

Evaluation d'un modèle anatomique pour la simulation de l'accouchement.

M. Devismes¹, A. Talimian², L. Patrouix¹, H. Čechová², M. Jansová², L. Hynčík², O. Mayeur¹

¹ Univ. Lille, Centrale Lille, UMR 9013 – LaMcube – Laboratoire de Mécanique, Multiphysique, Multiéchelle, F-59000 Lille, France

² Biomechanical human body models, New Technologies Research Centre, University of West Bohemia, Univerzitní 2732/8, 301 00 Plzeň, Czech Republic

Résumé — Cette étude a pour objectif d'évaluer la capacité du logiciel *Female Pelvic Floor Visualizer* (FPFV) à approcher la géométrie pelvienne d'une patiente à partir de repères anatomiques. La comparaison entre un modèle de référence et un modèle généré par déformation à l'aide du logiciel FPFV montre une bonne correspondance osseuse, bien que des écarts soient observés dans la représentation des tissus mous, notamment dans la position du corps périnéal. Deux modèles éléments finis simplifiés ont été générés afin d'analyser l'impact de cette variation sur les résultats de simulation d'accouchement.

Mots clefs — Accouchement, simulation, morphing, biomécanique.

1- Introduction

Bien que l'accouchement par voie vaginale soit un évènement physiologique, il conduit néanmoins fréquemment à la survenue de traumatismes périnéaux chez la mère. En effet, on estime que 85% des accouchements s'accompagnent d'un traumatisme du périnée [1,2], et qu'environ un tiers conduit à la survenue de déchirures périnéales [3]. Différentes simulations numériques de l'accouchement ont été proposées afin de mieux en comprendre les mécanismes et de limiter la survenue de complications [4-9]. Selon la revue de littérature de ces modèles proposée par Chen et Grimm en 2021 [10], plusieurs défis persistent toutefois pour améliorer la qualité des simulations existantes et tendre vers des modèles prédictifs. Les auteurs recommandent notamment de mieux intégrer la variabilité anatomique des modèles maternels en développant des modèles ajustables dérivés de données génériques, la construction de modèles entièrement personnalisés étant trop chronophage pour être utilisée en routine. Dans cette perspective, différents outils ont été proposés ces dernières années afin d'adapter facilement des géométries existantes à partir de mesures issues de l'imagerie médicale, notamment l'analyse statistique des formes [11] ou l'utilisation de modèles géométriques paramétrables. C'est dans ce contexte qu'a été proposé en 2025 l'outil *Female Pelvic Floor Visualizer* (FPFV) [12], une application permettant de déformer un modèle générique de pelvis féminin à partir d'un ensemble réduit de repères anatomiques, permettant une reconstruction de l'ensemble des structures du plancher pelvien. Les objectifs de ces travaux sont les suivants : dans un premier temps, on souhaite évaluer la capacité du logiciel FPFV à approcher la géométrie d'une patiente. Dans un second temps, on souhaite quantifier l'effet de l'erreur de prédiction sur des résultats de simulation numérique d'accouchement.

2- Matériel et Méthode

2.1- Création des modèles géométriques par repères anatomiques.

La première partie de ce travail a pour objectif d'évaluer la capacité du FPFV à prédire la géométrie d'une patiente. Pour cela, on souhaite comparer un modèle déformé obtenu à l'aide du logiciel FPFV et

un modèle de référence. On choisit comme modèle de référence un modèle 3D contenant le périnée et les muscles du plancher pelvien développé au sein de l'équipe [13, 14]. Ce modèle numérique complet des muscles du périnée et du diaphragme pelvien féminin a été créé afin de mieux comprendre le rôle des structures anatomiques dans l'équilibre de la physio-pathologie pelvienne. Le modèle a été construit à partir d'un cadavre féminin frais, garantissant une qualité optimale des images et évitant les artefacts liés à la fixation. Ce choix permet de reproduire fidèlement les contrastes des tissus mous, essentiels pour la segmentation. Les données anatomiques proviennent d'une imagerie multimodale : IRM 3 Tesla (coupes T1 et T2 dans trois plans, épaisseur 3 mm) pour les tissus mous, et scanner CT pour le squelette pelvien. La segmentation manuelle a été réalisée avec Avizo®, puis les surfaces ont été optimisées et intégrées en 3D via CATIA®. Cette approche a permis de reconstruire le bassin osseux, les organes pelviens (vessie, utérus, vagin, rectum) et l'ensemble des muscles : levator ani (subdivisions ilio-coccygien, pubo-coccygien, pubo-rectal), coccygien, obturateur interne, ainsi que les muscles périnéaux superficiels (ischiocaverneux, bulbospongieux, sphincter anal externe) et profonds (transverse profond du périnée, sphincter urétral). Le corps périnéal, structure musculo-ligamentaire difficilement individualisable en imagerie, a été intégré par approximation anatomique.

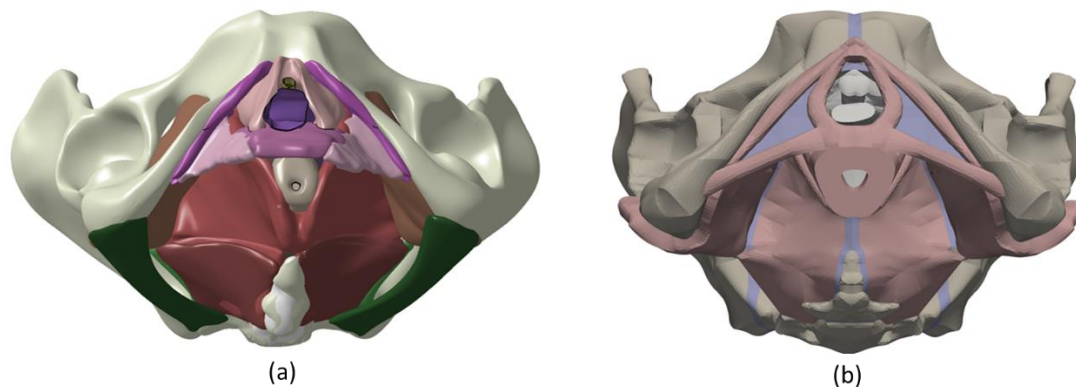


Figure 1 : Modèle de référence [13] (a) et modèle générique du logiciel FPFV [12] (b)

Ce modèle constitue le modèle de référence sur lequel nous avons développé des simulations pour l'étude des mobilités pelviennes [14, 15]. Il a été amélioré afin de le rendre compatible avec l'outil Female Pelvic Floor Visualizer [12] à travers l'identification de 24 repères anatomiques positionnés sur le bassin osseux (coordonnées de points). Le modèle présent dans FPFV reste similaire à celui du modèle de référence mais présente l'avantage d'être déformable dans une interface intégrée. Une fois les repères positionnés sur le modèle de référence, les coordonnées de ces repères ont été importés dans le logiciel FPFV afin de générer le modèle déformé. Le modèle déformé a été exporté au format STL et comparé au modèle de référence par une comparaison des surfaces modélisées. La Figure 1 représente le modèle patient-spécifique de référence ainsi que le modèle générique du logiciel FPFV utilisé pour la comparaison.

2.2- Simulation de l'accouchement

Le second objectif de ces travaux est de quantifier l'effet de l'erreur de prédiction sur des résultats de simulation d'accouchement [16]. Pour cela, nous avons créé deux modèles CAO simplifiés du périnée : le premier basé sur l'anatomie du modèle de référence, et le second issu du modèle déformé généré par FPFV. La Figure 2 présente les deux modèles CAO construits. Ces deux modèles ont été importés dans Abaqus et utilisés pour simuler le passage d'une ellipse de diamètre 60mm pour le grand axe et 50mm pour le petit axe, représentant le passage de la tête fœtale. Afin de permettre une comparaison des deux simulations, les deux modèles ont été alignés et une trajectoire identique a été appliquée à la tête fœtale.

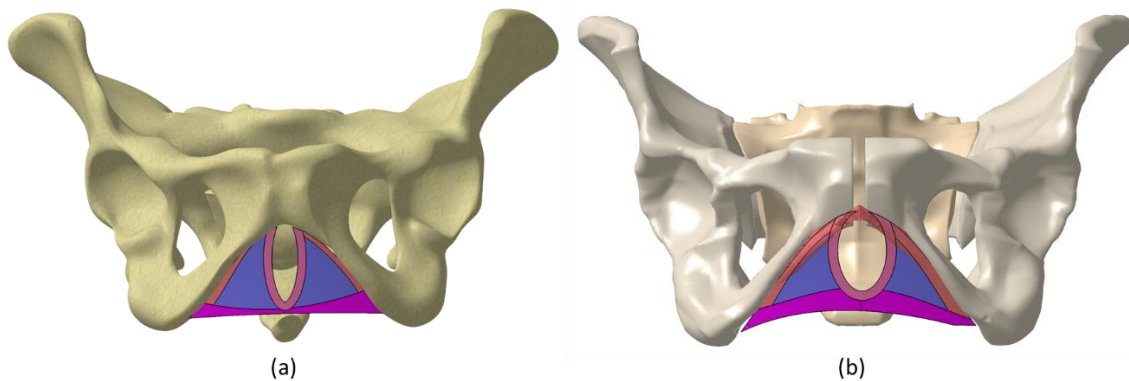


Figure 2 : Modèles CAO simplifiés pour la simulation du passage de la tête fœtale, issus du modèle patient-spécifique (a) et du modèle généré par FPFV (b)

Un soin particulier a été apporté à la création de ces structures déformables, modélisés par des éléments membranes (éléments S3/S4R, Abaqus® CAE 2025) sur la base d'une surface représentative à épaisseur variable par muscle. Disposer d'un modèle CAO pour chaque géométrie reconstruite permet la génération de surfaces non-facétisées, directement compatibles avec le maillage Eléments Finis. Il permet de contrôler la qualité du maillage, le raffinement local et l'optimisation de nos simulations lors de phase de ramassage adaptatif ou par critères de contrôle (basés sur l'endommagement). La tête fœtale, quant à elle, est modélisée comme un solide déformable (ellipsoïde), avec la possibilité de prise en compte de différentes formes et des fontanelles (fonctionnalité non-présentée dans ce document). Les propriétés mécaniques des tissus constitutifs ont été extraites de données bibliographiques et des précédents modèles [15, 16]. Concernant le comportement mécanique, les tissus pelviens sont considérés hyperélastiques isotropes selon le modèle de Yeoh, ce qui permet de simuler les grandes déformations caractéristiques de l'accouchement. L'anisotropie des muscles et les variations d'épaisseur sont aussi des perspectives d'intégration pour affiner la précision des prédictions. Cette étude ne s'intéresse pas aux autres organes et conditions de contact, mais ceux-ci pourront être implémentés pour reproduire les étapes clés de l'expulsion : une poussée initiale suivie d'une rotation de la tête suivant différentes configurations.

3- Résultats

3.1- Evaluation des modèles géométriques

La comparaison surfacique entre le modèle patient-spécifique et le modèle déformé généré par le logiciel FPFV montre une bonne concordance globale au niveau de la géométrie osseuse. L'analyse des distances entre surfaces, basée sur 50 000 points (Figure 3) met en évidence une erreur moyenne de prédiction de 0.9mm (écart type 3.98mm), avec des écarts localisés plus importants au niveau de la jonction sacro-iliaque. Ces écarts proviennent principalement d'une différence de construction entre les deux modèles : alors que le modèle FPFV représente les segments osseux de manière disjointe, le modèle de référence issu de l'imagerie les considère comme un ensemble continu.

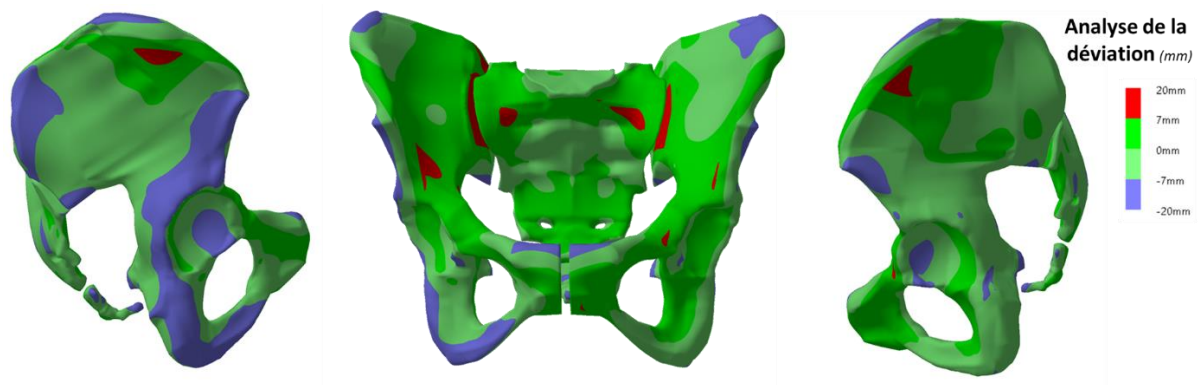


Figure 3 : Analyse de la distance entre la surface du modèle déformé par rapport au modèle patient-spécifique

En revanche, la correspondance est plus variable pour les tissus mous du plancher pelvien. Une erreur notable est observée dans le positionnement antéropostérieur du corps périnéal, dont la localisation est décalée par rapport au modèle patient-spécifique. Cette variabilité semble s'expliquer par le fait que la déformation géométrique du PFV repose uniquement sur des repères osseux, plus fiables en imagerie, mais insuffisants pour contraindre finement la morphologie des structures musculaires. Un point de contrôle sur le centre tendineux permettrait de mieux définir les caractéristiques géométriques des tissus musculaires du périnée. Une comparaison quantitative de la déviation de surface n'a cependant pas pu être réalisée pour les tissus mous, les structures musculaires n'ayant pas été modélisées de façon identique (notamment en ce qui concerne l'épaisseur des tissus modélisés).

3.2- Evaluation des résultats de simulation

Dans la seconde partie du travail, on cherche à évaluer l'effet de ces différences géométriques sur les simulations d'accouchement. On observe que les deux modèles CAO (modèle de référence et modèle généré par le logiciel FPFV) présentent un comportement mécanique globalement similaire lors du passage d'une tête fœtale modélisée par une ellipse. Les deux géométries reproduisent des déformations de l'ordre de 20 à 30 mm autour de l'orifice vaginal (Figure 4). Cependant, des écarts significatifs apparaissent au niveau local. Le modèle de référence présente une déformation maximale d'environ 40 mm au niveau de la partie postérieure du muscle bulbo-spongieux, contre 25 mm pour le modèle dérivé du logiciel FPFV.

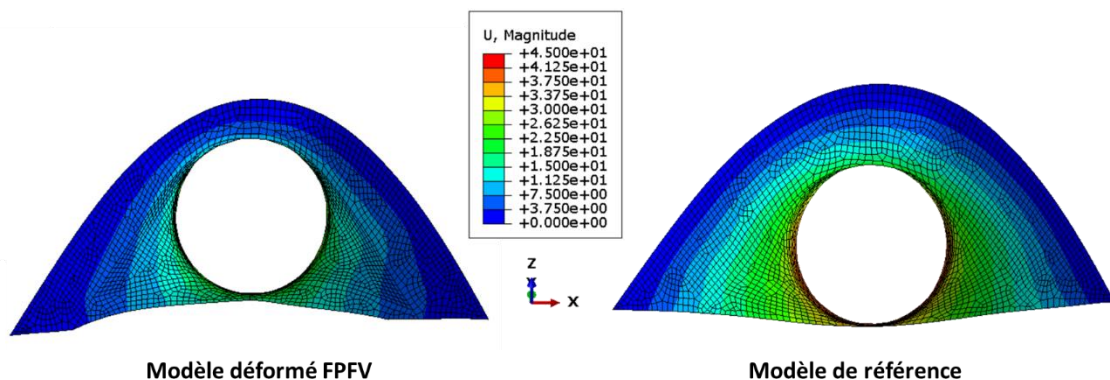


Figure 4 : Amplitude de déformation maximale (mm) observée après simulation du passage d'une tête fœtale ellipsoïdale

Lorsqu'on se place sur une vue sagittale (Figure 5), on observe que la déformation sur l'axe crânio-caudal est beaucoup plus importante pour le modèle de référence (environ 25mm pour le modèle FPFV contre presque 40mm pour le modèle de référence). On peut expliquer cette variation par une différence de taille de l'orifice vaginal, qui est surestimé dans le modèle FPFV par rapport au modèle de référence.

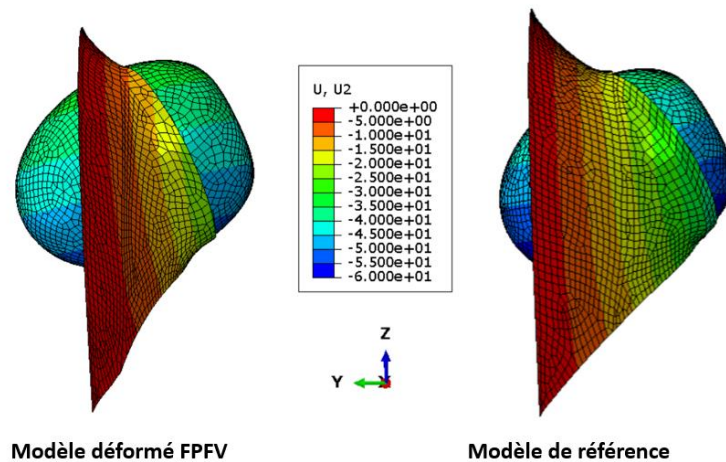


Figure 5 : Déformation selon l'axe crânio-caudal (y) observée après simulation du passage d'une tête fœtale ellipsoïdale

4- Discussion

Cette analyse suggère que le logiciel FPFV constitue une approche prometteuse pour générer rapidement une géométrie pelvienne personnalisée. En effet, la prédiction de la géométrie osseuse est satisfaisante dans le cas étudié. Toutefois, la prédiction des tissus mous apparaît moins fiable, en particulier pour des structures comme le corps périnéal ou la région périnéale postérieure. On estime que cette observation est liée à l'utilisation exclusive de repères anatomiques osseux dans la version actuelle du logiciel FPFV. Des limites notables à ces travaux doivent cependant être soulignées : en effet, cette analyse préliminaire repose sur une étude de cas unique et ne permet pas à ce stade de réaliser une étude statistique quant à la fiabilité des prédictions réalisées avec FPFV. Par ailleurs, nous avons choisi d'utiliser un ensemble quasi complet de repères anatomiques afin de générer le modèle FPFV, alors qu'il est possible de se limiter à un minimum de 3 marqueurs. Une étude de sensibilité serait nécessaire afin de quantifier l'effet du nombre et du choix des repères sur la fiabilité de la prédiction. Le logiciel FPFV étant libre d'accès, ces travaux de validation peuvent être reproduits par la communauté scientifique [12].

Enfin, nous avons réalisé des simulations d'accouchement très simplifiées, la tête fœtale ayant été représentée par une ellipse de petite taille comparé aux dimensions réelles d'un fœtus à terme. De futurs travaux devront inclure des simulations plus représentatives d'un accouchement réel, tant sur la trajectoire de sortie fœtale que sur les dimensions utilisées ainsi que les propriétés matériau choisies. Malgré ces limites, cette étude montre que les écarts géométriques liés à la prédiction du modèle déformé se traduisent par des différences notables sur les amplitudes de déformation lors des simulations d'accouchement, soulignant l'importance d'une personnalisation anatomique plus fine. En perspective, la création de modèles paramétrés permettant de faire varier la position du corps périnéal ou la forme de l'orifice vaginal pourrait permettre d'identifier les paramètres géométriques les plus influents sur les

efforts et déformations simulés. L'intégration de repères anatomiques des tissus mous dans les futures versions du FPFV représente également une piste d'amélioration majeure.

5- Conclusion

Ce travail constitue la première évaluation du logiciel *Female Pelvic Floor Visualizer* pour la génération rapide de modèles périnéaux personnalisés. Les résultats montrent une prédiction convaincante de l'architecture osseuse, tandis que la géométrie des tissus mous présente des écarts plus marqués, en particulier au niveau du corps périnéal. Les simulations d'accouchement réalisées sur les modèles simplifiés révèlent que ces différences géométriques se traduisent par des variations significatives dans l'amplitude des déformations calculées, malgré un comportement mécanique global similaire.

Ces premiers résultats sont encourageants mais nécessitent d'être consolidés par une analyse multi-patients et par une étude de sensibilité sur l'influence des repères utilisés. Nous faisons l'hypothèse que l'intégration future de repères dédiés aux tissus mous dans la procédure de morphing permettrait de réduire l'erreur de prédiction et d'améliorer la fiabilité des simulations d'accouchement personnalisées.

Remerciement

Les auteurs remercient le projet européen PELVITRACK (HORIZON-EIC-2024-PATHFINDEROPEN-01) pour son soutien.

Références

1. Abedzadeh-Kalahroudi, M., Talebian, A., Sadat, Z., & Mesdaghinia, E. (2019). Perineal trauma: incidence and its risk factors. *Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 39(2), 206–211. <https://doi.org/10.1080/01443615.2018.1476473>
2. Philips, C. and Monga, A. (2005). Childbirth and the pelvic floor : “the gynaecological consequences”. *Reviews in Gynaecological Practice* 5, 15-22. <https://doi.org/10.1016/j.rigp.2004.09.002>
3. Oliveira, L. S., Brito, L. G., Quintana, S. M., Duarte, G., & Marcolin, A. C. (2014). Perineal trauma after vaginal delivery in healthy pregnant women. *Sao Paulo medical journal = Revista paulista de medicina*, 132(4), 231–238. <https://doi.org/10.1590/1516-3180.2014.1324710>
4. Parente, M. P. L., Jorge, R. M. N., Mascarenhas, T., & Silva-Filho, A. L. (2008). The influence of pelvic muscle activation during vaginal delivery. *Journal of Biomechanics*, 41(10), 2186–2198. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.028>
5. Oliveira, D. A., Parente, M. P. L., Calvo, B., & Jorge, R. M. N. (2016). Numerical simulation of damage evolution in the pelvic floor muscles during childbirth. *Journal of Biomechanics*, 49(10), 1659–1665. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.015>
6. Ballit, A., [et al.]. (2024). Novel hybrid rigid-deformable fetal modeling for simulating vaginal delivery. *Computers in Biology and Medicine* <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2024.108168>
7. Fonseca, D., [et al.]. (2025). Biomechanical impact of recurrent childbirth on the pelvic floor: advanced simulation of successive vaginal births. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. (online ahead of print) <https://doi.org/10.1002/cnm.70053>
8. Moura, R., Díaz-López, X. A., Kechiche, H., Tadić, N., Causa, F., Oliveira, D. A., Mascarenhas, T., Calvo, B., & Parente, M. P. L. (2024). Patient-specific surrogate model to predict pelvic floor injuries during vaginal delivery. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 27(10), 724–736. <https://doi.org/10.1080/10255842.2024.2374538>
9. Tao, R., Sun, Y., Ma, H., Peng, Z., Sun, K., Liu, W., & Wang, W. (2024). Simulation of the childbirth process in LS-DYNA. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 62, 57–70. <https://doi.org/10.1007/s11517-023-02898-8>
10. Chen, S., & Grimm, M. J. (2021). Childbirth Computational Models: Characteristics and Applications. *Journal of biomechanical engineering*, 143(5), 050801. <https://doi.org/10.1115/1.4049226>
11. Devismes-Ferrandini, M., Nguyen, T. N., & Dao, T. T. (2025). From clinical measurements to articulated fetus: Statistical shape modeling of bone contours using PLSR for enhanced childbirth simulation. *Computer methods and programs in biomedicine*, 270, 108934. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2025.108934>
12. Talimian, A., Čechová, H., Jansova, M., & Hynčík, L. (2025). Female Pelvic Floor Visualiser. Zenodo. <https://doi.org/10.5281/zenodo.17423100>
13. Giraudet, G., Patrouix, L., Fontaine, C., Demondion, X., Cosson, M., & Rubod, C. (2018). Three dimensional model of the female perineum and pelvic floor muscles. *European journal of obstetrics, gynecology, and reproductive biology*, 226, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2018.05.011>
14. MA Gatellier, EJ Dit Gautier, O Mayeur, M Brieu, Michel Cosson, C Rubod, Complete 3 dimensional reconstruction of parturient pelvic floor, *Journal of Gynecology Obstetrics and Human Reproduction* 49 (1), 101635. <https://doi.org/10.1016/j.jogoh.2019.101635>
15. MN Diallo, O Mayeur, P Lecomte-Grosbras, L Patrouix, JF Witz, F Lesaffre, 2021, Simulation of the mobility of the pelvic system: influence of fascia between organs, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-15 <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.2001460>
16. Olivier Mayeur, Estelle Jeanditgautier, Jean-François Witz, Pauline Lecomte-Grosbras, Michel Cosson, Chrystele Rubod, Mathias Brieu (2017). Evaluation of strains on levator ani muscle: damage induced during delivery for a prediction of patient risks. *Computational Biomechanics for Medicine*, pp.135-146. https://doi.org/10.1007/978-3-319-54481-6_12