque type de matériau, un essai de traction uniaxiale a été réalisé *a posteriori* afin de comparer les modules d'Young estimés par le dispositif de succion. Des exemples d'images capturées lors des essais de succion sont présentés en Figure 111.

Pour tous les tests effectués, les matériaux ont pu être aspirés et les formes qui ont été prises par ces membranes sont en accord avec ce qui était attendu. Les déflexions maximales correspondant à chaque situation ont été mesurées, et les résultats sont regroupés dans le tableau 19.

Lors de la campagne de caractérisation via des essais de traction uniaxiale, seul le silicone alimentaire a montré une différence de caractéristiques anisotropes, et deux modules d'Young ont été identifiés. Les deux premiers matériaux n'ont évidemment pas fait l'objet d'études dans la littérature et ainsi aucune comparaison des modules d'Young identifiés n'est possible. En revanche, les caractéristiques mécaniques de la peau de poulet ont été investiguées, notamment en traction uniaxiale (Gorospe *et al.*, 2007). Le module d'Young estimé par le dispositif de succion et son homologue identifié par essai de traction sont tous deux dans la plage fournie par l'étude de Gorospe et al, qui ont estimé des valeurs de module d'Young entre 1,67 et 7,88 MPa.



**Fig. 111** – Images des essais préliminaires - Dispositif de succion. A) Silicone alimentaire. Pression : 5 mbar. B) Silicone type "peau". Pression : 5 mbar. C) Peau de poulet. Pression : 23,3 mbar. D) Peau du poulet. Pression : 75 mbar). Échelles rouges : 10 mm

## 1.3 Conclusion du chapitre

Le premier dispositif de pelage a été utilisé lors d'essais mettant en jeu un matériau avec une interaction jugée comme répétable qui est du ruban auto-agrippant. L'interaction entre les boucles et les fils de polymères a alors été modélisée par un modèle géométrique qui, de par l'identification de paramètres, a permis de simuler les courbes force-déplacement acquises expérimentalement.

Matériau	Dispositif d'aspiration		Traction uniaxiale
	Pression (mbar)	Module d'Young estimé (MPa)	Module d'Young estimé (MPa)
Silicone type "cuisine"	5	2,25	3,03 (0°)
	10	2,05	
	15	1,85	2,45 (90°)
Silicone type "peau"	5	0,45	0,31
	10	0,35	
	15	0,32	
Peau de poulet	23,3	3,26	1,67 - 7,88*

TABLE 19 – Résultats des tests préliminaires effectués à l'aide du dispositif de succion *ad hoc*

Le dispositif de succion a été employé sur divers matériaux et a permis de mesurer des déflexions pour chacun d'entre eux. Le modèle mathématique choisi a permis d'estimer les modules d'Young de ces matériaux, et les valeurs évaluées correspondent aux modules d'Young des matériaux identifiés par essais de traction uniaxiale.

## Chapitre 2

# Quantification de l'interaction peau/os sur scalp de cochons

L'objectif principal de ce chapitre est de présenter la quantification de l'interaction peau/os de la région du scalp porcine grâce à l'utilisation des dispositifs expérimentaux et de l'approche développée dans le chapitre précédent. En premier lieu, les travaux sur la quantification de la force d'adhésion entre la peau du scalp et le crâne via les essais *ex vivo* et destructifs seront présentés. Cette dernière section présentera la caractérisation de la peau du scalp porcine par essais de traction uniaxiale. Le choix de réaliser les essais sur des échantillons issus de cet animal a été fait compte tenu de l'accessibilité d'une grande région de scalp, et notamment car il est souvent utilisé comme substitut de tissus humains. Enfin, la deuxième section de ce chapitre proposera la quantification *in vivo* de l'interaction peau/os en utilisant les approches de modélisation décrites dans le chapitre précédent.

Les travaux sur les essais de pelage ont fait l'objet d'une publication dans le journal *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. (Vallet *et al.*, 2023a)

### Contenu

---

<b>2.1</b>	<b>Quantification de l'interaction peau/os par essais destructifs</b>	<b>151</b>
2.1.1	Présentation des campagnes menées	151
2.1.2	Identification des propriétés élastiques de la peau du scalp porcine	153
2.1.3	Modélisation de l'interaction peau/os	155
<b>2.2</b>	<b>Quantification de l'interaction peau/os par essais non-invasifs</b>	<b>160</b>
2.2.1	Expérimentation de succion du scalp de porc	160
2.2.2	Utilisations de modèles numériques associés	161
2.2.3	Confrontation des résultats et discussion	166
<b>2.3</b>	<b>Conclusion du chapitre</b>	<b>167</b>

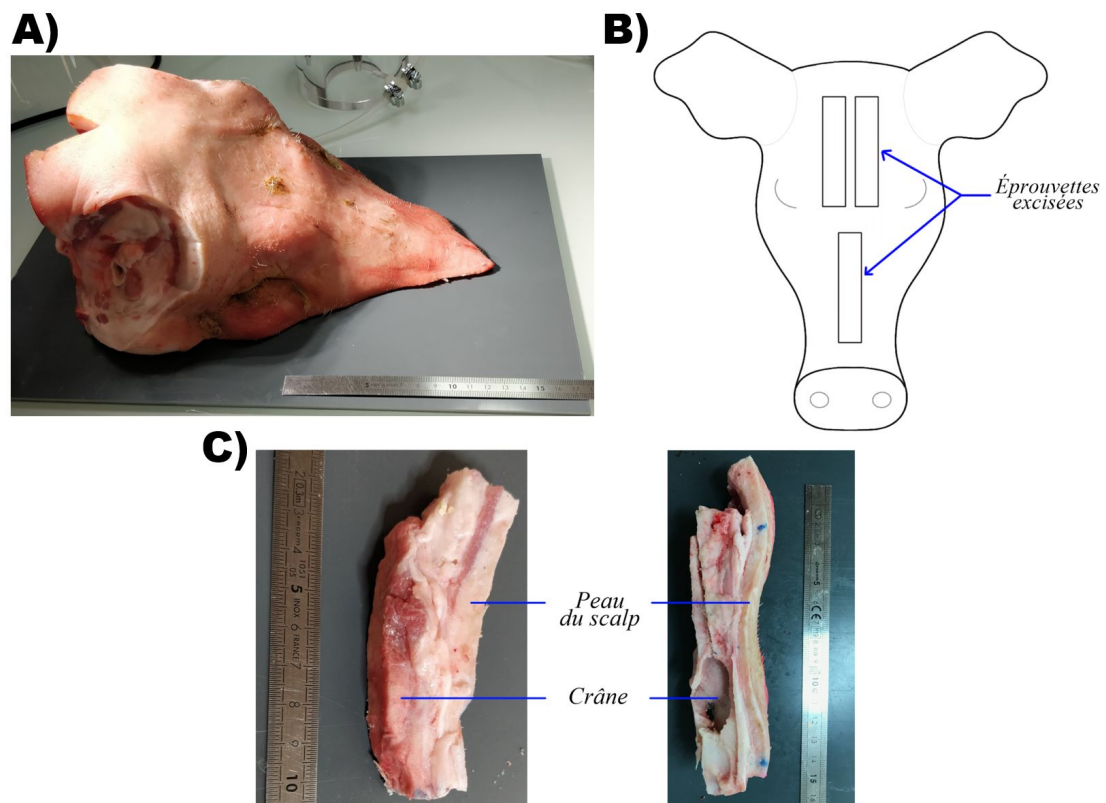
---

## 2.1 Quantification de l'interaction peau/os par essais destructifs

### 2.1.1 Présentation des campagnes menées

Au total, deux campagnes d'essais ont été réalisées et ont impliqué deux têtes de cochons de sexe et âge inconnus (fournies par la boucherie/charcuterie Maison Wagner de Marange-Zondrange), un jour après abattage des animaux (voir Figure 112.A)). Les excisions des six éprouvettes, les essais et la conservation ont eu lieu dans une salle dédiée pour les tests de tissus biologiques (salle dédiée à l'équipe biomécanique du LEM3, de niveau L1).

La confection des éprouvettes a eu lieu en deux temps. D'abord, les bandes excisées ont été grossièrement séparées de la tête, puis ont été retaillées par la suite. Pour les deux campagnes réalisées, la zone d'excision a été choisie entre les oreilles de l'animal, jusque sur le bout du nez (cf. Figure 112.B)). Les éprouvettes pelées ont consisté en de fines bandes comprenant la peau du scalp et le crâne. Les découpes de ces bandes ont été réalisées avec précaution afin de ne pas endommager les tissus mous. Pour la première campagne, les éprouvettes ont été taillées pour fournir environ 50 mm de longueur d'interaction entre la peau et le crâne, alors que la deuxième campagne a permis de récolter des bandes de longueur d'environ 100 mm d'interaction (cf. Figure 112.C)).

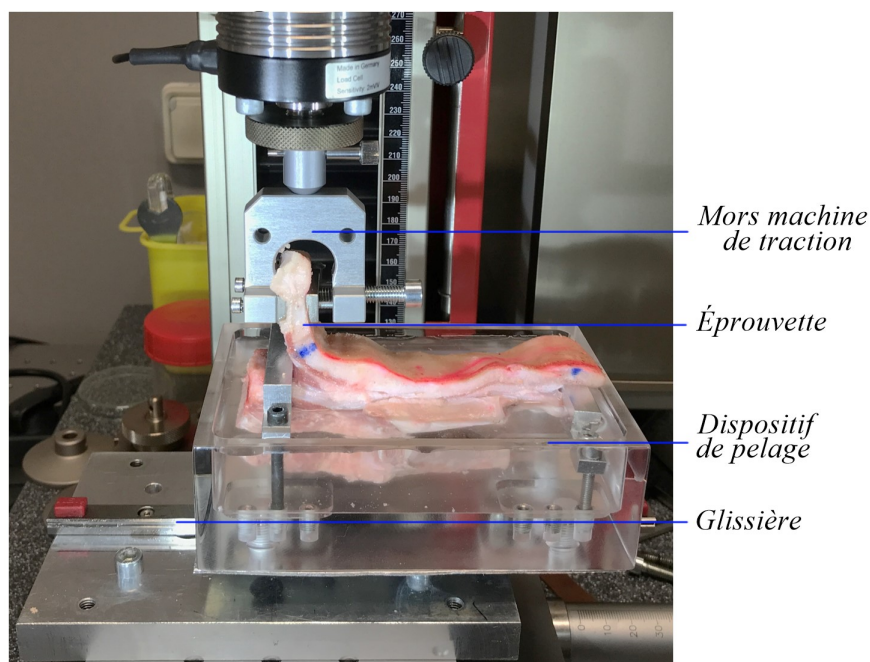


**Fig. 112** – Excision d'éprouvette. A) Tête avant excision. B) Schéma de la zone et de la direction d'excision. C) Éprouvette. Gauche : zone d'interaction de 50 mm. Droite : zone d'interaction de 100 mm.

Cette distinction entre les deux séries d'essai a permis de faire varier la zone d'interaction testée. Pour la première campagne d'essais, la longueur et la largeur moyenne mesurées des échantillons est de  $51,6 \pm 2,6 \text{ mm}$  et de  $17,0 \pm 2,9 \text{ mm}$ , et pour la seconde ces deux dernières mesures sont respectivement  $100,0 \pm 0,1 \text{ mm}$  et de  $29,1 \pm 0,5 \text{ mm}$ . Une fois les excisions réalisées, les éprouvettes ont été mesurées, conservées dans de l'eau salée et dans un environnement refroidi jusqu'à leur passage sur le dispositif de pelage.

*Remarque :* Une extrémité de la peau n'a pas été coupée à la même longueur que le morceau de crâne, pour permettre sa préhension dans le mors de la machine de traction.

Le placement des échantillons dans la cuve du dispositif a consisté à fixer le crâne par le biais des deux pièces mobiles vissables au fond de la cuve, et à maintenir la partie de peau dans le mors de la machine de traction (voir Figure 113).



**Fig. 113** – Exemple de montage d'une éprouvette avant un essai de pelage

Du papier de verre a été ajouté au niveau du mors en fonction de l'épaisseur de la peau, ce qui empêche le glissement de l'éprouvette. De l'eau salée a été ajoutée dans la cuve afin de limiter la déshydratation des tissus mous au cours de l'essai.

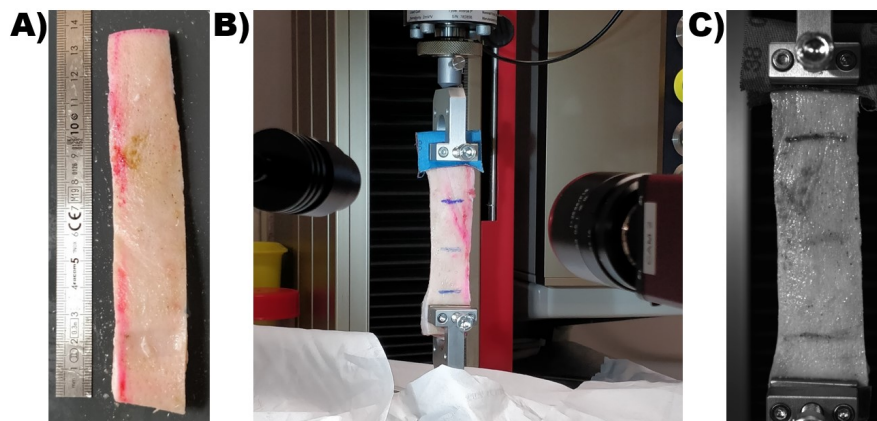
La cuve étant placée sur deux plaques mobiles à vernier (i.e. suivant les deux directions orthogonales à la direction de traction), l'angle de traction a pu être corrigé et a donc permis d'éviter de tirer la peau de manière déviée. Un déplacement vertical de  $1 \text{ mm.s}^{-1}$  a été imposé jusqu'à la séparation complète de la peau par rapport au crâne. L'effort résultant a ensuite été enregistré grâce à une cellule de force de  $500 \text{ N}$ .

### 2.1.2 Identification des propriétés élastiques de la peau du scalp porcin

À la suite des essais de pelage de la deuxième campagne (i.e. sur les longueurs d'échantillons les plus longues), des tests de traction uniaxiale ont été menés afin d'identifier les propriétés de la peau du scalp et afin d'alimenter les simulations. De plus, comme abordé dans l'état de l'art, peu d'essais sur la région du scalp sont présentés dans la littérature : ces essais permettent donc également d'élargir le jeu de données et de propriétés identifiées dans la littérature.

Les éprouvettes de peau ont été testées telles qu'elles ont été pelées, et n'ont pas été recoupées dans le format *iso* "standard" pour ce type d'essai (i.e. en forme d'haltère) (cf. Figure 114.A)). La longueur, la largeur et l'épaisseur moyennes mesurées de ces trois échantillons sont respectivement de  $130,0 \pm 0,1 \text{ mm}$ ,  $29,13 \pm 0,1 \text{ mm}$  et  $6,7 \pm 0,13 \text{ mm}$ .

De manière analogue au protocole présenté précédemment, les bandes de peau ont été stockées dans de l'eau salée en attendant les essais de traction. Du papier de verre a été utilisé pour garantir le maintien correct de la peau dans les mors de la machine de traction (cf. Figure 114.C)). Les essais de traction ont commencé par dix cycles de préconditionnement jusqu'à 10 % de déformation et une traction à une vitesse de  $2 \text{ mm.s}^{-1}$ . La cellule de force de  $500 \text{ N}$  montée sur la machine n'a pas permis de rompre les bandes de peau.



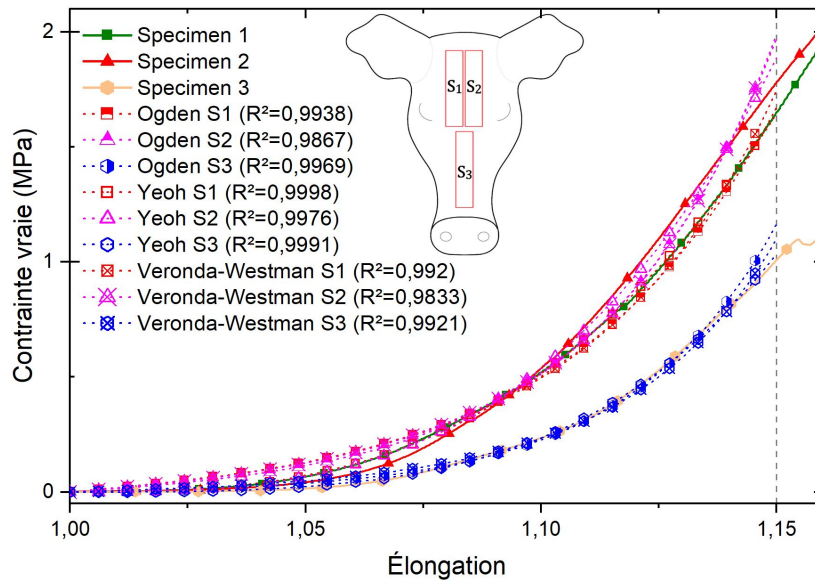
**Fig. 114** – Essais de traction sur peau du scalp de porc. A) Éprouvette avant essai. B) et C) Éprouvette pendant essai.

Les trois essais de traction uniaxiale ont permis de mesurer des courbes de force-déplacement. Ces courbes ont la tendance classique attendue (voir Figure 115), qui est peut être approximée par deux zones linéaires et une zone non-linéaire correspondant à l'alignement des fibres dans la direction de traction (cf. Figure 12).

Les trois formes de potentiels hyperélastiques choisies pour modéliser le comportement en traction de ces éprouvettes de peau de scalp de porc sont les suivantes : Ogden (ordre 1), Yeoh et Veronda-Westman. Les expressions des potentiels de déformation associés à ces lois phénoménologiques sont présentées dans le tableau du chapitre 2 de l'état de l'art (cf. tableau 3). Les coefficients de chaque loi ont été identifiés grâce à la boîte à outils *curve fitting* du logiciel MATLAB® implémentant l'algorithme de Levenberg-Marquart. L'identification des propriétés



a été réalisée jusqu'à une élongation de 1,15. Les coefficients identifiés sont regroupés dans le tableau 20.



**Fig. 115** – Résultats des essais de traction uniaxiale et de l'identification des coefficients des potentiels hyperélastiques choisis. Élongation maximale pour l'identification : 1,15.

Specimen	Ogden			Yeoh				Veronda - Westman		
	$\mu$ (MPa)	$\alpha$	$R^2$	$C_{10}$	$C_{20}$	$C_{30}$	$R^2$	$\alpha$	$\beta$	$R^2$
1	0,56	27,61	0,994	0,017	16,09	7,6	0,999	0,015	21,88	0,99
2	0,46	31,04	0,987	0	15,77	39,54	0,997	0,013	24,57	0,983
3	0,13	37,69	0,997	0	5,06	60,59	0,999	0,003	31,1	0,992

TABLE 20 – Coefficients identifiés des potentiels hyperélastiques choisis

La Figure 115 montre très clairement une différence entre les courbes des spécimens 1 et 2, et la courbe du spécimen 3, ce qui permet d'observer l'influence de la région d'excision.

Pour le choix des coefficients (et donc du potentiel hyperélastique) qui seront utilisés dans les modèles numériques, le potentiel de Yeoh est exclu compte tenu des changements radicaux des valeurs des coefficients d'une identification à l'autre (i.e. d'un ordre de grandeur). Le potentiel de déformation proposé par Veronda et Westman en 1971 a été spécialement développé pour de la peau (Veronda et Westmann, 1970). Cependant, celui-ci n'est pas dans le code commercial ABAQUS®, et bien qu'il soit possible d'implémenter une loi d'utilisateur (i.e. *UMAT* (Castillo-Méndez et Ortiz, 2022)), ce potentiel n'est pas utilisé dans le cadre de cette thèse. La loi hyperélastique d'Ogden à l'ordre 1 et ses coefficients identifiés seront utilisés dans la suite de ce chapitre.

La littérature propose quelques possibilités de comparaisons, en particulier sur les coefficients de la loi d'Ogden identifiés à partir d'essais de traction sur peau porcine. En effet, Remache a proposé (thèse de 2013) les coefficients suivants  $\mu = 0,02 \text{ MPa}$  et  $\alpha = 29,0$  (Remache, 2013), et plus tard Remache et al. ont proposé en 2018 les coefficients  $\mu = 0,69 \text{ MPa}$  et  $\alpha = 23,27$  et notamment les coefficients du potentiel de Yeoh  $C_{10} = 0,26$ ,  $C_{20} = 15,5$  et  $C_{20} = 1,75$  (Remache et al., 2018). Cette dernière étude relate la même difficulté pour l'approximation de la convexité des courbes contrainte-déformation. Les coefficients d'Ogden proposés sont comparables à ceux trouvés précédemment, tandis que les trois coefficients polynomiaux ne le sont pas pour tous les spécimens.

Dans l'objectif d'étendre les comparaisons avec la littérature, des modules d'élasticité tangents correspondant aux parties quasi-linéaires des courbes expérimentales et ont été évalués pour une déformation correspondante aux élongations 1,125 et 1,16. Les valeurs estimées pour les spécimens 1, 2 et 3 sont respectivement :  $29,4 \text{ MPa}$  ( $R^2 = 0,999$ ) ;  $26,5 \text{ MPa}$  ( $R^2 = 0,999$ ) et  $19,6 \text{ MPa}$  ( $R^2 = 0,998$ ). Ces modules élastiques ont été obtenus pour un taux de déformation de  $0,02 \text{ s}^{-1}$ . D'après Trotta et Ni Annaidh, qui ont établi la cartographie des lignes de tension du scalp porcin, la direction de traction des spécimens (i.e. de l'excision) est perpendiculaire aux lignes de Langer (Trotta et Ní Annaidh, 2019) (cf. anisotropie de la peau, section 2.2.1.1 du chapitre 2 de l'état de l'art). De plus, ces derniers auteurs ont établi dans cette direction perpendiculaire, et respectivement pour les deux taux de déformation égaux à  $0,005 \text{ s}^{-1}$  et  $15 \text{ s}^{-1}$ , des modules d'élasticité tangents égaux à  $14,48 \pm 1,38 \text{ MPa}$  et  $34,68 \pm 12,86 \text{ MPa}$ . Les valeurs des modules d'élasticité tangents qui ont été évaluées dans le cadre de cette thèse sont donc comparables avec celles de la littérature.

### 2.1.3 Modélisation de l'interaction peau/os

Le modèle d'interaction présenté précédemment est utilisé dans ce qui suit, et implique l'identification des deux paramètres des connecteurs qui sont la raideur  $k$  et la longueur critique  $l_c$ , et du troisième paramètre est issu d'une première simulation numérique.

#### 2.1.3.1 Modèle numérique associé au pelage du scalp de porc

Le modèle numérique implémenté ici est résolu grâce au schéma d'intégration implicite du code commercial ABAQUS<sup>®</sup>. Ce modèle est composé, comme le précédent associé au pelage du ruban auto-agrippant, de deux solides reliés par une population de  $N$  connecteurs. Les géométries des solides sont simplifiées et correspondent à la longueur et la largeur moyenne mesurées sur les éprouvettes de la deuxième campagne, le modèle est alors générique et non spécifique à chaque éprouvette (voir Figure 116).

La surface délimitée entre la partie inférieure correspondante à l'os et la partie supérieure correspondante à la peau est fixée à  $100 \text{ mm}$ . La peau est constituée de 2040 éléments briques à 8 noeuds de formulation hybride (type C3D8H), et l'os est composé de 750 éléments rigides (type R3D4). Dans ce modèle, la population de connecteurs est égale à 816 et offre une surface

élémentaire égale à  $e = 3,59 \text{ mm}^2$ . Une brève étude de sensibilité au maillage est proposée en annexe D.

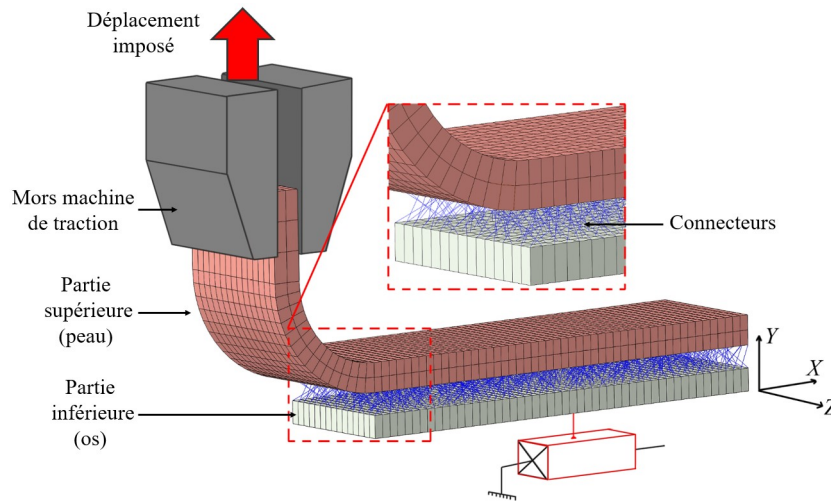


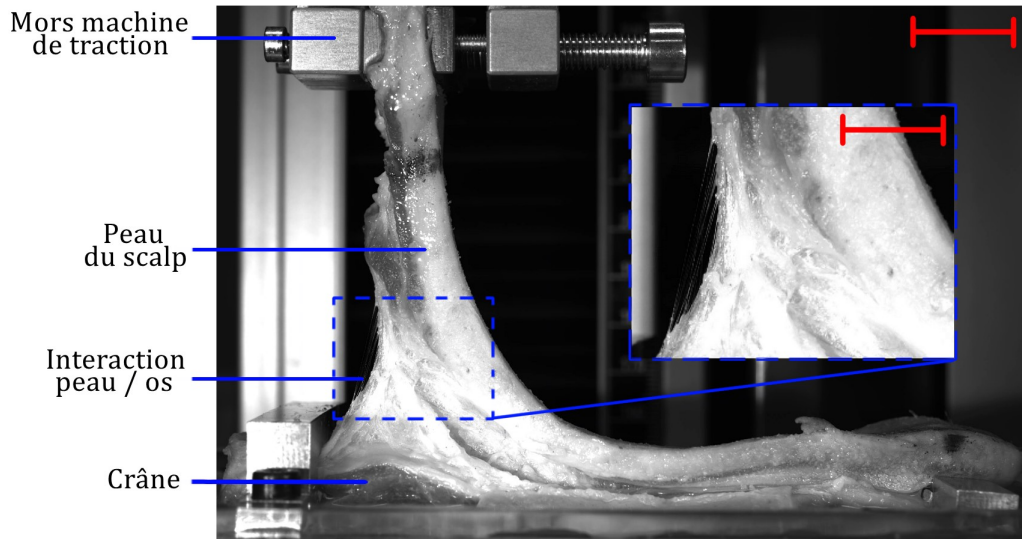
Fig. 116 – Présentation du modèle numérique générique associée au test de pelage sur scalp de porc

Les conditions aux limites qui ont été imposées sont similaires à celles décrites pour la simulation de la réponse du ruban auto-agrippant. Toutefois, une particularité a été implémentée dans ce modèle, la translation suivant Y des nœuds situés à l'extrémité opposée de la traction a été restreinte, ce qui a permis de simuler la fin des courbes de pelage expérimentale (cf. Figure 119). Les propriétés élastiques de la peau identifiées précédemment pour le premier spécimen ont été utilisées ( $\mu = 0,56 \text{ MPa}$  et  $\alpha = 27,61$ ). Une comparaison des résultats employant les deux jeux de coefficients d'Ogden identifiés pour les spécimens 2 et 3, a été proposée par la suite.

### 2.1.3.2 Résultats

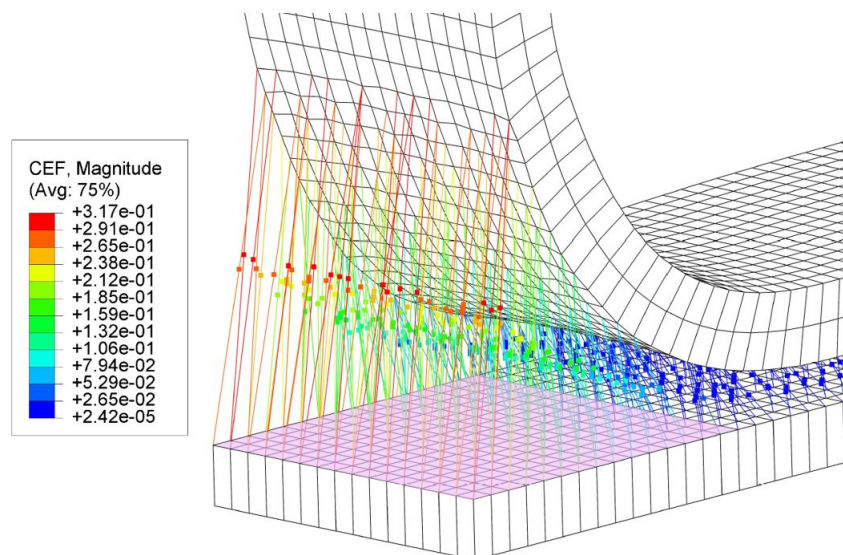
Toutes les éprouvettes ont pu être pelées jusqu'à la séparation totale de peau par rapport au crâne. La Figure 117 montre un exemple des images expérimentales qui ont pu être acquises. Le rayon de courbure des éprouvettes en cours de pelage a été estimé à partir des images à  $R = 30,7 \pm 2 \text{ mm}$  (cf. Figure 117). Pour chaque spécimen, une courbe force-déplacement a pu être mesurée, et celles-ci ont été normalisées par la longueur de l'interface peau/os et par la largeur de l'éprouvette pour pouvoir être comparées entre elles. Les valeurs des plateaux d'efforts ont été mesurées à partir de l'établissement du régime stationnaire. Cet instant a été choisi à partir du premier maximum de force atteinte, et l'abscisse correspondante a été associée au déplacement vertical  $U^p$ . La moyenne des déplacements verticaux à l'établissement des régimes permanents, pour les échantillons de la deuxième campagne (i.e. ayant la même longueur d'interaction que le modèle numérique générique), a été estimée à  $U^p = 28,1 \pm 16,7 \text{ mm}$ . De ces deux derniers paramètres expérimentaux estimés, la longueur critique des connecteurs a pu être identifiée à  $l_c = 30,81 \text{ mm}$ . La moyenne des valeurs des plateaux d'efforts des courbes normalisées a été évaluée à  $F_{max}^{norm} = 1,18 \pm 0,34 \text{ N.mm}^{-1}$ , ce qui correspond à une force égale à  $F_{max} = 34,7 \text{ N}$ . Au vu du caractère bruité des courbes obtenues, les valeurs de  $U^p$  et de  $F_{max}$  sont

dépendantes de l'opérateur. Grâce à une première simulation “blanche” (voir Figure 118), la longueur moyenne des connecteurs a été évaluée à  $l_{avg} = 12,33 \text{ mm}$ . Enfin, cette dernière donnée a permis d'identifier la raideur de connecteurs qui est égale à  $k = 1,23.10^{-2} \text{ N.mm}^{-1}$ .



**Fig. 117** – Essai de pelage du scalp de porc en cours. Échelle : 20 mm. Échelle dans l'encart : 10 mm.

Les valeurs des paramètres identifiés sont regroupées dans le tableau 21, et les résultats des essais de pelage des deux campagnes ainsi que de la simulation du modèle numérique associé sont disponibles sur la Figure 119.



**Fig. 118** – Simulation “blanche” du modèle associé au pelage du scalp de porc. Zone rose :  $S_{max}$ . CEF : force transitant dans les connecteurs, en Newton.

Paramètres mesurés			Paramètres identifiés		
Expérimental		Numérique	Longueur à rupture des connecteurs, $l_c$ (mm)	Raideur des connecteurs, $k$ ( $N.mm^{-1}$ )	
Rayon de courbure, $R$ (mm)	Déplacement vertical, $U^p$ (mm)	Longueur moyenne, $l_{avg}$ (mm)			
$30,7 \pm 2,0$	$28,1 \pm 16,7$	$1,18 \pm 0,34$	12,33	30,81	$1,23.10^{-2}$

TABLE 21 – Mesures et identifications des paramètres du modèle d'interaction associé

Les courbes expérimentales obtenues montrent très clairement une variabilité inhérente aux essais effectués sur matériaux biologiques, mais sont toutes composées de trois zones distinctes. En effet, il est possible d'observer une montée en effort correspondant au régime transitoire, qui est suivie par un plateau, puis par une dernière croissance nette de l'effort qui correspond à la traction de la peau fixée au support à sa seconde extrémité. La variabilité des courbes peut être attribuée au caractère extrêmement mou des tissus qui permettent un très grand glissement entre la peau et le crâne. De plus, le point de déchirure des tissus de l'interaction peau/os ne s'effectue pas rigoureusement à un endroit défini et fixe au cours de l'essai, et peut ainsi se trouver directement sous la peau, ou plus au milieu de l'épaisseur (photo *a* ou *c*, Figure 119). Les observations fines des images des essais semblent néanmoins permettre d'associer la mesure du régime stationnaire aux instants durant lesquels la déchirure se situe directement sous la peau (comme montré photo *b*, Figure 119).

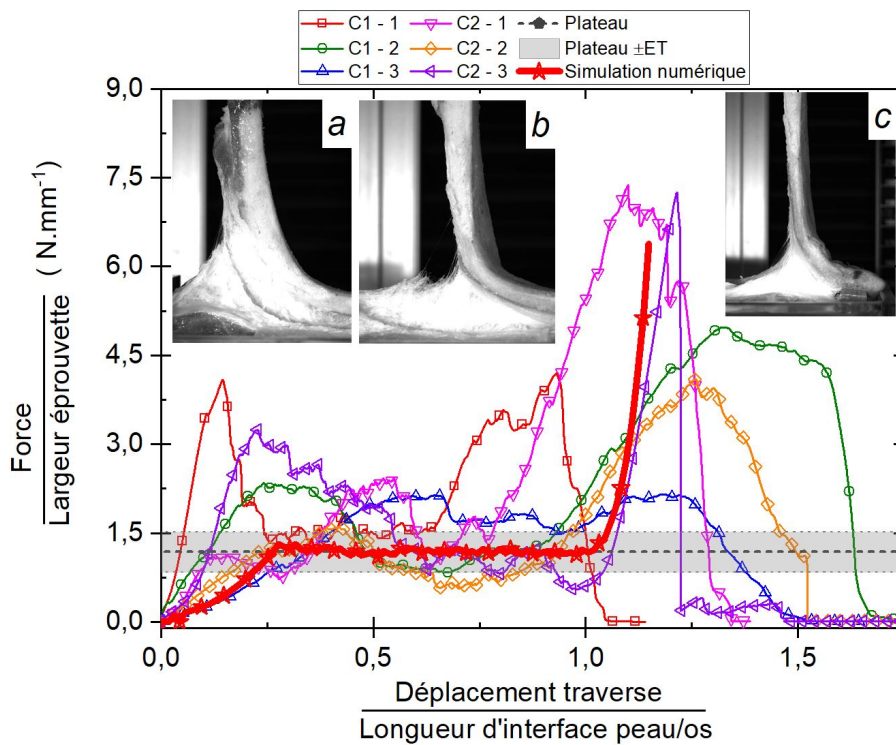


Fig. 119 – Résultats expérimentaux et numérique des essais de pelage sur scalp de porc. ET : Écart-Type

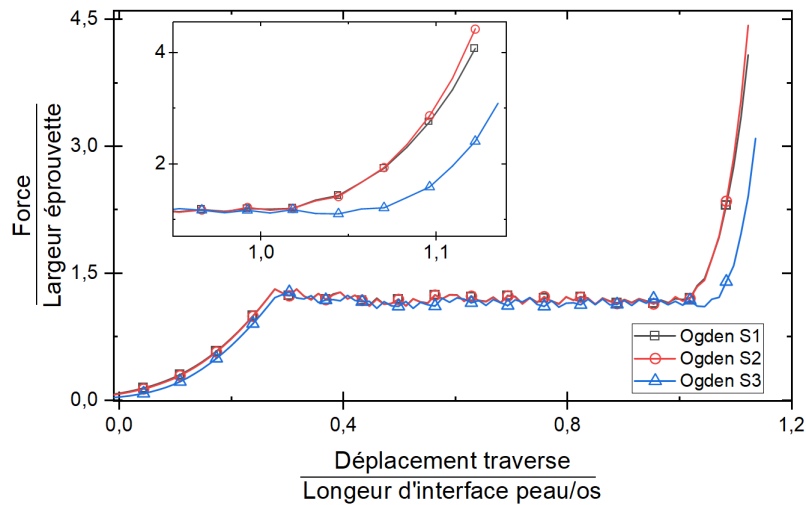
À ces dernières possibles sources de variabilité doit être ajoutée la distribution aléatoire des tissus de l'interaction peau/os. Les oscillations rapides des courbes peuvent être associées aux déchirures progressives des fibres qui ont déjà pu être observées dans la littérature (Pasta *et al.*, 2012; Tong *et al.*, 2014; Noble *et al.*, 2016). Les oscillations de plus larges amplitudes peuvent être associées au déplacement parfois séquentiel de la cuve qui est dû aux frottements de la glissière. Ces essais de pelage de scalp de porc semblent être la première tentative de quantification de l'effort de l'interaction peau/os, et ne semblent ainsi pas comparables avec la littérature.

La modélisation discrète de l'interaction peau/os grâce à l'implémentation aléatoire d'une population de connecteurs a permis de reproduire les trois régimes des courbes expérimentales. Les ruptures en cascades des connecteurs lors de la simulation numérique permettent notamment de reproduire le bruitage des courbes expérimentales. Les deux paramètres des connecteurs identifiés à partir des trois paramètres expérimentaux mesurés et du paramètre numérique évalué, ont conduit à la mesure d'un plateau d'effort (i.e. normalisé) d'une valeur de  $1,19 \text{ N.mm}^{-1}$ . L'erreur relative entre le plateau expérimental et ce plateau numérique est égale à 0,85 %. Ce résultat est très satisfaisant compte tenu du nombre d'hypothèses de départ réalisées, et également des sources d'erreurs notables lors de la mesure des paramètres expérimentaux. En effet, la mesure du rayon de courbure  $R$ , du déplacement vertical  $U^p$  et de la valeur  $F_{max}$  demeurent propre à l'opérateur et sont *de facto* à l'origine d'approximations et d'erreurs.

La génération aléatoire des connecteurs peut également être améliorée en prenant en compte la distribution spatiale des fibres de collagène de l'interaction peau/os, notamment par l'utilisation des techniques d'imagerie comme la génération de seconde harmonique (cf. Chapitre d'ouvrage ISTE, Vallet et Laurent 2023). Le modèle numérique, qui est générique pour l'ensemble des échantillons dans ces travaux, pourrait être également perfectionné en implémentant les géométries spécifiques pour chaque spécimen. Ce dernier pourrait potentiellement mener à l'observation d'une variabilité telle qu'elle est observée expérimentalement. En revanche, des propriétés élastiques spécifiques implantées pour chaque spécimen ne semblent pas *radicalement* affecter la valeur du plateau d'effort. En effet, les deux autres jeux de coefficients d'Ogden ont été utilisés dans le modèle numérique final (i.e. donc à  $k$  et  $l_c$  similaires), afin de pouvoir comparer la différence entre les courbes normalisées engendrées par les propriétés élastiques de la peau. Les résultats sont présentés dans la Figure 120 montrent en effet la quasi-superposition des plateaux des courbes.

De plus, la modélisation de cette interaction peau/os est basée sur un modèle géométrique bidimensionnel, alors que les expérimentations de pelages et la simulation associées sont bien évidemment des problèmes tridimensionnels. Les déplacements hors-plan des connecteurs sont par conséquent négligés dans cette étude. De plus, les hypothèses de départ concernant les connecteurs leur imposent des propriétés linéaires. Bien évidemment, l'interaction peau/os testée est composée de tissus mous qui sont connus pour avoir une réponse non-linéaire et viscoélastique, et l'implémentation de telles propriétés aux connecteurs fait partie des pistes d'amélioration potentielles. Aussi, les connecteurs générés n'ont pas d'interaction, tandis que des phénomènes

tels que la division des fibres, leur fusion ou encore leur glissement les unes par rapport aux autres ont été décrits (Guimberteau *et al.*, 2010).



**Fig. 120** – Résultats de trois simulations de pelage implémentant les trois jeux de coefficients hyperélastiques identifiés précédemment (voir tableau 20).

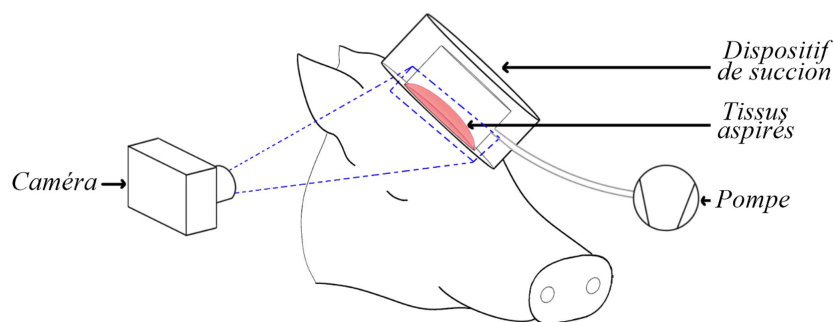
Pour finir, bien que les excisions des éprouvettes aient été effectuées avec le plus de précautions possibles pour ne pas endommager les fascias, et que l'hydratation des tissus ait reçu une attention particulière, il est possible que l'intégrité de l'interface peau/os ait pu être altérée. Ce dernier point a donc motivé la nécessité de développer la méthode de caractérisation *in vivo* présentée dans la section suivante.

## 2.2 Quantification de l'interaction peau/os par essais non-invasifs

### 2.2.1 Expérimentation de succion du scalp de porc

#### 2.2.1.1 Protocole expérimental

Les essais de succion ont été réalisés sur la tête de cochon correspondant à la deuxième campagne d'essais de pelage, avant la collecte d'échantillons. Le dispositif de succion précédemment présenté (cf. Chapitre 1 de cette partie), a été placé sur la région du scalp la plus élargie et la plus plane possible, qui est la partie entre les deux oreilles (cf. Figure 121). De la graisse technique a été appliquée sur la base inférieure du cylindre d'aspiration pour permettre la bonne étanchéité lors de l'essai. Pour cet essai, une pompe à vide (*KNF, Allemagne*) a été utilisée pour permettre l'instauration d'un différentiel de pression suffisamment élevé pour observer une déflexion des tissus suffisante. L'air a donc été pompé en dehors du dispositif, et le différentiel de pression a été maintenu quelques secondes pour permettre sa lecture sur le manomètre (*RS PRO, Allemagne*). Sur le même principe que les essais préliminaires, la déflexion des tissus est acquise par une caméra placée de côté (cf. Figure 121) et a été mesurée manuellement.



**Fig. 121** – Présentation de l'essai de succion réalisé sur scalp de porc

### 2.2.1.2 Résultats de la succion et estimation des propriétés équivalentes du complexe du scalp

Les tissus du scalp ont pu être aspirés, et ont pris une forme bombée comme attendu (voir Figure 122). Une pression égale à  $q = 0,678 \text{ bar}$  a été mesurée et la déflexion maximale mesurée du complexe du scalp a été estimée égale à  $w_{exp}^{CS} = 7,1 \text{ mm}$ .



**Fig. 122** – Résultats de la succion sur scalp de porc. Échelle : 1 cm

Le complexe du scalp a été ici approximé par une membrane d'épaisseur,  $h$ , en formulant l'hypothèse que cette épaisseur est égale à la moyenne des épaisseurs mesurées lors des essais de traction sur la peau. L'épaisseur fixée ici est donc  $h = 6,7 \pm 0,13 \text{ mm}$ . Le modèle mathématique de Yang et al. 2017, présenté en détail dans le chapitre précédent est réutilisé ici pour déterminer le module d'Young  $E^{CS}$  du complexe du scalp (Yang et al., 2017).

Le module d'Young du complexe du scalp a été estimé à  $E^{CS} = 5,55 \text{ MPa}$ . Tout l'enjeu des modèles numériques qui sont présentés dans la suite est alors de montrer qu'à partir de cette mesure expérimentale non destructive, il est possible de quantifier l'interaction peau/os, en séparant la contribution de la peau de celle des tissus sous-jacents.

### 2.2.2 Utilisations de modèles numériques associés

Trois modèles numériques associés à la succion du scalp ont été implémentés, sur le code commercial ABAQUS<sup>®</sup> et utilisent un schéma d'intégration implicite. Ces trois modèles par éléments finis, où une couche homogène est aspirée, sont associés à deux configurations distinctes : **avec** ou **sans** l'implémentation de l'interaction peau/os (i.e. connecteurs). Les deux premiers



modèles numériques (**M1**, et **M2**) sont associés à la configuration sans connecteurs, et le troisième (**M3**) utilise ces éléments filaires. Ce qui différencie les deux premières simulations sont les propriétés élastiques qui sont employées pour modéliser la couche homogène. En effet, pour le modèle M1, la couche homogène est associée au complexe du scalp, et donc les propriétés élastiques sont celles qui utilisent le module d'Young  $E^{CS}$  déterminé précédemment grâce à la solution analytique du problème de Föppl-Hencky (Yang *et al.*, 2017). Pour les modèles M2 et M3, la couche homogène est associée à la peau et son comportement hyperélastique est issu des coefficients d'Ogden identifiés par les essais de traction uniaxiale, et qui ont notamment été utilisés dans le modèle numérique associé au pelage. Par conséquent, le premier modèle permet de simuler l'aspiration du complexe du scalp. Le deuxième montre que les tissus qui ont été sollicités ne sont pas uniquement de la peau, mais qu'il y a une contribution des tissus sous-jacents. Le modèle M3 est utile pour prendre en compte cette contribution de par l'utilisation de la modélisation de l'interaction peau/os et estimer la validité des simulations qui sont faites par la suite. Le tableau 24 regroupe ces informations et la Figure 123 présente trois modèles numériques associés.

Configuration	Sans interaction		Avec interaction
Modèle numérique	M1	M2	M3
Propriétés élastiques de la couche homogène aspirée	Complexe du scalp (expérimental) $E^{CS} = 5,55 MPa$		Peau Ogden : $\mu = 0,56 MPa$ $\alpha = 27,61$

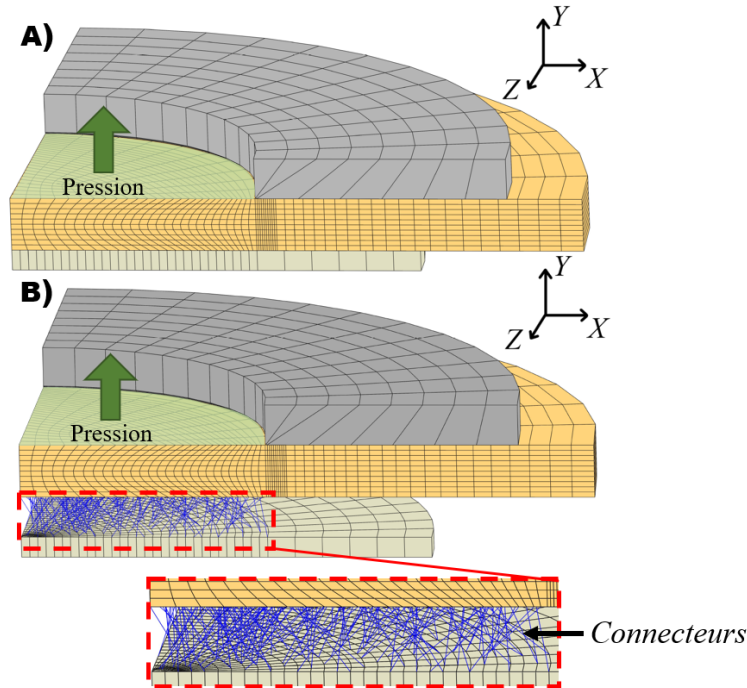
TABLE 22 – Paramètres des modèles numériques associés à la succion de la peau

Les trois modèles implémentent trois pièces : (i) la couche homogène (peau ou complexe du scalp, selon les modèles); (ii) une pièce correspondant au dispositif de succion; (iii) une pièce correspondant au crâne. Pour le modèle M3, avec la modélisation de l'interaction peau/os, 223 connecteurs ont été générés (CONN3D2 éléments) et relient la couche homogène au crâne. Puisque l'implémentation aléatoire des connecteurs dans un environnement tridimensionnel, une modélisation axisymétrique a été exclue, et les modèles sont néanmoins limités à un quart de la configuration qui leur est associée. Les pièces correspondant au dispositif de succion et au crâne ont été constituées d'éléments rigides (R3D4), au nombre de 200 et 1104 respectivement, tandis que la couche homogène a été composée de 5450 éléments. Pour tous les modèles, l'épaisseur de la couche homogène a été fixée à 6,7 mm (hypothèse faite précédemment).

Tous les degrés de liberté des nœuds de l'appareil de succion et du crâne ont été restreints. La translation suivant la direction  $Y$  des nœuds situés sur le pourtour de peau a été bloquée, et des conditions aux limites de symétrie ( $XS YMM$  et  $YS YMM$ ) ont été appliquées aux deux côtés verticaux de cette dernière. Pour finir, la translation suivant la direction  $Y$  de tous les nœuds situés sur la face inférieure de la peau a été restreinte.

Les interactions entre pièces ont été modélisées sans frottement compte tenu de la graisse

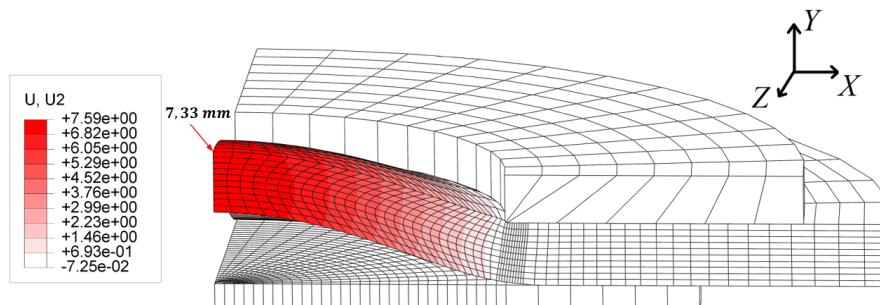
technique appliquée lors de l'expérimentation. Pour finir, la pression est appliquée sur la partie supérieure de la peau, sur une surface délimitée par l'ouverture du dispositif de succion.



**Fig. 123** – Configurations de modèles numériques associées aux modèles : A) M1 et M2. B) M3.

### 2.2.2.1 Aspiration du complexe du scalp sans interaction peau/os

La première simulation qui a été mise en œuvre est celle correspondant à l'aspiration du complexe du scalp, utilisant le module d'Young estimé à  $E^{CS} = 5,55 \text{ MPa}$  grâce au modèle analytique associé. Les résultats de la simulation, qui sont exposés Figure 124, prédisent une déflexion maximale du complexe du scalp,  $w_{num}^{CS} = 7,33 \text{ mm}$ .



**Fig. 124** – Résultat de la simulation du modèle M1. U2 : Amplitude du champ de déplacement suivant la direction Y, en mm

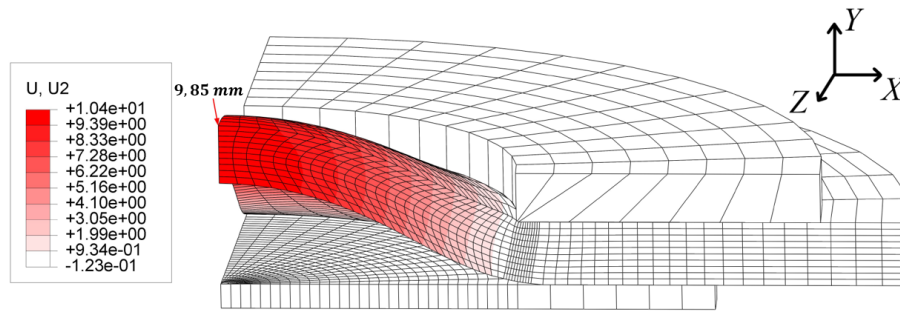
Pour rappel, la déflexion expérimentale évaluée était égale à  $w_{exp}^{CS} = 7,1 \text{ mm}$  ce qui correspond à une erreur relative entre ces deux déflexions égale à 3,2 %. L'estimation des propriétés

élastiques de la zone testée du scalp est satisfaisante, compte tenu de la rapidité de la mise en œuvre de l'essai de succion.

### 2.2.2.2 Aspiration de la peau sans interaction peau/os

Le deuxième modèle numérique qui a été mis en œuvre correspond à l'aspiration de la couche homogène utilisant les propriétés hyperélastiques de la peau identifiées. Les résultats de la simulation prédisent un déplacement de la peau égal à  $w_{num}^{peau} = 9,85 \text{ mm}$  (voir Figure 125), et donc la prédiction est largement supérieure à celle mesurée expérimentalement. L'erreur relative entre la déflexion expérimentale et celle-ci est égale à 38,7 %. L'erreur relative entre la déflexion numérique du modèle M1 et du modèle M2 est égale à 34,4 %.

Ces résultats montrent très clairement que la réponse observée à l'essai de succion ne peut pas être uniquement attribuée à la peau, mais qu'elle résulte bien de la somme des contributions de la peau et de l'interaction peau/os.



**Fig. 125** – Résultat de la simulation du modèle M2. U2 : Amplitude du champ de déplacement suivant la direction Y, en mm

### 2.2.2.3 Succion de la peau avec l'interaction peau/os

La modélisation de l'interaction peau/os par l'ensemble d'éléments discrets détaillée précédemment est réutilisée ici. Pour effectuer la transposition des résultats déterminés précédemment par l'essai de pelage pour le modèle numérique M3, il est nécessaire de partir de l'hypothèse suivante : l'interaction peau/os identifiée par essai de pelage est la même que celle testée par succion. Ainsi, la raideur surfacique mesurée lors des essais de pelage,  $K^{pel}$  (en  $force \cdot longueur^{-3}$ ) est égale à la raideur surfacique présente lors de la succion,  $K^{suc}$ , et on a ainsi la relation :

$$K^{pel} = K^{suc} \quad (2.1)$$

On considère que la force d'interaction est donnée par une population,  $n$ , de connecteurs sollicités, délimitant la surface  $S_{max}$ . À chaque connecteur est alors associé une surface élémentaire sollicitée,  $s$ , telle que :

$$s = \frac{S_{max}}{n} \quad (2.2)$$

*Remarque* : Précédemment, une surface élémentaire  $e$  a été définie, qui est différente de  $s$ , puisqu'elle était définie par l'ensemble de la population de connecteur et par la surface totale d'interaction, et non  $S_{max}$ .

Ces deux raideurs surfaciques prennent leur source dans la raideur des connecteurs et de leur surface élémentaires sollicitée. Ainsi, grâce à l'équation 2.1, on a la relation suivante :

$$k^{suc} * s^{suc} = k^{pel} * s^{pel} \quad (2.3)$$

Enfin, en combinant les équations 2.2 et 2.3, on a alors une nouvelle relation permettant de calculer la raideur des connecteurs qui modélisent l'interaction peau/os dans cet essai de succion :

$$k^{suc} = \frac{n^{pel} * S_{max}^{suc} * k^{pel}}{n^{suc} * S_{max}^{pel}} \quad (2.4)$$

Avec,  $n^{pel}$  et  $n^{suc}$  respectivement le nombre de connecteurs en sollicités dans le modèle de pelage et dans le modèle de succion, et leurs surfaces associées  $S_{max}^{suc}$  et  $S_{max}^{pel}$ .

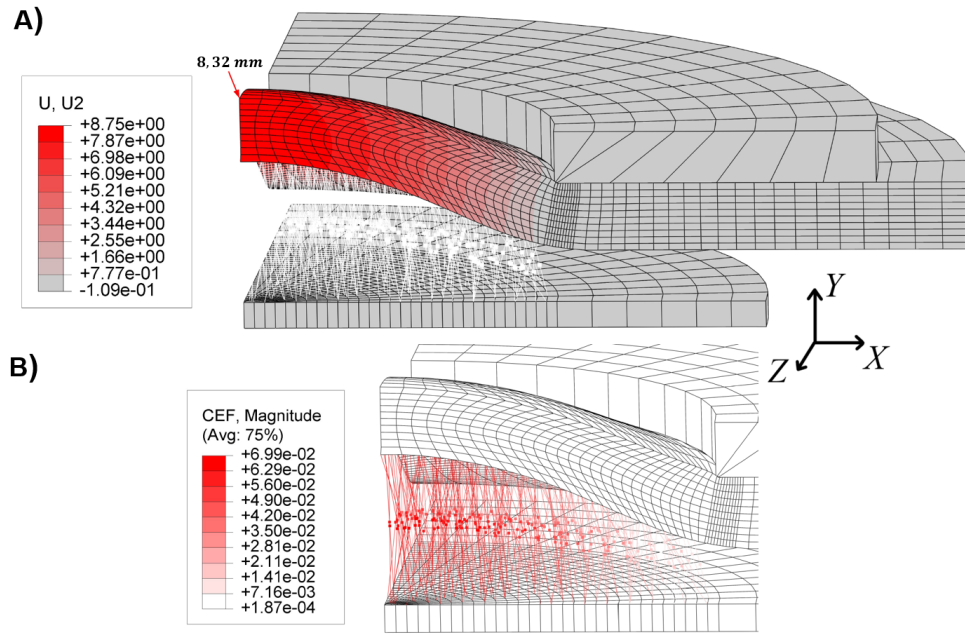
L'interaction peau/os étant supposée identique dans l'essai de pelage ainsi que dans l'essai de succion, la longueur à rupture des connecteurs est supposée être la même,  $l_c = 30,81 \text{ mm}$ . Par suite, la raideur des connecteurs implémentée dans ce modèle avec interactions a été calculée à partir des paramètres de l'équation 2.4, et est égale à  $k^{suc} = 8,18.10^{-3} \text{ N.mm}^{-1}$ .

Ce dernier modèle numérique, qui inclut les propriétés élastiques de la peau du scalp et l'interaction peau/os, prédit alors une déflexion égale à  $w_{num}^{conn} = 8,32 \text{ mm}$  (voir Figure 126). L'erreur relative par rapport à la déflexion expérimentale  $w_{exp}^{CS} = 7,1 \text{ mm}$  est égale à 17,2 %.

Paramètre	Modèle de pelage	Modèle de succion
Nombre de connecteurs	$n^{pel} = 256$	$n^{suc} = 278$
Surface en sollicitation	$S_{max}^{pel} \approx 975 \text{ mm}^2$	$S_{max}^{suc} \approx 706 \text{ mm}^2$
Raideurs des connecteurs	$k^{pel} = 1,23.10^{-2} \text{ N.mm}^{-1}$	$k^{suc} = 8,18.10^{-3} \text{ N.mm}^{-1}$

TABLE 23 – Informations des modélisation de l'interaction peau/os de l'essai de pelage, et de l'essai de succion

*Remarque* : La méthode pour déterminer la raideur des connecteurs pour ce modèle de succion à partir des valeurs de l'essai de pelage sera réutilisée dans le prochain chapitre.



**Fig. 126** – Résultat de la simulation du modèle M3. A) U2 : Amplitude du champ de déplacement suivant la direction Y, en mm. B) CEF : Norme de l'effort transisant dans les connecteurs, en N.

### 2.2.3 Confrontation des résultats et discussion

Les déflexions mesurées ou prédites par simulations sont regroupées dans le tableau 24.

Type de mesure	Modèle M1 :		Modèle M2 :	Modèle M3 :
	Expérimental	Complexe du scalp avec propriétés élastiques	Peau hyperélast. sans interaction peau/os	Peau hyperélast. avec interaction peau/os
Déflexion (mm)	$w_{exp}^{CS} = 7,1$	$w_{num}^{CS} = 7,33$	$w_{num}^{peau} = 9,85$	$w_{num}^{conn} = 8,82$

TABLE 24 – Déflexions mesurées. hyperélast. : hyperélastique

Malgré les nombreuses hypothèses formulées, les propriétés élastiques du complexe du scalp qui ont été utilisées dans le premier modèle numérique permettent de simuler avec une précision satisfaisante la déflexion expérimentale mesurée. En effet dans cette première approche, l'hypothèse d'une couche homogène et d'épaisseur constante qui est égale à l'épaisseur moyenne de la peau (i.e. avant les essais de traction uniaxiale) avait été faite. Bien évidemment, comme le complexe du scalp se déforme sous l'aspiration, l'épaisseur varie et peut notamment être estimé par un modèle mathématique (Slota et Spisák, 2005; Lakhani et al., 2021). De plus, l'anisotropie des tissus qui composent le scalp a été négligée dans cette étude (Trotta et Ní Annaidh, 2019). Concrètement, la bonne prédiction du premier modèle numérique signifie que l'expérimentation de succion avec un dispositif peu couteux, et son couplage avec un modèle mathématique (simple), permet de caractériser les propriétés élastiques équivalentes du complexe du scalp.

Cette caractérisation est novatrice et il semble qu'aucune étude de la littérature ne puisse offrir de comparaisons possibles.

Ensuite, les propriétés hyperélastiques de la peau utilisée dans le deuxième modèle numérique ont permis de mettre en lumière la contribution des tissus sous-cutanés. Pour ce modèle, l'anisotropie des tissus n'a également pas été prise en compte. De plus, les coefficients d'Ogden utilisés correspondent à ceux identifiés sur le premier spécimen de peau testé en traction uniaxiale, alors que la zone de succion étant d'un grand diamètre, il serait rigoureusement plus juste de pouvoir considérer les propriétés de l'ensemble de la zone aspirée. Le dernier modèle numérique a permis de séparer la contribution de la peau de celle des tissus sous-jacents grâce à la modélisation de l'interaction peau/os proposée. Bien que la déflexion prédite de ce modèle soit associée à 10 % d'erreur relative avec celle expérimentale, elle peut être considérée comme satisfaisante, en considérant les différentes hypothèses réalisées et les sources d'erreurs possibles. La première source d'erreur, qui est évidemment valable pour tous les modèles, est l'évaluation manuelle de la déflexion expérimentale, qui pourrait être améliorée en s'inspirant de dispositifs de succion plus aboutis (Luboz *et al.*, 2012; Lakhani *et al.*, 2021). De plus, la modélisation des fasciae est également mise en cause dans l'erreur mesurée, pour tous les aspects propres à l'opérateur abordés dans la section précédente. Enfin, l'identification des deux paramètres des connecteurs découle de l'essai de pelage ; il est possible que la quantification *ex vivo* des tissus de l'interaction peau/os aient été altérés en comparaison au test de succion qui a eu lieu en amont.

Pour finir, bien qu'il ne soit pas possible d'évaluer le paramètre de rupture des connecteurs, leur raideur pourrait être identifiée par approche inverse, de part l'utilisation du dernier modèle numérique et de la valeur de déflexion expérimentale.

## 2.3 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a d'abord proposé des travaux combinant un dispositif expérimental de pelage et un modèle d'interaction associé qui ont permis de caractériser de manière *ex vivo* et destructive la contribution des fascias les plus superficiels de la région du scalp porcine. La modélisation de l'interaction peau/os a alors été réutilisée pour montrer la possibilité de quantifier ces mêmes fascias de manière non-invasive grâce à une expérimentation de succion sur scalp de porc. Il va sans dire que cette même démarche pourrait être appliquée pour quantifier l'interaction peau/os sur scalp humain cadavérique.

À l'échelle temporelle de la thèse, il n'a pas été possible de réaliser des expérimentations sur scalp humain avec les dispositifs et les modélisations proposées. Cependant, les propriétés mécaniques des tissus mous d'animal (i.e. cochon) sont souvent employées dans la littérature, en approche préliminaire, pour remplacer les propriétés mécaniques des tissus humains et il en est fait de même dans cette thèse. Ainsi les modèles numériques du prochain chapitre, qui utilisent la même modélisation de l'interaction peau/os développée et appliquée dans les deux derniers chapitres, emploieront les valeurs identifiées pour des scalps porcins ce qui en constituera une limite évidente.

## Chapitre 3

# Modèles numériques relatifs à la tête fœtale lors d'un accouchement instrumenté par ventouse

La collecte de données, telles que la cinématique du crâne ou les propriétés du scalp fœtal, est impossible. L'élaboration d'un jumeau numérique de la tête fœtale peut permettre, de façon alternative, de prédire le comportement du scalp lors de l'utilisation de la ventouse et d'analyser l'influence de divers paramètres, tels que le placement de la ventouse, la direction de traction et la pression.

Ainsi, ce chapitre propose en première approche d'utiliser une modélisation de crâne de propriétés homogènes pour analyser l'influence de quelques paramètres de l'EIV. En effet, une première modélisation "simple" du crâne permet de limiter le coût en temps de calcul et de pouvoir tester l'influence d'un paramètre uniquement numérique qui est la zone d'implantation des connecteurs. Ensuite, afin d'étudier l'influence de la position de la ventouse et la direction de traction, des fontanelles et des sutures ont été ajoutées au crâne. Enfin, ce chapitre propose de s'intéresser plus particulièrement aux influences de tous les paramètres testés sur les fascias (i.e. connecteurs).

### Contenu

---

<b>3.1</b>	<b>Présentation des modèles de tête fœtale</b>	<b>169</b>
3.1.1	Géométries et matériaux	169
3.1.2	Conditions aux limites	172
<b>3.2</b>	<b>Études préliminaires liées aux modèles numériques</b>	<b>173</b>
3.2.1	Influence de la position des connecteurs	173
3.2.2	Impact de l'ajout des parties molles du crâne	174
<b>3.3</b>	<b>Ventouse placée à l'occiput : Quelle(s) influence(s) de la direction de traction ?</b>	<b>176</b>
3.3.1	Sollicitation(s) du crâne et de la peau du scalp	176
3.3.2	Quelle est la meilleure direction de traction ?	180

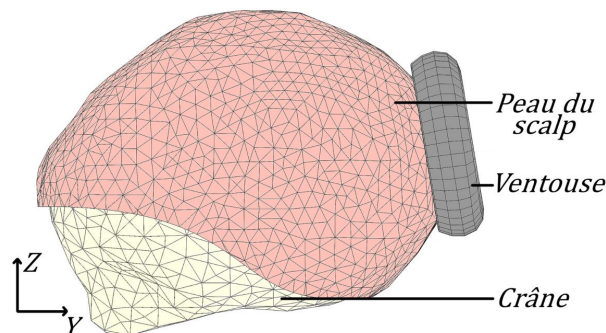
<b>3.4</b>	<b>Changement de la position de la ventouse sur la tête fœtale : quel(s) impact(s) ?</b>	<b>180</b>
3.4.1	Sollicitation(s) du crâne et de la peau du scalp . . . . .	180
3.4.2	Existe-t-il une position optimale? pour quelle(s) direction(s) de traction?	183
<b>3.5</b>	<b>Quelle(s) influence(s) de la pression sur la peau du scalp et le crâne ?</b>	<b>185</b>
<b>3.6</b>	<b>Zoom sur les fascias : quelle(s) influence(s) des paramètres de l'EIV sur ces tissus ?</b>	<b>186</b>
3.6.1	Influence de la pression . . . . .	186
3.6.2	Influence de la direction de traction et de la position de la ventouse . .	187
<b>3.7</b>	<b>Conclusion du chapitre</b> . . . . .	<b>190</b>

## 3.1 Présentation des modèles de tête fœtale

### 3.1.1 Géométries et matériaux

#### 3.1.1.1 Crâne sans sutures

Pour commencer, le modèle numérique est composé de trois solides distincts : le crâne, la peau du scalp et la ventouse. La géométrie du crâne est tirée d'un fichier open source (*Sketchfab*), elle a été reconstruite à partir de clichés IRM. Les dimensions du diamètre fronto-occipital et du diamètre bipariétal sont celles d'un crâne de 38 semaines (voir librairie de crâne partie 3 chapitre 3). Le crâne est supposé creux d'une épaisseur moyenne de 2 mm (choisie en fonction de l'étude de (Li *et al.*, 2015)), et dans cette section il n'inclut pas de modélisation des fontanelles ni des sutures. La peau du scalp a été construite par homothétie du crâne à une épaisseur arbitraire de 2,5 mm (i.e. par manque de données). Le crâne et la peau du scalp ont une distance d'environ 1 mm. Les dimensions du solide qui représentent la ventouse sont inspirées de la ventouse commerciale Kiwi™, en utilisation à la maternité du CHRU du Nancy. Le positionnement relatif des solides est présenté sur la figure 127.

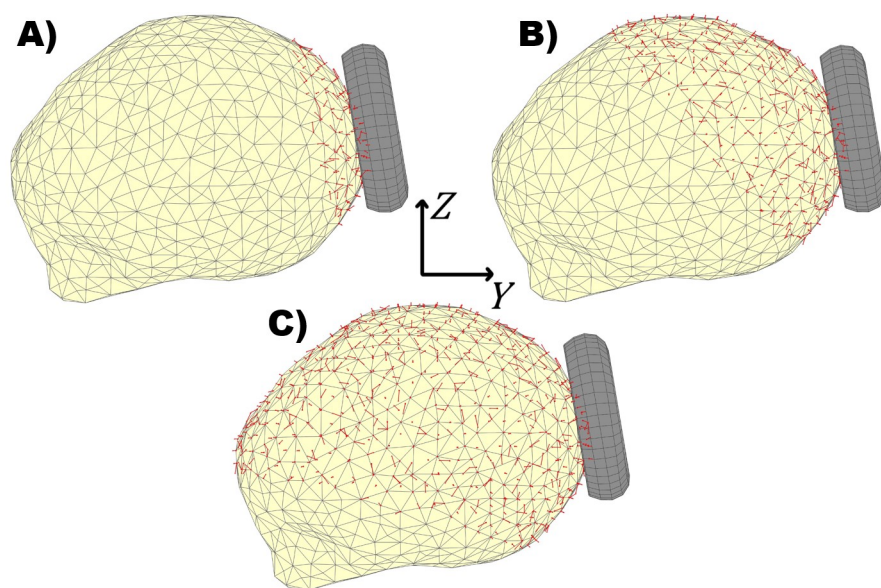


**Fig. 127** – Géométries des solides utilisés dans le modèle numérique - crâne sans fontanelles

Le crâne et la peau ont été composés d'éléments tétraédriques à formulation linéaire (C3D4), tandis que la ventouse qui a été supposée indéformable dans cette étude, a été modélisée par un ensemble d'éléments rigides R3D4. Une population de connecteurs (éléments filaires CONN3D2)



générée par la même méthode que présentée précédemment a été répartie entre la peau du scalp et le crâne. Afin de pouvoir observer l'influence de la position des connecteurs, trois modèles correspondant à la distribution des connecteurs dans trois zones différentes ont été établis. La population de connecteurs a été ainsi localisée en dessous de la ventouse, puis de manière plus étendue, et finalement la dernière population de connecteurs a été répartie sur toute la surface délimitée entre le crâne et la peau du scalp. Les modèles ainsi créés ont été nommés ZV, *Zone Ventouse*; ZI, *Zone Intermédiaire*; et ZC *Zone Complète*, et ont un nombre respectif de connecteurs de 112, 351, 625 (voir Figure 128). La raideur des connecteurs est issue des valeurs qui ont été identifiées grâce aux essais de pelage sur scalps porcins (cf. chapitre 2 de cette partie).



**Fig. 128** – Zones de répartitions de la population de connecteurs, vues sagittales des modèles : A) ZV ; B) ZI ; C) ZC. Trait rouge : connecteurs. Rectangle rouge : début des connecteurs. Triangle rouge : fin des connecteurs

La raideur surfacique mesurée lors des essais de pelage est égale à la raideur surfacique de la zone en sollicitation qui est ici à la région délimitée par la ventouse. La raideur des connecteurs est alors fonction des surfaces sollicitées (i.e. de l'essai de pelage et délimitée par la ventouse ici), du nombre de connecteurs entre ces surfaces, et de la raideur des connecteurs mesurée lors des essais de pelage. Le tableau 25 regroupe les différents paramètres des modèles créés.

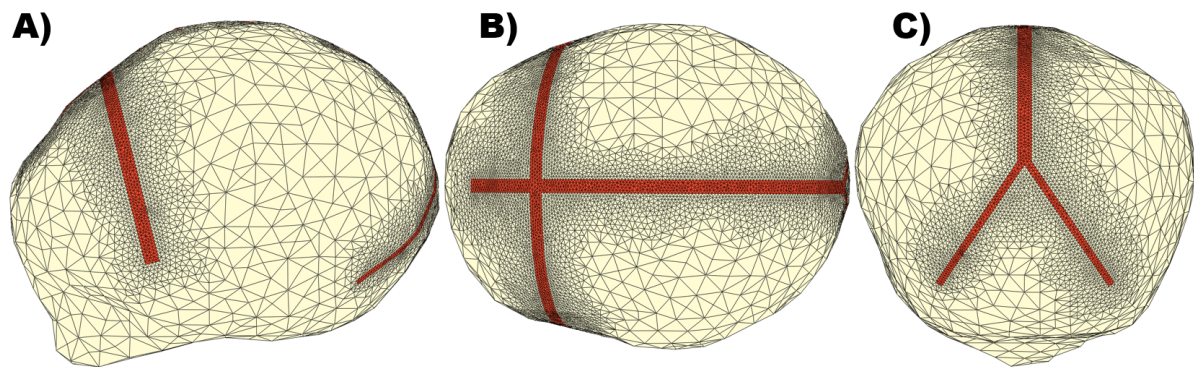
Les propriétés matérielles des solides sont issues de la littérature. Le comportement élastique de la peau du scalp a été modélisé par une loi hyperélastique d'Ogden (et donc isotrope), de coefficients  $\mu = 1,48 \text{ MPa}$  et  $\alpha = 8,1$  tirés de Trotta et Ni Annaidh (Trotta et Ni Annaidh, 2019). Ces coefficients ont été déterminés à l'aide d'essai de traction uniaxiale sur spécimens excisés de cinq cadavres humains. Les propriétés mécaniques qui ont été choisies pour le crâne sont élastiques linéaires de module d'Young égal à  $E = 1300 \text{ MPa}$  et de coefficient de Poisson égal à  $\nu = 0,28$  (Margulies et Thibault, 2000). Ces deux solides ont des masses volumiques respectives de  $\rho_{scalp} = 1133 \text{ kg.m}^{-3}$  et  $\rho_{crane} = 2100 \text{ kg.m}^{-3}$ .

Solides	Nombre d'éléments	Type	Modèle	Nombre de connecteurs	Raideur des connecteurs	Longueur à rupture des connecteurs
Peau	8240	C3D4	ZV	112		
Crâne	5004	C3D4	ZI	351	$1,11 \cdot 10^{-2} N.mm^{-1}$	30,2 mm
Ventouse	1334	R3D4	ZC	625		

TABLE 25 – Caractéristiques des pièces des modèles

### 3.1.1.2 Crâne avec fontanelles et sutures

Ce modèle numérique a été composé des trois même solides que le précédent. Cependant le crâne a été ici pourvu des fontanelles antérieure et postérieure, ainsi que des sutures coronales, des sutures lambdoïdes et de la suture sagittale. Ces parties molles du crâne de nouveaux-nés ont été simplifiées par des sections droites dessinées dans le crâne (voir figure 129).

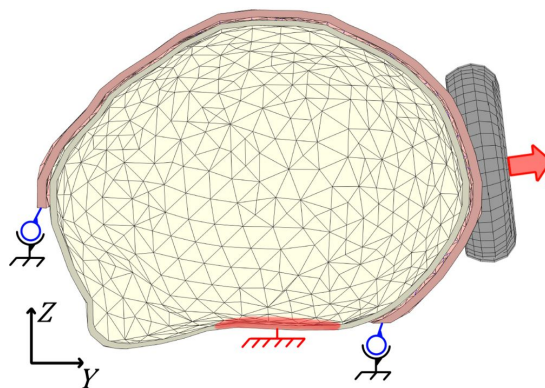


**Fig. 129** – Crâne avec sutures. A) Vue sagittale. B) Vue de dessus. C) Vue occipitale.

Sur ce modèle, le crâne a été composé de 72774 tétraèdres à quatre-noeuds (formulation linéaire). Les propriétés mécaniques de l'os du crâne sont les mêmes que celles utilisées précédemment. Le comportement élastique des sutures et des fontanelles a été supposé élastique et pourvu d'un module d'Young de  $200 MPa$ , d'un coefficient de Poisson de  $\mu = 0,28$  et d'une masse volumique de  $\rho = 1130 kg.m^{-1}$  (Margulies et Thibault, 2000). Au total, 1112 éléments filaires ont été placés entre le crâne et la peau du scalp, sur une zone répartie sur l'ensemble de la surface délimitée entre ces deux derniers solides. Au vu de la population de connecteurs générée qui est plus nombreuse que précédemment, la raideur des éléments a été calculée égale à  $6,5 \cdot 10^{-3} N.mm^{-1}$ , tandis que la longueur à rupture des connecteurs reste inchangée. Les analyses modales des crânes avec et sans sutures sont disponibles en annexe E.

### 3.1.2 Conditions aux limites

Afin d'annihiler les mouvements de corps rigides, un groupe d'éléments a été encastré à la base du crâne, au niveau du cou (voir Figure 130). Cet encastrement a été réalisé grâce à un point de référence, qui permet notamment de mesurer les efforts globaux qui sont appliqués sur la tête foetale. Une liaison rotule a été placée à la base de la peau du scalp, et donc tous les nœuds situés dans la région "plane" ont leur degrés de libertés de translations bloqués. La forme de cette zone est arbitraire, cependant cette dernière condition aux limites est en accord avec les descriptions des différents points d'attache du scalp (i.e. sur le crâne) rapportées par Tolhurst en 1991 (Tolhurst *et al.*, 1991).

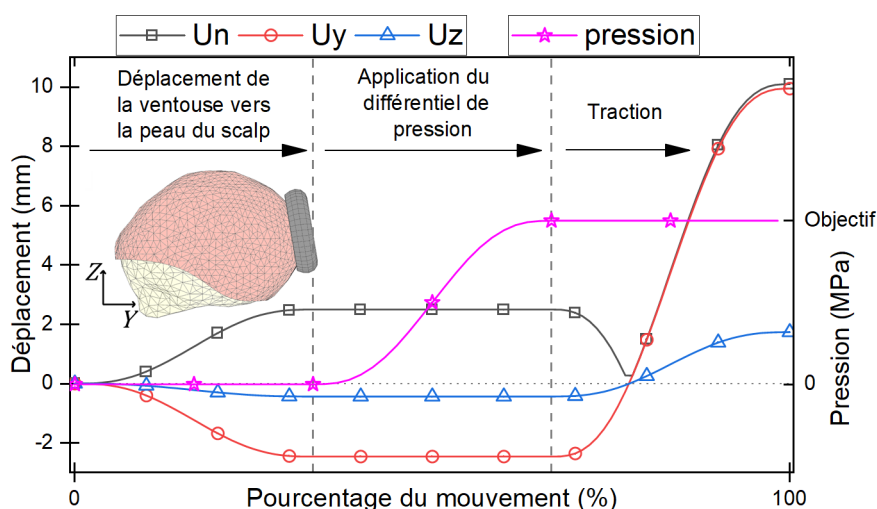


**Fig. 130** – Conditions aux limites. Vue en coupe sagittale du crâne. Zone rouge : éléments encastrés à la base du crâne. Flèche rouge : déplacement imposé à la ventouse

Une condition de contact entre la peau du scalp et le crâne a été implémentée en plus des connecteurs, avec un frottement de coefficient 0,06, en accord avec les travaux de Trotta *et al.* 2018 (Trotta *et al.*, 2018). Il a de plus été ajouté un comportement normal de type exponentiel, ce qui permet de garantir un espacement minimal entre la peau du scalp et le crâne d'environ 0,5 mm. Cette propriété de contact, purement numérique, a pour but de garantir la stabilité de l'analyse en évitant l'écrasement des connecteurs (i.e. distance entre les deux nœuds qui peut devenir négative en cas d'interpénétration des nœuds des solides).

Le différentiel de pression a été modélisé par une "pression" négative appliquée. La condition de contact de la ventouse sur le scalp a été supposée sans séparation après la première détection du contact entre les deux pièces. Le déplacement de la ventouse a été assuré grâce à un point de référence positionné au centre de sa surface plane. Les translations des nœuds suivant les directions  $Y$  et  $Z$  ont été pilotées, et seule la rotation autour de la direction  $X$  est laissée libre. La ventouse est ainsi déplacée est mise en contact avec la peau du scalp, puis tracte tout l'ensemble. Le différentiel de pression est appliqué après le premier déplacement de la ventouse, et est conservé jusqu'à la fin de la simulation. Un exemple des consignes de déplacement suivant les directions  $Y$  et  $Z$ , et la consigne de pression, sont présentées en Figure 131.

Les amplitudes des déplacements de la ventouse ne sont pas égales, mais ont été calculées en fonction de la norme du déplacement souhaitée et du vecteur directeur de la normale de la surface plane de la ventouse. Ceci a permis le bon positionnement de la ventouse sur le crâne, et servira dans les sections suivantes lors du changement de position de la ventouse sur le crâne. Le vecteur directeur de la normale à la ventouse a été calculé grâce à trois points du plan, et correspond en réalité à la tige de la ventouse. Par ailleurs, ce vecteur servira lors de l'étude sur l'influence de la direction de traction, et permettra de mesurer l'angle de traction par rapport à la normale de la ventouse.

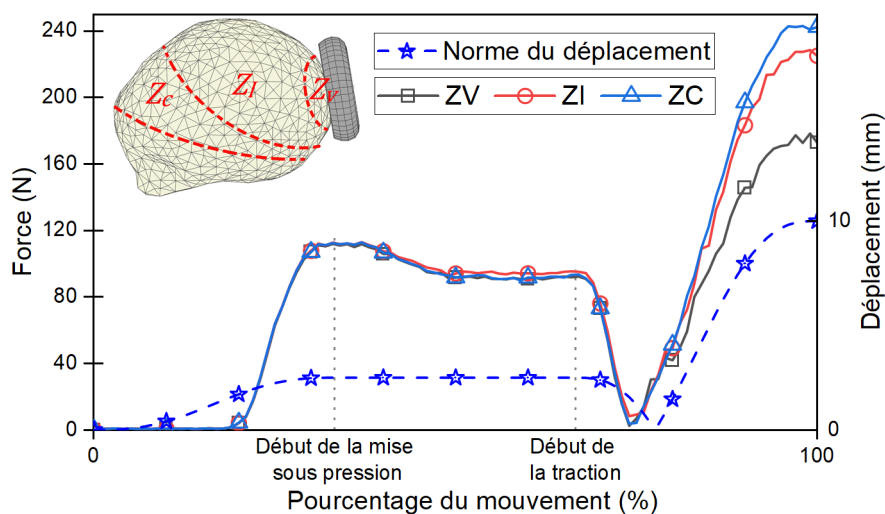


**Fig. 131** – Exemple de consignes de déplacement en norme de 10 mm, et une pression “Objectif”.  $U_n$  : norme du déplacement de la ventouse.  $U_y$  : amplitude du déplacement suivant la direction Y.  $U_z$  : amplitude du déplacement suivant la direction Z

## 3.2 Études préliminaires liées aux modèles numériques

### 3.2.1 Influence de la position des connecteurs

Dans cette étude préliminaire, l'objectif est de déterminer si la population de connecteurs doit être répartie sur l'ensemble du crâne, ou peut être répartie uniquement aux abords de la ventouse. Pour cette étude, l'amplitude de traction (i.e. déplacement) de la ventouse a été choisie égale à 10 mm, et la direction de traction est colinéaire à la normale de la ventouse (i.e. dans sa position initiale). Un différentiel de pression de 700 mmHg a été appliqué. Les normes des forces ont été tracées pour les trois simulations (cf. figure 132). L'analyse des résultats montre la grande influence de la répartition de la population de connecteurs entre la peau du scalp, et que les résultats convergent. Ainsi, pour le reste des simulations de cette section, le modèle qui sera employé est le modèle *ZC*. De plus, pour le prochain modèle qui emploie une géométrie de crâne avec fontanelles et sutures (simplifiées), la population de connecteurs sera également répartie sur la totalité de la surface interne de la peau du scalp.



**Fig. 132** – Résultats des simulations relatives à l'étude de l'influence de la position des connecteurs. ZV : Zone ventouse. ZI : Zone intermédiaires. ZC : Zone complète

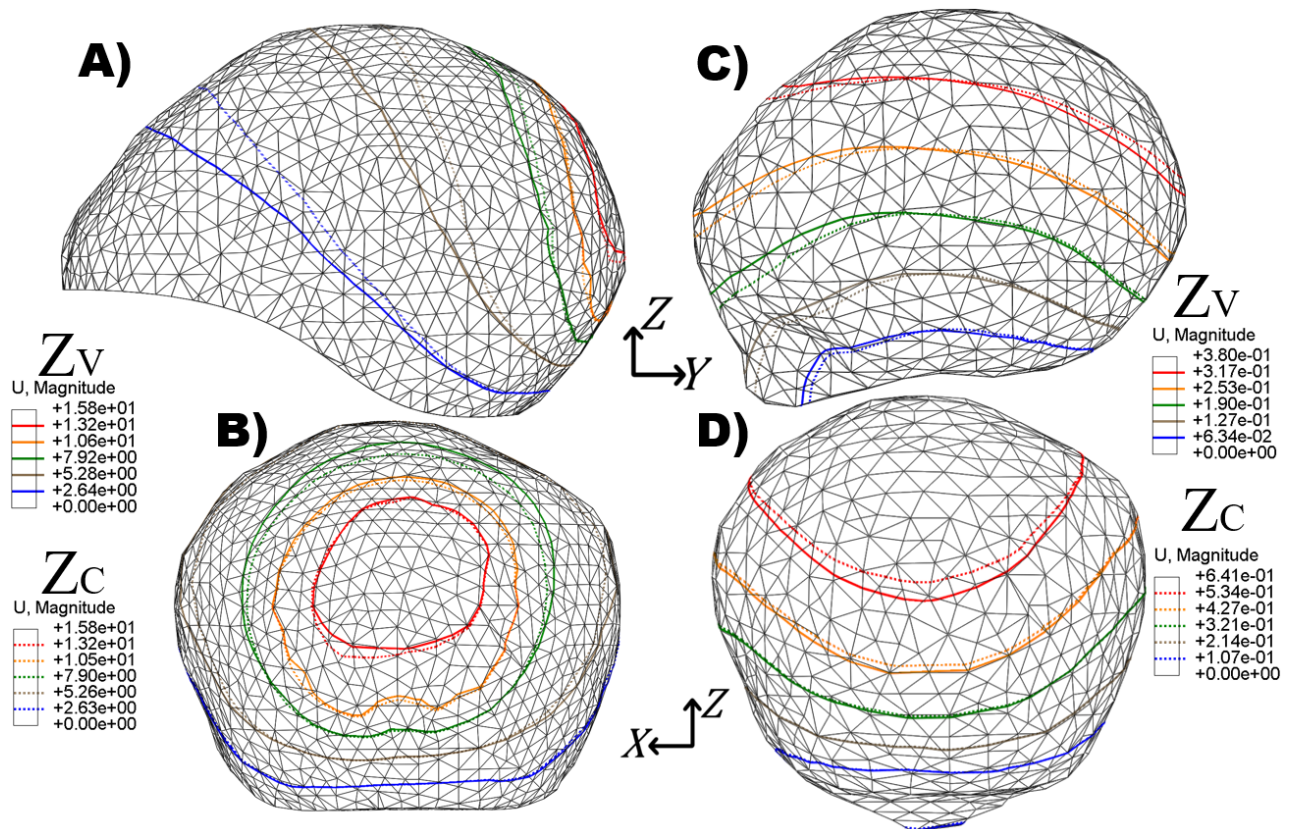
*Remarque* : Les temps de calcul associés aux modèles ZV, ZI et ZC sont respectivement égaux à 37min 43s ; 53min 00s et 53min 47s. Le nombre de connecteurs influe donc sur le coût en temps de calcul de la simulation, mais reste raisonnable.

Les champs de déplacements de la peau du scalp pour les modèles ZV et ZC sont comparés les Figures 133.A) et 133.B). Sur ces deux Figures il est possible de remarquer la différence des courbes d'isodéplacement sur la partie antérieure du scalp, ce qui montre l'influence des connecteurs sur le glissement du scalp par rapport au crâne. Ce glissement relatif entre le crâne et la peau du scalp est remarquable en comparant les deux champs de déplacements qui sont présentés sur les Figures 133.C) et 133.D). Logiquement, la différence d'amplitude du champ de déplacement entre les deux modèles montre l'influence directe des connecteurs sur le crâne.

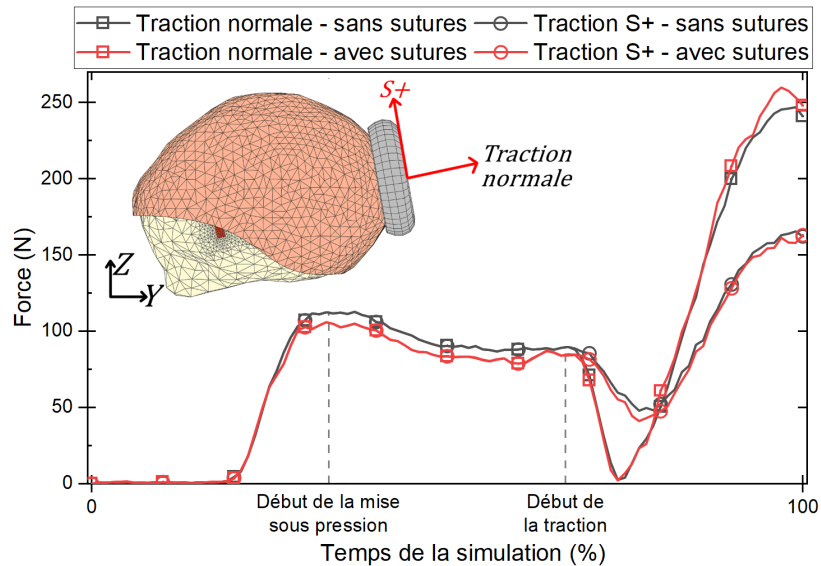
### 3.2.2 Impact de l'ajout des parties molles du crâne

Dans l'objectif de pouvoir observer l'influence de l'ajout des parties molles du crâne, deux premières simulations ont été effectuées pour comparer les résultats obtenus. Pour ces premiers calculs, le différentiel de pression qui a été employé est de 700 mmHg. Les sollicitations en traction de la ventouse ont été respectivement normales (i.e. au plan de la ventouse), contenues dans le plan sagittal, et imposées de manière tangente à la surface de la ventouse vers la partie antérieure de la tête, appelée S+. Les normes d'efforts à la base du crâne sont ainsi comparées sur la Figure 134.

Il est possible d'observer que l'ajout des sutures et fontanelles a peu d'influence sur l'effort global transitant dans la tête foetale. Cependant, les cartes des déformations logarithmiques maximales principales des deux crânes mettent en lumière que les déformations les plus élevées sont localisées dans les sutures et fontanelles du crâne.

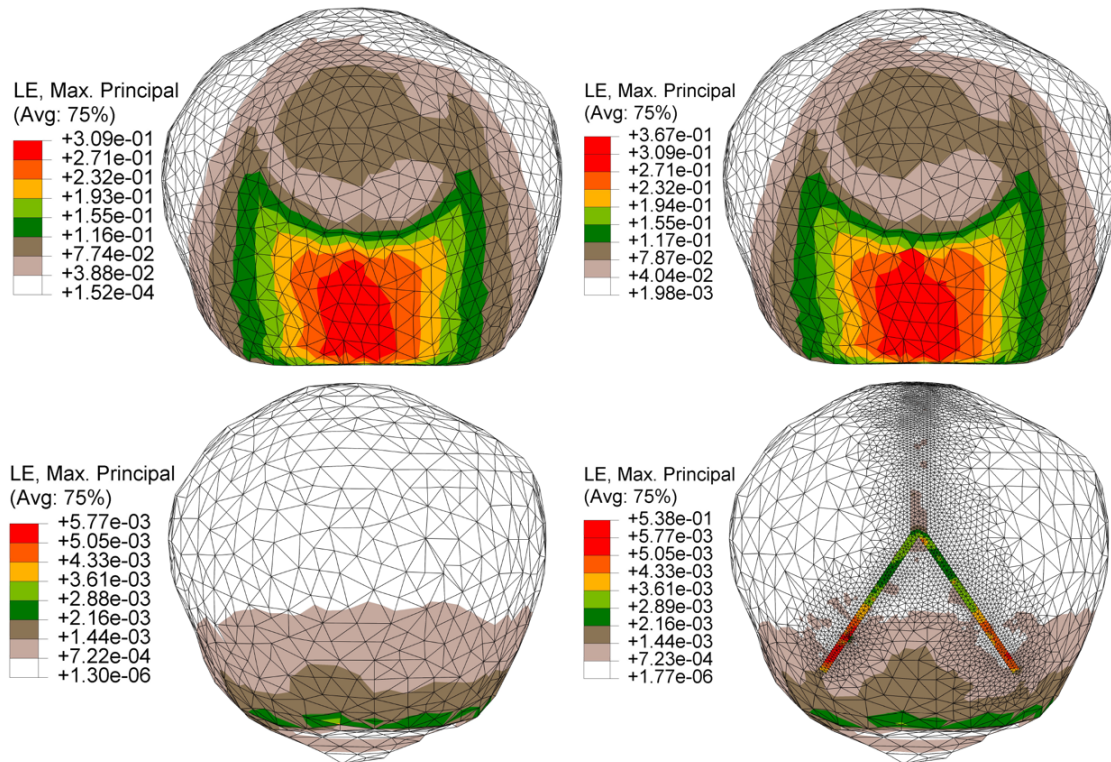


**Fig. 133** – Superposition des cartes des champs de déplacements de la peau du scalp et du crâne pour les modèles  $ZV$  et  $ZC$ . Vue sagittale : A) scalp C) crâne. Vue occipitale : B) scalp. D) crâne.  $U$  : amplitude du champ de déplacement, en mm



**Fig. 134** – Comparaison des normes d'efforts pour les simulations de traction normale et de traction  $S+$ , pour les deux modèles incluant des crânes avec et sans sutures

La Figure 135 met également en exergue la claire différence entre les déformations de la peau du scalp et celles du crâne, et montre que le crâne subit très peu de déformation comparativement à la peau du scalp (deux ordres de grandeurs de différence).



**Fig. 135** – Comparaisons des champs de déformations de la peau du scalp et du crâne sans sutures (gauche) et avec sutures (droite), pour la traction  $S+$ .

### 3.3 Ventouse placée à l'occiput : Quelle(s) influence(s) de la direction de traction ?

#### 3.3.1 Sollicitation(s) du crâne et de la peau du scalp

La position de la ventouse placée sur l'occiput faisant consensus parmi les praticiens comme étant "optimale" (de façon empirique), celle-ci a été utilisée pour cette étude. Comme évoqué lors de la présentation de la technique d'utilisation de la ventouse, le geste qui est employé pour l'extraction doit servir à augmenter la flexion céphalique et donc doit être correctement effectué. Cependant, la littérature et les travaux précédents (cf. chapitre 2 partie II) relatent du caractère très hétérogène de ce geste. Ainsi, cette sous-section vise à étudier l'effet de la direction de traction en implémentant huit directions de déplacement différentes de la ventouse.

Ces tractions ont été disposées selon huit points cardinaux et ont été nommées (dans le sens horaire et commencement en haut) :  $S+$  (i.e. sagittal positif) ;  $S + C+$  ;  $C+$  (i.e. coronal positif) ;  $C + S-$  ;  $S-$  ;  $S - C-$  ;  $C-$  et  $C - S+$  (voir Figure 136). D'un point de vue clinique, la

traction  $S+$  est la plus favorable à la flexion céphalique et doit donc être optimale pour l'EIV, à l'opposé de la traction  $S-$  qui promeut la déflexion de la tête fœtale. Dans cette étude, toutes les directions de traction ont été incluses dans le plan de la ventouse (i.e. et donc orthogonales à la normale).

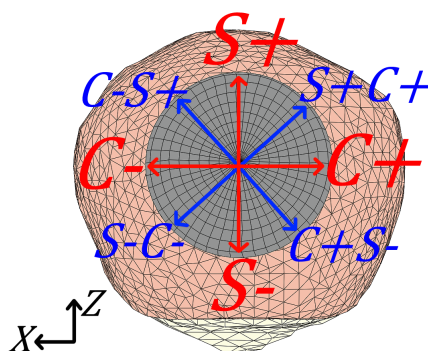


Fig. 136 – Schéma des différentes tractions utilisées

Pour toutes les simulations, l'amplitude du déplacement a été de  $10\text{ mm}$ , et le différentiel de pression a été fixé à  $700\text{ mmHg}$ . Les champs de déplacement et de déformations de la peau du scalp et du crâne sont présentés sur les Figures 137 et 138, pour chaque traction. Ces figures permettent de voir l'influence globale de la direction et du sens de traction. Les cartes des champs de déplacements sur la peau du scalp mettent en exergue la faible influence de la direction de traction. En effet, les lignes d'iso-déplacements correspondant aux valeurs les plus importantes de déplacement, restent localisées sous la cupule de la ventouse. Comme précédemment, il est possible d'observer le très faible effet du changement de la direction de traction sur les champs de déplacements des nœuds du crâne, et de fait, les résultats ne seront pas présentés ici.

Les cartes des déformations logarithmiques principales maximales de la peau du scalp affichent des valeurs maximales qui sont les plus élevées pour les tractions  $C-S+$ ,  $S+$  et  $S+C+$ . Bien évidemment ces prédictions sont dues aux conditions aux limites qui sont proches de la région basse occipitale (i.e. cou).

Les champs de déformation de la peau du scalp montrent quant à eux que les zones les plus sollicitées sont directement aux abords extérieurs de la ventouse et non pas sous la cupule. En d'autres termes, bien que la pression à l'intérieur de la cupule joue un rôle dans la sollicitation des tissus, elle n'engendre pas les sollicitations maximales. Cette observation est en accord avec certaines constatations post-opératoires. En effet, lors de certains accouchements instrumentés par ventouse, l'excoriation du scalp du nouveau-né peut survenir aux alentours de la ventouse. Ces conséquences de l'extraction semblent liées à la durée d'utilisation (Miller *et al.*, 2019). D'un point de vue mécanique, il apparaît clair que ces excoriations sont potentiellement promues par des phénomènes d'endommagement de la peau du scalp au cours du temps, et ainsi qu'au cours de chaque traction, et ceci indépendamment de la direction de traction imposée.



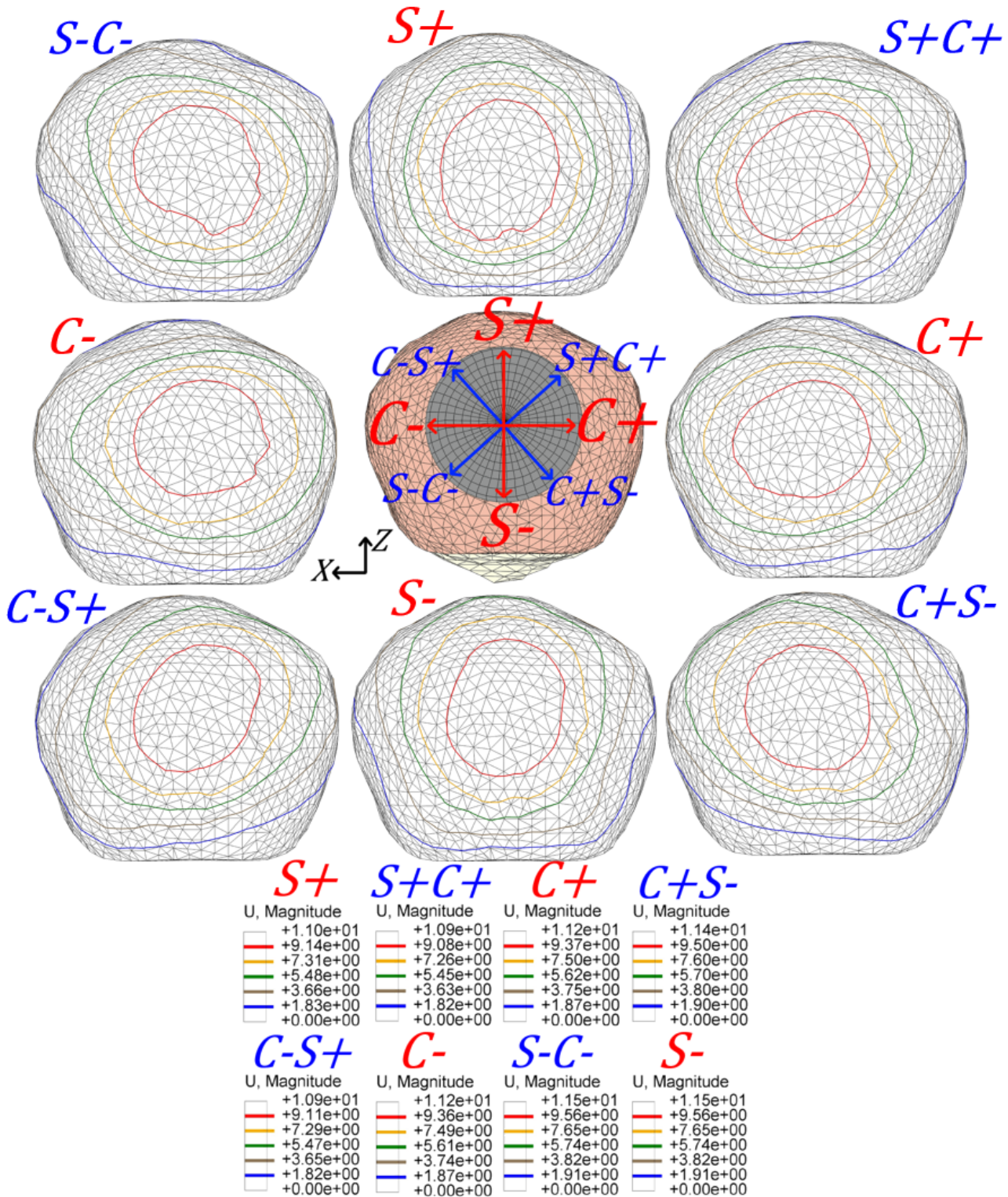


Fig. 137 – Comparaison des champs de déplacement de la peau du scalp pour les 8 directions imposées à la ventouse. U : amplitude du champ de déplacement, en mm

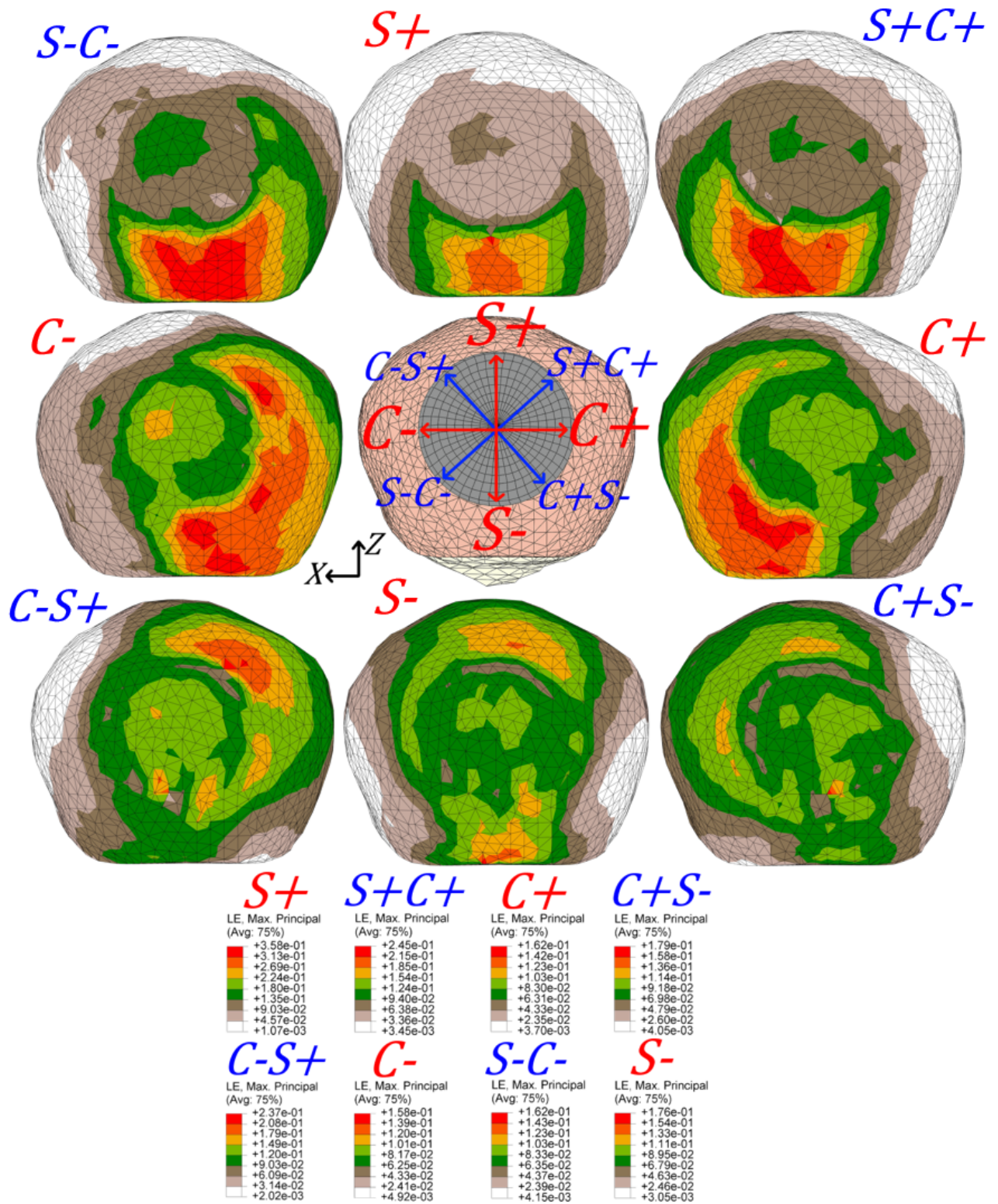


Fig. 138 – Comparaison des champs de déformation de la peau du scalp pour les 8 directions imposées à la ventouse. LE : déformation logarithmique maximale principale

### 3.3.2 Quelle est la meilleure direction de traction ?

Pour répondre à cette question, les courbes des moments qui engendrent la flexion (i.e. autour de l'axe X) ont été tracées pour chaque traction et sont regroupées en Figure 139. La convention de signe utilisée impose un signe positif lorsque la flexion s'effectue vers la partie antérieure de la tête. Ce graphique montre logiquement que les directions de traction qui induisent la flexion céphalique sont les directions  $C - S+$ ,  $S+$  et  $S + C+$ , tandis que les tractions hors plan sagittal induisent des moments autour des autres axes. Ainsi, pour une flexion de la du bébé qui soit la plus efficace possible, il apparaît nécessaire que la traction appliquée soit contenue dans le plan sagittal.

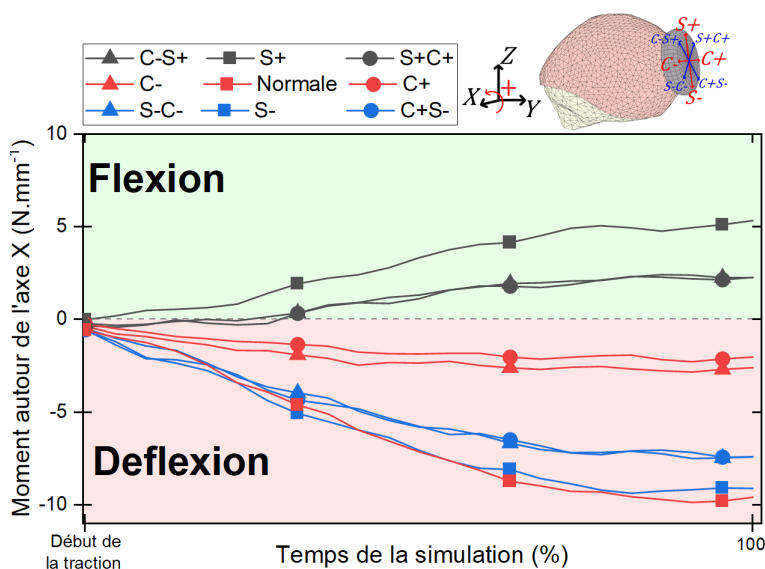


Fig. 139 – Comparaison des moments de flexion pour chaque traction différente. Normale : traction suivant le vecteur normal du plan de la ventouse.

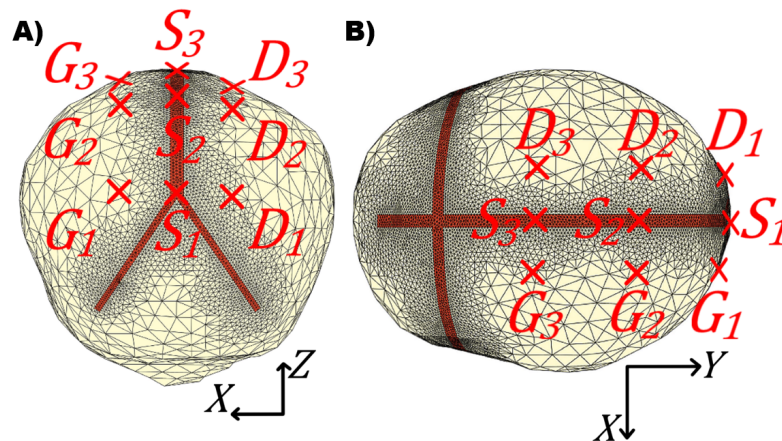
Bien que ces deux premières constatations aient pu être prévisibles, les courbes des moments pour les tractions dans le plan coronal ne sont pas rigoureusement nulles comme il aurait été possible de s'y attendre. Cela montre potentiellement un effet de la forme du crâne, qui induit ainsi une déflexion céphalique. Ces données sont en outre utiles pour les partenaires cliniciens impliqués dans le projet, qui sont en demande de données quantifiées pour alimenter leurs pratiques cliniques et leur formations.

## 3.4 Changement de la position de la ventouse sur la tête fœtale : quel(s) impact(s) ?

### 3.4.1 Sollicitation(s) du crâne et de la peau du scalp

Bien que la position de la ventouse sur l'occiput semble faire consensus parmi les praticiens, la littérature fournit également un point "théorique", qui est plus en amont de la fontanelle postérieure (Vacca, 2006)(voir Figure 9). Il est ainsi intéressant de pouvoir comparer ces

deux positions. D'autre part, outre le diagnostic de présentation qui est crucial, l'interprétation de l'emplacement (optimal) de la ventouse est évidemment subjectif au praticien. Cet aspect praticien-dépendant couplé avec les variabilités géométriques du crâne et de la filière pelvigénitale, rend le placement de la ventouse variable sur la tête fœtale. Pour prendre en compte les possibles variabilités de positionnement, neuf points ont été choisis, dont trois sont contenus dans le plan sagittal du crâne (voir Figure 140), en utilisant le modèle précédent. Le point  $S_1$  utilisé dans les sections précédentes est positionné sur la fontanelle postérieure, tandis que le point  $S_2$  est considéré comme le point de flexion théorique (voir Figure 9).



**Fig. 140** – Positions de la ventouse employées pour cette étude. A) Vue occipitale. B) Vue de dessus

En première approche et au vu des résultats précédents, la traction qui a été choisie pour ces simulations est celle orientée vers la partie antérieure du crâne, qui promeut donc la flexion céphalique. Ainsi, pour chaque position de la ventouse, le vecteur de déplacement de la ventouse a été calculé en fonction de la normale au plan de la ventouse, et donc chaque traction est tangentielle à la ventouse. Le différentiel de pression de  $700 \text{ mmHg}$  a été conservé pour toutes ces simulations.

Les champs de déformation logarithmique maximale principale du crâne et de la peau du scalp, pour les positions  $S_1$ ;  $S_2$  et  $S_3$ , sont présentés sur les Figures 141. Comme précédemment, les résultats sur la peau du scalp montrent très clairement la localisation des maxima de déformations dans la zone proche de la ventouse à l'opposé du sens de traction. À remarquer également la nette différence des valeurs maximales de déformations qui est deux fois plus élevée pour la position  $S_1$  que pour les autres. La dernière différence notable entre les positions employées réside dans les étendues des zones d'iso-déformations des positions  $S_2$  et  $S_3$ , qui sont réparties sur une plus vaste zone de la tête fœtale que pour la position  $S_1$ .

*Remarque :* Comme pour le paramètre précédent, le changement de la position de la ventouse n'impacte que très peu le crâne.

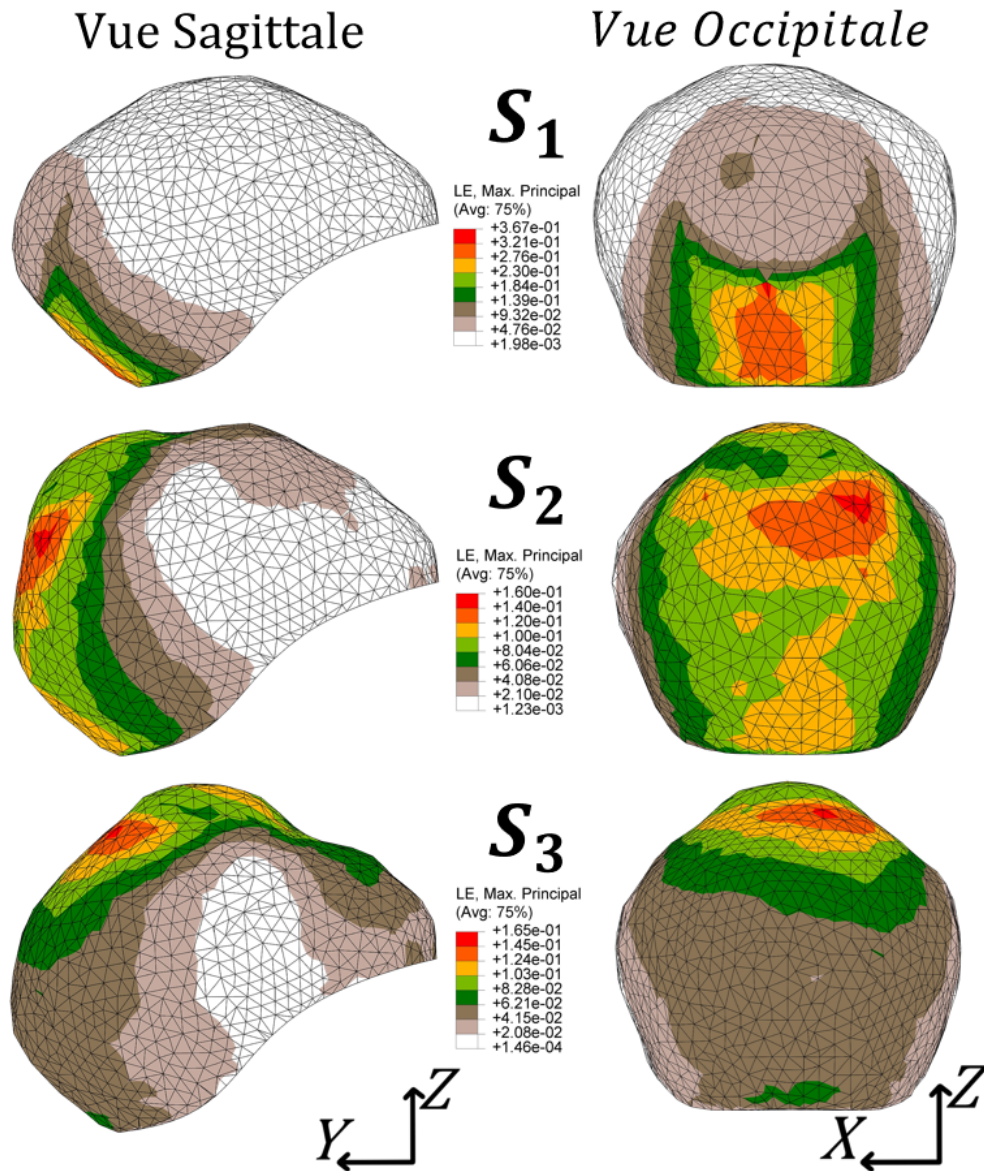


Fig. 141 – Comparaison des vues sagittales et occipitales des champs de déformations de la peau du scalp, pour les positions  $S_1$ ,  $S_2$  et  $S_3$ . LE : Déformations logarithmiques maximales principales

Dans l'objectif de pouvoir quantifier le déplacement relatif de la peau du scalp par rapport au crâne, en fonction des différentes positions, les énergies de dissipation par frottement ont été calculées et sont regroupées sur la Figure 142. Les différences d'énergies de dissipation par frottement sont d'emblée remarquables, et donc la position de la ventouse influence clairement cet aspect. Il est en effet notable que les positions les plus avancées sur la partie antérieure du crâne sont associées aux courbes d'énergies les plus élevées, tandis que les positions à l'occiput ont tendance à avoir des énergies moindres. Bien évidemment, cette différence de mouvement relatif est due aux conditions limites qui sont plus proches des positions  $G_1$ ,  $S_1$  et  $D_1$ .

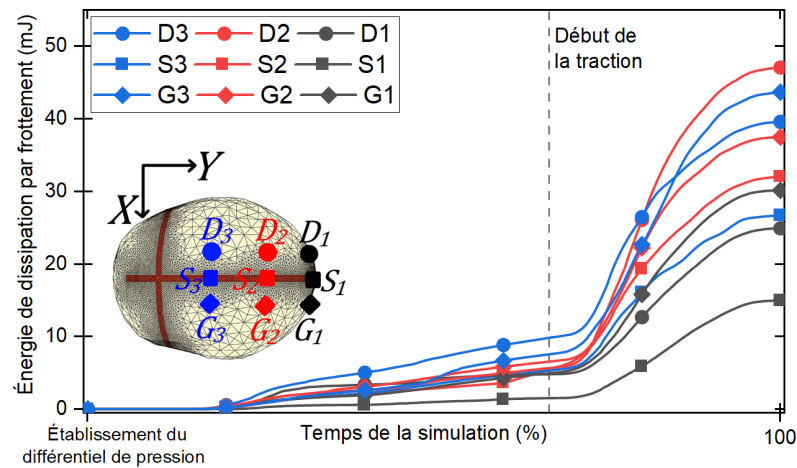


Fig. 142 – Comparaison des énergies de dissipation par frottement pour toutes les positions.

Ces résultats mettent tous en exergue l'influence directe de la position de la ventouse sur la peau du scalp et le crâne, et ce pour des directions de tractions similaires. En considérant uniquement la minimisation des déformations de la peau du scalp, la position qui serait à éviter pour protéger ces tissus serait la position  $S_1$ . Cependant, il est nécessaire de mettre ces résultats en regard de l'influence de la position sur la flexion céphalique.

### 3.4.2 Existe-t-il une position optimale ? pour quelle(s) direction(s) de traction ?

Pour répondre à cette question, les moments qui engendrent la flexion (i.e. autour de l'axe X) ont été calculés pour chaque traction, les courbes sont regroupées en Figure 143. La convention de signe utilisée est la même que précédemment. On considère ici en première approche les tractions tangentiels au plan de la ventouse, dirigées vers la partie avant de la tête (tractions  $S_+$ ).

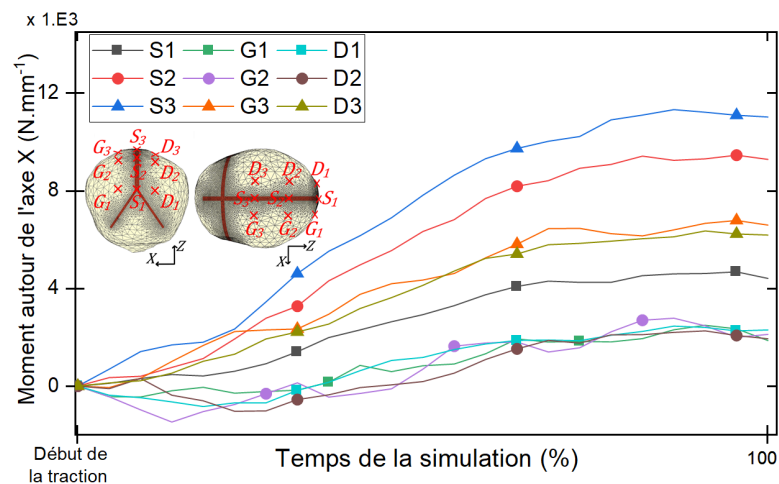
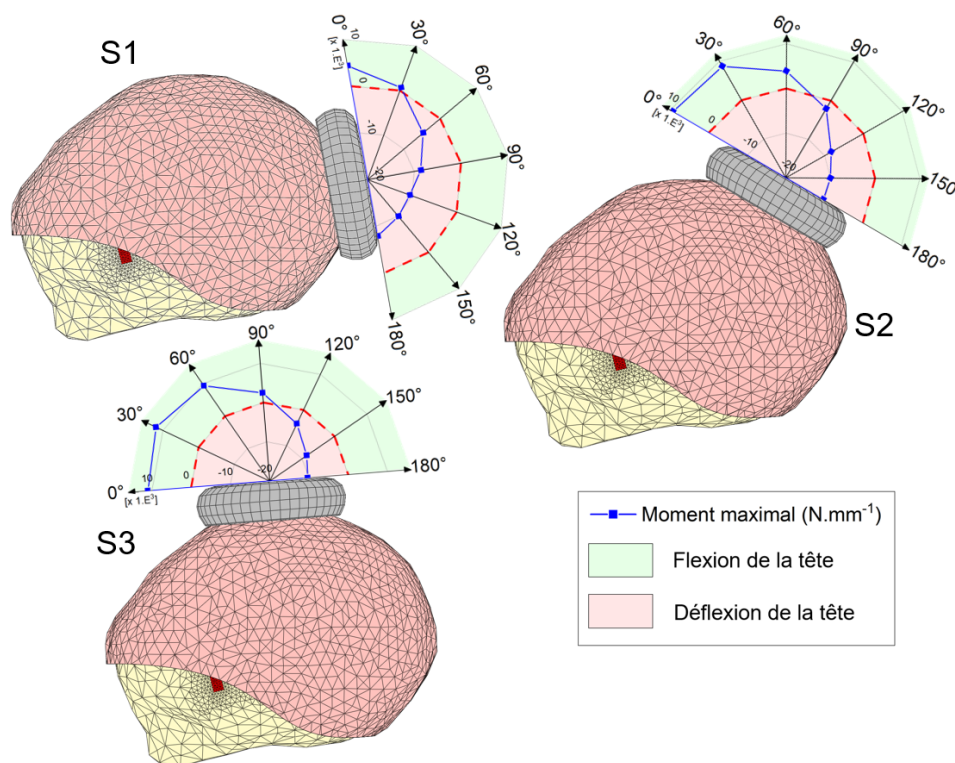


Fig. 143 – Comparaison des moments pour chaque positionnement de ventouse, pour une direction de traction tangentielle vers la partie antérieure de la tête fœtale.

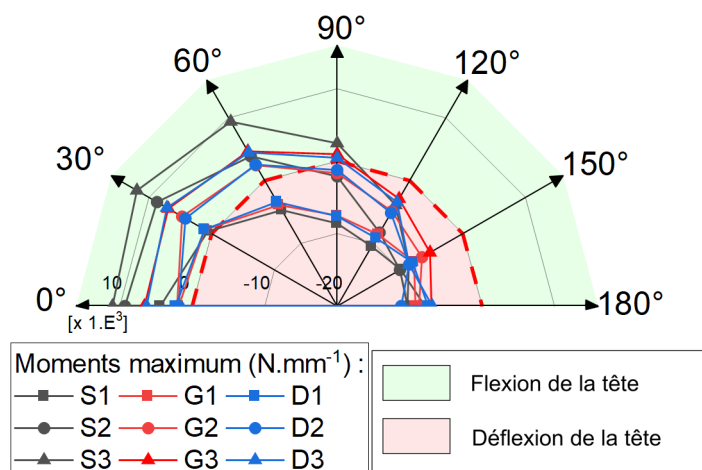
Il apparaît assez logiquement que les positions qui engendrent les moments de flexion les plus élevés sont celles qui sont les plus avancées sur le crâne. Ces premières constatations sont néanmoins dénuées de toutes les considérations physiologiques de l'accouchement. En particulier, les tractions employées ont été tangentielles au plan de la ventouse, et donc les meilleures pour augmenter la flexion de la tête. Tout comme le positionnement de la ventouse, la direction de traction peut en effet être entravée ou restreinte par les organes environnants, et ainsi certaines directions sont impossibles à mettre en œuvre. Cependant, il n'est pas aisé de pouvoir fournir une plage angulaire de direction de traction pour chaque position de la ventouse, étant donné que celle-ci varie à chaque instant de la progression du mobile fœtal. Ainsi, une variation de la direction de traction d'un angle de  $0^\circ$  à  $180^\circ$  par rapport à la normale à la ventouse a été effectuée pour toutes les positions précédentes, et par incréments de  $30^\circ$ .

En guise d'exemple les moments maximum pour les positions du plan sagittal, et pour chaque direction de traction, ont été regroupés en Figure 144 et pour l'ensemble des positions en Figure 145. Les positions les plus avancées sur la tête fœtale fournissent une plage plus importante de directions pour lesquelles une flexion céphalique est induite. Bien évidemment, ces résultats dépendent du point auquel le moment est calculé. Les positions hors plan sagittal affichent des moments moins élevés que leurs homologues qui sont inclus dans le plan, notamment parce qu'ils induisent des moments autour des autres axes.



**Fig. 144** – Comparaison des moments maximums pour chaque direction de traction et pour chaque position de la ventouse

Il n'est pas aisé de fournir une réponse unique quant à l'existence d'une meilleure position de traction. Cependant, ces derniers résultats montrent que l'utilisation d'une direction de traction qui permette d'induire la flexion céphalique reste la priorité et qu'il est primordial de connaître la position de la ventouse en amont de l'extraction.



**Fig. 145** – Comparaison des moments maximaux pour chaque direction de traction et pour chaque position de la ventouse

### 3.5 Quelle(s) influence(s) de la pression sur la peau du scalp et le crâne ?

Pour observer les impacts de la pression sur la peau du scalp et sur le crâne, le différentiel de pression appliqué sous la surface délimitée par la ventouse a été varié de  $700 \text{ mmHg}$  jusqu'à  $400 \text{ mmHg}$ , par palier de  $100 \text{ mmHg}$ . En unité du système international, ces quatre valeurs correspondent respectivement aux valeurs suivantes :  $9,33 \cdot 10^5 \text{ Pa}$  ;  $7,99 \cdot 10^5 \text{ Pa}$  ;  $6,67 \cdot 10^5 \text{ Pa}$  et  $5,33 \cdot 10^5 \text{ Pa}$ , et offrent des efforts transmissibles maximum de  $183,24 \text{ N}$  ;  $157,06 \text{ N}$  ;  $130,88 \text{ N}$  et  $104,71 \text{ N}$ . La première valeur de pression étant le maximum indiqué par le constructeur, et la dernière sert ici de limite basse. Les accouchements par ventouse s'effectuent le plus couramment pour des plages de pressions comprises entre  $500 \text{ mmHg}$  et  $600 \text{ mmHg}$  (Vacca, 2006).

L'amplitude de traction est la même que précédemment, et est égale à  $10 \text{ mm}$ , et la direction de traction est ici normale au plan de la ventouse. Les courbes d'énergie de déformation de la peau du scalp et du crâne ont été tracées en Figure 146. Ce graphique en échelle logarithmique expose très clairement que seule la peau du scalp est majoritairement sollicitée et ceci pour tous les différentiels de pressions appliqués.



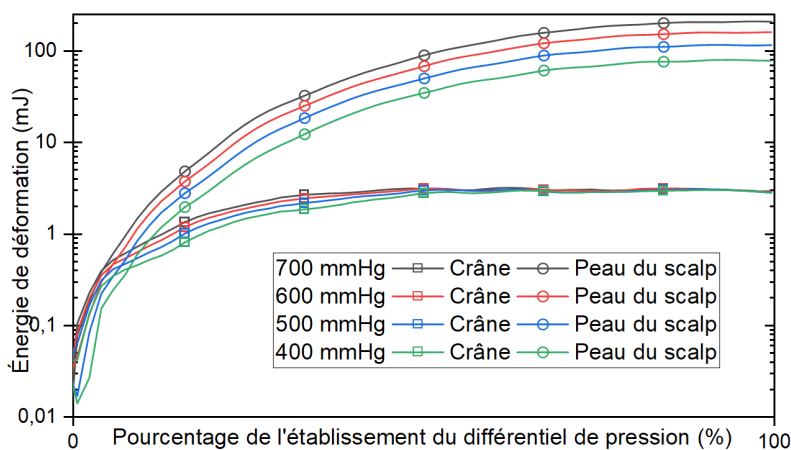


Fig. 146 – Diagramme en échelle log des déformations logarithmiques maximales principales de la peau du scalp et du crâne

### 3.6 Zoom sur les fascias : quelle(s) influence(s) des paramètres de l'EIV sur ces tissus ?

#### 3.6.1 Influence de la pression

Afin d'évaluer l'influence de la pression à une échelle plus locale que précédemment, les elongations du connecteur le plus sollicité à la fin de l'établissement du différentiel de pression, et à l'instant du lâchage de la ventouse (i.e. théorique), ont été enregistrées. Ces valeurs sont présentées pour chaque valeur de pression en Figure 147.

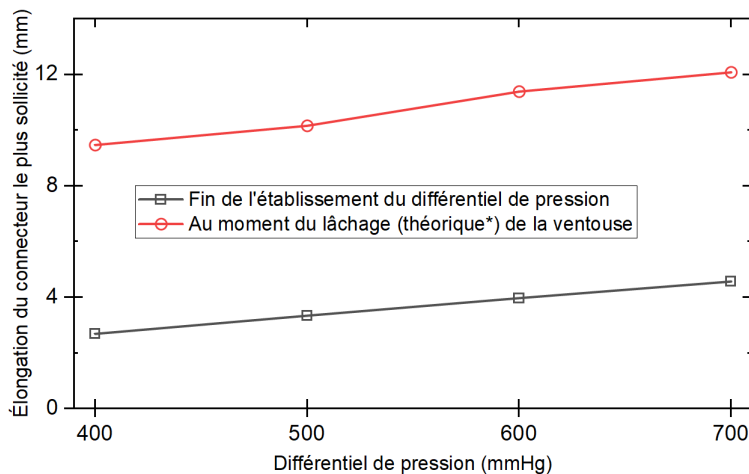
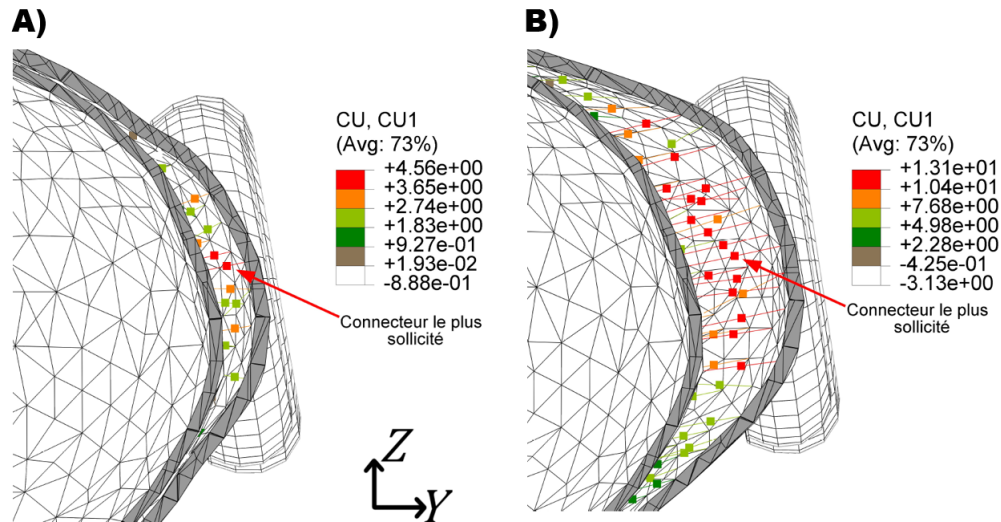


Fig. 147 – Comparaison des elongations aux deux instants en fonction du différentiel de pression. \* : au moment où la norme de l'effort mesurée excède la valeur de force transmissible par la ventouse, en fonction de la pression

Les instants de lâchages de la ventouse ont été identifiés grâce aux valeurs d'effort maximum mesurés à la base du cou et qui sont comparés aux efforts transmissibles par la ventouse (i.e.

théoriques calculés en fonction de la pression et de la surface délimitée par la ventouse). À titre d'exemple, deux captures de la simulation effectuées avec un différentiel de pression de  $700 \text{ mmHg}$  qui correspondent à ces deux instants sont présentées en Figure 148.



**Fig. 148** – Capture de la simulation employant un différentiel de pression de  $700 \text{ mmHg}$  aux instants suivants : A) Fin de l'établissement du différentiel de pression. B) Lâchage théorique de la ventouse. CU : Élongation du connecteur, en mm.

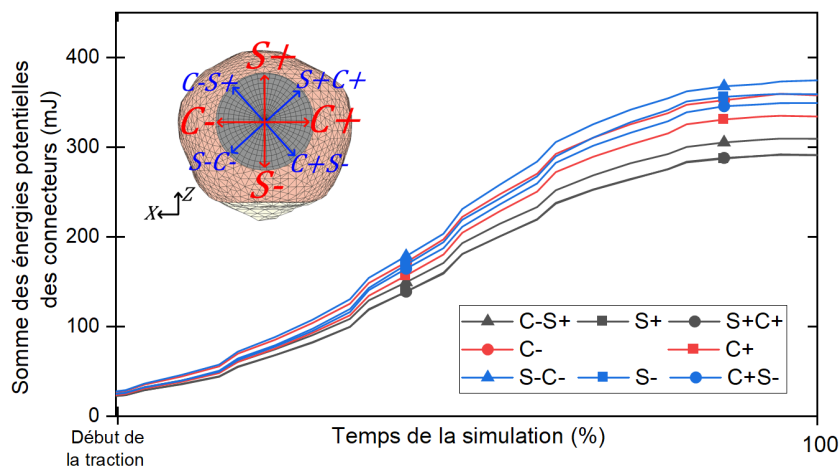
Les courbes des élongations des connecteurs les plus sollicités à l'instant où le différentiel de pression est établi ont une tendance linéaire en fonction de la pression imposée.

Les valeurs d'élongations obtenues ne permettent pas d'atteindre la longueur critique des connecteurs (i.e. deuxième paramètre) qui est égale à  $l_c = 30,2 \text{ mm}$ . Cette dernière valeur a néanmoins été identifiée à partir d'essais de pelages sur scalp de cochons, et non sur scalp humain d'adulte ou de nouveau-né. Par conséquent, il se peut qu'elle soit différente en réalité. Néanmoins d'un point de vue clinique, il semble que la valeur de la force de traction lors d'une EIV ne soit pas associée à des complications étant donné que la littérature ne semble pas donner de limite maximale recommandée. Toutefois, il semble que les affections du scalp lors d'une EIV soient liées à la durée d'utilisation de la ventouse et au phénomène de lâchage de la ventouse. En définitive, plus qu'un comportement non-linéaire, un comportement viscoélastique avec endommagement implémenté aux connecteurs semblerait plus adéquat pour décrire les potentiels mécanismes lésionnels au sein des couches du scalp.

### 3.6.2 Influence de la direction de traction et de la position de la ventouse

Afin d'analyser l'influence de la direction de traction, les localisations du connecteur le plus sollicité pour chaque traction différente ont été observées. Cependant, les analyses ne montrent pas d'influence particulière sur la localisation du connecteur le plus sollicité. Les "zones à risques" à l'échelle des connecteurs se trouvent de fait toujours sous la ventouse, en comparaison avec les "zones à risques" de la peau du scalp qui sont présentes à l'extérieure de la ventouse 138. Pour

étendre l'analyse de l'influence de ce paramètre, les sommes des énergies potentielles générées par les connecteurs ont été calculées et sont présentées en Figure 149.

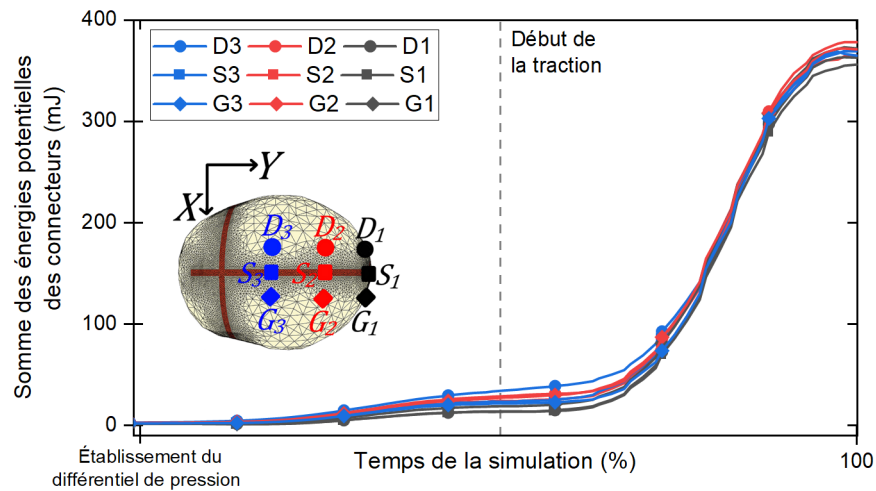


**Fig. 149** – Comparaison des sommes des énergies potentielles stockées dans les connecteurs lors de la traction de la ventouse, en fonction de la direction de traction imposée.

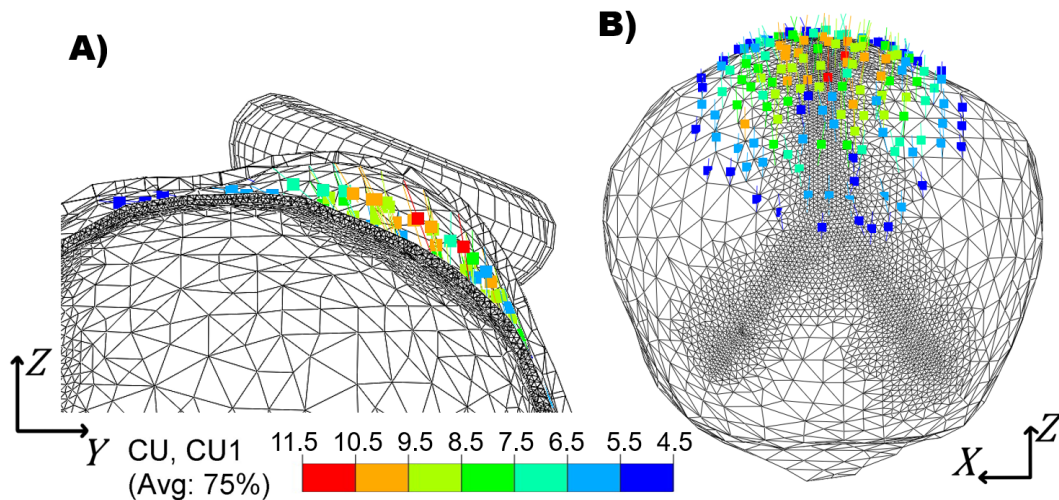
Les énergies potentielles des tractions dirigées vers la partie antérieure du crâne sont logiquement plus faibles que leurs homologues compte tenu de la proximité des conditions aux limites de la peau du scalp qui restreignent les élongations de certains connecteurs. Cependant, il est possible de constater la non superposition des courbes issues des tractions symétriques. Ceci peut être du soit à cause de la légère dissymétrie de la tête foetale, soit par la génération aléatoire de la population de connecteurs qui induit au final une anisotropie de raideur en fonction de la direction de traction. Sur ce dernier point, il est évident que cette anisotropie résulte uniquement de paramètres numériques, mais ceci n'est potentiellement pas totalement dénué de sens physique. En effet, même si le réseau de fascias montre une adaptabilité à la sollicitation (Guimberteau et Delage, 2012), il est possible que les lignes de tension de la peau du scalp jouent un rôle dans l'orientation naturelle du réseau de fascias. Et ainsi, il n'est pas impossible que les fascias, dans leur état de repos, soient sollicités suivant des directions privilégiées et puissent ainsi induire une anisotropie quant à la raideur globale du réseau.

Les changements de position de la ventouse n'ont pas d'impact significatif sur l'élongation des connecteurs, l'élongation maximale du connecteur le plus sollicité restant sous la ventouse. Pour aborder cet aspect sous le même angle que précédemment, les sommes des énergies potentielles des connecteurs pour chaque position ont été calculées (cf. Figure 150). Il est possible de distinguer très clairement que les courbes d'énergie sont quasiment toutes confondues. Il avait été constaté précédemment que la position de la ventouse engendrait un glissement plus ou moins important de la peau du scalp sur le crâne. Il serait possible de s'attendre à ce que les valeurs finales des énergies puissent être impactées. Or, les courbes des énergies affichent l'opposé, ce qui implique que la zone de connecteur sollicitée reste identique, et ceci peu importe la position de la ventouse. Une analyse plus fine de l'état de sollicitation des connecteurs a été menée est

indique très logiquement que la majorité de la somme des énergies potentielles contenues dans les connecteurs provient des quelques connecteurs les plus sollicités. Les connecteurs les plus sollicités sont de plus contenus dans la zone de succion, comme le montre la Figure 151, et ceci indépendamment de la position de la ventouse. Par conséquent, bien qu'il ne semble pas exister de critères établis pour quantifier l'endommagement des connecteurs et donc des fasciae lors d'une EIV, la diminution de l'énergie potentielle au sein des connecteurs pourrait réduire leur sollicitations, et donc diminuer les risques de lésions du scalp. Cependant, diminuer l'énergie potentielle se traduit uniquement par la réduction de l'élongation des éléments filaires, puisque la raideur est intrinsèque aux tissus modélisés.



**Fig. 150** – Comparaison des sommes des énergies potentielles des connecteurs pour toutes les positions de la ventouse. Direction de traction : S+



**Fig. 151** – Cartographie des connecteurs par élongations. Résultats de la simulation impliquant la position S<sub>2</sub>. A) Vue sagittale, en coupe. B) Vue occipitale. CU : Élongations des connecteurs, en mm

Au vu des résultats précédents, il semble possible d'affirmer que la diminution de l'élongation des connecteurs peut être effectué en diminuant le différentiel de pression au sein de la ventouse. Cependant, réduire les plages de pression employées affectera de fait la valeur de l'effort théorique transmissible au crâne et augmentera également le taux de décrochage. De plus, pour réduire les élongations des connecteurs il est également possible de repenser le design de la ventouse, en proposant une forme permettant de solliciter moins fortement une zone en particulier (cf. chapitre 4 de la partie I)

### 3.7 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a présenté l'ensemble des travaux relatifs à la mise en place d'un modèle numérique associé à la tête fœtale lors d'une EIV. Deux modèles de tête fœtale ont été développés, et emploient une modélisation de crâne avec ou sans sutures. Une étude préliminaire sur l'influence du placement des connecteurs (i.e. donc de l'interaction peau/os) a permis d'observer la nécessité de pourvoir la tête fœtale d'une population de connecteurs recouvrant l'intégralité de la surface délimitée par la peau du scalp. En utilisant ceci, l'impact de l'ajout des parties molles du crâne a ensuite été investigué et a permis de montrer que les sutures et les fontanelles sont soumises à des déformations négligeables devant celles du scalp (et non associés à des complications).

Les modèles numériques proposés sont bien évidemment perfectibles. Premièrement, bien que les résultats montrent que le crâne n'est que peu affecté par les sollicitations imposées, la prise en compte de différents stade de moulage du crâne serait évidemment plus rigoureux. Les géométries utilisées n'incluent pas de modélisations fines des fontanelles et des sutures comme la littérature a déjà pu le proposer (Lapeer *et al.*, 2014b). Une amélioration de la modélisation des parties molles de la tête permettrait aussi de considérer les différents lobes du crâne et ainsi leur épaisseur propre (Li *et al.*, 2015). De plus, la librairie de crâne qui a été créée dans la partie précédente n'a pas été utilisée ici, et pourrait être utilisée pour étendre les résultats sur des géométries plus représentatives de la population. Pour finir, les propriétés matérielles employées pour toutes les parties (i.e. crâne, scalp et modélisation des fascias) du modèle sont également perfectibles.

Malgré toutes ces limites, les modèles numériques proposés représentent une première tentative concluante de modélisation de la tête fœtale lors d'une l'EIV qui inclut une modélisation "fine" du scalp. Ces modèles numériques ont permis d'observer l'influence de trois paramètres de l'EIV : (i) la direction de traction ; (ii) la position de la ventouse sur la tête fœtale ; (iii) l'influence de la pression. L'impact de ces paramètres a été analysé à l'échelle de la tête fœtale, mais également à l'échelle des fasciae (i.e. connecteurs).

#### Direction de traction

- La zone la plus sollicitée du scalp du bébé semble être constamment positionnée aux alentours de la ventouse, et de surcroît placée à l'opposé de la direction de traction.
- La direction de traction semble n'avoir guère d'influence sur les sollicitation des fascias, le connecteur le plus sollicité étant toujours positionné au sein de la cupule de la ventouse.
- La meilleure direction de traction pour promouvoir la flexion céphalique est sans surprise celle dirigée vers l'avant du crâne.

#### Position de la ventouse

- Les positions antérieures de la tête semblent induire le plus de glissement entre la peau du scalp et le crâne. Le positionnement de la ventouse ne semble pas montrer d'influence particulière sur la sollicitation des fascias.
- Il ne semble pas y avoir de meilleure position de la ventouse sur la tête fœtale, étant donné que la direction de traction joue un rôle prédominant pour induire la flexion céphalique.

#### Influence de la pression

- Les déformations prédominantes sont celles de la peau du scalp par rapport à celles du crâne.
- Réduire la pression au sein de la cupule permettrait de moins solliciter cette interaction peau/os, et donc permettrait potentiellement de réduire les risques tels que le céphalématome.

## Conclusion de la partie 3

Les travaux de cette partie ont en premier lieu permis le développement d'une nouvelle approche pour quantifier les fascias superficiels sur scalp porcin. Seule la modélisation des fascias profonds par éléments discrets est disponible dans la littérature mais reste très marginale pour le moment ([Muth-seng \*et al.\*, 2017](#)) et éloignée du sujet d'étude de cette thèse.

L'approche créée a ensuite été utilisée au sein de modèles numériques qui ont eu pour but d'observer l'influence de certains paramètres de l'EIV.

# **Bilan et Perspectives**



# Chapitre 1

## Bilan et Perspectives

### Contenu

---

<b>1.1</b>	<b>Rappel du contexte et objectifs de la thèse</b>	<b>194</b>
<b>1.2</b>	<b>Récapitulatif des apports principaux de la thèse</b>	<b>195</b>
1.2.1	À l'échelle du fœtus dans son environnement	195
1.2.2	Méthodes préliminaires de caractérisations et de modélisation des fascias	195
1.2.3	Simulation de l'EIV à l'échelle de la tête fœtale	196
1.2.4	Pistes pour l'évolution du design	196
<b>1.3</b>	<b>Perspectives</b>	<b>197</b>
1.3.1	Perspectives directes	197
1.3.2	Combinaison des modèles numériques créés	198
1.3.3	Perspectives à plus long terme	200

---

### 1.1 Rappel du contexte et objectifs de la thèse

Bien que la ventouse obstétricale soit employée chaque jour en France, son utilisation reste empirique et subjective. La difficulté de collecter des données autrement que par étude rétrospectives, peut bénéficier du développement de modèles numériques spécifiques afin de pouvoir étudier l'influence de certains paramètres de l'EIV. Les objectifs de ce travail ont été multiples et se sont placés à plusieurs échelles. D'une part, l'enjeu était de proposer un jumeau numérique de l'EIV qui soit validé par une expérience. D'autre, la prise en compte de tous les paramètres de l'EIV à cette échelle macroscopique étant complexe, un autre modèle numérique qui inclut une modélisation plus fine du scalp fœtal a été proposé. Ce dernier a été mis en place et utilisé pour faire l'investigation des effets de paramètres, tels que la pression, la position de la ventouse ou encore la direction de traction. Pour finir, les travaux ont permis également de fournir des pistes de réflexion pour ce qui touche aux possibles évolutions de la ventouse.

## 1.2 Récapitulatif des apports principaux de la thèse

### 1.2.1 À l'échelle du fœtus dans son environnement

#### 1.2.1.1 Mesure du geste d'EIV

La mesure du geste qui est réalisée lors d'une EIV était nécessaire, car celle-ci n'était pas disponible dans la littérature. En effet, bien que ceci avait déjà été effectuée pour le forceps et notamment pour observer la différence entre les mouvements effectués par des obstétriciens seniors et ceux fait par des internes (Dupuis *et al.*, 2006), mais n'était pas encore disponible pour l'EIV. De telles données ont été obtenues par le biais d'une campagne d'acquisitions à la maternité du CHRU de Nancy. Bien qu'acquises sur un outil didactique et non en salle d'accouchement, ces données ont pu être directement mises à contribution dans les travaux de cette thèse. Ces acquisitions ont également permis de mettre en exergue le caractère très hétérogène du geste d'extraction au sein d'une même maternité.

#### 1.2.1.2 Étude de quelques paramètres de l'EIV grâce au modèle numérique associé au mannequin d'entraînement

L'étude des différents modèles numériques présentés dans la littérature a montré qu'aucune simulation n'a été effectuée sur le sujet de l'EIV (à l'écriture de ce manuscrit). Bien que leurs conclusions mettent en lumière des mécanismes précis, ceux-ci ne peuvent pas être validés, car ils ne bénéficient pas de données expérimentales associées. C'est dans cet objectif qu'a été construit le jumeau numérique du mannequin d'entraînement. Malgré toutes les limites et contraintes associées à ce mannequin, il a permis d'obtenir des premières conclusions qualitatives (mais vérifiées par l'expérience) quant aux effets suivants : (i) du geste d'extraction (ii) de la taille du crâne fœtal (iii) de la position de la ventouse sur le crâne.

### 1.2.2 Méthodes préliminaires de caractérisations et de modélisation des fascias

Comme l'état de l'art sur les fascias l'a montré, l'interaction peau/os est encore très mal connue, et des efforts expérimentaux et de modélisations sont encore à fournir. La nécessité de modéliser de tels tissus s'étant imposée au cours de cette thèse, une méthode de caractérisation et de modélisation des fascias superficiels a été proposée. Bien que préliminaire, cette approche discrète qui permet de surmonter les limites de l'approximation d'un milieu continu a permis de modéliser les fascias superficiels de la région du scalp. L'emploi des dispositifs de pelage et de succion qui ont permis de quantifier l'interaction peau/os de scalp porcin, de manière *ex vivo* et *in vivo*, constituent un apport par rapport à l'existant. Bien que développée pour proposer une modélisation fine du scalp fœtal, cette approche des fascias superficiels semble être utilisable pour d'autres applications et, en particulier, l'analyse du mouvement (Camomilla *et al.*, 2017).

### 1.2.3 Simulation de l'EIV à l'échelle de la tête fœtale

Le modèle numérique présenté dans cette thèse a notamment pu montrer que les déformations principales de la tête fœtale sont principalement localisées dans la peau du scalp et dans les fascias. Les déformations maximales du crâne sont situées dans les fontanelles et sutures.

La modélisation de la tête fœtale mise en place dans ces travaux a permis d'observer clairement l'influence de la direction de traction de la ventouse. La peau du scalp est, en effet, plus sollicitée aux abords de la ventouse et, en particulier, la zone la plus à risque est localisée sur une section du périmètre qui est opposé à la traction. Ces résultats mettent en lumière les phénomènes d'excoriations du scalp (ou "*d'abrasion*") qui sont observés en clinique, mais aussi *a posteriori* d'EIV "*difficiles*".

L'étude de l'influence de la position de la ventouse a, quant à elle, mis en lumière la nécessité de connaître avec précision l'emplacement de celle-ci sur la tête fœtale. Les résultats ont montré que la direction de traction qui permet de promouvoir la flexion céphalique n'est pas unique, mais dépendante de la position de la ventouse. D'un point de vue purement théorique, toutes les positions peuvent induire la flexion de la tête fœtale. Cependant d'un point de vue pratique, la possibilité d'emplacement, mais surtout d'angle de traction est à restreindre en fonction de l'anatomie maternelle, de la variété de présentation ou encore de la progression du bébé.

La modélisation de l'interaction peau/os a également permis d'observer l'influence des paramètres de l'EIV sur les tissus au sein du scalp. Les précédents paramètres n'ont pas d'impact significatif sur les fascias superficiels du scalp. Seul le changement du différentiel de pression semble avoir une influence significative sur l'élongation des connecteurs sous la cupule. En définitive, il a pu être établi qu'un moyen de réduire les déformations au sein du scalp fœtal est de réduire le différentiel de pression employé, au détriment de risques accrus de lâchage pour ce modèle de ventouse.

### 1.2.4 Pistes pour l'évolution du design

Sur ce dernier point, la revue de littérature sur une possible évolution de la ventouse par voie biomimétique a permis de donner des pistes de réflexions novatrices et qui seront employées au sein de notre équipe. La section 1.3.1.3 propose un exemple d'application directe de cette revue.

## 1.3 Perspectives

### 1.3.1 Perspectives directes

#### 1.3.1.1 Campagne d'acquisition du geste

L'état de l'art a permis de souligner que la courbe d'apprentissage de l'EIV n'était pas encore établie. Les résultats du chapitre 2 de la partie II ne permettent pas, en l'état, de répondre à ce besoin, notamment en raison du faible nombre de candidats débutants. Ainsi, la première piste d'amélioration se situe dans l'augmentation du nombre de gestes acquis. Cette augmentation peut évidemment être introduite par l'extension des mesures dans d'autres maternités françaises, mais également étrangères.

Deuxièmement, le mannequin étant un outil didactique - qui peut être critiquable sur sa représentativité de la réalité - la plus grande perspective d'amélioration doit passer par l'acquisition de gestes directement en salle d'accouchement.

#### 1.3.1.2 Amélioration de la modélisation des fascias

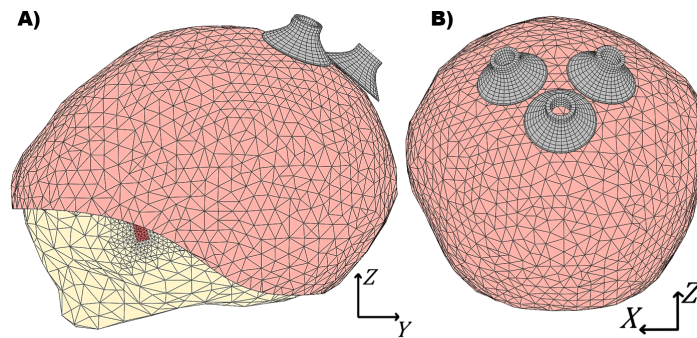
Deux perspectives directes peuvent être émises pour ce qui concerne la caractérisation et de la modélisation des fascias du scalp. Les essais de pelage ou de succion qui ont été présentés dans cette thèse ont été réalisés sur des échantillons de scalp porcine. Bien évidemment, une des premières perspectives de ces travaux seraient de ré-itérer ce type d'essais sur des échantillons cadavériques humains. D'autre part, réaliser de tels essais permettrait d'enrichir la littérature sur le sujet des propriétés du scalp. La mise en œuvre de l'essai de succion directement sur scalp adulte (i.e. vivant) constitue une extension logique afin d'obtenir des valeurs de paramètres permettant de décrire au mieux la réalité. Il est clair que l'obtention de données les plus fidèles possibles devrait passer *idéalement* par des tests effectués sur échantillons fœtaux.

La deuxième perspective d'amélioration de la modélisation des fascias consiste à affiner l'implémentation des connecteurs (i.e. distribution autour d'une ou deux orientation(s) privilégiée(s)). Ceci pourrait être réalisé par des observations histologiques ou grâce au perfectionnement de l'imagerie quantitative par ultrasons (Almazán-Polo *et al.*, 2020; Cloutier *et al.*, 2021).

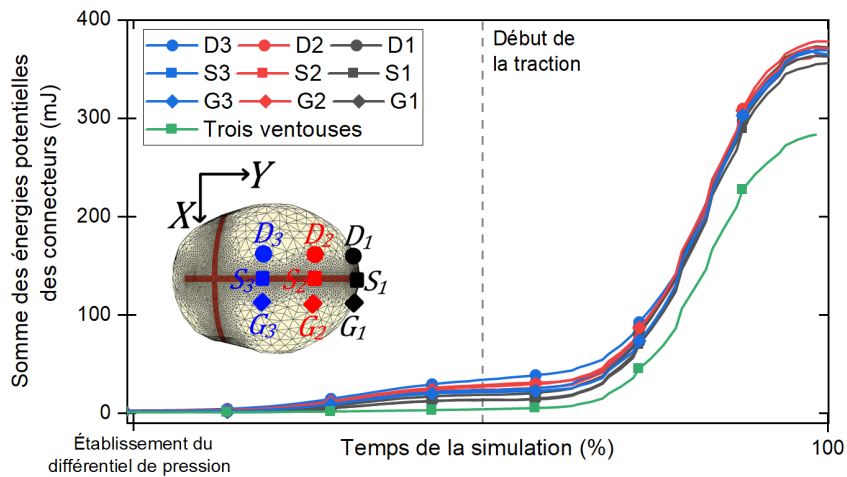
#### 1.3.1.3 Perspectives d'un changement de ventouse : quel(s) impact(s) ?

À la lumière du chapitre 4 de l'état de l'art et en guise d'exemple exploratoire, un design de ventouse différent a été implémenté dans le but d'analyser son impact sur la sollicitation des connecteurs. Pour ce faire, trois ventouses d'un design plus ressemblant aux ventouses d'un poulpe ont été implémentées (voir figure 152), et ont été placées aux alentours de la position S2 (cf. Figure 140). La somme des surfaces de succion des trois ventouses est égale à environ  $1472 \text{ mm}^2$ , et est à comparer à la surface de la ventouse imitant le design de la ventouse Kiwi qui est égale à environ  $1963 \text{ mm}^2$ . La même amplitude de déplacement et la même pression que dans le chapitre précédent sont utilisées. Chaque ventouse a une amplitude unique, qui est

implémentée en fonction d'un vecteur normal au plan de chaque ventouse. La Figure 153 montre un exemple de l'influence du changement de design sur la sollicitation des connecteurs.



**Fig. 152** – Présentation d'un modèle numérique de l'EIV implémentant un design de ventouse changé. A) Vue occipitale. B) Vue sagittale

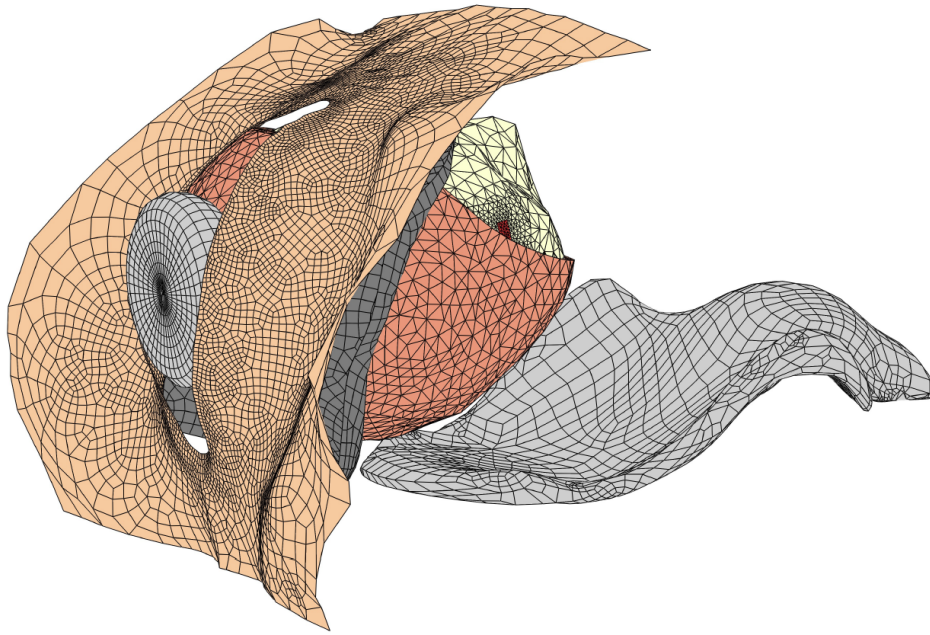


**Fig. 153** – Comparaison des sommes des énergies potentielles des connecteurs pour toutes les positions de la ventouse avec la somme des énergies potentielles des connecteurs pour le modèle de trois ventouse

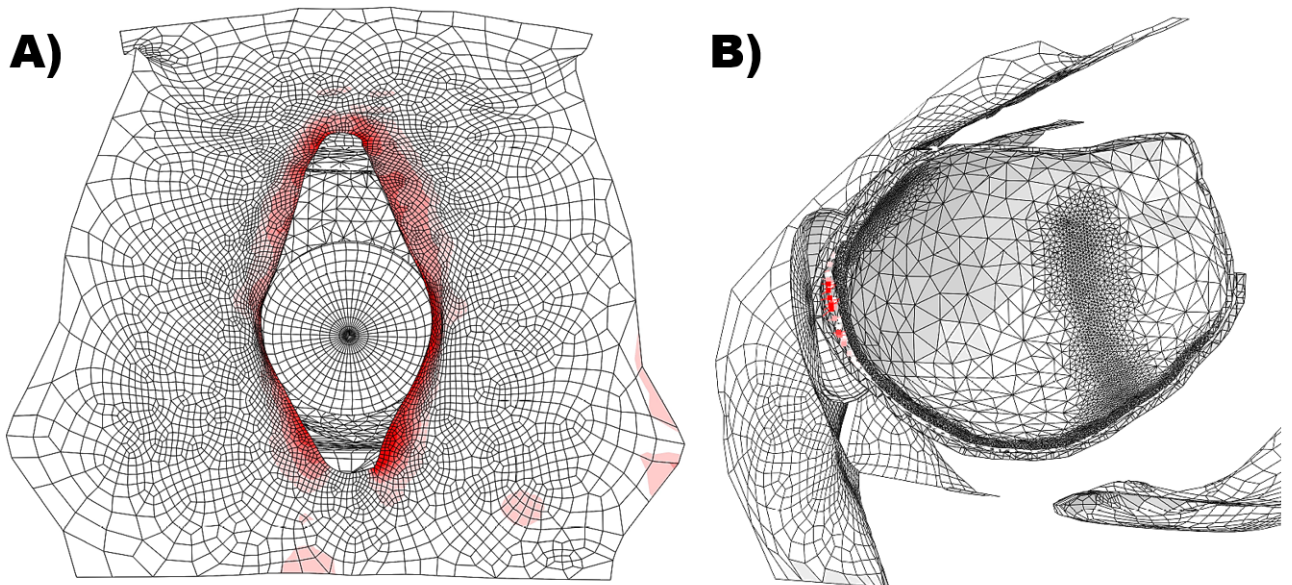
L'exemple testé ici considère des ventouses indéformables. Il est clair qu'outre le changement de géométrie, le changement de la structure même de la ventouse aura un impact sur la sollicitation du scalp en général. Un effort supplémentaire pour considérer des structures de ventouses déformables permettra sans doute d'observer la diminution des déformations du scalp observées dans les travaux de la partie III.

### 1.3.2 Combinaison des modèles numériques créés

En guise d'exemple de modélisation plus complexe, les deux modèles numériques de cette thèse ont été combinés (voir Figure 154 et Figure 155).



**Fig. 154** – Modèle combinant le jumeau numérique du mannequin et le modèle de la tête fœtale.



**Fig. 155** – Exemples de résultats du modèle complet. A) Déformation des parties maternelles. B) Vue en coupe - déplacement des connecteurs.

Néanmoins, au regard du coût de simulation et tout particulièrement de la pertinence clinique des résultats qui peuvent être obtenus, l'intérêt de la mise en œuvre de cette simulation serait très limitée.

### 1.3.3 Perspectives à plus long terme

#### 1.3.3.1 Vers une modélisation plus biofidèle

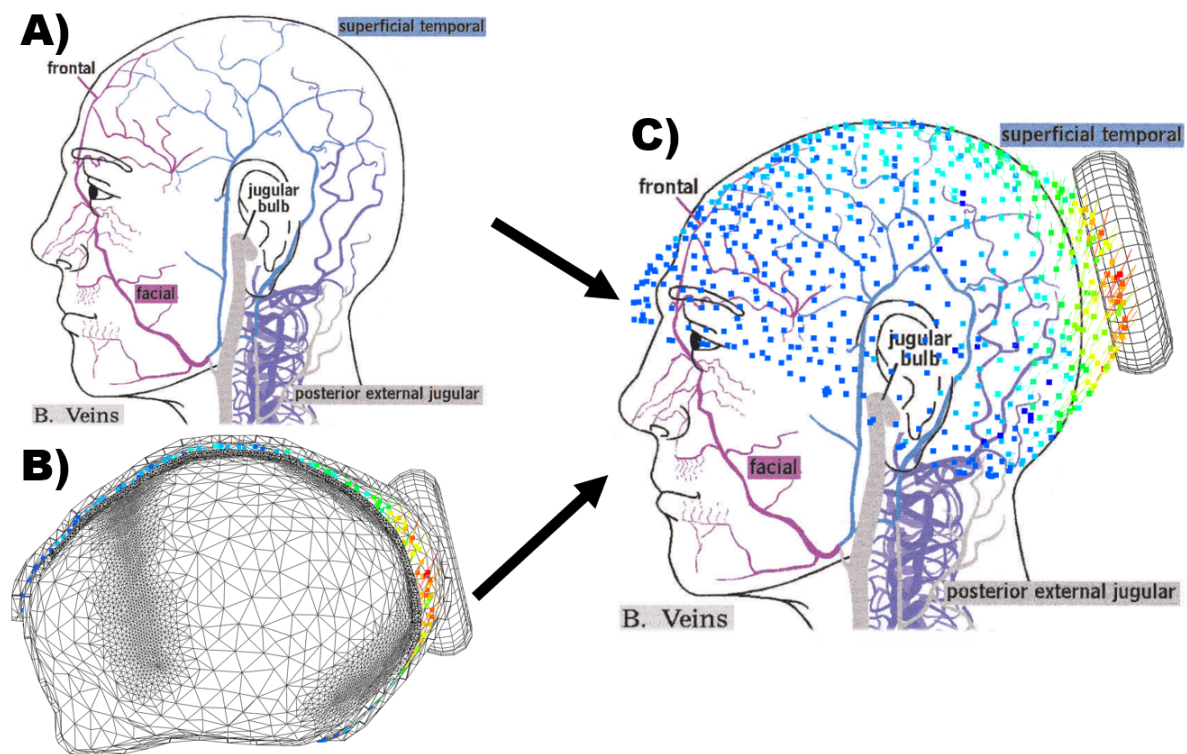
L'implémentation de géométries de femmes enceintes, et de propriétés matérielles plus réaliste, constitue la prochaine étape en vue de l'investigation de l'influence des paramètres de l'EIV. Pour ce point, l'obtention de fichiers d'imagerie leur segmentation, et leur reconstruction en géométries fonctionnelles de la filière vaginale de femme *enceinte*, est absolument nécessaire. Un tel modèle numérique serait un apport majeur dans la biomécanique obstétrique. Les modèles existants et brièvement présentés dans l'état de l'art sont, en effet, basés sur des géométries de femmes non enceintes. De vraies géométries, ainsi que l'implémentation de la ventouse, pourraient également, permettre l'investigation du phénomène de lâchage (en plus d'analyser l'influence des paramètres de l'EIV).

Outre la segmentation de la filière vaginale, la considération des organes et tissus environnants sera à prendre en compte a minima pour les conditions aux limites du modèle. Certains auteurs, et en particulier une équipe française, ont mené des études sur les mobilités inter-organes. En effet, de part de nombreux développements (Rubod *et al.*, 2007; Venugopala Rao *et al.*, 2010; Vallet *et al.*, 2011; Cosson *et al.*, 2011; Rivaux *et al.*, 2013; Cosson *et al.*, 2013; Rubod *et al.*, 2013), leur travaux ont permis de mettre en lumière le rôle majeur des ligaments utérosacrés dans l'équilibre statique de la région pelvienne, de leur changement de forme lors de la grossesse (Jean Dit Gautier *et al.*, 2018), et proposent une modélisation des fascias entre les organes (Diallo *et al.*, 2021). Pour ce qui concerne les propriétés matérielles des tissus mous du plancher pelvien, plusieurs auteurs (cf. Chapitre 3 de l'état de l'art) ont identifiées et utilisent des lois de comportement plus réalistes (e.g. (Pouca *et al.*, 2018b)), dont l'implémentation pourrait également permettre d'augmenter le réalisme des simulations présentées.

#### 1.3.3.2 Comparaison de la cartographie du réseau vasculaire et résultats du modèle numérique de la tête foetale

À la suite de l'amélioration des propriétés matérielles et des géométries du modèle numérique associé à la tête foetale, une des perspectives vers l'investigation des risques de lésions du scalp consiste à considérer le réseau de vascularisation de la tête. En effet, comme l'état de l'art a pu le montrer, l'hémorragie sous-galéale est due à une rupture des vaisseaux sanguins au sein du scalp, et constitue l'un des risques les plus graves lors de l'EIV. La superposition de certains résultats obtenus grâce au modèle numérique de la tête foetale et d'un réseau de vascularisation reconstruit à partir d'imagerie serait un moyen d'étudier cette complication. La figure 156 a été construite en guise d'illustration du principe : une cartographie de la vascularisation du scalp plus précise et, en particulier, du scalp foetal est nécessaire.

En aval de la comparaison et de la localisation des vaisseaux sanguins les plus à risques, l'obtention d'un critère de rupture en fonction de la sollicitation qui est imposée lors de l'EIV constitue une étape suivante. En effet, ce point-ci est encore largement sous-investigué, en té-



**Fig. 156** – Principe de superposition des cartes d'élongations des connecteurs et du réseau vasculaire. A) Représentation du réseau des veines au sein du scalp. Figure tirée de (Hayman *et al.*, 2003). B) Résultat des simulations par éléments finis obtenus dans cette thèse. C) Superposition de A) et B).

moigne ce qui semble être l'unique étude qui propose une telle analyse (Monod et Caba, 1945).

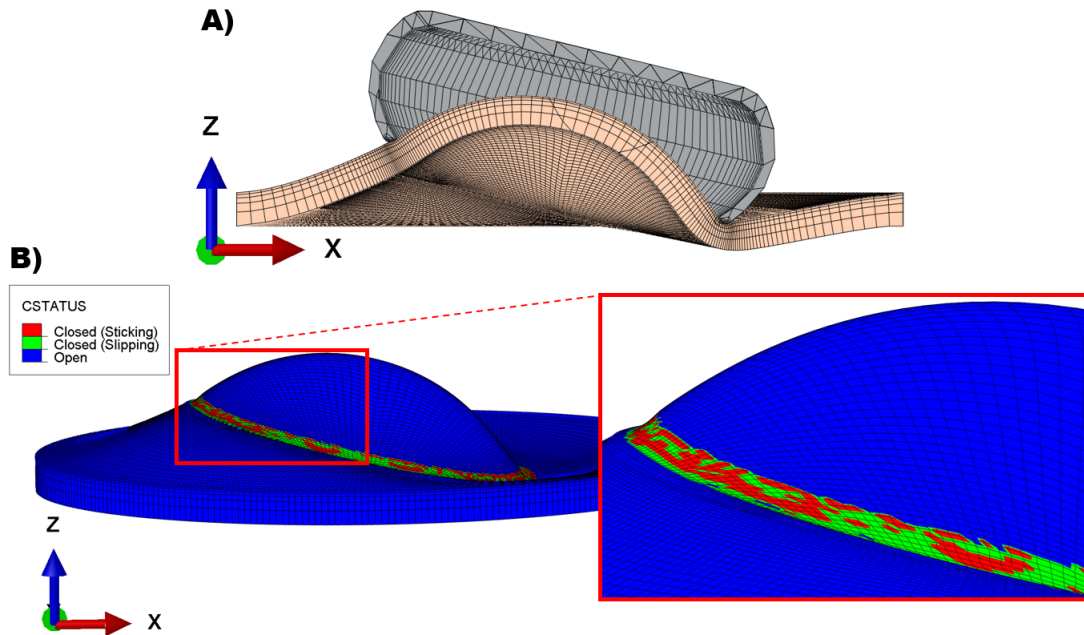
### 1.3.3.3 Phénomène de décrochage de la ventouse

Bien qu'abordé dans ce manuscrit, le phénomène de décrochage est l'une des problématiques qui n'a pas pu être très largement investiguée. Quelques pistes issues de la revue de littérature sur le biomimétisme ont néanmoins pu être identifiées, en particulier l'usage combiné de savon liquide et d'une interface architecturée. De plus, bien que le fœtus du mannequin utilisé soit entièrement recouvert de silicone, les essais d'extraction ont toutefois montré la nécessité d'apposer un gel sur la tête afin de limiter les lâchages de la ventouse. L'investigation du lien entre les propriétés visqueuses de ce gel et l'architecturation de surface de la ventouse offre des perspectives scientifiques ambitieuses.

Cependant, en vue de tester des formes différentes de ventouses et différentes hiérarchisations de l'interface, il pourrait être envisageable de construire des modèles par éléments finis associés à cet aspect. En effet, le code commercial Abaqus<sup>®</sup> permet, entre autre, de modéliser des contacts adhérents entre des solides et, en particulier, de détecter la perte de contact (ou le glissement) entre les surfaces. En guise d'exemple exploratoire, un modèle a été construit et mis en œuvre une ventouse mise en contact cohésif avec une plaque circulaire, séparée ensuite (traction avec



rotation). La ventouse est ici considérée rigide, cependant en supposant un revêtement déformable il pourrait être possible d'identifier les zones de pertes d'adhérence (voir figure 157) et/ou les architecturations plus propices à l'étanchéité. Bien évidemment, la dimension expérimentale connexe de part le développement et la fabrication de ventouses sera nécessaire et primordial.



**Fig. 157** – Exemple exploratoire pour l'investigation du décrochage de la ventouse. A) Modèle. B) Résultat. CSTATUS : Variable permettant de visualiser la perte de contact (ou le glissement relatif de nœuds détectés comme étant en contact)

# **Annexes**

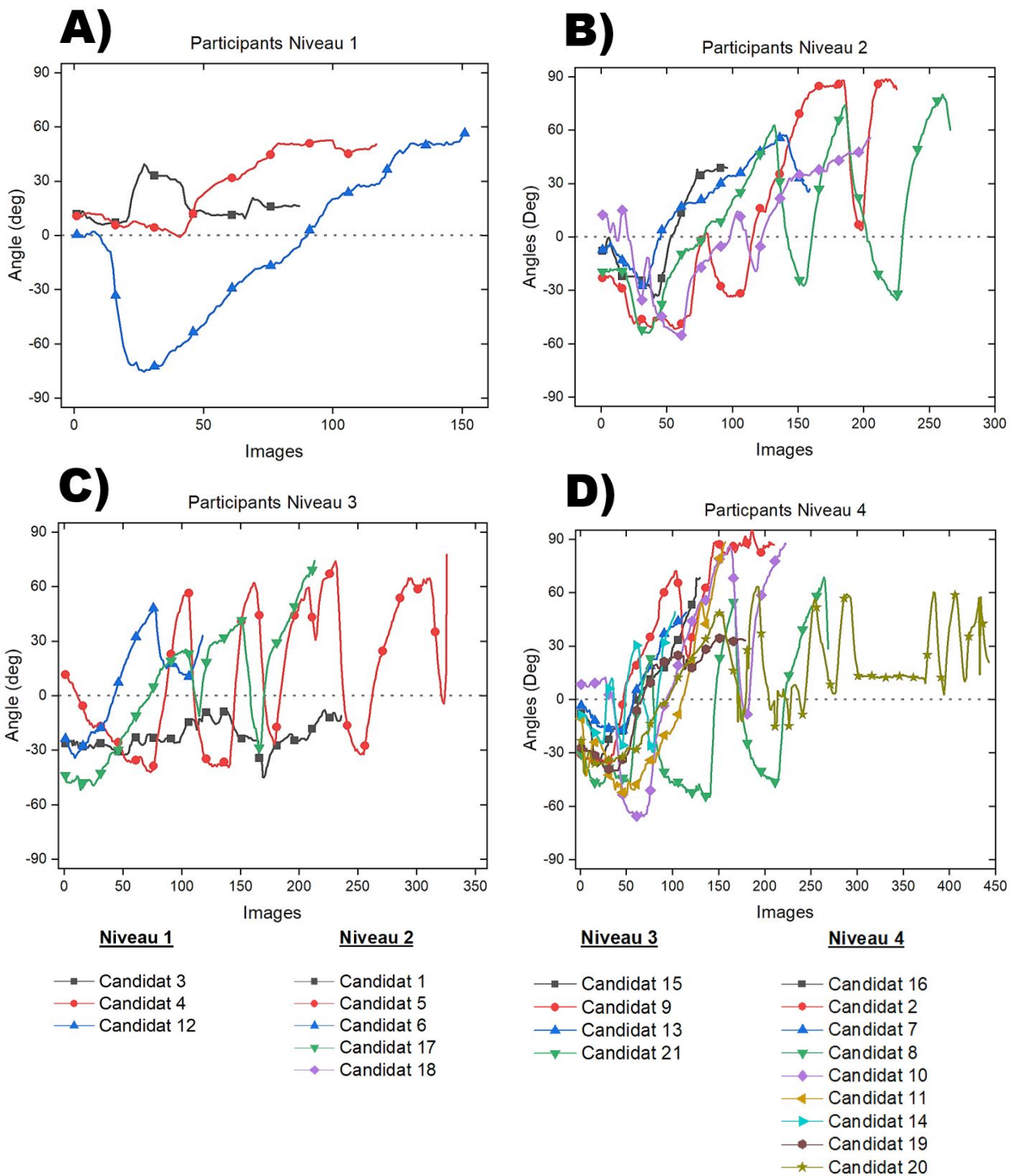
# Annexe A : Relatives à l'acquisition du geste

Candidat (Niveau)	Angle Min. (deg)	Angle Max. (deg)	Amp. (deg)	Changt. de signe	Déplact. max. (mm)	Durée totale (s)	Durée angle nég. (s)	Ratio angle nég. / pos. (%)
3 (1)	6.0	39.5	45.5	0	14.0	14.4	0	0
4 (1)	-0.9	52.4	53.4	1	44.0	19.4	0.3	1.7
12 (1)	-75.4	56.5	131.9	1	66.2	25.0	13.7	55.0
1 (2)	-34.3	39.3	73.6	1	68.8	8.6	8.6	54.2
5 (2)	-51.2	88.3	139.4	3	66.6	37.3	18.5	49.8
6 (2)	-27.6	57.2	84.9	1	79.5	25.8	7.5	28.8
17 (2)	-53.7	80.2	133.8	5	59.5	44.0	20.4	46.2
18 (2)	-55.2	55.7	110.9	6	48.8	33.9	15.2	44.9
9 (3)	-45.0	-8.0	53.0	0	59.1	39.1	39.1	100
13 (3)	-42.1	77.7	119.8	10	48.8	54.0	7.0	12.9
15 (3)	-34.3	48.2	82.4	1	73.3	19.5	7.0	35.6
21 (3)	-52.0	74.1	126.2	5	68.8	35.3	14.7	41.8
2 (4)	-37.3	68.3	105.6	3	59.5	21.5	9.8	45.4
7 (4)	-34.5	93.9	128.4	1	46.2	34.8	7.6	21.9
8 (4)	-18.5	48.9	67.5	1	97.7	19.0	9.4	49.6
10 (4)	-54.9	68.6	123.5	4	45.7	44.5	29.8	66.9
11 (4)	-66.3	87.3	153.7	4	55.1	36.9	11.3	30.5
14 (4)	-53.5	88.3	141.8	1	56.4	26.0	18.2	70.1
16 (4)	-29.7	49.2	78.9	5	44.4	17.1	9.1	53.4
19 (4)	-40.0	35.6	75.7	1	71.0	29.6	10.9	36.9
20 (4)	-42.0	63.5	105.5	9	37.7	61.4	20.0	32.6

TABLE 26 – Résultat de la campagne d'acquisition tirés des signaux bruts

Candidat (Niveau)	Variation de tendance	Durée de traction descendante (s)	Durée de traction ascendante (s)	Ratio nég. / pos. (%)
3 (1)	4	5,8	8,6	40,3
4 (1)	4	7,3	12,1	37,7
12 (1)	1	5,0	20,0	20,0
1 (2)	2	4,8	11,1	30,2
5 (2)	6	14,7	22,6	39,5
6 (2)	3	8,1	17,7	31,4
17 (2)	6	16,2	27,8	36,8
18 (2)	4	8,4	25,5	24,7
9 (3)	10	16,7	22,4	42,7
13 (3)	8	28,5	25,5	52,8
15 (3)	3	6,5	13,0	33,3
21 (3)	16	24,8	10,5	70,3
2 (4)	1	4,1	17,4	19,2
7 (4)	3	11,6	23,2	33,4
8 (4)	1	5,5	13,5	28,9
10 (4)	6	21,5	23,0	48,3
11 (4)	4	12,9	24,0	34,9
14 (4)	3	7,1	18,9	27,3
16 (4)	6	5,1	12,0	29,9
19 (4)	4	10,4	19,2	35,1
20 (4)	15	30,5	31,0	49,6

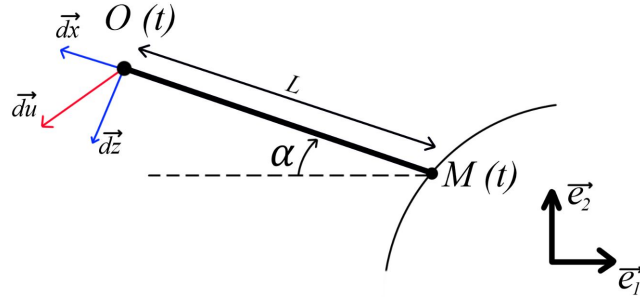
TABLE 27 – Résultat de la campagne d'acquisition tirés des dérivées à l'ordre 1 des signaux bruts



**Fig. 158** – Résultats bruts. A) Participants niveau 1. B) Participants niveau 2. C) Participants niveau 3. D) Participants niveau 4

# Annexe B : Relatives au jumeau numérique du mannequin

## Méthode d'obtention des coordonnées corrigées



**Fig. 159** – Schéma explicatif du calcul des coordonnées corrigées

On note  $M(t)$  la position d'un point de la cupule à l'instant  $t$  (i.e. posée sur le crâne),  $O(t)$  la position du marqueur noir acquise à l'instant  $t$ ,  $\alpha(t)$  l'angle mesuré par rapport à l'horizon à l'instant  $t$  et  $L$  la longueur de tige entre le marqueur noir et la cupule. On pose également  $\vec{du}$  le vecteur élémentaire décrit par la différence de positions du point entre deux instants,  $O(t)$  et  $O(t + dt)$ , et on pose  $\vec{dx}$  et  $\vec{dz}$  ses projections sur les vecteurs unitaires  $\vec{e}_1$  et  $\vec{e}_2$ . La position du point  $M(t + dt)$  est alors donnée par la relation :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{M(t + dt)} = & O(t) \cdot \vec{e}_1 + L \cos(\alpha(t)) \cdot \vec{e}_1 + [dx \cos(\alpha(t)) + dy \sin(\alpha(t))] \cos(\alpha(t)) \cdot \vec{e}_1 \\ & + O(t) \cdot \vec{e}_2 - L \sin(\alpha(t)) \cdot \vec{e}_2 - [dx \cos(\alpha(t)) + dy \sin(\alpha(t))] \sin(\alpha(t)) \cdot \vec{e}_2 \end{aligned} \quad (1.1)$$

Pour ce qui est des mouvements associés aux écarts-types, les coordonnées suivant la direction  $Z$  ont été calculées à partir de celles du mouvement moyen, et de la courbe d'angle associée.

On a alors pour le mouvement moyen moins l'écart type :

$$Z_{-EC}(t + dt) = \sin(\alpha_{-EC}(t)) * \left( \overrightarrow{M(t + dt)} \cdot \vec{e}_2 \right) \quad (1.2)$$

Et pour le mouvement moyen plus l'écart-type :

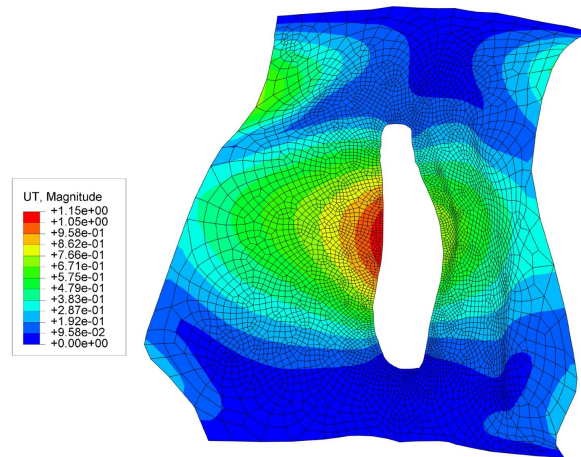
$$Z_{+EC}(t + dt) = \sin(\alpha_{+EC}(t)) * \left( \overrightarrow{M(t + dt)} \cdot \vec{e}_2 \right) \quad (1.3)$$

Les coordonnées suivant la direction  $X$  sont supposées égales à celle calculées pour le mouvement moyen :

$$X_{-EC}(t + dt) = X_{+EC}(t + dt) = \overrightarrow{M(t + dt)} \cdot \vec{e}_1 \quad (1.4)$$

## Analyse modale associée au jumeau numérique

La première analyse modale effectuée est celle de la plaque représentant la peau du mannequin, de masse volume  $\rho = 1150 \text{ kg.mm}^{-3}$  et de module d'Young  $E = 0,35 \text{ MPa}$  (estimé grâce au dispositif de succion, cf. partie 2, chapitre 1).



**Fig. 160** – Résultat de l'analyse modale de la peau. UT : amplitude du champ de déplacement en mm

*Remarque :* Les propriétés hyperélastiques identifiées et présentées précédemment ne sont pas compatibles avec les éléments S4 lors d'une analyse de fréquence, et un module d'Young doit être implémenté.

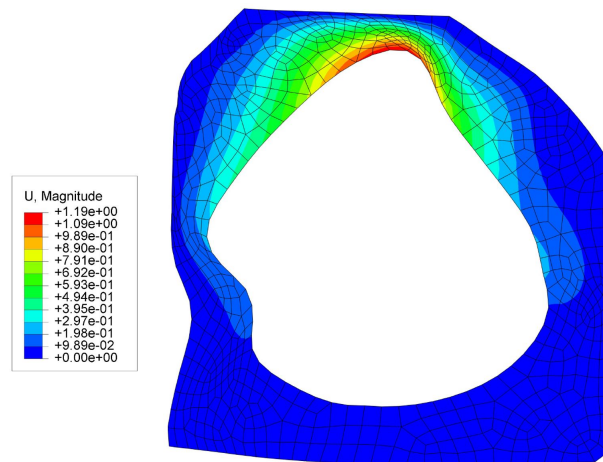
La fréquence fondamentale,  $f_0$  identifiée est égale à  $f_0 = 5,22 \text{ Hz}$  et correspond ainsi à un temps total de  $t_{f,peau} = 0,19 \text{ s}$  associé au temps minimal de la simulation validant le caractère quasi-statique du problème mise en œuvre.

Par analogie, l'analyse modale du périnée a été mise en œuvre, avec une masse volumique égale à  $\rho = 1500 \text{ kg.mm}^{-3}$  et de module d'Young  $E = 12,01 \text{ MPa}$ . Les résultats sont présentés Figure 161.

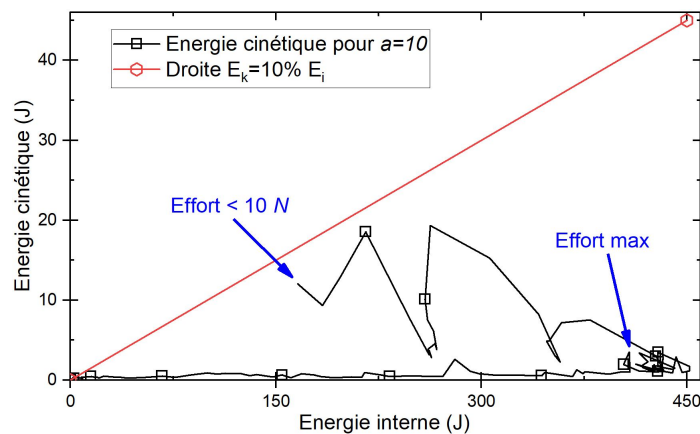
La fréquence fondamentale identifiée est égale à  $f_0 = 35,57 \text{ Hz}$  et correspond ainsi à un temps total de  $t_{f,peri} = 0,028 \text{ s}$  associé au temps minimal du step validant le caractère quasi-statique du problème mis en œuvre. Le temps le plus limitant est celui associé à la peau et le

temps total de la simulation sera affecté d'un paramètre multiplicateur  $a$ , et sera ainsi égal à  $t_{f, simu} = a * 0,19 \text{ s}$ , avec  $a \in \mathbb{N}^*$ .

Ce dernier coefficient  $a$  minimal a été déterminé à partir du modèle numérique implémentant un crâne de 35 semaines et la trajectoire moyenne. La méthode du choix du coefficient  $a$  est abordée plus en détails dans le chapitre 1 de la partie 3. Au vu des efforts mesurés lors de la campagne expérimentale et pour y être comparés, les efforts prédis par les modèles numériques seront tronqués à partir de  $10 \text{ N}$ . Ainsi, les énergies cinétiques et internes ont été tronquées lorsque la valeur de l'effort est inférieure à  $10 \text{ N}$ . Pour tous les modèles numériques, le coefficient  $a$  est choisi égal à  $a = 10$  (voir comparaison de l'énergie cinétiques Figure 162).



**Fig. 161** – Résultat de l'analyse modale du périnée. UT : amplitude du champ de déplacement en mm



**Fig. 162** – Résultat de la comparaison des énergies cinétiques et internes



# Annexe C : Algorithmes de randomisation des connecteurs

Les sections ci-dessous proposent un focus sur l’item “**Randomisation des connecteurs**” (cf. Figure 102).

## Dépendance au maillage

Notons  $S_{ref}$  et  $S_{cib}$  les deux sets créés sur le logiciel EF, le premier étant choisi comme référence, et notons  $N_1$  et  $N_2$  leur nombre de nœuds respectifs. Notons également les nœuds,  $n_i^{ref}$  et  $n_j^{cib}$  respectivement associés aux sets  $S_{ref}$  et  $S_{cib}$ .

L’objectif du principal du code développé est d’identifier les nœuds cibles dans le voisinage de chaque nœuds de références. Notons ainsi  $p_k^{n_i^{ref}}$ , le  $k$  – *eme* nœud du set  $S_{cib}$  présent dans le voisinage du  $i$  – *eme* nœud de référence et défini tel que :

$$p_k^{n_i^{ref}} \in \mathcal{B}'(n_i^{ref}, r), \text{ avec } \mathcal{B}'(n_i^{ref}, r) = \{n_j^{cib} \in S_{cib} \mid d(n_j^{cib}, n_i^{ref}) \leq r\} \quad (1.5)$$

La distance  $d(n_j^{cib}, n_i^{ref})$  étant la norme euclidienne entre les nœuds  $n_i^{ref}$  et  $n_j^{cib}$ , et  $r$  le rayon du voisinage du nœud  $n_i^{ref}$ . La figure 163 ci-dessous clarifie ce formalisme :

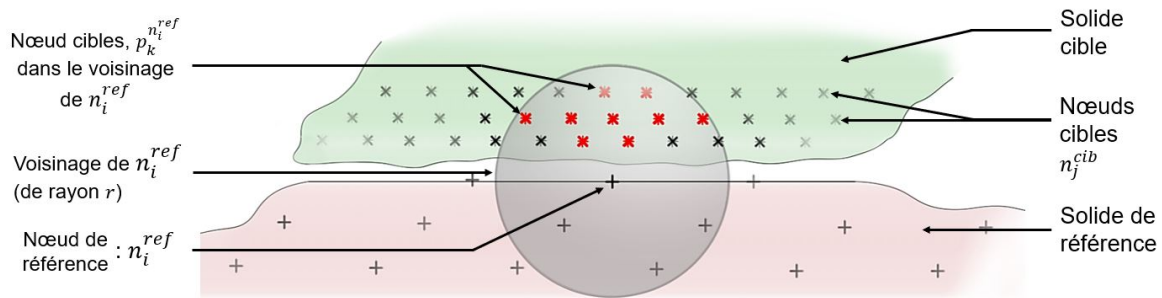


Fig. 163 – Schéma de principe - création des connecteurs

Les nœuds  $p_k^{n_i^{ref}}$  ainsi déterminés, une matrice de connectivité,  $\mathcal{M}^{connect}$ , peut être construite telle que  $\forall i \in \llbracket 1; N_1 \rrbracket, \forall j \in \llbracket 1; N_2 \rrbracket$ , il vient :

$$\mathcal{M}^{connect} = \begin{pmatrix} n_1^{ref} & p_1^{n_1^{ref}} & \cdots & p_k^{n_1^{ref}} & \cdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ n_i^{ref} & p_1^{n_i^{ref}} & \cdots & p_k^{n_i^{ref}} & \cdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ n_{N_i}^{ref} & p_1^{n_{N_i}^{ref}} & \cdots & p_k^{n_{N_i}^{ref}} & \cdots \end{pmatrix}$$

La génération réside alors dans le choix aléatoire de  $w$  nœud(s)  $p_k^{n_i^{ref}}$  du voisinage du nœud de référence  $n_i^{ref}$ . En d'autres termes, pour chaque ligne de la matrice  $\mathcal{M}^{connect}$ ,  $w$  nœud(s) sont choisi(s) aléatoirement pour être relié(s) avec le premier terme de la ligne.

Pour résumer, les paramètres d'entrée du code sont alors le nombre  $w$  de connecteurs par nœuds de référence, et le rayon  $r$  des voisinages. Bien évidemment, le nombre de nœuds  $p_k^{n_i^{ref}}$  identifiés dépend d'une part du rayon  $r$  choisi, mais majoritairement du nombre  $N_2$  de nœuds du set cible ce qui est associé au maillage du solide.

## Indépendance partielle au maillage

Afin de s'affranchir (partiellement) de la dépendance au maillage des solides du logiciel d'EF, une deuxième version du code de génération des connecteurs a été mis au point. La philosophie ici est de traiter les connecteurs comme étant associés à une surface de faible dimension, la raideur associé à ces connecteurs est alors homogène à  $\left[\frac{force}{longueur^3}\right]$ . Pour ce faire, le set  $S_{ref}$  est considéré comme un nuage de points quelconque. À partir des limites de ce dernier, une surface est reconstruite et est subdivisée en sous-surfaces  $s_j$  d'aire  $S_{element}$  égale. L'aire  $S_{element}$  est définie comme l'inverse de la densité surfacique de connecteurs fixée  $\sigma$  :

$$S_{element} = \frac{1}{\sigma} \quad (1.6)$$

À partir de  $a$  et  $b$ , respectivement la largeur et longueur du nuage de points de référence (i.e. qui délimite un rectangle dans le cas des modèles de pelage), on définit le ratio de forme  $R$  tel que :  $R = \frac{a}{b}$ . Notons  $x$  et  $y$ , respectivement la largeur et longueur d'une sous-surface d'aire  $S_{element}$ . En considérant la conservation du ratio de forme  $R$  par les sous-surface, il vient :

$$R = \frac{a}{b} = \frac{x}{y} \quad (1.7)$$

Par suite, il est possible de déterminer les expressions de  $x$  et  $y$  :

$$\begin{cases} x = \sqrt{S_{element} * R} \\ y = \sqrt{\frac{S_{element}}{R}} \end{cases} \quad (1.8)$$

Et par conséquent le nombre de sub-divisions suivant les deux directions de l'espace  $n_x$  et  $n_y$ , définit tels que :

$$\begin{cases} n_x &= \frac{a}{x} \\ n_y &= \frac{b}{y} \end{cases} \quad (1.9)$$

Le nombre total de sous-domaines est ainsi défini par  $N_{subd} = n_x * n_y$ . La surface totale étant subdivisée, l'objectif est de détecter tous les nœuds du nuage de points présents au sein de chacune des sous-surfaces  $s_j$  (voir Figure 164).

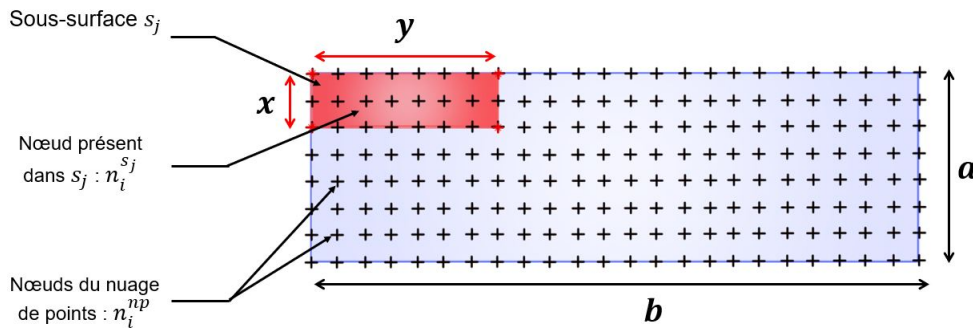


Fig. 164 – Schéma de principe - création des connecteurs

Notons  $n_i^{s_j}$  les nœuds du nuage de points présents à l'intérieur de la sous-surface  $s_j$ , et notons  $N_{np}$  le nombre total de  $n_i^{s_j}$ . Ces nœuds sont définis selon :

$$\forall i \in \llbracket 1; N_{np} \rrbracket, \forall j \in \llbracket 1; N_{subd} \rrbracket, n_i^{s_j} \in s_j \quad (1.10)$$

Les nœuds  $n_i^{s_j}$  ainsi déterminés, une matrice de connectivité  $\mathcal{M}^{connect}$ , peut être construite telle que  $\forall i \in \llbracket 1; N_{np} \rrbracket, \forall j \in \llbracket 1; N_{subd} \rrbracket$ , et il vient :

$$\mathcal{M}^{connect} = \begin{pmatrix} n_1^{s_1} & \dots & n_i^{s_1} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ n_1^{s_j} & \dots & n_i^{s_j} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ n_1^{N_{subd}} & \dots & n_i^{N_{subd}} \end{pmatrix}$$

Pour finir, la randomisation des connecteurs réside dans le choix aléatoire des nœuds  $n_i^{s_j}$ . Une fois sélectionnés, ces nœuds sont reliés avec le nœud du deuxième solide qui leur est le plus proche. On obtient donc des nœuds qui sont orientés suivant les normales des deux faces reliées (i.e. verticaux).

Le cas limite pour cette génération des connecteurs est donné par les relations :

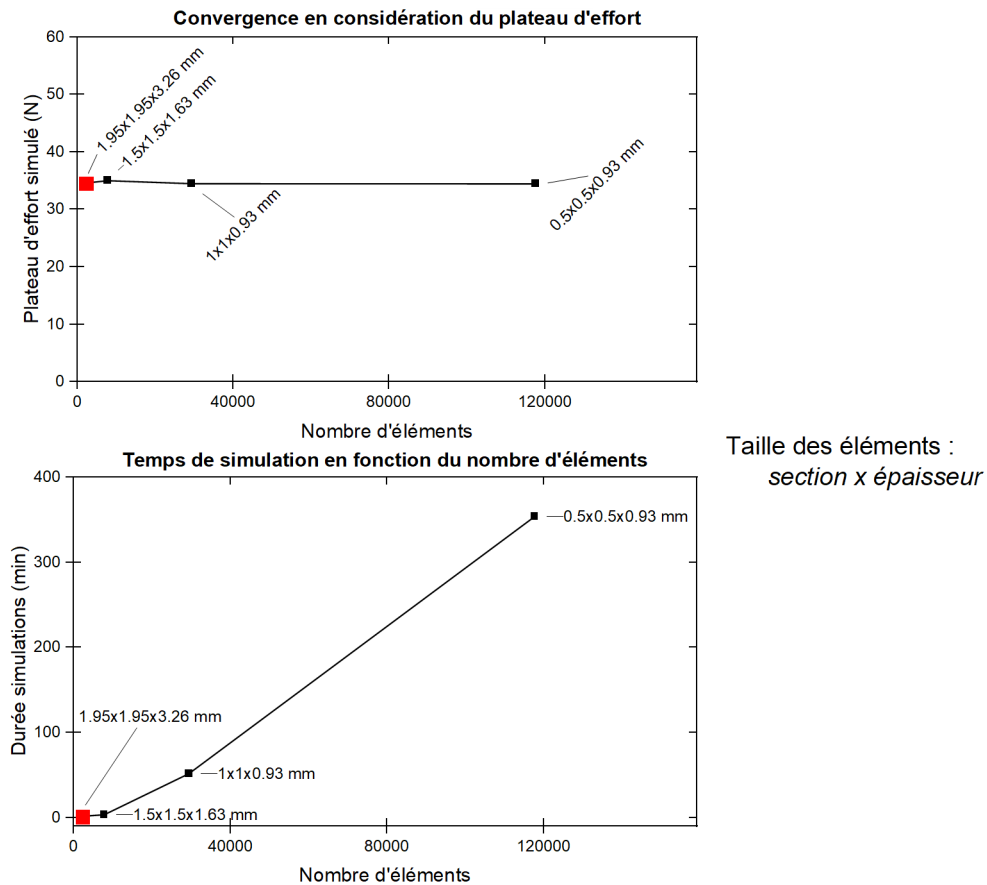
$$\begin{cases} x &\geq x_{np} \\ y &\geq y_{np} \end{cases} \quad (1.11)$$

Avec  $x_{np}$  et  $y_{np}$  les distances séparant les nœuds du nuage de points  $n_i^{np}$ . À cause de ces deux dernières variables, la démarche ne demeure que **partiellement** indépendante du maillage des solides sur le logiciel EF.

Cette génération des éléments filaires peut induire des divergences de solutions lors du calcul si le nombre de connecteurs est trop faible, et celle-ci n'a donc pas été utilisée. Cependant, ce concept de rattachement d'un connecteur à une surface équivalente est conservée pour l'établissement du modèle géométrique associé, et correspond à la surface élémentaire  $e$  introduite dans le modèle géométrique. Ce dernier point représente une limite de la méthode de génération des connecteurs, et de l'approche de modélisation proposée.

# Annexe D : Étude de sensibilité - modèle de pelage

Le maillage utilisé dans le modèle numérique a d'abord été fixé arbitrairement pour contenir suffisamment de connecteurs. Une étude de sensibilité a ensuite été effectuée pour vérifier la bonne convergence de la solution donnée par le maillage fixé.



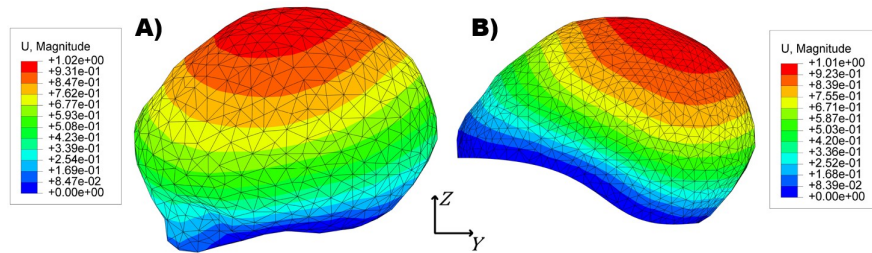
**Fig. 165** – Résultats de l'étude de sensibilité au maillage du modèle numérique associé au pelage de scalp de cochons

# Annexe E : Analyses modales du modèle numérique de la tête fœtale

## Schéma d'intégration explicite

### Crâne sans fontanelles et sutures

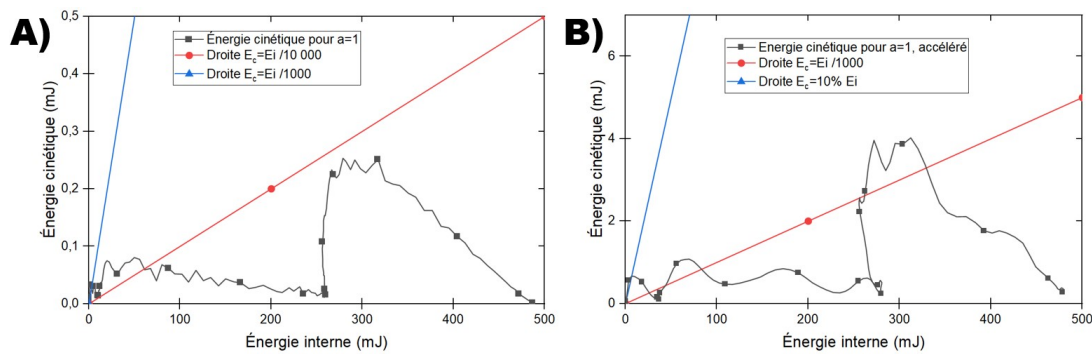
Les deux solides concernés par ces analyses modales sont le crâne et la peau du scalp, et les résultats respectifs de ces simulations sont présentés figure 166.A), et figure 166.B).



**Fig. 166** – A) Analyse modale du solide représentant le crâne sans sutures, et B) le scalp  $U$  : Amplitude du champ de déplacements

Les deux fréquences fondamentales identifiées pour le crâne et le scalp sont respectivement égales à  $f_{0,crane} = 292,1 \text{ Hz}$  et  $f_{0,scalp} = 58,3 \text{ Hz}$ . Ces fréquences correspondent aux deux temps minimaux de  $t_{f,crane} = 3,4 \cdot 10^{-3} \text{ s}$  et  $t_{f,scalp} = 0,17 \text{ s}$  qui valident le caractère quasi-statique du problème mis en œuvre. Le dernier temps étant supérieur à  $t_{f,crane}$  il est, de fait, le plus limitant et sera utilisé pour les simulations à venir. Cependant, il est affecté au temps  $t_{scalp}$  un coefficient multiplicateur  $a \in \mathbb{N}^*$ , permettant d'obtenir un temps plus long si des effets cinétiques faussent la solution, le temps total de la simulation est alors  $t_{simu} = a * 0,17 \text{ s}$ . Pour le choix de la valeur de  $a$ , il est nécessaire de comparer l'énergie cinétique  $E_c$  et l'énergie interne  $E_i$  du système, et le critère admis est :  $E_c = 10 \% E_i$ . L'ensemble des détails sur la méthode du choix du coefficient  $a$  sont donnés dans le chapitre 1 de la partie 3. Les résultats de la comparaison des deux énergies ont tout d'abord mené au choix du coefficient  $a = 1$  (voir Figure 167.A)).

Cependant, compte tenu de la très faible énergie cinétique mesurée et donc du fait que le critère d'acceptabilité du coefficient  $a$  est très largement vérifié, les simulations ont été accélérées



**Fig. 167** – A) Résultats de la comparaison des énergies cinétique et interne du système, B) avec “mass scaling”

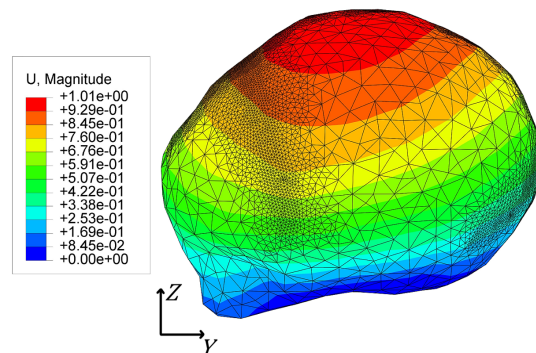
d’un facteur 10 de “mass scaling”. En augmentant la masse de chaque élément, le temps critique est ainsi augmenté (voir Chapitre 1 partie 3). Une comparaison des deux énergies est présentée en Figure 167.B).

Tout en vérifiant le critère fixé, le temps de simulation est ainsi réduit de 1h 38min 04s, à 38min et 36s sur un ordinateur disposant d’un processeur Intel Quadcore 2,3 GHz et 32 Go mémoire.

Au vu des résultats, il est possible d’accélérer la simulation et pour toutes les simulations mises en œuvre, le coefficient  $a$  est fixé égal à  $a = 1$  et la simulation est accélérée grâce au facteur 10 imposé.

### Crâne avec fontanelles et sutures

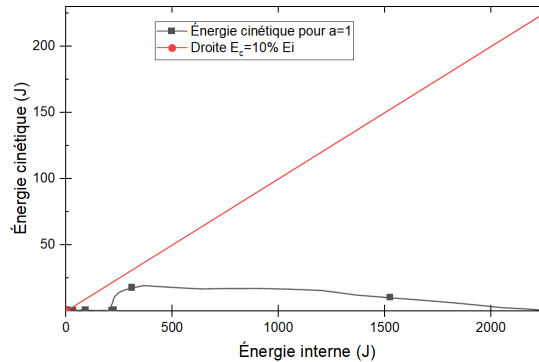
Compte tenu du changement de propriétés matérielles d’une partie du crâne, l’analyse modale du crâne a été ré-itérée. Les résultats de cette analyse modale sont présentés en figure 168.



**Fig. 168** – Analyse modale du solide représentant le crâne avec sutures.  $U$  : Amplitude du champ de déplacement

La fréquence fondamentale du crâne avec suture est prédite égale à  $f_{0,suture} = 285,9 \text{ Hz}$ , et le temps minimal pour garantir l’aspect quasi-statique de la simulation est alors égal à  $t_{f,suture} = 3,5 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ . Comme précédemment, le temps minimal affecté au solide associé à la peau du scalp étant plus élevé que  $t_{f,suture}$ , il est le plus limitant et ainsi utilisé.

Comme dans la section précédente, ce temps est affecté d'un coefficient  $a$ ,  $a \in \mathbb{N}^*$ . La comparaison de l'énergie cinétique  $E_c$  et l'énergie interne  $E_i$  du système, grâce au critère  $E_c = 10\% E_i$ , est effectuée sur la figure 169 suivante.



**Fig. 169** – Comparaison des énergies cinétique et interne de la tête fœtale avec suture.

Ces résultats ont été enregistrés grâce à un coefficient  $a = 1$  et avec une accélération effectuée par une augmentation de masse d'un facteur 10. Le temps de simulation est ainsi de 1h 47min 36s sur un ordinateur disposant d'un processeur Intel Quadcore 2,3 GHz et 32 Go mémoire.



# Bibliographie

- ABELLAN, M.-A., AYADH, M., BERGHEAU, J.-M. et ZAHOUANI, H. (2019). Contribution à la caractérisation numérique de la contrainte de cisaillement maximale dans la peau humaine d'un sujet âgé in vivo.
- ADSTRUM, S., HEDLEY, G., SCHLEIP, R., STECCO, C. et YUCESYOY, C. A. (2017). Defining the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(1):173–177.
- AFFAGARD, J.-S., WIJANTO, F. et ALLAIN, J.-M. (2017). Improving the experimental protocol for a more accurate identification of a given mechanical behaviour in a single assay : Application to skin. *Strain*, 53(5):e12236.
- ALDIERI, A., TERZINI, M., BIGNARDI, C., ZANETTI, E. M. et AUDENINO, A. L. (2017). A constitutive framework for human dermis mechanical modelling. pages 367–378, Tallinn, Estonia.
- ALEXANDER, H. et COOK, T. (2006). Variations with age in the mechanical properties of human skin in vivo. *Journal of Tissue Viability*, 16(3):6–11.
- ALI, U. et NORWITZ, E. (2009). Vacuum-Assisted Vaginal Delivery. *Rev Obstet Gynecol*, 2:5–17.
- ALMAZÁN-POLO, J., LÓPEZ-LÓPEZ, D., ROMERO-MORALES, C., RODRÍGUEZ-SANZ, D., Becerro-de BENGOA-VALLEJO, R., LOSA-IGLESIAS, M. E., BRAVO-AGUILAR, M. et CALVO-LOBO, C. (2020). Quantitative Ultrasound Imaging Differences in Multifidus and Thoracolumbar Fasciae between Athletes with and without Chronic Lumbopelvic Pain : A Case-Control Study. *Journal of Clinical Medicine*, 9(8):2647.
- AMAR, A. P., ARYAN, H. E., MELTZER, H. S. et LEVY, M. L. (2003). Neonatal subgaleal hematoma causing brain compression : report of two cases and review of the literature. *Neurosurgery*, 52(6):1470–1474; discussion 1474.
- ARCHER, M., PERRIER, B., LENOIR, M., LOPION, J. et SCHEMM, G. (2001). Équipements de préhension de charge. page 24.
- ARITA, G. (1967). *A comparative study of the structure and function of the adhesive apparatus of the Cyclopteridae and Gobiesocidae*. Master of science, University of British Columbia.
- AYADH, M., ABELLAN, M.-A., CHATELIN, R., BERGHEAU, J.-M. et ZAHOUANI, H. (2017). *Contribution à la simulation numérique du comportement viscoélastique de la peau humaine jeune et âgée in vivo*.
- BAERTHLEIN, W. C., MOODLEY, S. et STINSON, S. K. (1986). Comparison of maternal and neonatal morbidity in midforceps delivery and midpelvis vacuum extraction. *Obstetrics and Gynecology*, 67(4):594–597.
- BAHL, R., MURPHY, D. J. et STRACHAN, B. (2010). Non-technical skills for obstetricians conducting forceps and vacuum deliveries : qualitative analysis by interviews and video recordings. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 150(2):147–151.
- BAILET, M., ZARA, F. et PROMAYON, E. (2013). Shell finite element model for interactive foetal head deformation during childbirth. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(sup1):312–314.
- BAILET, M., ZARA, F. et PROMAYON, E. (2014). Biomechanical model of the fetal head for interactive childbirth simulation. In *SURGETICA 2014 Computer-Assisted Medical Interventions : scientific problems, tools and clinical applications*, pages 116–119, Chambéry, France.

- BAMBERG, C., DEPREST, J., SINDHWANI, N., TEICHGRÄBERG, U., GÜTTLER, F., DUDENHAUSEN, J. W., KALACHE, K. D. et HENRICH, W. (2017). Evaluating fetal head dimension changes during labor using open magnetic resonance imaging. *Journal of Perinatal Medicine*, 45(3).
- BANCELIN, S., LYNCH, B., BONOD-BIDAUD, C., DUCOURTHIAL, G., PSILODIMITRAKOPOULOS, S., DOKLÁDAL, P., ALLAIN, J.-M., SCHANNE-KLEIN, M.-C. et RUGGIERO, F. (2015). Ex vivo multiscale quantitation of skin biomechanics in wild-type and genetically-modified mice using multiphoton microscopy. *Scientific Reports*, 5(1):17635.
- BARDENHAGEN, S. G., STOUT, M. G. et GRAY, G. T. (1997). Three-dimensional, finite deformation, viscoplastic constitutive models for polymeric materials. *Mechanics of Materials*, 25(4):235–253.
- BASKETT, T. (2019). Operative vaginal delivery - An historical perspective. *Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol*, 56:3–10.
- BAUME, S., CHERET, A., CREVEUIL, C., VARDON, D., HERLICOVIEZ, M. et DREYFUS, M. (2004). Complications des accouchements assistés par ventouse. *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction*, 33(4):304–311.
- BENÍTEZ, J. M. et MONTÁNS, F. J. (2017). The mechanical behavior of skin : Structures and models for the finite element analysis. *Computers & Structures*, 190:75–107.
- BEREZNICK, D. E., KIM ROSS, J. et MCGILL, S. M. (2002). The frictional properties at the thoracic skin–fascia interface : implications in spine manipulation. *Clinical Biomechanics*, 17(4):297–303.
- BIRCHER, K., ZÜNDEL, M., PENSALFINI, M., EHRET, A. E. et MAZZA, E. (2019). Tear resistance of soft collagenous tissues. *Nature Communications*, 10(1):792.
- BIRD (1969). Modification of Malmström’s vacuum extractor. *British Medical Journal*, 3(5669):526.
- BLONDEL, B., GONZALEZ, L., RAYNAUD, P., COULM, B., BONNET, C., BLONDEL, B., VANHAESEBROUCK, A., VILAIN, A., FRESSON, J. et REY, S. (2016). Enquête nationale périnatale 2016. Rapport technique.
- BOO, N.-Y., FOONG, K.-W., MAHDY, Z. A., YONG, S.-C. et JAAFAR, R. (2005). Risk factors associated with subaponeurotic haemorrhage in full-term infants exposed to vacuum extraction. *BJOG : an international journal of obstetrics and gynaecology*, 112(11):1516–1521.
- BORDONI, B., MARELLI, F., MORABITO, B., CASTAGNA, R., SACCONI, B. et MAZZUCCO, P. (2018). New Proposal to Define the Fascial System. *Complementary Medicine Research*, 25(4):257–262.
- BORDONI, B. et ZANIER, E. (2015). Understanding Fibroblasts in Order to Comprehend the Osteopathic Treatment of the Fascia. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine : eCAM*, 2015:860934.
- BORELL, U. et FERNSTRÖM, I. (1967). The mechanism of labour. *Radiologic Clinics of North America*, 5(1):73–85.
- BORGES, A. F. (1984). Relaxed Skin Tension Lines (RSTL) versus Other Skin Lines :. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 73(1):144–150.
- BORGES, A. F. (1989). Relaxed Skin Tension Lines. *Dermatologic Clinics*, 7(1):169–178.
- BOUSQUET, D., COURAUD, G. et COLLET, M. (2018). Les actes sexistes durant le suivi gynécologique et obstétrical. Des remarques aux violences, la nécessité de reconnaître, prévenir et condamner le sexisme. Rapport technique 2018-06-26-SAN-034, voté le 26 juin 2018, Haut conseil à l’égalité entre les femmes et les hommes. République Française.
- BOYER, G. (2010). *Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien*. Thèse de doctorat.
- BRIGGS, J. (1955). *A Monograph of the Clingfishes (order Xenopterygii)*. Natural History Museum of Stanford University, fascimile édition.
- BROOKS, T., CHOI, J. E., GARNICH, M., HAMMER, N., WADDELL, J. N., DUNCAN, W. et JERMY, M. (2018). Finite element models and material data for analysis of infant head impacts. *Heliyon*, 4(12):e01010.

- BROWN, R. A., TALAS, G., PORTER, R. A., MCGROUTHER, D. A. et EASTWOOD, M. (1996). Balanced mechanical forces and microtubule contribution to fibroblast contraction. *Journal of Cellular Physiology*, 169(3):439–447.
- BURGESS, S. (2021). A review of linkage mechanisms in animal joints and related bioinspired designs. *Bioinspiration & Biomimetics*, 16(4):041001.
- BUTTIN, R., ZARA, F., SHARIAT, B. et REDARCE, T. (2009). A biomechanical model of the female reproductive system and the fetus for the realization of a childbirth virtual simulator. In *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 5263–5266.
- BUTTIN, R., ZARA, F., SHARIAT, B., REDARCE, T. et GRANGÉ, G. (2013). Biomechanical simulation of the fetal descent without imposed theoretical trajectory. *Comput Methods Programs Biomed*, 111:389–401.
- CALVERT, K., EPEE, M., KARZCUB, A., NEPPE, C., ALLEN, M., HUGHES, W., MCGURGAN, P., KING, R., MAOURIS, A., DOHERTY, D. et MAOURIS, P. (2016). Novel Simulation Workshop Improves Performance in Vacuum Delivery. *Open Journal of Obstetrics and Gynecology*, 06:439–444.
- CAMOMILLA, V., DUMAS, R. et CAPPOZZO, A. (2017). Human movement analysis : The soft tissue artefact issue. *Journal of Biomechanics*, 62:1–4.
- CARO-BRETELLE, A., GOUNTSOP, P., IENNY, P., LEGER, R., CORN, S., BAZIN, I. et BRETELLE, F. (2015). Effect of sample preservation on stress softening and permanent set of porcine skin. *Journal of Biomechanics*, 48(12):3135–3141.
- CASS, G. K. S., CROFTS, J. F. et DRAYCOTT, T. J. (2011). The Use of Simulation to Teach Clinical Skills in Obstetrics. *Seminars in Perinatology*, 35(2):68–73.
- CASTILLO-MÉNDEZ, C. et ORTIZ, A. (2022). Numerical simulation data and FORTRAN code to compare the stress response of two transversely isotropic hyperelastic models in ABAQUS. *Data in Brief*, 41:107853.
- CHANDA, A. et UPCHURCH, W. (2018). Biomechanical Modeling of Wounded Skin. *Journal of Composites Science*, 2(4):69.
- CHEN, H., ZHANG, L., ZHANG, D., ZHANG, P. et HAN, Z. (2015). Bioinspired Surface for Surgical Graspers Based on the Strong Wet Friction of Tree Frog Toe Pads. *ACS Appl Mater Interfaces*, 7:13987–95.
- CHEN, S. et GRIMM, M. J. (2021). Childbirth Computational Models : Characteristics and Applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 143(5):050801.
- CHEN, Y.-H., SU, K.-M., TSAI, M.-T., LIN, C.-K., CHANG, C.-C. et SU, K.-C. (2021). Investigating the Vacuum Extractors of Biomedical Devices of Different Materials and Pressures on the Fetal Head during Delivery. *Applied Sciences*, 11(17):8237.
- CINELLI, H., LELONG, N. et LE RAY, C. (2022). Enquête nationale périnatale | Rapport 2021. page 297.
- CLOUTIER, G., DESTREMPES, F., YU, F. et TANG, A. (2021). Quantitative ultrasound imaging of soft biological tissues : a primer for radiologists and medical physicists. *Insights into Imaging*, 12(1):127.
- CNGOF (2019). Recommandations pour la pratique clinique - Prévention et protection périnéale en obstétrique. *J. Gynecol Obstet Hum Reprod*.
- COATS, B., MARGULIES, S. S. et Ji, S. (2007). Parametric study of head impact in the infant. *Stapp Car Crash Journal*, 51:1–15.
- COSSON, M., RUBOD, C., VALLET, A., WITZ, J.-F. et BRIEU, M. (2011). [Biomechanical modeling of pelvic organ mobility : towards personalized medicine]. *Bulletin De l'Academie Nationale De Medecine*, 195(8):1869–1883 ; discussion 1883.
- COSSON, M., RUBOD, C., VALLET, A., WITZ, J. F., DUBOIS, P. et BRIEU, M. (2013). Simulation of normal pelvic mobilities in building an MRI-validated biomechanical model. *International Urogynecology Journal*, 24(1):105–112.
- COUZIGOU, Y. (1947). Ventouse eutocique (experimentation). *Bull. Soc. Med.*

- COVAL. Suction pad selection criteria - shapes, materials, diameters n.d.
- CUA, A. B., WILHELM, K. P. et MAIBACH, H. I. (1990). Elastic properties of human skin : relation to age, sex, and anatomical region. *Archives of Dermatological Research*, 282(5):283–288.
- CUNNINGHAM, LEVENO, BLOOM, SPONG, DASHE, HOFFMAN, CASEY et SHEFFIELD (2014). *Williams obstetrics*. Mc Graw Hill Education, 24th édition.
- DAI, A., WANG, S., ZHOU, L., WEI, H., WANG, Z. et HE, W. (2019a). In vivo mechanical characterization of human facial skin combining curved surface imaging and indentation techniques. *Skin Research and Technology*, 25(2):142–149.
- DAI, A. N., HE, W., WANG, S. B., CHEN, W. J., LI, C. W., WANG, Z. Y. et LI, L. A. (2019b). In vivo adhesive behavior of human facial skin by a modified indentation test. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 92:172–178.
- DATTA, A. (2018). *Essentials of human anatomy*. Head & Neck. Current books international, 60, Lenin saranee, Kolkata 700 013, 5th edition édition.
- DAWIDOWICZ, J., MATYSIAK, N., SZOTEK, S. et MAKSYMOWICZ, K. (2016). Telocytes of Fascial Structures. 913:403–424.
- DECHERNEY, A., NATHAN, L., LAUFER, N. et ROMAN, A. (2013). *CURRENT Diagnosis & Treatment : Obstetrics & Gynecology*. McGraw Hill. 11e édition.
- DELALLEAU, A., JOSSE, G., LAGARDE, J.-M., ZAHOUANI, H. et BERGHEAU, J.-M. (2007). Analyse in vivo du comportement mécanique de la peau. *In 8e Colloque national en calcul des structures*, Giens, France. CSMA.
- DELALLEAU, A., JOSSE, G., LAGARDE, J. M., ZAHOUANI, H. et BERGHEAU, J. M. (2008). Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with an extensometry test. *Wear*, 264(5):405–410.
- DELILLE, R. (2007). *Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.
- DIALLO, M. N., MAYEUR, O., LECOMTE-GROSBRAS, P., PATROUX, L., WITZ, J. F., LESAFFRE, F., RUBOD, C., COSSON, M. et BRIEU, M. (2021). Simulation of the mobility of the pelvic system : influence of fascia between organs. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 0(0):1–15.
- DIMPFL, T., JAEGER, C., MUELLER-FELBER, W., ANTHUBER, C., HIRSCH, A., BRANDMAIER, R. et SCHUESSLER, B. (1998). Myogenic changes of the levator ani muscle in premenopausal women : The impact of vaginal delivery and age. *Neurourology and Urodynamics*, 17(3):197–205.
- DIRIDOLLOU, S., PATAT, F., GENS, F., VAILLANT, L., BLACK, D., LAGARDE, J. M., GALL, Y. et BERSON, M. (2000). In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction : Model of skin mechanical properties. *Skin Research and Technology*, 6(4):214–221.
- DITSCHÉ, P. et SUMMERS, A. (2019). Learning from Northern clingfish (*Gobiesox maeandricus*) : bioinspired suction cups attach to rough surfaces. *Philos Trans R Soc B Biol Sci*, 374(20190204).
- DITSCHÉ, P., WAINWRIGHT, D. et SUMMERS, A. (2014). Attachment to challenging substrates – fouling, roughness and limits of adhesion in the northern clingfish (*Gobiesox maeandricus*). *J Exp Biol*, 217:2548–54.
- DITZENBERGER, G. R. (2016). Subgaleal Hemorrhage. *Newborn and Infant Nursing Reviews*, 16(1):36–38.
- DRÉNO, B. (2008). Anatomie, immunologie de la peau et de ses annexes. *Annales de Dermatologie et de Vénérologie*, 135:149–152.
- DUNN, M. G. et SILVER, F. H. (1983). Viscoelastic Behavior of Human Connective Tissues : Relative Contribution of Viscous and Elastic Components. *Connective Tissue Research*, 12(1):59–70.

- DUPUIS, O., MOREAU, R., SILVEIRA, R., PHAM, M. T., ZENTNER, A., CUCHERAT, M., RUDIGOZ, R.-C. et REDARCE, T. (2006). A new obstetric forceps for the training of junior doctors : A comparison of the spatial dispersion of forceps blade trajectories between junior and senior obstetricians. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 194(6):1524–1531.
- DUSHKINA, N. et LAKHTAKIA, A. (2013). Chapter 11 - Structural Colors. In LAKHTAKIA, A. et MARTÍN-PALMA, R. J., éditeurs : *Engineered Biomimicry*, pages 267–303. Elsevier, Boston.
- EAGAN, T. S., MELTZER, K. R. et STANDLEY, P. R. (2007). Importance of Strain Direction in Regulating Human Fibroblast Proliferation and Cytokine Secretion : A Useful in Vitro Model for Soft Tissue Injury and Manual Medicine Treatments. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30(8):584–592.
- EDMONDSON, S.-J., RAMMAN, S., HACHACH-HARAM, N., BISARYA, K., FU, B., ONG, J. et AKHAVANI, M. (2016). Hair Today ; Scalped Tomorrow : Massive Subgaleal Haematoma Following Sudden Hair Pulling in an Adolescent in the Absence of Haematological Abnormality or Skull Fracture. *Journal of Craniofacial Surgery*, 27(5):1261–1262.
- EILAGHI, A., FLANAGAN, J. G., BRODLAND, G. W. et ETHIER, C. R. (2009). Strain Uniformity in Biaxial Specimens is Highly Sensitive to Attachment Details. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(9):091003.
- ENG, C. M., PANCHERI, F. Q., LIEBERMAN, D. E., BIEWENER, A. A. et DORFMANN, L. (2014). Directional differences in the biaxial material properties of fascia lata and the implications for fascia function. *Annals of Biomedical Engineering*, 42(6):1224–1237.
- EQUY, V., DAVID-TCHOUDA, S., DREYFUS, M., RIETHMULLER, D., VENDITTELLI, F., CABAUD, V., LANGER, B., MARGIER, J., BOSSON, J.-L. et SCHAAL, J.-P. (2015). Clinical impact of the disposable ventouse iCup® versus a metallic vacuum cup : a multicenter randomized controlled trial. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 15(1):332.
- ESCOFFIER, C., de RIGAL, J., ROCHEFORT, A., VASSELET, R., LÉVEQUE, J.-L. et AGACHE, P. G. (1989). Age-related mechanical properties of human skin : An in vivo study. *Journal of Investigative Dermatology*, 93(3):353–357.
- ESKANDER, R., BEALL, M. et ROSS, M. G. (2012). Vacuum-assisted vaginal delivery simulation – quantitation of subjective measures of traction and detachment forces. *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine*, 25(10):2039–2041.
- EVANS, N. J. et RUTTER, N. (1986). Development of the epidermis in the newborn. *Biology of the Neonate*, 49(2):74–80.
- FAHLSTEDT, M., DEPREITERE, B., HALLDIN, P., VANDER SLOTEN, J. et KLEIVEN, S. (2015). Correlation between Injury Pattern and Finite Element Analysis in Biomechanical Reconstructions of Traumatic Brain Injuries. *Journal of Biomechanics*, 48(7):1331–1335.
- FALLAND-CHEUNG, L., SCHOLZE, M., LOZANO, P. F., ONDRUSCHKA, B., TONG, D. C., BRUNTON, P. A., WADDELL, J. N. et HAMMER, N. (2018). Mechanical properties of the human scalp in tension. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 84:188–197.
- FEDERLE, W., P, B. W., BAUMGARTNER, W., DRECHSLER, P. et M, S. J. (2006). Wet but not slippery : boundary friction in tree frog adhesive toe pads. *J R Soc Interface*, 3:689–97.
- FLYNN, C., TABERNER, A. et NIELSEN, P. (2011). Modeling the Mechanical Response of In Vivo Human Skin Under a Rich Set of Deformations. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(7):1935–1946.
- FRUTIGER, A. (2002). The function of the suckers of larval net-winged midges (Diptera : Blephariceridae). *Freshw Biol*, 47:293–302.
- FULCHER, B. et MOTTA, P. (2006). Suction disk performance of echeneid fishes. *Can J Zool*, 84:42–50.
- GABRIEL, F., FAHNING, M., MEINERS, J., DIETRICH, F. et DRÖDER, K. (2020). Modeling of vacuum grippers for the design of energy efficient vacuum-based handling processes. *Prod Eng*, 14:545–54.

- 
- GALFORD, J. E. et MCELHANEY, J. H. (1970). A viscoelastic study of scalp, brain, and dura. *Journal of Biomechanics*, 3(2):211–221.
- GAMBAROTTA, L., MASSABÒ, R., MORBIDUCCI, R., RAPOSI, E. et SANTI, P. (2005). In vivo experimental testing and model of human scalp skin. *Journal of biomechanics*, 38:2237–47.
- GASSER, T. C., OGDEN, R. W. et HOLZAPFEL, G. A. (2006). Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of The Royal Society Interface*, 3(6):15–35.
- GE, D., TANG, Y., MA, S., MATSUNO, T. et REN, C. (2020). A Pressing Attachment Approach for a Wall-Climbing Robot Utilizing Passive Suction Cups. *Robotics*, 9(26).
- GEI, A. F. (2012). Prevention of the First Cesarean Delivery : The Role of Operative Vaginal Delivery. *Seminars in Perinatology*, 36(5):365–373.
- GENNISSON, J.-L., DEFFIEUX, T., FINK, M. et TANTER, M. (2013). Ultrasound elastography : Principles and techniques. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 94(5):487–495.
- GERIKHANOV, Z. (2017). *Simulating the Cardinal Movements of Childbirth Using Finite Element Analysis on the Graphics Processing Unit*. Thèse de doctorat.
- GOERKE, K. (2004). *Atlas de poche d'obstétrique*. Numéro Atlas de poche. Flammarion, médecine-sciences publications édition.
- GOORDYAL, D., ANDERSON, J., ALAZMANI, A. et CULMER, P. (2021). An engineering perspective of vacuum assisted delivery devices in obstetrics : A review. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 235:3–16.
- GORB, S. (2008). Biological attachment devices : exploring nature's diversity for biomimetics. *Philos Trans R Soc Math Phys Eng Sci*, 366:1557–74.
- GOROSPE, HOWITT, LIN et STEIN (2007). Tensile Testing : Elastic proprieties.
- GOUESLARD, K., COTTENET, J., ROUSSOT, A., CLESSE, C., SAGOT, P. et QUANTIN, C. (2019). how did episiotomy rates change from 2007 to 2014? Population-bases study in France. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 18(1): 208.
- GRAHAME, R. (1970). A Method for Measuring Human Skin Elasticity in Vivo with Observations on the Effects of Age, Sex and Pregnancy. *Clinical Science*, 39(2):223–238.
- GREEN, D. et BARBER, D. (1988). The ventral adhesive disc of the clingfish *Gobiesox maeandricus* : integumental structure and adhesive mechanisms. *Can J Zool*, 66:1610–9.
- GRIFFIN, M., PREMAKUMAR, Y., SEIFALIAN, A., BUTLER, P. E. et SZARKO, M. (2016). Biomechanical Characterization of Human Soft Tissues Using Indentation and Tensile Testing. *Journal of Visualized Experiments : JoVE*, (118):54872.
- GROOM, K., JONES, B., MILLER, N. et PATERSON-BROWN, S. (2006). A prospective randomised controlled trial of the Kiwi Omnicup versus conventional ventouse cups for vacuum-assisted vaginal delivery. *BJOG : An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 113(2):183–189.
- GROVES, R. B., COULMAN, S. A., BIRCHALL, J. C. et EVANS, S. L. (2013). An anisotropic, hyperelastic model for skin : Experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 18:167–180.
- GU, Z., LI, S., ZHANG, F. et WANG, S. (2016). Understanding Surface Adhesion in Nature : A Peeling Model. *Advanced Science*, 3(7):1500327.
- GUIMBERTEAU, J. C. et DELAGE, J. P. (2012). Les tendons et le système de glissement multifibrillaire. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*, 57(5):467–481.
- GUIMBERTEAU, J. C., DELAGE, J. P. et WONG, J. (2010). The role and mechanical behavior of the connective tissue in tendon sliding. *Chirurgie de la Main*, 29(3):155–166.
-

- GUIMBERTEAU, J. C., SENTUCQ-RIGALL, J., PANCONI, B., BOILEAU, R., MOUTON, P. et BAKHACH, J. (2005). Introduction à la connaissance du glissement des structures sous-cutanées humaines. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*, 50(1):19–34.
- GUISOUMA, I., HAMBLI, R., REKIK, A. et HIVET, A. (2021). A multiscale four-layer finite element model to predict the effects of collagen fibers on skin behavior under tension. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 235(11):1274–1287.
- HAIKIN, E. H. et MANKUTA, D. (2012). Vacuum cup placement during delivery—a suggested obstetric quality assessment measure. *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine : The Official Journal of the European Association of Perinatal Medicine, the Federation of Asia and Oceania Perinatal Societies, the International Society of Perinatal Obstetricians*, 25(10):2135–2137.
- HANSEN, K. N., PEDERSEN, H. et PETERSEN, M. B. (1987). Growing skull fracture—rupture of coronal suture caused by vacuum extraction. *Neuroradiology*, 29(5):502.
- HAYES, W., KEER, L., HERRMANN, G. et MOCKROS, L. (1972). A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *Journal of Biomechanics*, 5(5):541–551.
- HAYMAN, L., SHUKLA, V., LY, C. et TABER, K. (2003). Clinical and imaging anatomy of the scalp. *J Comput Assist Tomogr*, 27:454–9.
- HENDRIKS, F. M., BROKKEN, D., OOMENS, C. W. J., BADER, D. L. et BAAIJENS, F. P. T. (2006). The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments. *Medical Engineering & Physics*, 28(3):259–266.
- HERTZ, H. (1882). Ueber die Berührung fester elastischer Körper. *Journal für die reine und angewandte Mathematik*, 92:156–171.
- HICKEY, K. et MCKENNA, P. (1996). Skull Fracture caused by vacuum extraction. *Obstet Gynaecol*, 88:671–2.
- HOLZAPFEL, G. A. et GASSER, T. C. (2001). A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains : Continuum basis, computational aspects and applications. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 190(34):4379–4403.
- HOTTON, E., O'BRIEN, S. et DRAYCOTT, T. J. (2019). Skills training for operative vaginal birth. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*, 56:11–22.
- HUANG, C.-Y., SU, K.-M., PAN, H.-H., CHANG, F.-W., LAI, Y.-J., CHANG, H.-C., CHEN, Y.-C., LIN, C.-K. et SU, K.-C. (2022). Investigating the Effects of Different Sizes of Silicone Rubber Vacuum Extractors during the Course of Delivery on the Fetal Head : A Finite Element Analysis Study. *Polymers*, 14(4):723.
- HUMPHREY, J. D. et YIN, F. C. P. (1987). On Constitutive Relations and Finite Deformations of Passive Cardiac Tissue : I. A Pseudostrain-Energy Function. *Journal of Biomechanical Engineering*, 109(4):298–304.
- HUSSAIN, S. H., LIMTHONGKUL, B. et HUMPHREYS, T. R. (2013). The Biomechanical Properties of the Skin :. *Dermatologic Surgery*, 39(2):193–203.
- IIVARINEN, J. T., KORHONEN, R. K. et JURVELIN, J. S. (2014). Experimental and numerical analysis of soft tissue stiffness measurement using manual indentation device – significance of indentation geometry and soft tissue thickness. *Skin Research and Technology*, 20(3):347–354.
- INNOCENTI, B. (2017). Automatic characterization of soft tissues material properties during mechanical tests. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 7:530.
- JAISSWAL, A. et KUMAR, B. (2017). Vacuum Cup Grippers for Material Handling In Industry 2017;4 :8. *International Journal of Innovative Science, Engineering & Technology*, 4(Issue 6):187–194.
- JANG, J., SUNG, M., HAN, S. et YU, W.-R. (2017). Prediction of delamination of steel-polymer composites using cohesive zone model and peeling tests. *Composite Structures*, 160:118–127.
- JEAN DIT GAUTIER, E., MAYEUR, O., LEPAGE, J., BRIEU, M., COSSON, M. et RUBOD, C. (2018). Pregnancy impact on uterosacral ligament and pelvic muscles using a 3D numerical and finite element model : preliminary results. *International Urogynecology Journal*, 29(3):425–430.

- JEMEC, G. B. E., JEMEC, B., JEMEC, B. I. E. et SERUP, J. (1990). The Effect of Superficial Hydration on the Mechanical Properties of Human Skin in Vivo : Implications for Plastic Surgery. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 85(1):100–103.
- JOHANSON, R. et MENON, V. (2000). Soft versus rigid vacuum extractor cups for assisted vaginal delivery. *Cochrane Database Syst Rev*.
- JOHNSON, K. (1985). *Contact mechanics*. Cambridge university.
- JOODAKI, H. et PANZER, M. (2018). Skin mechanical properties and modeling : A review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 232:095441191875980.
- KARIMI, A., NAVIDBAKSH, M., HAGHIGHATNAMA, M. et HAGHI, A. M. (2015a). Determination of the axial and circumferential mechanical properties of the skin tissue using experimental testing and constitutive modeling. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(16):1768–1774.
- KARIMI, A., RAHMATI, S. M. et NAVIDBAKSH, M. (2015b). Mechanical characterization of the rat and mice skin tissues using histological and uniaxial data. *Bioengineered*, 6(3):153–160.
- KAWAHARA, T., TOKUDA, K., TANAKA, N. et KANEKO, M. (2006). Noncontact impedance sensing. *Artificial Life and Robotics*, 10(1):35–40.
- KELLERSZTEIN, I., GREENFELD, I. et WAGNER, H. (2021). Structural analysis across length scales of the scorpion pincer cuticle. *Bioinspir Biomim*, 16(026013).
- KENDALL, K. (1971). The adhesion and surface energy of elastic solids. *Journal of Physics D : Applied Physics*, 4(8):1186–1195.
- KIER, W. et SMITH, A. (1990). The Morphology and Mechanics of Octopus Suckers. *Biol Bull*, 178:126–36.
- KIER, W. et SMITH, A. (2002). The Structure and Adhesive Mechanism of Octopus Suckers. *Integr Comp Biol*, 42:1146–53.
- KILANI, R. A. et WETMORE, J. (2006). Neonatal subgaleal hematoma : presentation and outcome—radiological findings and factors associated with mortality. *American Journal of Perinatology*, 23(1):41–48.
- KIM, S.-Y., PARK, J. S. et KOO, H. R. (2015). Combined Use of Ultrasound Elastography and B-Mode Sonography for Differentiation of Benign and Malignant Circumscribed Breast Masses. *Journal of Ultrasound in Medicine : Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 34(11):1951–1959.
- KIRBY, WANG, TO et LAMPE (1998). Nonlinear, three-dimensional finite-element model of skin biomechanics.
- KONAR, h. (2015). *DC DUTTA'S TEXTBOOK OF GYNECOLOGY*. The Health Sciences Publisher, 8th édition.
- KOZUŃ, M. (2016). Delamination properties of the human thoracic arterial wall with early stage of atherosclerosis lesions. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, page 229.
- KURPASKA, S., SOBOL, Z., PEDRYC, N., HEBDA, T. et NAWARA, P. (2020). Analysis of the Pneumatic System Parameters of the Suction Cup Integrated with the Head for Harvesting Strawberry Fruit. *Sensors*, 20(4389).
- LAKHANI, P., DWIVEDI, K. K., PARASHAR, A. et KUMAR, N. (2021). Non-Invasive in Vivo Quantification of Directional Dependent Variation in Mechanical Properties for Human Skin. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9.
- LANCET, M. (1963). Use of the Vacuum Extractor. *British Medical Journal*, 1(5324):165–169.
- LANGER, K. (1878). On the anatomy and physiology of the skin. *British Journal of Plastic Surgery*, 31(2):93–106.
- LANGEVIN, H. M., BISHOP, J., MAPLE, R., BADGER, G. J. et FOX, J. R. (2018). Effect of Stretching on Thoracolumbar Fascia Injury and Movement Restriction in a Porcine Model. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 97(3):187–191.
- LANGEVIN, H. M., BOUFFARD, N. A., BADGER, G. J., IATRIDIS, J. C. et HOWE, A. K. (2005). Dynamic fibroblast cytoskeletal response to subcutaneous tissue stretch ex vivo and in vivo. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 288(3):C747–C756.



- LANGEVIN, H. M., FOX, J. R., KOPTIUCH, C., BADGER, G. J., GREENAN-NAUMANN, A. C., BOUFFARD, N. A., KONOFAGOU, E. E., LEE, W.-N., TRIANO, J. J. et HENRY, S. M. (2011). Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12:203.
- LANGEVIN, H. M. et SHERMAN, K. J. (2007). Pathophysiological model for chronic low back pain integrating connective tissue and nervous system mechanisms. *Medical Hypotheses*, 68(1):74–80.
- LANIR, Y. et FUNG, Y. (1974). Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin—II. Experimental results. *Journal of Biomechanics*, 7(2):171–182.
- LANSAC, J., DESCAMPS, P. et OURY, J.-F. (2011). *Pratique de l'accouchement*. Elsevier Masson, 5th edition édition.
- LAPEER, R., AUDINIS, V., GERIKHANOV, Z. et DUPUIS, O. (2014a). A computer-based simulation of obstetric forceps placement. *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 17(Pt 2):57–64.
- LAPEER, R., GERIKHANOV, Z. et AUDINIS, V. (2014b). A computer-based simulation of vacuum extraction during childbirth. page 12.
- LAPEER, R., GERIKHANOV, Z., SADULAEV, S.-M., AUDINIS, V., ROWLAND, R., CROZIER, K. et MORRIS, E. (2019). A computer-based simulation of childbirth using the partial Dirichlet–Neumann contact method with total Lagrangian explicit dynamics on the GPU. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 18(3):681–700.
- LAPEER, R. J. et PRAGER, R. W. (2001). Fetal head moulding : finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour. *Journal of Biomechanics*, 34:1125–1133.
- LAPEER, R. J. A. (1999). *A biomechanical model of foetal head moulding*. Thèse de doctorat.
- LAROSE, A. E., DAKIW-PIACESKI, A., BARBIER, M. A., LAROCHE, D., GAUVIN, R., CARUSO, M., POPE, E. et GERMAIN, L. (2020). Peel Test to Assess the Adhesion Strength of the Dermal–Epidermal Junction in Tissue-Engineered Skin. *Tissue Engineering Part C : Methods*, 26(3):180–189.
- LEHN, A., BAUMER, A. et LEFTWICH, M. (2016). An experimental approach to a simplified model of human birth. *J Biomech*, 49:2313–7.
- LEPAGE, J., COSSON, M., MAYEUR, O., BRIEU, M. et RUBOD, C. (2016). The role of childbirth research simulators in clinical practice. *International Journal of Gynaecology and Obstetrics : The Official Organ of the International Federation of Gynaecology and Obstetrics*, 132(2):234–235.
- LEVIN, S. et MARTIN (2012). Biotensegrity- The Mechanics of Fascia. In *Fascia - the Tensional Network of the Human Body. The Science and Clinical Applications in Manual and Movement Therapy*, pages 137–142.
- LI, X., KRUGER, J. A., NASH, M. P. et NIELSEN, P. M. F. (2010). Modeling childbirth : elucidating the mechanisms of labor. *WIREs Systems Biology and Medicine*, 2(4):460–470.
- LI, X., SANDLER, H. et KLEIVEN, S. (2017). The importance of nonlinear tissue modelling in finite element simulations of infant head impacts. *Biomech Model Mechanobiol*, 16:823–40.
- LI, Z., PARK, B.-K., LIU, W., ZHANG, J., REED, M. P., RUPP, J. D., HOFF, C. N. et HU, J. (2015). A Statistical Skull Geometry Model for Children 0-3 Years Old. *PLOS ONE*, 10(5):e0127322.
- LIN, D. C., SHREIBER, D. I., DIMITRIADIS, E. K. et HORKAY, F. (2009). Spherical indentation of soft matter beyond the Hertzian regime : numerical and experimental validation of hyperelastic models. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 8(5):345–358.
- LIU, J., TANAKA, K., BAO, L. et YAMAURA, I. (2006). Analytical modelling of suction cups used for window-cleaning robots. *Vacuum*, 80:593–8.
- LOGHIS, C., PYRGIOTIS, E., PANAYOTOPOULOS, N., BATALIAS, L., SALAMALEKIS, E. et ZOURLAS, P. (1992). Comparison between metal cup and silicone rubber cup vacuum extractor. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 45:173–6.

- LUBOZ, V., PROMAYON, E., CHAGNON, G., ALONSO, T., FAVIER, D., BARTHOD, C. et PAYAN, Y. (2012). Validation of a Light Aspiration Device for In Vivo Soft Tissue Characterization (LASTIC). In PAYAN, Y., éditeur : *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, volume 11, pages 243–256. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- MALMSTRÖM, T. (1957). The Vacuum Extractor an Obstetrical Instrument and the Parturiometer a Tokographic Device. *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, 36(S3):5–87.
- MANSCHOT, J. F. M. et BRAKKEE, A. J. M. (1986). The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo—II. The model. *Journal of Biomechanics*, 19(7):517–521.
- MANTRIOTA, G. (2007). Optimal grasp of vacuum grippers with multiple suction cups. *Mech Mach Theory*, 42:18–33.
- MARCHINI, G., MARTÍN MUÑOZ, D. et VLADIC STJERNHOLM, Y. (2020). A parietal bone fracture with subgaleal and subdural hemorrhage in association with vacuum extraction delivery. *Clinical Case Reports*, 8(11):2103–2106.
- MARGULIES, S. S. et THIBAUT, K. L. (2000). Infant Skull and Suture Properties : Measurements and Implications for Mechanisms of Pediatric Brain Injury. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122(4):364–371.
- MARKENSCOFF, X. et YANNAS, I. (1979). On the stress-strain relation for skin. *Journal of Biomechanics*, 12(2):127–129.
- MARPEAU, L. (2011). *Traité d'obstétrique*. Elsevier masson édition.
- MARSHALEK, J., KUESSEL, L., STAMMLER-SAFAR, M., KISS, H., OTT, J. et HUSSLEIN, H. (2022). Comparison of a practice-based versus theory-based training program for conducting vacuum-assisted deliveries : a randomized-controlled trial. *Archives of Gynecology and Obstetrics*, 305(2):365–372.
- MARTINS, J., PIRES, E., SALVADO, R. et DINIS, P. (1998). A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 151(3-4):419–433.
- MARTINS, J. a. C., PATO, M. P. M., PIRES, E. B., JORGE, R. M. N., PARENTE, M. et MASCARENHAS, T. (2007). Finite Element Studies of the Deformation of the Pelvic Floor. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1101(1):316–334.
- MCPHERSON, G. K. et KRIEWEALL, T. J. (1980). the elastic modulus of fetal cranial bone, a first step towards an understanding of the biomechanics of fetal head molding. *J. biomechanics*, 13:9–16.
- MENG, F., LIU, Q., WANG, X., TAN, D., XUE, L. et WJONP, B. (2019). Tree frog adhesion biomimetics : opportunities for the development of new, smart adhesives that adhere under wet conditions. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*, 377.
- MERINDOL, R., DIABANG, S., FELIX, O., ROLAND, T., GAUTHIER, C. et DECHER, G. (2015). Bio-Inspired Multiproperty Materials : Strong, Self-Healing, and Transparent Artificial Wood Nanostructures. *ACS Nano*, 9(2):1127–1136.
- MILLER, E. S., LAI, Y., BAILIT, J., REDDY, U. M., WAPNER, R. J., VARNER, M. W., THORP, J. M., LEVENO, K. J., CARITIS, S. N., PRASAD, M., TITA, A. T. N., SAADE, G. R., SOROKIN, Y., ROUSE, D. J., BLACKWELL, S. C. et TOLOSA, J. E. (2019). Duration of Operative Vaginal Delivery and Adverse Obstetric Outcomes. *American journal of perinatology*, pages 10.1055/s-0039-1683439.
- MIZUKOSHI, K., KURIBAYASHI, M., HIRAYAMA, K., YABUZAKI, J., KUROSUMI, M. et HAMANAKA, Y. (2020). Examination of age-related changes of viscoelasticity in the dermis and subcutaneous fat layer using ultrasound elastography. *Skin Research and Technology*, n/a(n/a).
- MONOD, R. et CABA, M. (1945). Une méthode d'investigation de l'état des capillaires ; l'effet ventouse. *Société de Biologie ; comptes rendus des séances de la Société de biologie et de ses filiales*, pages 133–134.
- MOOLGAOKER, A. S., AHAMED, S. O. et PAYNE, P. R. (1979). A comparison of different methods of instrumental delivery based on electronic measurements of compression and traction. *Obstetrics and Gynecology*, 54(3):299–309.

- MORAN, C., BUSH, N. et BAMBER, J. (1995). Ultrasonic propagation properties of excised human skin. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 21(9):1177–1190.
- MOREAU, R., OLABY, O., PHAM, M. T., BRUN, X. et DUPUIS, O. (2007). Simulateur d'accouchement automatisé BirthSIM pour l'apprentissage sans risque des gestes obstétricaux.
- MURPHY, D. J., STRACHAN, B. K. et BAHL, R. (2020). Assisted Vaginal Birth (Green-top Guideline No. 26). 127(9):i–vi, 1043–1171, e70–e121.
- MUTH-SENG, C., GRAS, L.-L., ROUX, A. et LAPORTE, S. (2017). Modelling of fascia lata rupture during tensile tests via the discrete element method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20:147–148.
- MUTHURAMALINGAM, M., TALBOYS, E., WAGNER, H. et BRUECKER, C. (2020). Flow turning effect and laminar control by the 3D curvature of leading edge serrations from owl wing. *Bioinspir Biomim*, 16(026010).
- MYERS, K. M., FELTOVICH, H., MAZZA, E., VINK, J., BAJKA, M., WAPNER, R. J., HALL, T. J. et HOUSE, M. (2015). The mechanical role of the cervix in pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 48(9):1511–1523.
- NÍ ANNAIDH, A., BRUYERE, K., DESTRADE, M., GILCHRIST, M. D., MAURINI, C., OTTÉNIO, M. et SACCOMANDI, G. (2012). Automated Estimation of Collagen Fibre Dispersion in the Dermis and its Contribution to the Anisotropic Behaviour of Skin. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(8):pp. 1666–1678.
- NASSERI, F. et BADIOEI, Z. (2007). Neonatal Subgaleal Hemorrhage “A fatal complication of vacuum extraction delivery”. *Iran J Pediatr*, 17(3):5.
- NGUYEN, V. P. et WU, J.-Y. (2021). Variational phase-field modeling of brittle and cohesive fracture.
- NICHOLSON, L. (2007). Caput succedaneum and cephalohematoma : the cs that leave bumps on the head. *Neonatal network : NN*, 26(5):277–281.
- NIE, Z. et KUMACHEVA, E. (2008). Patterning surfaces with functional polymers. *Nat Mater*, 7:277–90.
- NOBLE, C., SMULDERS, N., LEWIS, R., CARRÉ, M. J., FRANKLIN, S. E., MACNEIL, S. et TAYLOR, Z. A. (2016). Controlled peel testing of a model tissue for diseased aorta. *Journal of Biomechanics*, 49(15):3667–3675.
- NORWITZ, E. R. et SCHORGE, J. O. (2013). *Obstetrics and Gynecology at a Glance*. John Wiley & Sons, Ltd, 4th edition édition.
- OLIVEIRA, D. A., PARENTE, M. P. L., CALVO, B., MASCARENHAS, T. et JORGE, R. M. N. (2016a). A biomechanical analysis on the impact of episiotomy during childbirth. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(6):1523–1534.
- OLIVEIRA, D. A., PARENTE, M. P. L., CALVO, B., MASCARENHAS, T. et JORGE, R. M. N. (2017). The management of episiotomy technique and its effect on pelvic floor muscles during a malposition childbirth. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(11):1249–1259.
- OLIVEIRA, D. A., PARENTE, M. P. L., CALVO, B., MASCARENHAS, T. et NATAL JORGE, R. M. (2016b). Numerical simulation of the damage evolution in the pelvic floor muscles during childbirth. *Journal of Biomechanics*, 49(4):594–601.
- PAILLER-MATTEI, C., PAVAN, S., VARGIOLU, R., PIROT, F., FALSON, F. et ZAHOUANI, H. (2007). Contribution of stratum corneum in determining bio-tribological properties of the human skin. *Wear*, 263:1038–43.
- PAILLER-MATTÉI, C. et ZAHOUANI, H. (2006). Analysis of adhesive behaviour of human skin in vivo by an indentation test. *Tribology International*, 39(1):12–21.
- PARENTE, M., NATAL JORGE, R., MASCARENHAS, T., FERNANDES, A. et MARTINS, J. (2009). The influence of the material properties on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles during vaginal delivery. *J Biomech*, 42:1301–6.
- PARENTE, M., NATAL JORGE, R., MASCARENHAS, T., FERNANDES, A. et SILVA-FILHO, A. (2010). Computational modeling approach to study the effects of fetal head flexion during vaginal delivery. *Am J Obstet Gynecol*, 203(217).

- PARENTE, M. P. L., JORGE, R. M. N., MASCARENHAS, T., FERNANDES, A. A. et MARTINS, J. a. C. (2008). Deformation of the pelvic floor muscles during a vaginal delivery. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, 19(1):65–71.
- PASTA, S., PHILLIPPI, J. A., GLEASON, T. G. et VORP, D. A. (2012). Effect of aneurysm on the mechanical dissection properties of the human ascending thoracic aorta. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 143(2):460–467.
- PAVAN, P. G., PACHERA, P., STECCO, C. et NATALI, A. N. (2015). Biomechanical behavior of human crural fascia in anterior and posterior regions of the lower limb. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 53(10):951–959.
- PEÑA, E., CALVO, B., MARTÍNEZ, M. A. et DOBLARÉ, M. (2008). On finite-strain damage of viscoelastic-fibred materials. Application to soft biological tissues. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 74(7):1198–1218.
- PEABODY, T. et BORDONI, B. (2023). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb : Fascia Lata. In *StatPearls*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL).
- PEDERSEN, L., HANSEN, B. et JEMEC, G. B. E. (2003). Mechanical properties of the skin : A comparison between two suction cup methods. page 5.
- PESIKA, N. S., TIAN, Y., ZHAO, B., ROSENBERG, K., ZENG, H., MCGUIGGAN, P., AUTUMN, K. et ISRAELACHVILI, J. N. (2007). Peel-Zone Model of Tape Peeling Based on the Gecko Adhesive System. *The Journal of Adhesion*, 83(4):383–401.
- PETTERSSON, K., AJNE, J., YOUSAF, K., STURM, D., WESTGREN, M. et AJNE, G. (2015). Traction force during vacuum extraction : a prospective observational study. *BJOG : An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 122(13):1809–1816.
- PFISTERER, K., SHAW, L. E., SYMMANK, D. et WENINGER, W. (2021). The Extracellular Matrix in Skin Inflammation and Infection. *Frontiers in Cell and Developmental Biology*, 9:1578.
- PIPER, S., SHEARER, H. M., CÔTÉ, P., WONG, J. J., YU, H., VARATHARAJAN, S., SOUTHERST, D., RANDHAWA, K. A., SUTTON, D. A., STUPAR, M., NORDIN, M. C., MIOR, S. A., van der VELDE, G. M. et TAYLOR-VAISEY, A. L. (2016). The effectiveness of soft-tissue therapy for the management of musculoskeletal disorders and injuries of the upper and lower extremities : A systematic review by the Ontario Protocol for Traffic Injury management (OPTIMa) collaboration. *Manual Therapy*, 21:18–34.
- PITTAR, N., WINTER, T., FALLAND-CHEUNG, L., TONG, D. et WADDELL, J. N. (2018). Scalp simulation – A novel approach to site-specific biomechanical modeling of the skin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77:308–313.
- POUCA, M. C. P., FERREIRA, J. P. S., OLIVEIRA, D. A., PARENTE, M. P. L., MASCARENHAS, T. et NATAL JORGE, R. M. (2018a). On the effect of labour durations using an anisotropic visco-hyperelastic-damage approach to simulate vaginal deliveries. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88:120–126.
- POUCA, M. C. P. V., FERREIRA, J. P. S., OLIVEIRA, D. A., PARENTE, M. P. L. et JORGE, R. M. N. (2018b). Viscous effects in pelvic floor muscles during childbirth : A numerical study. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 34(3):e2927.
- POUCA, M. C. P. V., FERREIRA, J. P. S., PARENTE, M. P. L., JORGE, R. M. N. et ASHTON-MILLER, J. A. (2022). On the management of maternal pushing during the second stage of labor : a biomechanical study considering passive tissue fatigue damage accumulation. *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, 227(2):267.e1–267.e20.
- POULARD, C., RESTAGNO, F., WEIL, R. et LILIANE, L. (2010). Mechanical tuning of adhesion through micro-patterning of elastic surfaces. *Soft Matter*, 7.
- PRIOL, E.-P. (1937). Note sur Echeenis naucrates limne. *Rev Trav Inst Pêch Marit*, 10:371–8.

- PU, F., XU, L., LI, D., LI, S., SUN, L., WANG, L. et FAN, Y. (2011). Effect of different labor forces on fetal skull molding. *Medical Engineering & Physics*, 33(5):620–625.
- PUKŠEC, M., SEMENSKI, D., JEŽEK, D., BRNČIĆ, M., KARLOVIĆ, S., JAKOVČEVIĆ, A., BOSANAC, G. et JURLINA, M. (2019). Biomechanical Comparison of the Temporalis Muscle Fascia, the Fascia Lata, and the Dura Mater. *Journal of neurological surgery. Part B, Skull base*, 80(1):023–030.
- PYERITZ, R. E. (2000). Ehlers–Danlos Syndrome. *New England Journal of Medicine*, 342(10):730–732.
- RAHULKUMAR, P., JAGOTA, A., BENNISON, S. et SAIGAL, S. (2000). Cohesive element modeling of viscoelastic fracture : application to peel testing of polymers. *International Journal of Solids and Structures*, 37(13):1873–1897.
- RAPOSIO, E. et NORDSTRÖM, R. E. A. (1998). Biomechanical properties of scalp flaps and their correlations to reconstructive and aesthetic surgery procedures. *Skin Research and Technology*, 4(2):94–98.
- RAUL, J.-S., DECK, C., WILLINGER, R. et LUDS, B. (2008). Finite-element models of the human head and their applications in forensic practice. *International Journal of Legal Medicine*, 122(5):359–366.
- REID, J. (2007). Neonatal subgaleal hemorrhage. *Neonatal Netw NN*, 26:219–27.
- REMACHE, D. (2013). *Contribution à l'étude expérimentale et numérique du comportement hyperélastique et anisotrope de la peau humaine*. Thèse de doctorat.
- REMACHE, D., CALIEZ, M., GRATTON, M. et SANTOS, S. d. (2018). The effects of cyclic tensile and stress-relaxation tests on porcine skin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 77:242.
- RIDGE, M. D. et WRIGHT, V. (1965). A Bio-Engineering Study of the Mechanical Properties of Human Skin in Relation to Its Structure. *British Journal of Dermatology*, 77(12):639–649.
- RIETHMULLER, D. (2015). Rendons à César ce qui est à César... La première ventouse obstétricale moderne n'est pas scandinave mais française! Hommage au Docteur Yves Couzigou (1910–1989). *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction*, 44(3):286–288.
- RIETHMULLER, D., D'ANTONA, A., LENOIR, P., BOURTEMBOURG, A., TOUBIN, C., RAMANAH, R. et MOTTET, N. (2022). 412 Preliminary efficacy and satisfaction study of a new single-use obstetrical vacuum : Icup2®. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 270:e135.
- RIETHMULLER, D., MOTTET, N. et EQUYL, V. (2019). *La ventouse obstétricale ; un instrument moderne*. Sauramps Medical.
- RIVAUX, G., RUBOD, C., DEDET, B., BRIEU, M., GABRIEL, B. et COSSON, M. (2013). Comparative analysis of pelvic ligaments : a biomechanics study. *International Urogynecology Journal*, 24(1):135–139.
- ROTH, S., RAUL, J.-S. et WILLINGER, R. (2010). Finite element modelling of paediatric head impact : Global validation against experimental data. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 99(1):25–33.
- RUBOD, C., BOUKERROU, M., BRIEU, M., DUBOIS, P. et COSSON, M. (2007). Biomechanical Properties of Vaginal Tissue. Part 1 : New Experimental Protocol. *Journal of Urology*, 178(1):320–325.
- RUBOD, C., LECOMTE-GROSBRAS, P., BRIEU, M., GIRAUDET, G., BETROUNI, N. et COSSON, M. (2013). 3D simulation of pelvic system numerical simulation for a better understanding of the contribution of the uterine ligaments. *International Urogynecology Journal*, 24(12):2093–2098.
- RYDBERG, E. (1954). *The Mechanism of Labour*. Springfield, Illinois, Charles Thomas édition.
- SALING, E. et HARTUNG, M. (1973). Analyses of tractive forces during the application of vacuum extraction. *Journal of Perinatal Medicine*, 1(4):245–251.
- SANDERS, R. (1973). Torsional elasticity of human skin in vivo. *Pflugers Archiv : European Journal of Physiology*, 342(3):255–260.
- SANDOVAL, J., SOMMERS, J., PEDDIREDDY, K., ROBERTSON-ANDERSON, R., TOLLEY, M. et DEHEYN, D. (2020). Toward Bioinspired Wet Adhesives : Lessons from Assessing Surface Structures of the Suction Disc of Intertidal Clingfish. *ACS Appl Mater Interfaces*, 12:45460–75.

- SCHAAL, RABENJA, GAY, REITHMULLER et MAILLET (1997). Extractions instrumentales et césariennes dans les CHU français en 1993. Besançon.
- SCHAAL, J.-P., EQUY, V. et HOFFMAN, P. (2008). Comparaison ventouse forceps. *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction*, 37(8):S231–S243.
- SCHERGE, M. et GORB, S. (2001). *Biological Micro- and Nanotribology : Nature's Solutions*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg.
- SCHIAVONE, P., PROMAYON, E. et PAYAN, Y. (2010). LASTIC : A Light Aspiration Device for in vivo Soft Tissue Characterization. 5958:1–10.
- SCHLEIP, R., JÄGER, H. et KLINGLER, W. (2012). What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(4):496–502.
- SCHNEIDER, D. C., DAVIDSON, T. M. et NAHUM, A. M. (1984). In Vitro Biaxial Stress-Strain Response of Human Skin. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 110(5):329–333.
- SCHOLZ, I., BARNES, W., SMITH, J. et BAUMGARTNER, W. (2009). Ultrastructure and physical properties of an adhesive surface, the toe pad epithelium of the tree frog. *Litoria caerulea White. J Exp Biol*, 212:155–62.
- SCHWERTNER-TIEPELMANN, N., THAKAR, R., SULTAN, A. H. et TUNN, R. (2012). Obstetric levator ani muscle injuries : current status. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 39(4):372–383.
- SEDNIEVA, Y., BRUYÈRE-GARNIER, K., NAAIM, A., VISTE, A. et GRAS, L.-L. (2019). Assessment of the thigh skin and fascia strains during knee flexion-extension : an ex-vivo study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22:S172–S174.
- SEDNIEVA, Y., VISTE, A., NAAIM, A., BRUYÈRE-GARNIER, K. et GRAS, L.-L. (2020). Strain Assessment of Deep Fascia of the Thigh During Leg Movement : An in situ Study. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8:750.
- SEERY, G. E. (2002). Surgical Anatomy of the Scalp. *Dermatologic Surgery*, 28(7):581–587.
- SHEN, Z. L., KAHN, H., BALLARINI, R. et EPELLE, S. J. (2011). Viscoelastic Properties of Isolated Collagen Fibrils. *Biophysical Journal*, 100(12):3008–3015.
- SHERGOLD, O. A., FLECK, N. A. et RADFORD, D. (2006). The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates. *International Journal of Impact Engineering*, 32(9):1384–1402.
- SHERIFOVA, S. et HOLZAPFEL, G. A. (2019). Biomechanics of aortic wall failure with a focus on dissection and aneurysm : A review. *Acta Biomaterialia*, 99:1–17.
- SIGGELKOW, W., SCHWARZ, N., BECKMANN, M. W., KEHL, S., FASCHINGBAUER, F. et SCHILD, R. L. (2014). Comparison of Obstetric Efficacy and Safety of the Kiwi OmniCup with Conventional Vacuum Extraction. *Geburtshilfe und Frauenheilkunde*, 74(2):146–151.
- SILVA, M. E. T., OLIVEIRA, D. A., ROZA, T. H., BRANDÃO, S., PARENTE, M. P. L., MASCARENHAS, T. et NATAL JORGE, R. M. (2015). Study on the influence of the fetus head molding on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles, during vaginal delivery. *Journal of Biomechanics*, 48(9):1600–1605.
- SLOTA, J. et SPISÁK, E. (2005). Comparison of the forming - limit diagram (FLD) models of drawing. *Metalurgija -Sisak then Zagreb-*, 44:249–253.
- SMITH, A. (1991). Negative pressure generated by octopus suckers : a study of the tensile strength of water in nature. *J Exp Biol*, 157:257–71.
- SMITH, A. (1996). Cephalopod sucker design and the physical limits to negative pressure. *J Exp Biol*, 199:949–58.
- SMITH, A. (2002). The Structure and Function of Adhesive Gels from Invertebrates1. *Integr Comp Biol*, 42:1164–71.
- SMITH, J., BARNES, W., DOWNIE, JR, R. et G.D. (2006). Structural correlates of increased adhesive efficiency with adult size in the toe pads of hylid tree frogs. *J Comp Physiol A Neuroethol Sens Neural Behav Physiol*, 192:1193–204.

- SNELL-ROOD, E. (2016). Bring biologists into biomimetics. *Nature Communications*, 529:277–278.
- SOMMER, G., GASSER, T. C., REGITNIG, P., AUER, M. et HOLZAPFEL, G. A. (2008). Dissection properties of the human aortic media : an experimental study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(2):021007.
- STAMATAS, G. N., NIKOLOVSKI, J., LUEDTKE, M. A., KOLLIAS, N. et WIEGAND, B. C. (2010). Infant Skin Microstructure Assessed In Vivo Differs from Adult Skin in Organization and at the Cellular Level. *Pediatric Dermatology*, 27(2):125–131.
- STECCO, C., FEDE, C., MACCHI, V., PORZIONATO, A., PETRELLI, L., BIZ, C., STERN, R. et DE CARO, R. (2018). The fasciocytes : A new cell devoted to fascial gliding regulation. *Clinical Anatomy (New York, N.Y.)*, 31(5):667–676.
- STECCO, C., PAVAN, P. G., PORZIONATO, A., MACCHI, V., LANCEROTTO, L., CARNIEL, E. L., NATALI, A. N. et DE CARO, R. (2009). Mechanics of crural fascia : from anatomy to constitutive modelling. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 31(7):523–529.
- STEFAN, J. (1875). Versuche über die scheinbare Adhäsion. *Ann Phys*, 230:316–8.
- SU, K.-M., YU, M.-H., SU, H.-Y., WANG, Y.-C. et SU, K.-C. (2016). Investigating biomechanics of different materials and angles of blades of forceps for operative delivery by finite element analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 16(04):1650046.
- SVENNINGSEN, L. (1987). Birth progression and traction forces developed under vacuum extraction after slow or rapid application of suction. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 26(2):105–112.
- TELFORD, A., THICKETT, S. et NETO, C. (2017). Functional patterned coatings by thin polymer film dewetting. *J Colloid Interface Sci*, 507:453–69.
- TENG, F. Y. et SAYRE, J. W. (1997). Vacuum extraction : does duration predict scalp injury? *Obstetrics and Gynecology*, 89(2):281–285.
- TIMOŠENKO, S. P., WOJNOWSKY-KRIEGER, S. et PINTO, R. (1961). *Théorie des plaques et coques*. Paris, France.
- TIWARI, A. et PERSSON, B. (2019). Physics of suction cups. *Soft Matter*, 15:9482–99.
- TOLHURST, D. E., CARSTENS, M. H., GRECO, R. J. et HURWITZ, D. J. (1991). The Surgical Anatomy of the Scalp. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 87(4):603–612.
- TONG, J., COHNERT, T., REGITNIG, P., KOHLBACHER, J., BIRNER-GRUENBERGER, R., SCHRIEFL, A. J., SOMMER, G. et HOLZAPFEL, G. A. (2014). Variations of dissection properties and mass fractions with thrombus age in human abdominal aortic aneurysms. *Journal of Biomechanics*, 47(1):14–23.
- TONG, P. et FUNG, Y.-C. (1976). The stress-strain relationship for the skin. *Journal of Biomechanics*, 9(10):649–657.
- TRAMACERE, F., BECCAI, L., KUBA, M., GOZZI, A., BIFONE, A. et MAZZOLAI, B. (2013). The Morphology and Adhesion Mechanism of Octopus vulgaris Suckers. *PLoS ONE*, 8.
- TRAN, H. V. (2007). *Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM*. Thèse de doctorat.
- TRIANO, J. J., GIULIANO, D., KANGA, I., STARMER, D., BRAZEAU, J., SCREATON, C. E. et SEMPLE, C. (2015). Consistency and Malleability of Manipulation Performance in Experienced Clinicians : A Pre-Post Experimental Design. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 38(6):407–415.
- TROTTA, A., CLARK, J. M., MCGOLDRICK, A., GILCHRIST, M. D. et ANNAIDH, A. N. (2020). Biofidelic finite element modelling of brain trauma : Importance of the scalp in simulating head impact. *International Journal of Mechanical Sciences*, 173:105448.
- TROTTA, A. et NÍ ANNAIDH, A. (2019). Mechanical characterisation of human and porcine scalp tissue at dynamic strain rates. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 100:103381.

- TROTTA, A., NÍ ANNAIDH, A., BUREK, R. O., PELGRIMS, B. et IVENS, J. (2018). Evaluation of the head-helmet sliding properties in an impact test. *Journal of Biomechanics*, 75:28–34.
- UITTO, J., OLSEN, D. R. et FAZIO, M. J. (1989). Extracellular Matrix of the Skin : 50 Years of Progress. *Journal of Investigative Dermatology*, 92(4):S61–S77.
- VACCA, A. (1990). The place of the vacuum extractor in modern obstetric practice. *Fetal Matern Med Rev*, 2:103–22.
- VACCA, A. (2006). Vacuum-assisted delivery : An analysis of traction force and maternal and neonatal outcomes. *The Australian and New Zealand Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 46(2):124–127.
- VALLET, A., RUBOD, C., WITZ, J. F., BRIEU, M. et COSSON, M. (2011). Simulation of pelvic mobility : topology optimisation of ligamentous system. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(sup1):161–162.
- VALLET, Y., BALDIT, A., CHARLINE, B., RAHOUADJ, R., MOREL, O. et LAURENT, C. (2023a). Characterization of the skin-to-bone mechanical interaction on porcine scalp : A combined experimental and computational approach. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 147:106139.
- VALLET, Y., LAURENT, C., BERTHOLDT, C., RAHOUADJ, R. et MOREL, O. (2022). Analysis of suction-based gripping strategies in wildlife towards future evolutions of the obstetrical suction cup. *Bioinspiration & Biomimetics*, 17(6).
- VALLET, Y., LEFEBVRE, J., LAURENT, C., RAHOUADJ, R., MOREL, O. et CHARLINE, B. (2023b). A preliminary quantification of the clinical gesture during vacuum assisted delivery on a training dummy. *Clinical Biomechanics*, 109:106093.
- VANNEVEL, V., SWANEPOEL, C. et PATTINSON, R. (2019). Global perspectives on operative vaginal deliveries. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*, 56:107–113.
- VENUGOPALA RAO, G., RUBOD, C., BRIEU, M., BHATNAGAR, N. et COSSON, M. (2010). Experiments and finite element modelling for the study of prolapse in the pelvic floor system. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3):349–357.
- VERDIER, C. et RAVILLY, G. (2007). Peeling of polydimethylsiloxane adhesives : The case of adhesive failure. *Journal of Polymer Science Part B : Polymer Physics*, 45(16):2113–2122.
- VERONDA, D. et WESTMANN, R. (1970). Mechanical characterization of skin—Finite deformations. *Journal of Biomechanics*, 3(1):111–124.
- VESCOVO, P., PREVOROVSKY, D., KHATYR, F., SSERIN, J. A., VARCHON, D. et PRÉVOROVSKY, Z. (2002). Application et méthodes ultrasonores à l'étude des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo. *Journal de Physique IV (Proceedings)*, 12(11):87–89.
- WAINWRIGHT, D., KLEINTEICH, T., KLEINTEICH, A., GORB, S. et SUMMERS, A. (2013). Stick tight : suction adhesion on irregular surfaces in the northern clingfish. *Biol Lett*, 9.
- WANG, Y., LI, E., HENSEL, A. et SAIF (2022). Water as a “glue” : Elasticity-enhanced wet attachment of biomimetic microcup structures 2022.
- WEICKENMEIER, J., JABAREEN, M. et MAZZA, E. (2015). Suction based mechanical characterization of superficial facial soft tissues. *Journal of Biomechanics*, 48(16):4279–4286.
- WELSH, S. (2013). The Man Who Lived in the Future. page 8.
- WILKE, J., MACCHI, V., CARO, R. D. et STECCO, C. (2019). Fascia thickness, aging and flexibility : is there an association? *Journal of Anatomy*, 234(1):43–49.
- WILLARD, F. H., VLEEMING, A., SCHUENKE, M. D., DANNEELS, L. et SCHLEIP, R. (2012). The thoracolumbar fascia : anatomy, function and clinical considerations. *Journal of Anatomy*, 221(6):507–536.
- WILLIAMS, M. C. (1995). Vacuum-Assisted Delivery. *Clinics in Perinatology*, 22(4):933–952.



- WITZENBURG, C. M., DHUME, R. Y., SHAH, S. B., KORENCZUK, C. E., WAGNER, H. P., ALFORD, P. W. et BAROCAS, V. H. (2017). Failure of the Porcine Ascending Aorta : Multidirectional Experiments and a Unifying Microstructural Model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139(3):0310051–03100514.
- YAMADA, K. et MITSUDA, T. (2021). A vacuum-driven rubber-band gripper. *ROBOMECH J*, 8(16).
- YANG, W., SHERMAN, V. R., GLUDOVATZ, B., SCHAIBLE, E., STEWART, P., RITCHIE, R. O. et MEYERS, M. A. (2015). On the tear resistance of skin. *Nature Communications*, 6:6649.
- YANG, Z. X., SUN, J. Y., RAN, G. M. et HE, X. T. (2017). A New Solution to Föppl-Hencky Membrane Equation. *Journal of Mechanics*, 33(4):N7–N11.
- YONGE, J. (1707). VI. An account of balls of hair taken from the uterus and ovaria of several women. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 25(309):2387–2392.
- YOUNG, R. W. (1959). Age changes in the thickness of the scalp in white males. *Human Biology*, 31(1):74–79.
- ZHAO, Y., FENG, B., LEE, J., LU, N. et PIERCE, D. M. (2020). A multi-layered model of human skin elucidates mechanisms of wrinkling in the forehead. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 105:103694.
- ZHOU, M., TIAN, Y., PESIKA, N., ZENG, H., WAN, J., MENG, Y. et WEN, S. (2011). The Extended Peel Zone Model : Effect of Peeling Velocity. *The Journal of Adhesion*, 87(11):1045–1058.

## Résumé

---

Lors d'un accouchement par voie basse, la phase d'expulsion est une période où les risques de complications maternelles et fœtales sont élevés. Les praticiens peuvent être amenés à réaliser une extraction instrumentale par ventouse (EIV) obstétricale. Comme tout instrument d'extraction, son utilisation comporte des risques en cas de pratique inadaptée, pour la mère comme pour le bébé. En ce qui concerne le bébé, les différentes couches du scalp sont, en effet, hautement sollicitées, ce qui peut engendrer quelques rares complications, telles que : des bosses sero-sanguines, des céphalohématomes ou des hémorragies sous-galéales. Afin de limiter ces risques, les praticiens doivent être formés à l'utilisation de la ventouse et doivent respecter les recommandations en vigueur. Cependant, les paramètres liés à son utilisation comme l'amplitude de la force de traction, le placement de la ventouse ou encore le geste d'extraction, restent opérateur-dépendant. Une meilleure compréhension des paramètres physiques et mécaniques mis en jeu lors d'une EIV est alors nécessaire afin de faire évoluer cette pratique.

Pour répondre à cet objectif, ce travail de thèse est construit en deux axes qui correspondent à deux échelles distinctes, et qui présentent des aspects expérimentaux et numériques. Le premier, à l'échelle macroscopique, prend en compte le fœtus dans son environnement. Le deuxième, à une échelle plus mésoscopique des tissus fœtaux, considère la tête du bébé isolée dans son environnement. Les travaux du premier axe ont permis de faire l'acquisition du geste des praticiens sur un mannequin d'entraînement et de mettre en place un jumeau numérique de cet outil didactique, afin d'investiguer les différents paramètres de l'EIV. Pour le deuxième axe, les travaux de thèse ont permis de mettre au point une modélisation de l'interaction peau/os du scalp. Un modèle numérique qui utilise une modélisation "fine" de la tête fœtale a ensuite été implémenté et mis en œuvre pour l'investigation des paramètres de l'EIV.

Des perspectives d'améliorations des travaux des deux axes sont finalement proposées en fin de manuscrit. De manière connexe, une revue de littérature sur les ventouses présentes dans la nature permet d'ouvrir des perspectives prometteuses en vue de l'évolution du design des ventouses obstétricales actuellement utilisées.

---

Mots-clés : Biomécanique ; Accouchement ; Extraction instrumentée par ventouse ; Analyse par éléments finis ; Fascias superficiels ; Biomimétisme