

ÉCOLE DOCTORALE MSII

Laboratoire ICube

**THÈSE** présentée par :

**Baptiste Kraehn**

Soutenance tenue le **12 décembre 2024**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : SIAR-Robotique

**Approche intégrée matériau-procédé  
appliquée à la conception de doigts  
souples pour la manipulation dextre**

THÈSE dirigée par **Olivier Piccin**  
et encadrée par **Laurence Meylheuc**

**RAPPORTEURS :**

**M. Faïz Ben Amar**  
**M. Damien Chablat**

Professeur des Universités, ISIR, Sorbonne Université  
Directeur de Recherche CNRS, LS2N, École Centrale de Nantes

**AUTRES MEMBRES DU JURY :**

**M. Frédéric Chapelle**  
**M. Pascal Seguin**  
**M. Jean-Pierre Gazeau**  
**M. Olivier Piccin**  
**Mme Laurence Meylheuc**

Maître de Conférences HDR, Institut Pascal, SIGMA Clermont  
Maître de Conférences, Institut Pprime, Université de Poitiers  
Ingénieur de Recherche CNRS, Institut Pprime, Poitiers  
Professeur des Universités, ICube, INSA Strasbourg  
Maître de Conférences, ICube, INSA Strasbourg



# Remerciements

Par ces premiers paragraphes de ce manuscrit, je souhaite remercier toutes les personnes qui, de près ou de loin, m'ont aidé et épaulé dans ce travail de thèse.

J'adresse dans un premier temps des remerciements à mon directeur de thèse Olivier Piccin et mon encadrante Laurence Meylheuc qui m'ont permis de découvrir le monde de la robotique souple lors de mon projet de fin d'études et de poursuivre en thèse suite à cette première expérience. Merci pour le temps et les conseils que vous avez pu m'apporter durant ces différentes années, ils m'ont permis de mener à bien mes travaux.

Je remercie chaleureusement les rapporteurs de mon travail, Damien Chablat, président du jury, et Faïz Ben Amar pour le temps qu'ils ont accordé à la relecture de mon manuscrit. Un grand merci aux différents examinateurs de mon jury, Frédéric Chapelle, Pascal Seguin et Jean-Pierre Gazeau pour les divers échanges et travaux que nous avons pu partager au cours de ces trois années de thèse.

Ces travaux ont nécessité un grand nombre d'expérimentations diverses pour lesquelles j'ai eu la chance de rencontrer des personnes très ouvertes avec lesquels il a été très agréable de travailler. Un grand merci à Nadia Bahlouli, Denis Funfschilling ainsi que les différents stagiaires pour le temps qu'ils m'ont accordé afin de mettre en place et réaliser les essais de caractérisation par gonflage. Un grand merci aux collègues de PPrime Pascal Seguin, Jean-Pierre Gazeau et Thibault Delrieu qui m'ont accueilli chaleureusement à plusieurs reprises pour la réalisation d'essais sur les doigts développés. Merci encore aux collègues de l'INSA et de ICube : Olivier Schalck, Cédric Roth, Bastien Politi, Vincent Vottero, Claude Geist, Karine Metzinger, Laurent Barbé, Philippe Zanne, Benoit Wach et Pierre Renaud qui m'ont aidé pour la mise en place d'expérimentations, la fabrication de prototypes ainsi que pour les échanges que nous avons pu avoir.

Merci à mes collègues Olivier, Bastien, Vincent et Adèle ainsi que les différents doctorants de l'équipe Guillaume, Loic, Ounay, Anne, Timothée, Fadi, Chloé, Aude et Guilherme pour tous les bons moments que nous avons pu passer ensemble. Un remerciement tout particulier à Cléa, ma collègue de bureau, pour ces belles et nombreuses pauses café que nous avons réalisé, pour tes précieux conseils et ta bonne humeur à toute épreuve.

Züem Schluss, wott ìch in minere ganz Fameli Merci saawe fer Ehri Ùnterstìtzùng un Ehri Hilf. Ob's in de beschte Momant odder wenn's Zwifel gibt, ìhr sinn immer fer mich do gewann. Merci an de Victor fer's nochlaasse. E gänz bsunderscht Merci an d'Léa, wo mich unterstetzt het un die Doktoràrweit met mir erlabt het. Vielmols merci in Àlle.



# Sommaire

<b>Remerciements</b>	<b>i</b>
<b>Sommaire</b>	<b>iii</b>
<b>Liste des tableaux</b>	<b>v</b>
<b>Table des figures</b>	<b>vii</b>
<b>Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 État de l’art</b>	<b>5</b>
<b>2 Modélisation et caractérisation du comportement du silicone</b>	<b>23</b>
<b>3 Architecture de référence des doigts et procédé de fabrication</b>	<b>59</b>
<b>4 Approche intégrée pour le développement de doigts souples</b>	<b>83</b>
<b>Conclusion générale</b>	<b>113</b>
<b>Liste des publications</b>	<b>117</b>
<b>Bibliographie</b>	<b>119</b>
<b>A Dispositif expérimental pour la caractérisation du silicone</b>	<b>127</b>
<b>B Fabrication d’éprouvettes silicone</b>	<b>131</b>
<b>C Compléments de calcul pour l’analyse des résultats de traction équibiaxiale</b>	<b>133</b>
<b>D Spécifications de l’ordinateur utilisé pour les simulations numériques</b>	<b>135</b>
<b>Table des matières</b>	<b>137</b>



# Liste des tableaux

1.1	Comparatif de quatre préhenseurs dextres. . . . .	9
2.1	Paramètres matière pour une loi Eight-chain dans le cas incompressible ( $d = 0 \text{ MPa}^{-1}$ ). . . . .	40
2.2	Paramètres matière pour les lois Eight-chain dans le cas compressible ( $d = 0.00984 \text{ MPa}^{-1}$ ). . . . .	42
2.3	Paramètres matière pour les lois Ansys-MooneyRivlin2 identifiées à partir d'essais de traction uniaxiale et équibiaxiale. . . . .	43
2.4	Paramètres matière pour les lois Ansys-MooneyRivlin3 identifiées à partir d'essais de traction uniaxiale et équibiaxiale . . . . .	44
2.5	Paramètres matière pour les lois Ansys-MooneyRivlin5 identifiées à partir d'essais de traction uniaxiale et équibiaxiale . . . . .	44
2.6	Comparatif des résultats expérimentaux et numériques pour l'essai de compression uniaxiale. . . . .	47
2.7	Contraintes principales pour une compression confinée avec une consigne de déplacement de 0.25mm. . . . .	47
2.8	Comparatif des résultats expérimentaux et numériques pour l'essai de compression confinée. . . . .	48
2.9	Déformations principales numériques pour la loi matière UniaxV1 dans le cas incompressible et compressible. . . . .	50
2.10	Déformations et contraintes principales maximales numériques pour quatre lois matière dans leur cas incompressible et compressible. . . . .	50
2.11	Résultats de simulations numériques de l'essai de traction uniaxiale pour des lois matière mono-invariant incompressibles. . . . .	51
2.12	Résultats de simulations numériques de l'essai de traction uniaxiale pour des lois matière incompressibles multi-invariants. . . . .	51
2.13	Déformations et contraintes principales numériques pour une simulation de chargement équibiaxial pour $P = 75 \text{ kPa}$ avec la loi <i>EquibiaxIcp</i> et <i>EquibiaxCp</i> . . . . .	53
2.14	Déformations et contraintes principales maximales numériques, dans le cadre d'une simulation d'un essai équibiaxial pour différentes consignes de pression. . . . .	53

2.15	Comparatif des résultats de simulations numériques et expérimentaux de l'essai de traction équibiaxiale pour des lois incompressibles. . . . .	54
2.16	Comparatif des résultats de simulations numériques et expérimentaux de l'essai de traction équibiaxiale pour des lois combinées incompressibles. . . . .	55
3.1	Évolution de la pression de contact moyenne et du temps de relaxation moyens pour trois doigts V1. . . . .	70
3.2	Flexion $\alpha$ en bout de doigt V1 pour une pression de 180 kPa. . . . .	72
3.3	Flexion $\alpha$ en bout de doigt V1 pour une pression de 140 kPa. . . . .	73
3.4	Comportement du doigt V1, avec $P = 180$ kPa, pour trois lois hyperélastiques incompressibles multi-invariants. . . . .	75
3.5	Résultats de l'angle $\alpha$ et du déplacement $d$ en fonction du décentrage de la cavité $\theta$ . . . . .	79
4.1	Erreur expérimentale-simulation sur la flexion $\alpha$ pour la mise sous pression d'une cavité du doigt V2 ( $er =  \alpha_{simu} - \overline{\alpha_{exp}} $ ). . . . .	93
4.2	Conception orientée par simulation d'un doigt renforcé : résultats de simulation pour l'étude de l'influence du nombre d'anneaux. $d_{cav} = 4$ mm, $e_{cav} = 1.5$ mm et $P = 200$ kPa. . . . .	99
4.3	Conception orientée par simulation d'un doigt renforcé : résultats de simulation pour l'étude de l'influence du diamètre de cavité $d_{cav}$ . $n = 6$ , $\Delta n = 7$ mm, $e_{cav} = 1.5$ mm et $P = 100$ kPa. . . . .	101
4.4	Conception orientée par simulation d'un doigt renforcé : résultats de simulation pour l'étude de l'influence de l'épaisseur cavité $e_{cav}$ . $n = 6$ , $\Delta n = 7$ mm et $d_{cav} = 10$ mm. . . . .	101

# Table des figures

1.1	Préhenseurs pneumatiques multidigitaux. (a) BHG-6, un préhenseur à 2 doigts de Zhu <i>et al.</i> [66]. (b) Un préhenseur à 3 doigts de Batsuren <i>et al.</i> [4]. (c) Un préhenseur à 4 doigts d'Abondance <i>et al.</i> [2]. (d) BCL-26, un préhenseur à 5 doigts anthropomorphes de Zhou <i>et al.</i> [65]. . . . .	6
1.2	Mouvement de référence pour la manipulation dextre. (a) Mouvements possibles avec deux doigts présentant chacun deux directions de flexion indépendantes [2]. (b) Mouvements supplémentaires avec deux doigts présentant chacun deux directions de flexion, dont une possédant deux zones de flexion indépendantes. Illustration réalisée à partir de celle d'Abondance <i>et al.</i> [2]. . . . .	7
1.3	Schématisation des étapes de fabrication d'un actionneur pneumatique par moulage. . . . .	11
1.4	Dispositif d'injection avec mélangeur statique [5]. . . . .	12
1.5	Schématisation du processus d'identification d'une loi hyperélastique. (a) Expérimentation en traction uniaxiale pour en déduire la courbe de référence. (b) Identification des paramètres matière de la fonction représentant le comportement mécanique par minimisation de l'erreur entre les points de la courbe de référence et de la courbe de prédiction. . . . .	13
2.1	Schématisation de l'essai de traction uniaxiale avec l'éprouvette au repos et chargée pour une force mesurée $F$ . . . . .	28
2.2	Courbe de contrainte-déformation vraie lors du premier cycle de charge à $V_1$ . (a) Courbe de charge-décharge d'une éprouvette. (b) Courbes de charge pour 6 éprouvettes. . . . .	29
2.3	Évolution du comportement mécanique en traction uniaxiale à $V_1$ mettant en évidence l'effet Mullins. (a) Courbes de contrainte-déformation vraie pour les cycles 1 à 3 et 10. (b) Évolution de l'énergie de déformation volumétrique pour chaque cycle. . . . .	30
2.4	Courbe de contrainte-déformation vraie moyenne pour 3 vitesses de déformation. . . . .	30

2.5	Essai de caractérisation équibiaxiale. (a) Vue en coupe du dispositif au repos. (b) Vue en coupe du dispositif avec l'éprouvette soumise à une pression $P$ . (c) Cliché photo réalisé pour l'analyse d'images avec les points de référence, en vert, utilisés pour le calcul de la déformation. (d) Orientation des contraintes principales au pôle. . . . .	31
2.6	Représentation et paramétrage du profil de la membrane. (a) Cas sphérique lorsque $h < r$ . (b) Cas sphérique lorsque $h = r$ . (c) Cas ellipsoïdal lorsque $h > r$ . . . . .	33
2.7	Résultats de l'essai de traction equibiaxiale. (a) Comparaison des courbes de contrainte-déformation vraies en fonction des hypothèses de forme de la membrane. (b) Évolution du taux de déformation nominal en configuration ellipsoïdale. . . . .	34
2.8	Comparaison des résultats de traction equibixiale. (a) Courbes de contraintes-déformations vraies pour trois éprouvettes. (b) Évolution de écart type sur $\sigma_{vraie}$ . . . . .	34
2.9	Courbes de contrainte-déformation vraie en compression uniaxiale. . . . .	35
2.10	Schématisation de l'essai de compression confinée. . . . .	36
2.11	Résultats des essais de compression confinée. (a) Courbes de contraintes-déformations vraies. (b) Évolution du module d'élasticité isostatique moyen en fonction de la contrainte vraie. . . . .	37
2.12	Identification de lois hyperélastiques mono-invariants incompressibles à partir de données de traction uniaxiale pour différentes vitesses d'essai. (a) $V_1$ . (b) $V_2$ . (c) $V_3$ . . . . .	39
2.13	Identification de la loi hyperélastique mono-invariant incompressible à partir de l'essai de (a) traction équibiaxiale pneumatique et (b) de compression uniaxiale. . . . .	40
2.14	Influence du type de sollicitation pour l'identification d'une loi mono-invariant incompressible. (a) Identification de la loi UniaxV1Icp avec prédiction pour une sollicitation uniaxiale et équibiaxiale. (b) Identification de la loi EquibiaxIcp avec prédiction pour une sollicitation uniaxiale et equibiaxiale. . . . .	41
2.15	Identification d'une loi polynomiale de degré 2 compressible à partir d'un essai de compression uniaxiale et de compression confinée. (a) Représentation de la courbe identifiée. (b) Résultat d'identification. . . . .	42
2.16	Identification de lois hyperélastiques multi-invariants par combinaison des résultats de traction uniaxiale et équibiaxiale pour le cas incompressible. . . . .	44
2.17	Étude de la convergence du maillage pour la simulation de l'essai de compression uniaxiale. (a) Évolution de la contrainte et déformation maximale principale. (b) Temps de calcul. . . . .	46
2.18	Modèle axisymétrique pour la simulation par éléments finis de l'essai de compression confinée. (a) Conditions aux limites A, B et C. (b) Représentation du maillage pour une taille maximale d'éléments de 1 mm. . . . .	48

2.19	Modèle pour la simulation par éléments finis de l'essai de traction uniaxiale. (a) Conditions aux limites de la géométrie. (b) Représentation du maillage pour une taille maximale d'éléments de 2 mm. . . . .	49
2.20	Modèle pour la simulation par éléments finis de l'essai de traction équi-biaxiale. (a) Conditions aux limites de la géométrie. (b) Conditions de contact. . . . .	52
3.1	Vue CAO du doigt de référence avec une section partielle à l'intersection de la partie souple et de la base. Pour V1, $d = 21.5$ mm. Pour V2, $d = 17$ mm. . . . .	60
3.2	Représentation CAO d'une vue en coupe de la partie proximale du doigt V2 avec $d = 17$ mm. (a) Répartition des événements dans la base. (b) Interface entre le doigt souple et la base. . . . .	61
3.3	Vue CAO du moule mono-étape du doigt V1 : vue en coupe de l'assemblage après injection. . . . .	62
3.4	Vue CAO du moule bi-étape du doigt V2 : vue en coupe de l'assemblage (a) après la première injection ; (b) après la seconde injection. . . . .	63
3.5	Schématisation du processus de préparation du silicone par le dispositif d'injection. . . . .	65
3.6	Dispositif expérimental : (a) Schéma de commande. (b) Configuration expérimentale avec 1.B&R PLC (caché) 2.Qualisys Miquis M3 Cameras 3.Qualisys Camera Sync Unit 4.Terminal de vanne Festo CPA-14 5.Régulateurs proportionnels de pression Festo VEAA 6.Marqueurs de référence 7.Marqueurs de cavités 8.Capteur de contact pour la phase d'initialisation. . . . .	66
3.7	Identification des doigts : (a) Numérotation des cavités (b) Répartition des marqueurs Qualisys (marqueurs d'identification de cavités représentés en orange). . . . .	67
3.8	Protocole expérimental pour le doigt V1 : schématisation du chronogramme de commande de la pression. . . . .	68
3.9	Déformation du doigt V1 : (a) Contact lors du premier cycle. (b) Mise sous pression lors du cinquième cycle. . . . .	69
3.10	Modèle pour la simulation MEF du doigt V1. (a) Conditions aux limites de la géométrie. (b) Représentation du maillage pour une taille maximale d'éléments de 0.75 mm. . . . .	71
3.11	Étude de la convergence du maillage pour la simulation du doigt V1. (a) Évolution de $\alpha$ et de $\epsilon_{\max}$ . (b) Évolution du temps de calcul. . . . .	71
3.12	Répartition des déformations principales maximales dans le doigt V1 pour une pression de 180 kPa, avec une représentation de l'angle $\alpha$ . (a) Modélisation par la loi <i>EquibiaxIcp</i> . (b) Modélisation par la loi <i>Comb2Icp</i> . . . . .	72
3.13	Répartition des déformations principales maximales dans le doigt V1 pour une pression de 140 kPa. (a) Modélisation par la loi <i>UniaxV1Icp</i> . (b) Modélisation par la loi <i>Comb2Icp</i> . . . . .	73

3.14 Répartition des déformations principales dans le doigt V1 pour une pression de 180 kPa pour la loi <i>Comb2Icp</i> . (a) Déformation principale maximale. (b) Déformation principale intermédiaire. (c) Déformation principale minimale. . . . .	74
3.15 Évolution de la flexion $\alpha$ en fonction de la pression de consigne $P$ pour la loi matière <i>Comb5Icp</i> . . . . .	76
3.16 Schématisation du démoulage du doigt V1. (a) Assemblage du doigt silicone extrait des deux parties A et B du moule. (b) Assemblage du doigt après retrait du noyau interne. (c) Assemblage du doigt lors de l'extraction du noyau interne par vissage de la vis d'éjection. . . . .	77
3.17 Représentation de la déformation principale intermédiaire pour la loi <i>Comb5Icp</i> . (a) Doigt V1 réalisant un flexion $\alpha = 35^\circ$ . (b) Doigt V2 réalisant un flexion $\alpha = 48^\circ$ . . . . .	78
3.18 Étude de la convergence du maillage pour la simulation du doigt V2. (a) Évolution de la flexion $\alpha$ et du temps de calcul en fonction de la taille maximale des éléments. (b) Représentation du maillage d'éléments de taille maximale de 0.5 mm. . . . .	79
3.19 Analyse de l'influence du décentrage de la cavité. (a) Paramétrisation. (b) Déformation principale maximale lorsque $\theta = -0.05^\circ$ et valeurs pour l'angle de flexion $\alpha$ et le déplacement du bout du doigt $d$ . . . . .	80
4.1 Mouvements de référence réalisables avec deux doigts mono-matières.	84
4.2 Évolution de la solution de liaison entre le doigt souple et une base rigide. Solution assemblage - (a) Doigt silicone injecté présenté sur son outillage et (b) représentation CAO de l'assemblage du doigt sur la base. (c) Solution surmoulage A - Base positionnée dans le moule avec noyaux insérés. (d) Solution surmoulage B - Base du doigt V1 avec noyaux insérés. . . . .	85
4.3 Paramétrage de la déformée du doigt. (a) Représentation des marqueurs et du référentiel $\mathcal{R}_T$ lors de la mise sous pression de la cavité 3. (b) Représentation des points de la fibre neutre construits à partir des marqueurs.	87
4.4 Protocole expérimental du doigt V2. (a) Profil de pression d'initialisation pour la stabilisation du comportement du doigt. (b) Doigt d'étalonnage fabriqué par impression 3D définissant la position du capteur de contact pour l'angle de flexion souhaité $\alpha = 35^\circ$ . (c) Profil de pression élémentaire $\{p_1, p_2, p_3\}$ pour l'essai d'endurance. . . . .	88
4.5 Pression moyenne et écart-type lors des événements de contact lors de l'initialisation des doigts : (a) Au cours des trois phases d'initialisation. (b) Pour chaque cavité pendant la première initialisation (valeur moyenne de la cavité calculée à partir des résultats de 4 doigts). . . . .	89
4.6 Angle de flexion moyen $\alpha$ et écart type pour les sollicitations d'essai d'endurance après la troisième initialisation. . . . .	90

4.7	Flexion latérale du doigt : (a) Flexion latérale moyenne $\beta$ et écart type pendant l'essai d'endurance pour chaque cavité. (b) Influence de l'épaisseur de la paroi de la cavité sur la direction de la flexion (flèche rouge). . . . .	91
4.8	Évolution de l'angle $\alpha$ en fonction de la pression obtenue par simulation et par expérimentation lors de la première charge des cavités. . . . .	93
4.9	Schématisation de la réponse mécanique du doigt souple pour un palier de pression. . . . .	94
4.10	Schématisation d'un doigt à plusieurs zones de flexion. (a) Représentation de la mise sous pression d'un doigt à deux zones de flexion. (b) Composition du doigt avec le doigt souple, la base ainsi que la plateforme robotique <i>PR</i> . (c) Représentation d'une architecture avec cavités de flexion distale <i>FD</i> , flexion proximale <i>FP</i> et extension proximale <i>EP</i> . . . . .	96
4.11	Représentation du principe de fabrication par surmoulage d'un (a) doigt mono-matière et d'un (b) doigt renforcé. . . . .	97
4.12	Vue CAO du doigt paramétré pour l'analyse par MEF. (a) Identification des éléments constituant le doigt. (b) Vue de face de l'assemblage. (c) Vue de face de l'assemblage sans affichage du premier anneau. . . . .	98
4.13	Préparation des modèles numériques pour la modélisation des doigts renforcés. (a) Représentation des conditions aux limites de la géométrie V2. (b) Étude de convergence du maillage pour la géométrie V1 et V2 avec $P = 200$ kPa. . . . .	99
4.14	Déformation principale maximale avec $P = 200$ kPa pour (a) V1, (b) V2 et (c) V3. . . . .	100
4.15	Vue CAO du doigt renforcé en coupe brisée. . . . .	102
4.16	Anneaux du doigt renforcé. Grappe (a) avant et (b) après découpe des supports d'impression. (c) Profil d'un anneau proximal. . . . .	102
4.17	Vue CAO du moule après injection. (a) Vue en coupe de l'assemblage. (b) Vue du moule ouvert (Partie A et goupilles retirées). . . . .	103
4.18	Fabrication des doigts renforcés (a) Assemblage des noyaux sur la base avec les entretoises et le couvercle. (b) Mise en position de l'assemblage de la base, de la grappe d'anneaux et des inserts dans la Partie B du moule. (c) Moule ouvert après injection (Partie A et goupilles retirées). . . . .	104
4.19	Vue CAO du moule modifié pour faciliter le démoulage. (a) Vue en coupe de l'assemblage après injection. (b) Représentation de <i>Partie A</i> et de ses quatre inserts . . . . .	105
4.20	Représentation CAO du positionnement des marqueurs sur le doigt renforcé. (a) Identification des marqueurs sur le côté gauche du doigt. (b) Représentation du doigt sans le silicone et avec les positions des points de référence sur la fibre neutre en rouge. Les cavités pneumatiques du doigt sont représentées en bleue. . . . .	106
4.21	Protocole expérimental du doigt renforcé. . . . .	106
4.22	Évolution de la flexion $\alpha$ pour un palier de pression avant initialisation du doigt renforcé. . . . .	107

4.23	Pression moyenne et écart-type lors des événements de contact lors de l'initialisation du doigt renforcé et du doigt mono-matière (moyenne des pressions de contact observées sur les cavités 1 lors de la première initialisation à 35°). . . . .	108
4.24	Modélisation du doigt renforcé. (a) Conditions aux limites de la simulation. (b) Représentation des points d'intérêts. . . . .	109
4.25	Représentation de la déformation principale maximale du doigt renforcé pour une pression $P = 90$ kPa. . . . .	110
A.1	Dispositif expérimental pour l'essai de traction uniaxiale . . . . .	128
A.2	Essai de traction equibiaxiale. (a) Dispositif expérimental. (b) Cliché photo avant explosion. (c) Cliché photo après explosion. . . . .	129
A.3	Dispositif expérimental pour l'essai de compression confinée . . . . .	130
B.1	Moules d'injection d'éprouvettes silicone avec représentation du point d'injection par une flèche rouge et des événements par des flèches vertes. (a) Moule de traction uniaxiale avec une éprouvette ébavurée. (b) Moule de traction equibiaxiale avec une moulée complète de deux éprouvettes. (c) Moule de compression avec une éprouvette ébavurée. . . . .	132

# Introduction

La manipulation dextre et la saisie adaptative d'objets par une main robotique est un défi technologique et scientifique que le projet ANR Manimat, au moyen d'une solution de préhenseur souple, se propose d'étudier. Par la souplesse intrinsèque de ces préhenseurs, la saisie et la manipulation d'éléments fragiles sont facilitées. La conception de ces préhenseurs s'articule autour d'une interdépendance de trois problématiques [56] liées aux propriétés de la matière souple, à leur mise en œuvre et aux performances souhaitées du préhenseur. L'étude de ces trois paramètres est régulièrement découplée, ce qui conduit à des solutions peu robustes.

Le silicone, une matière largement utilisée dans le domaine de la robotique souple, présente un comportement hyperélastique couplé à une dépendance de l'historique de déformation de la matière. Les études de simulation utilisées pour la conception d'actionneurs souples, mettent en œuvre une grande variété de modèles de comportement pour des références de silicone souvent similaires [41]. Des travaux ont alors été entrepris afin de proposer une unification des méthodes de caractérisation des modèles hyperélastiques pour faciliter l'utilisation et la comparaison des performances des actionneurs conçus [36]. Cette base de données présente cependant des limites d'application : la caractérisation des matériaux est réalisée pour un type de sollicitation donné, la traction uniaxiale. La pertinence de ces modèles pour des cas de sollicitations complexes n'est alors pas garantie, ce qui constitue une problématique majeure pour la modélisation d'états de déformation quelconques générées dans les doigts souples.

Les performances des doigts dépendent à la fois des matériaux qui les constituent et des procédés de production employés. Les méthodes de fabrication indirectes, telles que le moulage, sont particulièrement plébiscitées pour la fabrication de doigts souples. Le développement de l'impression 3D a permis de démocratiser et de faciliter la production d'outillages permettant le moulage de pièces creuses aux propriétés homogènes pour un large éventail de matériaux. Les méthodes de moulage traditionnelles étant souvent des processus à plusieurs étapes [18], des variations de comportement peuvent appa-

raître entre les doigts fabriqués. Cela se traduit par une faible répétabilité [11] et une complexité accrue de la commande de l'actionnement. Le moulage par injection basse pression [5] est un candidat prometteur permettant de mieux maîtriser les étapes de remplissage des moules par un écoulement de matière contrôlé. Couplé à une conception d'outillage visant à réduire les étapes de fabrication, ce processus permet de dépasser les limites actuelles des méthodes traditionnelles de moulage.

Malgré un processus de fabrication robuste et répétable, le comportement du doigt reste soumis à l'effet Mullins, qui provoque un ramollissement du silicone dépendant de l'historique de déformation. L'effet Mullins a été largement documenté dans le domaine de la caractérisation des matériaux. Récemment, la recherche sur les silicones utilisés en robotique souple s'est focalisée sur la modélisation de cet effet dans des états de sollicitations canoniques [50, 27]. Bien que l'impact de l'effet Mullins sur les cas de charge de traction uniaxiale ou biaxiale soit bien établi, il existe peu de littérature à ce jour examinant son influence dans le cas de géométries complexes. Limiter l'impact de cet effet est donc un enjeu majeur pour la commande robuste d'un doigt souple.

## Positionnement du travail

Durant ces travaux de thèse, nous développons une approche matériau-procédé appliquée à la conception de doigts souples pneumatiques. Ceux-ci sont destinés à former des préhenseurs permettant de réaliser des tâches de manipulation dextre.

Le chapitre 1 présente l'état de l'art des différentes problématiques abordées au cours de ce travail de thèse. Cette analyse nous permet de mettre en évidence les différentes difficultés liées à la caractérisation du silicone, à la conception et à la fabrication de doigts souples.

Nous étudions ensuite, dans le chapitre 2, le comportement mécanique du silicone choisi. En caractérisant ce matériau sous différents types de chargement, nous démontrons les limites des modèles simples de loi matière fréquemment utilisés dans la littérature, ainsi que l'influence d'une caractérisation par un seul type de chargement. Nous définissons alors des modèles de comportement que nous utilisons par la suite pour modéliser les états de déformation quelconques des doigts pneumatiques.

Le chapitre 3 présente les solutions de conception d'un doigt de référence mono-matière permettant de tirer pleinement parti des capacités de surmoulage du processus d'injection basse pression. Cette étude de l'interaction conception-fabrication est réalisée sur une géométrie simple d'un doigt pneumatique. Les résultats expérimentaux permettent de valider les modèles numériques de comportement du silicone identifiés

dans le chapitre précédent.

Enfin, une conception orientée par simulation d'un doigt renforcé est proposée dans le chapitre 4. À partir des limites mises en évidence sur les géométries précédentes, nous concevons par approche intégrée un doigt qui permet d'augmenter les capacités de dextérité tout en minimisant l'influence de l'effet Mullins. La conception est réalisée de manière à produire un doigt en une seule étape d'injection, grâce à la conception de renforts surmoulés.

## Bibliographie du présent chapitre

- [5] Michael A. BELL, Kaitlyn P. BECKER et Robert J. WOOD. « Injection Molding of Soft Robots ». In : *Advanced Materials Technologies* 7.1 (2022), p. 2100605. ISSN : 2365-709X. DOI : 10.1002/admt.202100605. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.202100605>.
- [11] James H. CHANDLER et al. « Parallel Helix Actuators for Soft Robotic Applications ». In : *Frontiers in Robotics and AI* 7 (sept. 2020). ISSN : 2296-9144. DOI : 10.3389/frobt.2020.00119.
- [18] Kevin C. GALLOWAY et al. « Soft Robotic Grippers for Biological Sampling on Deep Reefs ». In : *Soft Robotics* 3.1 (mars 2016), p. 23-33. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2015.0019.
- [27] Sara KRPOVIC, Kim DAM-JOHANSEN et Anne Ladegaard SKOV. « Importance of Mullins Effect in Commercial Silicone Elastomer Formulations for Soft Robotics ». In : *Journal of Applied Polymer Science* 138.19 (2021), p. 50380. ISSN : 1097-4628. DOI : 10.1002/app.50380. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/app.50380>.
- [36] Luc MARECHAL et al. « Toward a Common Framework and Database of Materials for Soft Robotics ». In : *Soft Robotics* 8.3 (juin 2021), p. 284-297. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2019.0115. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2019.0115>.
- [41] Amir PAGOLI et al. « Review of Soft Fluidic Actuators : Classification and Materials Modeling Analysis ». In : *Smart Materials and Structures* 31.1 (déc. 2021), p. 013001. ISSN : 0964-1726. DOI : 10.1088/1361-665X/ac383a. URL : <https://doi.org/10.1088/1361-665x/ac383a>.
- [50] Christian SCHUMACHER, Espen KNOOP et Moritz BACHER. « Simulation-Ready Characterization of Soft Robotic Materials ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 5.3 (juill. 2020), p. 3775-3782. ISSN : 2377-3766, 2377-3774. DOI : 10.1109/LRA.2020.2982058.

- [56] Falk TAUBER et al. « Perspective for Soft Robotics : The Field's Past and Future ». In : *Bioinspiration & Biomimetics* 18.3 (mars 2023), p. 035001. ISSN : 1748-3190. DOI : 10.1088/1748-3190/acbb48. URL : <https://dx.doi.org/10.1088/1748-3190/acbb48>.

# État de l'art

## Sommaire du présent chapitre

---

<b>1.1 La robotique souple au service de la manipulation</b>	<b>5</b>
<b>1.2 Fabrication de doigts souples en silicone</b>	<b>10</b>
1.2.1 Moulage silicone par gravité . . . . .	10
1.2.2 Injection silicone basse pression . . . . .	11
<b>1.3 Comportement du silicone</b>	<b>12</b>
1.3.1 Modélisation du comportement mécanique . . . . .	13
1.3.2 Simulation prédictive . . . . .	14
<b>1.4 Conclusion</b>	<b>15</b>

---

## 1.1 La robotique souple au service de la manipulation

La mise au point d'un préhenseur multidigital doté de capacités de saisie adaptative et de manipulation dans la main reste un défi pour la conception d'une manipulation dextre semblable à celle de l'Homme. La robotique souple ouvre une voie prometteuse pour réduire le niveau de complexité ainsi qu'améliorer la sécurité de la préhension et de l'interaction avec l'environnement. La souplesse intrinsèque à ces préhenseurs leur permet de s'adapter aux objets manipulés afin de faciliter la saisie, mais aussi de travailler de manière plus sécurisée avec des éléments fragiles [48, 51, 32].

En plus d'une simple action de préhension, les préhenseurs dextres se définissent comme capables de manipuler des objets, c'est-à-dire de leur faire réaliser des mouve-

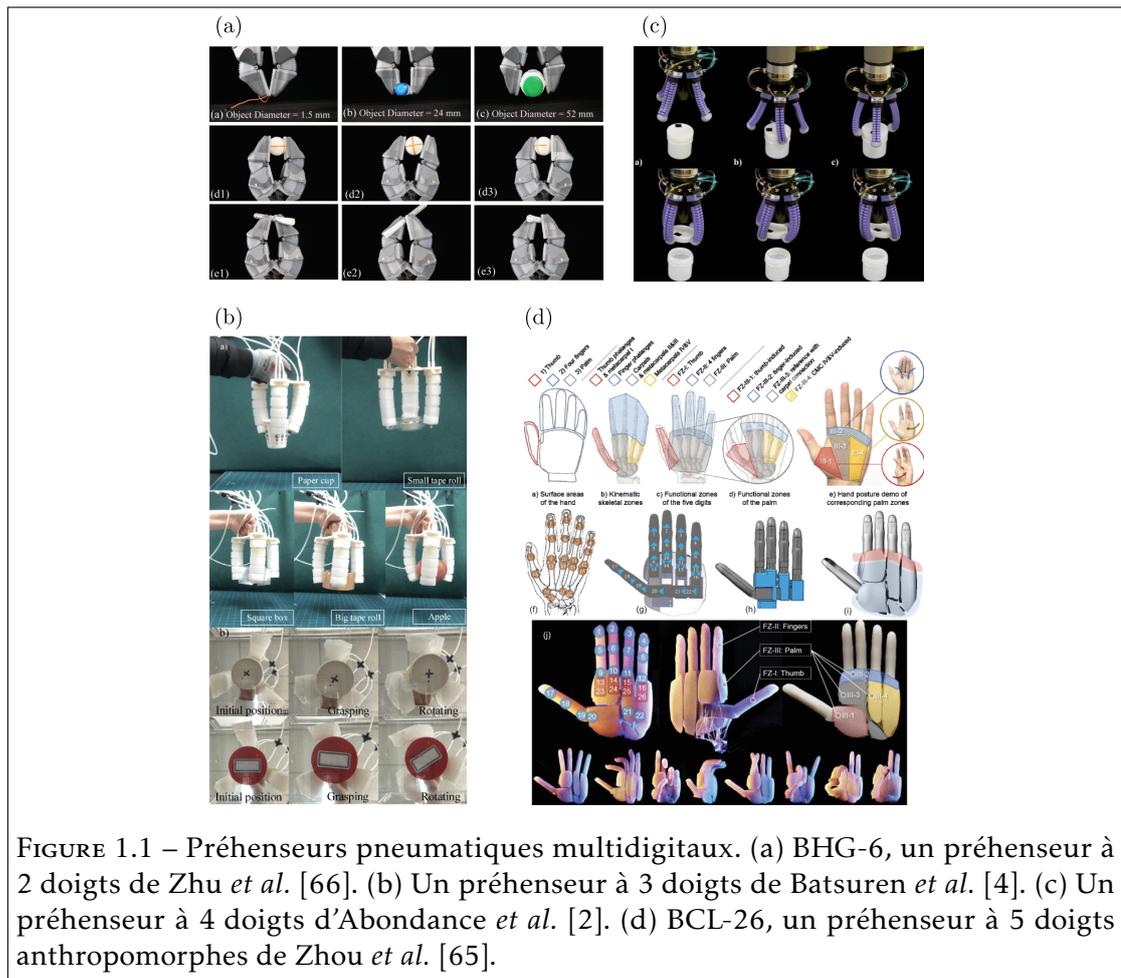


FIGURE 1.1 – Préhenseurs pneumatiques multidigitaux. (a) BHG-6, un préhenseur à 2 doigts de Zhu *et al.* [66]. (b) Un préhenseur à 3 doigts de Batsuren *et al.* [4]. (c) Un préhenseur à 4 doigts d’Abundance *et al.* [2]. (d) BCL-26, un préhenseur à 5 doigts anthropomorphes de Zhou *et al.* [65].

ments de translation et de rotation à l’intérieur de la main. Une main droite se compose donc d’au moins deux doigts. L’augmentation du nombre de doigts permet d’augmenter le nombre de points de contact sur l’objet manipulé, et donc la robustesse de la préhension [24]. Le niveau de dextérité d’un préhenseur dépend de la conception du doigt, de leur nombre et de leur arrangement [57]. Parmi les dispositifs présentant les plus grandes dextérités, on retrouve les mains anthropomorphes, dont BLC-26 en figure 1.1(d) est un exemple. Parmi les technologies d’actionnement disponibles, l’actionnement pneumatique est largement utilisé en raison de son efficacité et de son adaptabilité à l’environnement [13, 55, 61]. Plusieurs préhenseurs pneumatiques dextres sont illustrés en figure 1.1 et comparés dans le tableau 1.2.

Nous choisissons d’ordonner et de décrire ces références de la littérature selon trois caractéristiques : les matériaux constitutifs, la méthode de fabrication utilisée et un

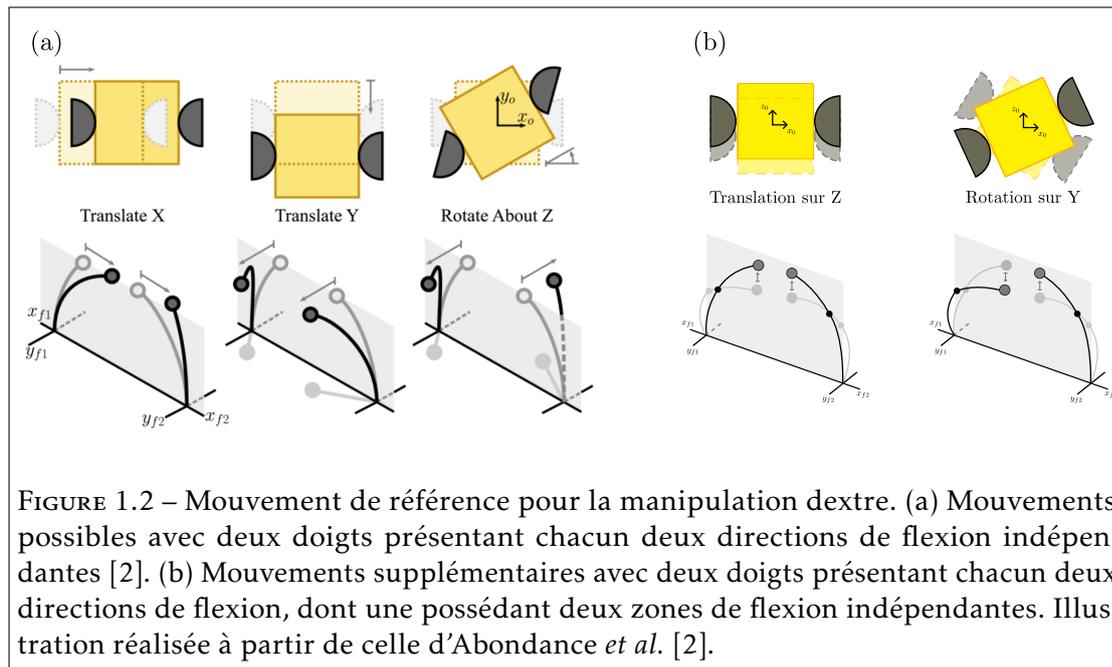


FIGURE 1.2 – Mouvement de référence pour la manipulation dextre. (a) Mouvements possibles avec deux doigts présentant chacun deux directions de flexion indépendantes [2]. (b) Mouvements supplémentaires avec deux doigts présentant chacun deux directions de flexion, dont une possédant deux zones de flexion indépendantes. Illustration réalisée à partir de celle d'Abondance *et al.* [2].

indice de commande. Cet indice est un paramètre que nous définissons à partir du rapport entre le nombre de paramètres pneumatiques à commander et le nombre de doigts. Cet indice est ensuite à mettre en relation avec les capacités du préhenseur, à savoir les mouvements dextres possibles et la capacité de repositionnement des doigts. Les mouvements dextres correspondent aux rotations et translations de référence qui peuvent être réalisées sur un objet manipulé. Un préhenseur performant génère ainsi une grande variété de mouvements dextres (au maximum 3 translations et 3 rotations) pour un indice de commande faible. La seconde capacité observée est celle qui permet de maintenir un objet avec un doigt de moins, pour pouvoir le repositionner à un autre point de l'objet manipulé.

Le préhenseur proposé par Zhu *et al.* [66] se compose de doigts dont les architectures se rapprochent de celles des préhenseurs rigides. En effet, les rotations sont régies par des liaisons pivots mises en mouvement par des soufflets. Cette géométrie est alors obtenue par assemblage d'éléments rigides fabriqués par impression 3D et de soufflets souples moulés par injection gonflage. Les préhenseurs présentés par Batsuren *et al.* [4], Abondance *et al.* [2] et Zhou *et al.* [65] sont composés majoritairement de silicone mis en œuvre via un processus de moulage. Ces quatre solutions nécessitent plusieurs étapes de fabrication. L'assemblage final consiste à fixer la pièce souple sur une base rigide et à raccorder les cavités au dispositif de commande pneumatique.

Tous les préhenseurs illustrés dans le tableau 1.2 sont capables de réaliser au minimum deux mouvements de translation et un mouvement de rotation présentés en figure 1.2(a). La configuration minimale pour réaliser ces trois mouvements correspond à un préhenseur bidigital dont chaque doigt peut réaliser deux mouvements de flexion dans deux directions perpendiculaires, telles que les doigts de Batsuren [4] et d'Abondance [2]. Par analogie avec le doigt humain, ces directions de flexion correspondent à la flexion/extension et l'abduction/adduction. La solution d'Abondance peut cependant être considérée comme plus performante étant donné qu'elle présente un indice de commande plus faible. En concevant un doigt avec deux flexions indépendantes dans la direction anthropomorphe de flexion/extension, Zhu [66] définissent un préhenseur bidigital pouvant réaliser une translation et une rotation supplémentaires présentées en figure 1.2(b). À partir de cette géométrie et en réalisant un préhenseur à 4 doigts répartis de manière analogue à Abondance [2], la dernière rotation suivant X serait possible. Le préhenseur anthropomorphe de Zhou [65] peut générer les trois rotations et les trois translations au prix d'une augmentation du nombre de doigts et de zones de flexion.

Ces exemples de doigts souples mettent en évidence deux architectures pour réaliser des tâches de manipulation :

- un doigt présentant deux directions de flexion indépendantes. Cette architecture permet de générer deux translations et une rotation à l'objet manipulé par deux doigts, tel qu'illustré en figure 1.2(a) ;
- un doigt présentant deux directions de flexions indépendantes, dont l'une des deux directions est découplée en deux zones de flexion. Cette architecture plus complexe permet de générer une translation et une rotation supplémentaires, telles qu'illustrées en figure 1.2(b). En définissant un préhenseur à quatre doigts, la dernière rotation manquante devient réalisable.

Parmi les solutions de préhenseurs présentées, trois sur quatre sont produites par moulage de silicone. Mais les processus de fabrication proposés nécessitent plusieurs étapes d'assemblage.

		Zhu <i>et al.</i> [66]	Batsuren <i>et al.</i> [4]	Abondance <i>et al.</i> [2]	Zhou <i>et al.</i> [65]
Caractéristiques	Nombre de doigts	2	3	4	5
	Matières	EVA (Formosa) et polymère rigide	Silicone (DragonSkin 10)	Silicone (Smooth-Sil945)	Silicone (DragonSkin 10)
	Méthodes de fabrication	Assemblage des éléments souples obtenus par injection soufflage et des éléments rigides obtenus par impression FDM	Moulage par gravité	Injection basse pression de silicone avec noyaux souples	Moulage par gravité
	Indice de commande	4	3	2	5.2
Capacités	Mouvements dextres	3T2R	2T1R	2T1R	3T3R
	Capacité de repositionnement des doigts	Non	Non	Oui	Oui
Limitations	Processus de fabrication	Assemblage des éléments souples sur les éléments rigides. Étanchéité à assurer entre les différents éléments.	Raccordement à l'entrée pneumatique par collage. Assemblage du doigt souple sur une base rigide.	Bouchage de trous liés à l'utilisation de noyaux souples par colle silicone. Raccordement à l'entrée pneumatique par assemblage du doigt souple sur une base rigide. L'étanchéité est réalisée par colle silicone.	Moulage en plusieurs étapes avec ajout de renforts par tressage de fils. Assemblage des doigts sur une base rigide.

xTyR : x translations et y rotations.

TABLEAU 1.1 – Comparatif de quatre préhenseurs dextres.

## 1.2 Fabrication de doigts souples en silicone

Indépendamment de la commande, les propriétés intrinsèques des préhenseurs multidigitaux sont liées à deux aspects :

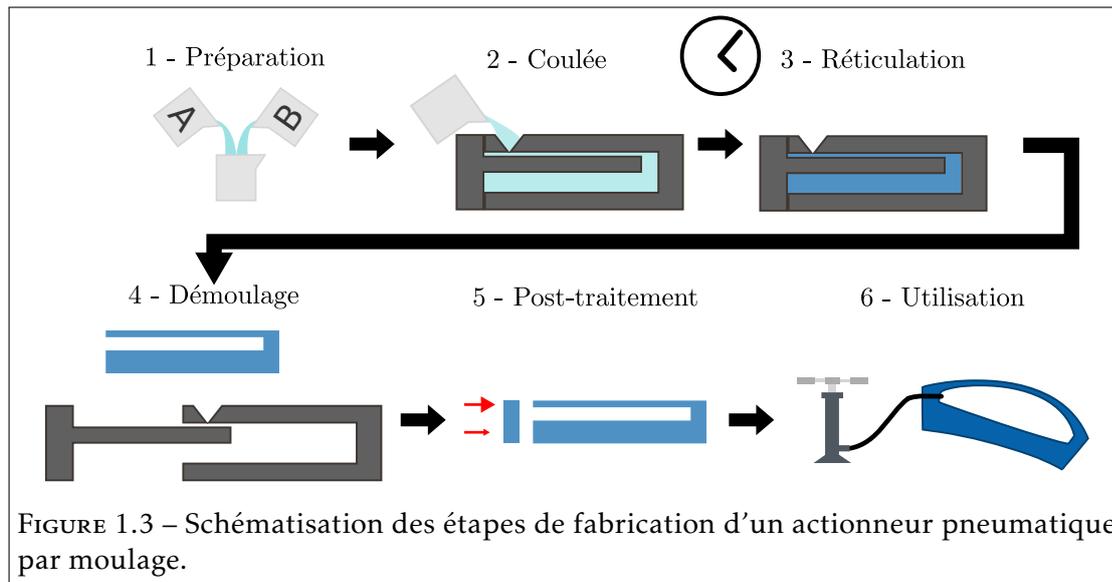
- la conception du doigt, c'est-à-dire la manière dont la géométrie du doigt est adaptée pour répondre aux exigences d'une tâche de manipulation dextre ;
- le comportement de la matière et le processus de fabrication, c'est-à-dire comment les propriétés de la matière couplées à la méthode de fabrication permettent de générer un comportement du doigt répétable.

La conception d'une pièce est un processus itératif où des paramètres produits, combinés à des paramètres procédés, sont optimisés et choisis afin de converger vers une solution présentant des propriétés désirées [56]. Le choix d'une méthode de fabrication est intimement lié au choix matière. La robotique souple, comme définie par Rus *et al.* [48], tire ses propriétés et performances remarquables des caractéristiques de ses matériaux constitutifs. L'une de ces caractéristiques est la capacité à se déformer élastiquement sur de larges plages de déformation. Les silicones, polymères thermodurcissables, détiennent une place prépondérante dans ce domaine en raison de leur comportement élastique pour de grandes déformations, l'hyperélasticité [41]. Les deux principales techniques de mise en œuvre des silicones sont le moulage et la fabrication additive. Ces techniques sont complémentaires et permettent de dépasser leurs limites respectives. Les dispositifs d'impression silicone sont cependant encore peu démocratisés et rares sont les solutions prêtes à l'emploi [59]. Le développement d'imprimantes nécessite un travail conséquent sur la définition de la rhéologie du silicone transformé afin d'en déterminer des paramètres d'impression [43, 40]. À l'inverse, le moulage est un procédé de fabrication permettant l'utilisation d'une large gamme de références de silicone. Il permet également de fabriquer des pièces durables, adaptées à des utilisations répétées.

### 1.2.1 Moulage silicone par gravité

Le procédé de moulage se compose de plusieurs étapes : i) le remplissage de cavités par de la matière à l'état liquide ; ii) la solidification de la matière dans les cavités du moule (cette étape est généralement la plus longue) ; iii) l'éjection de la pièce hors du moule, par ouverture des cavités. En robotique souple, la méthode de moulage couramment utilisée est la coulée de silicone (également nommée moulage par gravité), qui consiste à verser le silicone liquide dans un moule partiellement ouvert. Le remplissage est alors suivi d'une étape de mise sous vide du moule afin d'enlever les bulles qui auraient pu être emprisonnées dans le silicone liquide. Les PneuNets sont un exemple d'actionneurs souples standards dont le moulage par gravité a permis de largement en développer l'utilisation [22, 39, 58]. La *Soft Robotics Toolkit* [53], initiée par le Biodesign Lab de Harvard, présente des tutoriels complets pour la fabrication du moulage silicone d'actionneurs souples, dont les PneuNets.

Une représentation schématique du processus de fabrication par moulage d'un



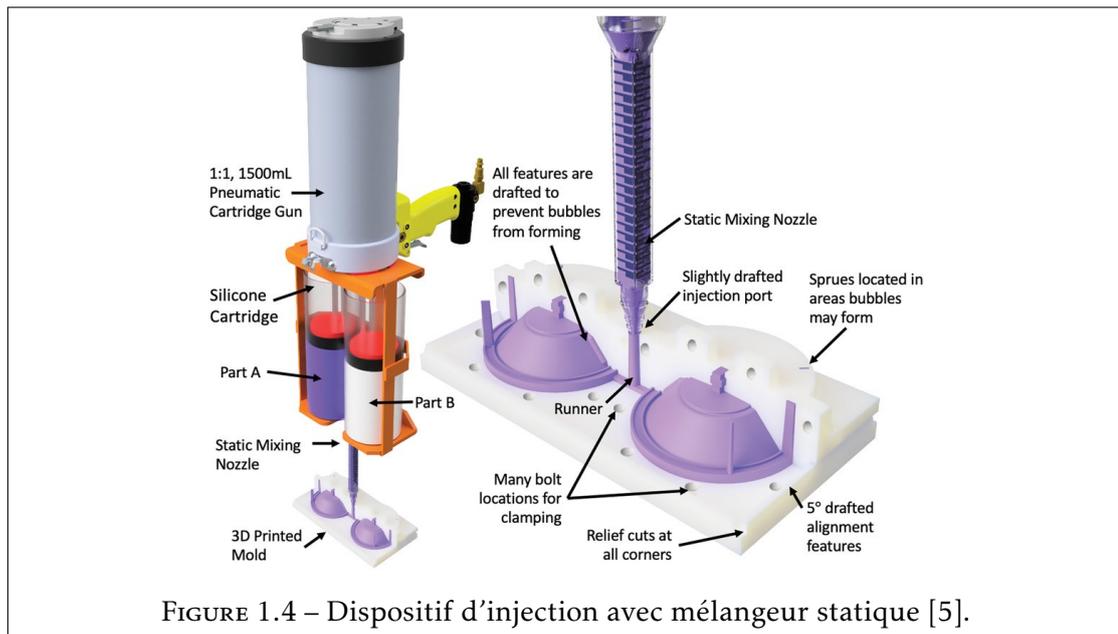
actionneur pneumatique est donnée en figure 1.3 avec : 1 - la préparation d'un silicone bicomposant ; 2 - la coulée du silicone pouvant être complétée d'une mise sous vide du moule pour faciliter le remplissage ; 3 - la réticulation, qui dure entre 1 heure et 24 heures en fonction des références de silicone ; 4 - le démoulage de la pièce ; 5 - le post-traitement, qui consiste à fermer la cavité dans le cas de l'actionneur pneumatique ; 6 - l'utilisation de l'élément fabriqué.

Cette méthode de moulage par coulée est très facile à prendre en main et nécessite peu de matériel. Étant donné que l'écoulement repose uniquement sur l'action de la gravité et que le silicone est relativement visqueux, le moulage d'épaisseurs fines (de l'ordre du millimètre) peut s'avérer complexe. Cette limite peut être outrepassée par l'injection silicone. La technique d'injection est similaire à celle utilisée dans l'industrie des polymères, à ceci près que la matière utilisée est un silicone RTV qui ne nécessite pas de hautes températures pour réticuler (son temps de réticulation est donc bien plus élevé que celui des matières silicones utilisées dans l'industrie). De plus, l'injection implique une conception plus élaborée de l'outillage.

### 1.2.2 Injection silicone basse pression

Les silicones utilisés pour le moulage sont des polymères bicomposants qui réticulent à température ambiante. Ces derniers nécessitent une préparation avant injection :

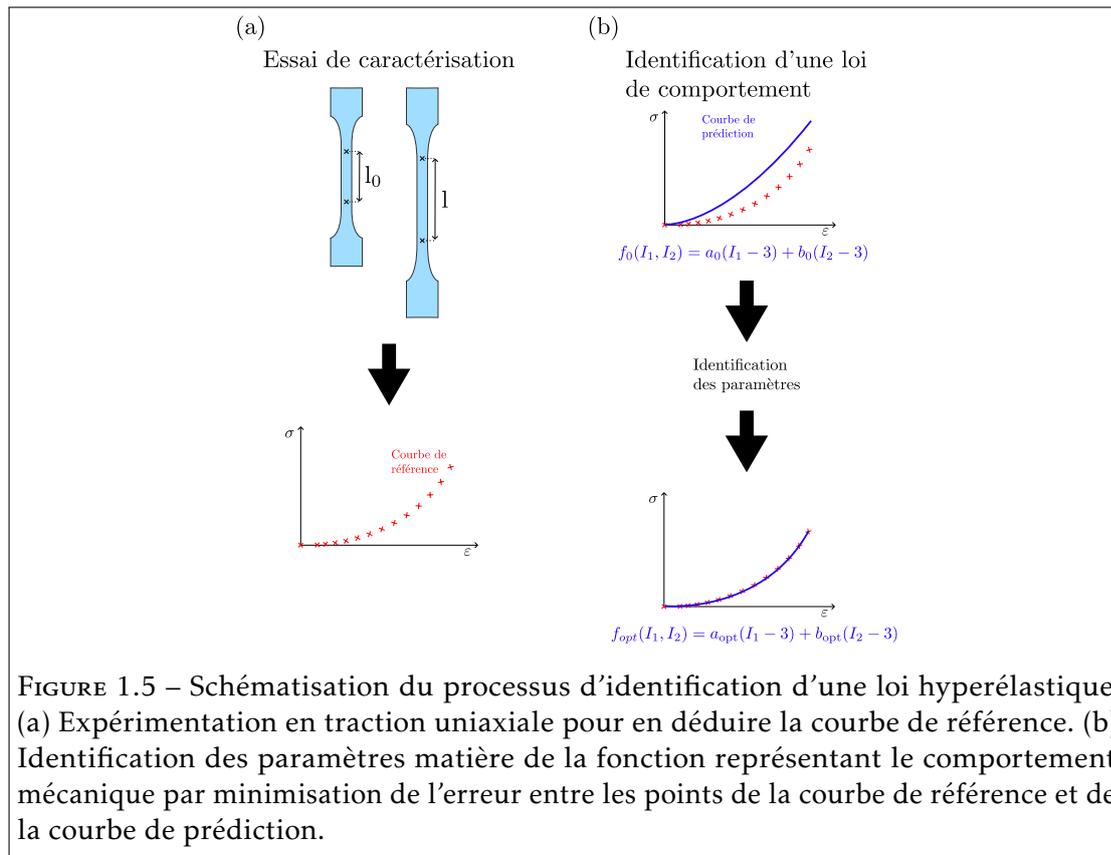
- mélange des deux parties pour initier la réticulation ;
- dégazage de la préparation pour éliminer les bulles d'air piégées pendant le mélange. Un mélange homogène et sans bulles d'air est nécessaire pour obtenir une production répétable de pièces ;
- transfert de la préparation dans une cartouche qui sera montée sur un dispositif d'injection.



Dans une configuration minimale, un dispositif d'injection peut être obtenu en remplissant une seringue de silicone déjà mélangé [47]. Cette dernière est alors dégazée avant d'injecter le polymère dans le moule. Bell *et al.* [5] proposent un dispositif où les deux composants du silicone sont disposés dans deux contenants dégazés et reliés à un mélangeur statique présenté en figure 1.4. Par actionnement d'un piston, les deux composants de silicone sont poussés dans le mélangeur statique dont la géométrie hélicoïdale interne permet de les mélanger. Cette méthode d'injection récente est utilisée dans plusieurs applications [2, 6, 10].

### 1.3 Comportement du silicone

La définition et la caractérisation du comportement mécanique sont des sujets cruciaux pour le développement de préhenseurs souples. La définition d'un modèle de comportement d'une matière permet de mettre en œuvre des analyses numériques. Ces dernières peuvent être utilisées, dans un premier temps, à des fins de conception : la prédiction du comportement de la pièce étudiée permet d'itérer sur la géométrie afin d'optimiser celle-ci ou d'atteindre un objectif donné. Dans le cadre de l'étude d'un préhenseur multidigital pneumatique, une conception itérative par simulation d'un doigt permet par exemple d'optimiser la flexion maximale que peut générer un doigt pour une pression d'entrée donnée [14, 25, 63, 62]. Dans un second temps, les modèles numériques peuvent aussi être utilisés dans des boucles de commande afin de piloter l'actionnement d'un robot souple [16].



### 1.3.1 Modélisation du comportement mécanique

La matière silicone est un élastomère qui possède des caractéristiques remarquables la rendant très commune dans de nombreuses applications industrielles [54]. En robotique souple, la caractéristique principale recherchée est l'élasticité de la matière sur de grandes plages de déformation, appelée hyperélasticité. Cette hyperélasticité peut être modélisée à partir d'une équation de densité d'énergie de déformation, dont un grand nombre de modèles ont été définis à ce jour [19].

Les paramètres matière de ces lois sont identifiés à partir d'essais de caractérisation. Ces essais correspondent à des sollicitations canoniques pour lesquelles il existe une relation analytique entre l'état de déformation et la contrainte. L'essai expérimental génère donc une courbe de contrainte-déformation nommée courbe de référence représentée en figure 1.5(a). Ces données expérimentales sont renseignées dans un logiciel d'identification de loi hyperélastique. Une courbe de prédiction pour la sollicitation étudiée est calculée à partir de paramètres initiaux. Un calcul d'optimisation est réalisé afin de réduire l'erreur entre les points de la courbe de référence et ceux de la courbe de prédiction en faisant évoluer les valeurs des paramètres matière, comme l'illustre la figure 1.5(b).

Les essais de caractérisation sont très souvent réalisés par un essai de traction uniaxial en raison de la simplicité de mise en œuvre [61]. Les protocoles de caractérisation ne sont cependant pas uniformes, ce qui génère une grande variété de lois identifiées dans la littérature pour une même référence de silicone [41]. Marechal *et al.* [36] ont donc proposé une banque de données matière, comprenant les courbes expérimentales en traction uniaxiale obtenues par un même protocole pour des références de silicone répandues dans le domaine de la robotique souple. Ces courbes sont accompagnées d'identifications pour chaque matière de différentes lois hyperélastiques représentant au mieux le comportement du silicone étudié. Cependant, l'utilisation d'un seul type de déformation canonique ne peut rigoureusement représenter le comportement de la matière dans un cas de chargement quelconque [20, 36].

Les essais de traction biaxiale et planaire sont des expérimentations complémentaires qui permettent de mettre en œuvre des types de sollicitations canoniques différentes. Parmi les différentes méthodes de caractérisation biaxiale, l'essai de gonflage est communément réalisé [15] pour sa géométrie simple et sa facilité de mise en œuvre [34]. La combinaison d'expérimentations permet d'identifier des lois présentant des prédictions précises pour différents types de chargement [49].

Le silicone ne possède cependant pas un comportement purement hyperélastique. Deux caractéristiques, souvent non désirées, sont observables :

- une réponse dépendante du temps : le comportement est lié à la vitesse de déformation par le caractère viscoélastique de la matière [28] générant aussi du fluage et de la relaxation sous respectivement une déformation et une contrainte maintenue constante ;
- une réponse dépendante de l'historique de déformation. Le silicone présente un comportement mécanique différent entre son premier cycle de sollicitation et les suivants. On appelle ce phénomène l'effet Mullins [12].

Un ramollissement général du comportement de la matière a donc lieu lors de sollicitations successives avec une dissipation totale d'énergie décomposée en un composant viscoélastique et un composant lié à l'effet Mullins [30]. Le ramollissement dû à l'effet Mullins génère un écart important de comportement entre le premier cycle d'actionnement et les suivants, avec une stabilisation observable à partir de quelques cycles. Cet effet de ramollissement est lié à l'historique de déformation et plus particulièrement à la déformation maximale que la matière a subie [27]. Une méthode alors utilisée pour stabiliser le comportement d'un actionneur souple consiste à cycler un chargement maximal sur l'actionneur afin de supprimer l'effet Mullins pour toutes les sollicitations inférieures au chargement maximal [64, 31].

### 1.3.2 Simulation prédictive

Les modèles de comportement mécanique déterminés peuvent alors être implémentés dans les logiciels de modélisation numérique afin d'étudier le comportement d'une géométrie soumise à différents chargements. Le comportement mécanique d'une structure est étudié au moyen de la simulation par la méthode des éléments finis, abrégée

dans la suite MEF. Cette méthode de calcul permet d'étudier la réponse mécanique d'une géométrie complexe par discrétisation de cette dernière en un maillage d'éléments de forme et de taille définies [8]. Dans le domaine des doigts souples, cette modélisation est utilisée régulièrement pour déterminer les performances d'une géométrie afin de guider la conception [21, 62, 29]. La modélisation numérique est aussi appliquée à la commande de robots souples [44], dont le logiciel open-source SOFA [16] en est un exemple utilisant la simulation MEF.

Le temps de calcul est un paramètre crucial pour les calculs MEF, tout particulièrement pour les applications de commande où la vitesse de calcul a un impact sur la rapidité de réponse du dispositif de commande. Cette vitesse de calcul est liée aux maillages de la géométrie étudiée, au comportement mécanique défini ainsi qu'aux conditions de chargement. Réduire la complexité de l'un de ces paramètres permet de réduire le temps de calcul, mais risque de converger vers une solution non représentative de la réalité. Les hypothèses de simplification doivent donc être réalisées avec attention.

Le comportement du silicone peut s'exprimer au travers d'une composante hyperélastique, viscoélastique et effet Mullins. Ces deux derniers paramètres sont très souvent ignorés dans la définition du comportement mécanique du silicone malgré leur potentiel impact sur les performances des actionneurs souples [60]. Les rares cas d'utilisation de modèles plus complexes que purement hyperélastiques sont liés à des problématiques de commande et d'étude du comportement dynamique. Qu *et al.* [45] proposent par exemple d'étudier un actionneur souple renforcé par fibre au travers d'un modèle hyperélastique et viscoélastique afin d'améliorer la précision des simulations dans le cas où la vitesse de déformation varie et/ou le fluage de l'actionneur est étudié. La modélisation MEF requiert donc de réaliser un compromis entre la complexité du modèle généré et l'utilisation escomptée.

## 1.4 Conclusion

Les préhenseurs souples pneumatiques offrent des performances intéressantes pour les applications de manipulation dextre. À travers les solutions présentées, deux architectures aux performances et complexités croissantes peuvent être isolées. Cependant, les solutions de fabrication des doigts dextres souffrent d'une complexité du processus de production. L'injection basse pression associée à une approche de simplification du processus de fabrication apparaît comme une solution pertinente pour la fabrication de doigts en silicone. L'itération de fabrication rapide à partir d'outillages obtenus par impression 3D rend la méthode très accessible.

La simulation MEF permet d'orienter la conception des doigts pneumatiques. La caractérisation et la modélisation du comportement du silicone sont cruciales pour générer des résultats numériques représentatifs de la réalité. Les bases de données sur les matériaux proposées dans la littérature présentent des limitations liées aux essais de caractérisation réalisés pour les identifier. L'effet Mullins, qui induit une dépendance à l'historique de chargement de la matière, est une propriété connue et étudiée dans le domaine de la caractérisation de la matière, mais très peu abordée dans le cadre

d'applications d'actionneurs souples. La réduction de l'impact de cet effet est cruciale pour la conception de doigts souples destinés à la manipulation dextre.

## Bibliographie du présent chapitre

- [2] S. ABONDANCE, C. B. TEEPLE et R. J. WOOD. « A Dexterous Soft Robotic Hand for Delicate In-Hand Manipulation ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 5.4 (4 oct. 2020), p. 5502-5509. ISSN : 2377-3766. DOI : 10.1109/LRA.2020.3007411.
- [4] Khulan BATSUREN et Dongwon YUN. « Soft Robotic Gripper with Chambered Fingers for Performing In-Hand Manipulation ». In : *Applied Sciences* 9.15 (15 jan. 2019), p. 2967. DOI : 10.3390/app9152967. URL : <https://www.mdpi.com/2076-3417/9/15/2967>.
- [5] Michael A. BELL, Kaitlyn P. BECKER et Robert J. WOOD. « Injection Molding of Soft Robots ». In : *Advanced Materials Technologies* 7.1 (2022), p. 2100605. ISSN : 2365-709X. DOI : 10.1002/admt.202100605. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.202100605>.
- [6] Michael A. BELL, James C. WEAVER et Robert J. WOOD. « An Ambidextrous STARfish-Inspired Exploration and Reconnaissance Robot (The ASTER-bot) ». In : *Soft Robotics* (31 déc. 2021). ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2021.0053. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2021.0053>.
- [8] Jörgen BERGSTRÖM. « 3 - Finite Element Analysis as an Engineering Tool ». In : *Mechanics of Solid Polymers*. Sous la dir. de Jörgen BERGSTRÖM. William Andrew Publishing, 1<sup>er</sup> jan. 2015, p. 115-130. ISBN : 978-0-323-31150-2. DOI : 10.1016/B978-0-323-31150-2.00003-0. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323311502000030>.
- [10] Jacobo CERVERA-TORRALBA et al. « Lost-Core Injection Molding of Fluidic Elastomer Actuators for the Fabrication of a Modular Eel-Inspired Soft Robot ». In : 2024 IEEE 7th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). Avr. 2024, p. 971-976. DOI : 10.1109/RoboSoft60065.2024.10522050. URL : <https://ieeexplore-ieee-org.scd-rproxy.u-strasbg.fr/document/10522050/authors#authors>.
- [12] Julie DIANI, Bruno FAYOLLE et Pierre GILORMINI. « A Review on the Mullins Effect ». In : *European Polymer Journal* 45.3 (1<sup>er</sup> mars 2009), p. 601-612. ISSN : 0014-3057. DOI : 10.1016/j.eurpolymj.2008.11.017. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0014305708006332>.
- [13] Weiqiang DOU et al. « Soft Robotic Manipulators : Designs, Actuation, Stiffness Tuning, and Sensing ». In : *Advanced Materials Technologies* 6.9 (9 2021), p. 2100018. ISSN : 2365-709X. DOI : 10.1002/admt.202100018. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.202100018>.

- [14] Y. ELSAYED et al. « Design Optimisation of Soft Silicone Pneumatic Actuators Using Finite Element Analysis ». In : 2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Juill. 2014, p. 44-49. DOI : 10.1109/AIM.2014.6878044.
- [15] Ali ESMAEILI et al. « Biaxial Experimental Characterizations of Soft Polymers : A Review ». In : *Polymer Testing* 128 (1<sup>er</sup> nov. 2023), p. 108246. ISSN : 0142-9418. DOI : 10.1016/j.polymeresting.2023.108246. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142941823003264>.
- [16] François FAURE et al. « SOFA : A Multi-Model Framework for Interactive Physical Simulation ». In : *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*. Sous la dir. d'Yohan PAYAN. Berlin, Heidelberg : Springer, 2012, p. 283-321. ISBN : 978-3-642-29014-5. DOI : 10.1007/8415\_2012\_125. URL : [https://doi.org/10.1007/8415\\_2012\\_125](https://doi.org/10.1007/8415_2012_125).
- [19] Hong HE et al. « A Comparative Study of 85 Hyperelastic Constitutive Models for Both Unfilled Rubber and Highly Filled Rubber Nanocomposite Material ». In : *Nano Materials Science*. Trends in Nanomaterials and Nanocomposites : Fundamentals, Modelling and Applications - Part A 4.2 (1<sup>er</sup> juin 2022), p. 64-82. ISSN : 2589-9651. DOI : 10.1016/j.nanoms.2021.07.003. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2589965121000490>.
- [20] Mokarram HOSSAIN, A. F. M. S. AMIN et Muhammad Nomani KABIR. « Eight-Chain and Full-Network Models and Their Modified Versions for Rubber Hyperelasticity : A Comparative Study ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Materials* 24.1-2 (1<sup>er</sup> mai 2015), p. 11-24. ISSN : 2191-0243. DOI : 10.1515/jmbm-2015-0002. URL : <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/jmbm-2015-0002/html>.
- [21] Weiping HU et al. « A Structural Optimisation Method for a Soft Pneumatic Actuator ». In : *Robotics* 7.2 (2 juin 2018), p. 24. DOI : 10.3390/robotics7020024. URL : <https://www.mdpi.com/2218-6581/7/2/24>.
- [22] Filip ILIEVSKI et al. « Soft Robotics for Chemists ». In : *Angewandte Chemie International Edition* 50.8 (8 2011), p. 1890-1895. ISSN : 1521-3773. DOI : 10.1002/anie.201006464. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/anie.201006464>.
- [24] Suhas KADALAGERE SAMPATH et al. « Review on Human-like Robot Manipulation Using Dexterous Hands ». In : *Cognitive Computation and Systems* 5.1 (2023), p. 14-29. ISSN : 2517-7567. DOI : 10.1049/ccs2.12073. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1049/ccs2.12073>.
- [25] Benjamin Ang Wee KEONG et Raye Yeow Chen HUA. « A Novel Fold-Based Design Approach toward Printable Soft Robotics Using Flexible 3D Printing Materials ». In : *Advanced Materials Technologies* 3.2 (2 fév. 2018), p. 1700172. ISSN : 2365709X. DOI : 10.1002/admt.201700172. URL : <http://doi.wiley.com/10.1002/admt.201700172>.

- [27] Sara KRPOVIC, Kim DAM-JOHANSEN et Anne Ladegaard Skov. « Importance of Mullins Effect in Commercial Silicone Elastomer Formulations for Soft Robotics ». In : *Journal of Applied Polymer Science* 138.19 (2021), p. 50380. ISSN : 1097-4628. DOI : 10.1002/app.50380. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/app.50380>.
- [28] Jacopo LAVAZZA, Marco CONTINO et Claudia MARANO. « Strain Rate, Temperature and Deformation State Effect on Ecoflex 00-50 Silicone Mechanical Behaviour ». In : *Mechanics of Materials* 178 (1<sup>er</sup> mars 2023), p. 104560. ISSN : 0167-6636. DOI : 10.1016/j.mechmat.2023.104560. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167663623000066>.
- [29] Xiaohui LI, Wei ZHANG et Liping ZHAO. « Optimal Structure and Size of Multi-segment Soft Robotic Arms with Finite Element Method ». In : *E3S Web of Conferences* 233 (2021). Sous la dir. de L. ZHANG, S. DEFILLA et W. CHU, p. 04023. ISSN : 2267-1242. DOI : 10.1051/e3sconf/202123304023. URL : <https://www.e3s-conferences.org/10.1051/e3sconf/202123304023>.
- [30] Zisheng LIAO et al. « On the Stress Recovery Behaviour of Ecoflex Silicone Rubbers ». In : *International Journal of Mechanical Sciences* 206 (15 sept. 2021), p. 106624. ISSN : 0020-7403. DOI : 10.1016/j.ijmecsci.2021.106624. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020740321003581>.
- [31] Zhonghan LIN et al. « An Anthropomorphic Musculoskeletal System with Soft Joint and Multifilament Pneumatic Artificial Muscles ». In : *Advanced Intelligent Systems* 4.10 (2022), p. 2200126. ISSN : 2640-4567. DOI : 10.1002/aisy.202200126. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/aisy.202200126>.
- [32] Yuxuan LIU et al. « Intelligent Soft Robotic Grippers for Agricultural and Food Product Handling : A Brief Review with a Focus on Design and Control ». In : *Advanced Intelligent Systems* 5.12 (2023), p. 2300233. ISSN : 2640-4567. DOI : 10.1002/aisy.202300233. URL : <https://onlinelibrary-wiley-com.scd-rproxy.u-strasbg.fr/doi/abs/10.1002/aisy.202300233>.
- [34] Huaan LUO et al. « Simulation Analysis of Equibiaxial Tension Tests for Rubber-like Materials ». In : *Polymers* 15.17 (17 jan. 2023), p. 3561. ISSN : 2073-4360. DOI : 10.3390/polym15173561. URL : <https://www.mdpi.com/2073-4360/15/17/3561>.
- [36] Luc MARECHAL et al. « Toward a Common Framework and Database of Materials for Soft Robotics ». In : *Soft Robotics* 8.3 (juin 2021), p. 284-297. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2019.0115. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2019.0115>.
- [39] Bobak MOSADEGH et al. « Pneumatic Networks for Soft Robotics That Actuate Rapidly ». In : *Advanced Functional Materials* 24.15 (15 2014), p. 2163-2170. ISSN : 1616-3028. DOI : 10.1002/adfm.201303288. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adfm.201303288>.

- [40] Loïc MOSSER. « Contribution à la conception et la fabrication de robots souples pneumatiques ». Thèse de doct. Université de Strasbourg, juin 2024. URL : <https://theses.hal.science/tel-04683682>.
- [41] Amir PAGOLI et al. « Review of Soft Fluidic Actuators : Classification and Materials Modeling Analysis ». In : *Smart Materials and Structures* 31.1 (déc. 2021), p. 013001. ISSN : 0964-1726. DOI : 10.1088/1361-665X/ac383a. URL : <https://doi.org/10.1088/1361-665x/ac383a>.
- [43] Jeffrey PLOTT et Albert SHIH. « The Extrusion-Based Additive Manufacturing of Moisture-Cured Silicone Elastomer with Minimal Void for Pneumatic Actuators ». In : *Additive Manufacturing* 17 (1<sup>er</sup> oct. 2017), p. 1-14. ISSN : 2214-8604. DOI : 10.1016/j.addma.2017.06.009. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214860417300088>.
- [44] Longhui QIN et al. « Modeling and Simulation of Dynamics in Soft Robotics : A Review of Numerical Approaches ». In : *Current Robotics Reports* 5.1 (1<sup>er</sup> mars 2024), p. 1-13. ISSN : 2662-4087. DOI : 10.1007/s43154-023-00105-z. URL : <https://doi.org/10.1007/s43154-023-00105-z>.
- [45] Jian QU et al. « Modeling Nonlinear Viscoelastic Responses of Flexible Composites for Soft Robotics Applications ». In : *Mechanics of Advanced Materials and Structures* 30.14 (18 juill. 2023), p. 2793-2805. ISSN : 1537-6494. DOI : 10.1080/15376494.2022.2063460. URL : <https://doi.org/10.1080/15376494.2022.2063460>.
- [47] Hugo RODRIGUE et al. « Curved Shape Memory Alloy-Based Soft Actuators and Application to Soft Gripper ». In : *Composite Structures* 176 (15 sept. 2017), p. 398-406. ISSN : 0263-8223. DOI : 10.1016/j.compstruct.2017.05.056. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263822317301046>.
- [48] Daniela RUS et Michael T. TOLLEY. « Design, Fabrication and Control of Soft Robots ». In : *Nature* 521.7553 (mai 2015), p. 467-475. ISSN : 1476-4687. DOI : 10.1038/nature14543. URL : <https://www.nature.com/articles/nature14543>.
- [49] M. SASSO et al. « Characterization of Hyperelastic Rubber-like Materials by Biaxial and Uniaxial Stretching Tests Based on Optical Methods ». In : *Polymer Testing* 27.8 (1<sup>er</sup> déc. 2008), p. 995-1004. ISSN : 0142-9418. DOI : 10.1016/j.polymeresting.2008.09.001. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142941808001529>.
- [51] Jun SHINTAKE et al. « Soft Robotic Grippers ». In : *Advanced Materials* 30.29 (29 2018), p. 1707035. ISSN : 1521-4095. DOI : 10.1002/adma.201707035. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.201707035>.
- [53] *Soft Robotics Toolkit*. URL : <https://softroboticstoolkit.com/home>.
- [54] John G. SOMMER. *Engineered Rubber Products : Introduction to Design, Manufacture and Testing*. München : Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 15 jan. 2009. ISBN : 978-3-446-41731-1 978-3-446-43344-1. DOI : 10.3139/9783446433441. URL : <http://www.hanser-elibrary.com/doi/book/10.3139/9783446433441>.

- [55] Hang SU et al. « Pneumatic Soft Robots : Challenges and Benefits ». In : *Actuators* 11.3 (3 mars 2022), p. 92. ISSN : 2076-0825. DOI : 10.3390/act11030092. URL : <https://www.mdpi.com/2076-0825/11/3/92>.
- [56] Falk TAUBER et al. « Perspective for Soft Robotics : The Field's Past and Future ». In : *Bioinspiration & Biomimetics* 18.3 (mars 2023), p. 035001. ISSN : 1748-3190. DOI : 10.1088/1748-3190/acbb48. URL : <https://dx.doi.org/10.1088/1748-3190/acbb48>.
- [57] Clark B. TEEPLE et al. « The Role of Digit Arrangement in Soft Robotic In-Hand Manipulation ». In : 2021 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Sept. 2021, p. 7201-7208. DOI : 10.1109/IROS51168.2021.9636188.
- [58] Monica TIBONI et Davide LODA. « Monolithic PneuNets Soft Actuators for Robotic Rehabilitation : Methodologies for Design, Production and Characterization ». In : *Actuators* 12.7 (7 juill. 2023), p. 299. ISSN : 2076-0825. DOI : 10.3390/act12070299. URL : <https://www.mdpi.com/2076-0825/12/7/299>.
- [59] Felix WEIGAND et al. « Toward Industrial Silicone 3D Printing of Soft Robots ». In : *2021 IEEE 4th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*. Avr. 2021, p. 523-526. DOI : 10.1109/RoboSoft51838.2021.9479196.
- [60] Matheus S. XAVIER, Andrew J. FLEMING et Yuen K. YONG. « Finite Element Modeling of Soft Fluidic Actuators : Overview and Recent Developments ». In : *Advanced Intelligent Systems* 3.2 (2021), p. 2000187. ISSN : 2640-4567. DOI : 10.1002/aisy.202000187. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/aisy.202000187>.
- [61] Matheus S. XAVIER et al. « Soft Pneumatic Actuators : A Review of Design, Fabrication, Modeling, Sensing, Control and Applications ». In : *IEEE Access* 10 (2022), p. 59442-59485. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2022.3179589.
- [62] F. YANG et al. « Design and Optimize of a Novel Segmented Soft Pneumatic Actuator ». In : *IEEE Access* 8 (2020), p. 122304-122313. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2020.3006865.
- [63] Hongying ZHANG et al. « Topology Optimized Design, Fabrication and Evaluation of a Multimaterial Soft Gripper ». In : *2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*. 2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). Avr. 2018, p. 424-430. DOI : 10.1109/ROBOSOFT.2018.8405363.
- [64] Ping ZHANG et Bin TANG. « A Two-Finger Soft Gripper Based on Bistable Mechanism ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 7.4 (oct. 2022), p. 11330-11337. ISSN : 2377-3766. DOI : 10.1109/LRA.2022.3200207. URL : <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9863673>.
- [65] Jianshu ZHOU et al. « A Soft-Robotic Approach to Anthropomorphic Robotic Hand Dexterity ». In : *IEEE Access* 7 (2019), p. 101483-101495. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2019.2929690.

- 
- [66] Wenpei ZHU et al. « A Soft-Rigid Hybrid Gripper With Lateral Compliance and Dexterous In-Hand Manipulation ». In : *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 28.1 (fév. 2023), p. 104-115. ISSN : 1941-014X. DOI : 10.1109/TMECH.2022.3195985. URL : <https://ieeexplore-ieee-org.scd-rproxy.u-strasbg.fr/document/9854144>.



# Modélisation et caractérisation du comportement du silicone

## Sommaire du présent chapitre

<b>2.1 Définition des modèles hyperélastiques</b>	<b>24</b>
<b>2.2 Caractérisation du silicone</b>	<b>27</b>
2.2.1 Traction uniaxiale . . . . .	28
2.2.2 Traction équibiaxiale . . . . .	31
2.2.3 Compression uniaxiale . . . . .	35
2.2.4 Compressibilité de la matière . . . . .	36
<b>2.3 Identification de lois hyperélastiques</b>	<b>38</b>
2.3.1 Modèles mono-invariants incompressibles . . . . .	38
2.3.2 Modèles mono-invariants compressibles . . . . .	42
2.3.3 Modèles multi-invariants . . . . .	43
<b>2.4 Validation des identifications par simulation en éléments finis</b>	<b>45</b>
2.4.1 Modélisation de l'essai de compression uniaxiale . . . . .	45
2.4.2 Modélisation de l'essai de compression confinée . . . . .	47
2.4.3 Modélisation de l'essai de traction uniaxiale . . . . .	48
2.4.4 Modélisation de l'essai de traction équibiaxiale . . . . .	52
<b>2.5 Conclusion</b>	<b>55</b>

La caractérisation et l'identification du comportement mécanique sont des sujets cruciaux pour le développement de manipulateurs souples. Dans un objectif de conception ou de contrôle, l'identification du comportement mécanique de la matière permet la mise en données de modèles prédictifs. Pour notre étude, nous souhaitons piloter la conception par la simulation du comportement mécanique d'un doigt sous sollicitation

d'usage. Dans le cadre de l'étude d'un manipulateur multidigital pneumatique, une conception pilotée par simulation d'un doigt permet par exemple d'optimiser la flexion maximale qu'il peut générer pour une pression d'entrée donnée [14, 25, 63, 62].

À l'aide de différents essais de caractérisation, le comportement complexe du silicone est mis en évidence : hyperélasticité, viscoélasticité et effet Mullins. À partir des résultats expérimentaux, des lois matière sont alors identifiées afin de modéliser le comportement mécanique du silicone. Les modèles identifiés sont définis comme purement hyperélastiques et ne prennent pas en compte l'historique de chargement de la matière. Ils décrivent ainsi le comportement du silicone dans son premier cas de chargement. Cette modélisation simplifiée du comportement est choisie en lien avec les objectifs d'utilisation de la simulation. La définition du modèle de comportement du silicone a pour but, dans le chapitre 4, de réaliser une conception orientée par simulation du doigt souple.

Chaque expérimentation est modélisée par MEF afin de valider les performances des différentes lois matière identifiées pour les cas de charges canoniques. Les modèles de comportement seront alors utilisés dans les sections suivantes afin de prédire le comportement d'un doigt pneumatique en silicone en fonctionnement.

## 2.1 Définition des modèles hyperélastiques

L'hyperélasticité permet de décrire l'élasticité non linéaire des matériaux grandement déformables à partir de l'énergie libre de Helmholtz  $\Psi$ , également nommée la densité d'énergie de déformation. Cette densité représente l'énergie emmagasinée par unité de volume pour une déformation donnée. La densité d'énergie est une fonction indépendante de l'historique de déformation [38]. Une loi hyperélastique modélise une variation de raideur en fonction des déformations ou contraintes auxquelles la matière est soumise. Elle ne peut donc pas prendre en compte ni l'effet Mullins, ni la viscoélasticité. La modélisation de ces effets combinés est réalisée par le couplage d'une loi hyperélastique avec des modèles viscoélastiques et d'endommagement de Mullins [33]. Dans ce manuscrit, nous abordons uniquement les modèles hyperélastiques. Pour la suite de ce chapitre, les vecteurs sont représentés en gras et les tenseurs sont matérialisés par une double barre supérieure.

Il existe deux façons d'exprimer l'énergie de déformation, soit en fonction des invariants du tenseur de Cauchy soit en fonction des étirements principaux [38]. Dans la suite, nous formalisons le cas général de la notation par invariant afin d'illustrer le fonctionnement d'une loi hyperélastique.

Le tenseur gradient  $\overline{\overline{F}}$  représente la déformation subie par la géométrie étudiée et  $J$  est son déterminant. Il s'exprime à partir du gradient de la position de chacun des points constituant un volume observé avec  $x$  le vecteur position initial et  $X$  le vecteur position post-déformation :

$$\overline{\overline{F}} = \frac{\partial x}{\partial X}. \quad (2.1)$$

Dans sa base principale, le tenseur des déformations est représenté par une matrice diagonale dont les termes  $\lambda_i$  sont les déformations principales :

$$F = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad \text{avec} \quad \lambda_i = \frac{L_i}{l_i}, \quad (2.2)$$

$l_i$  et  $L_i$  sont respectivement les longueurs avant et après déformation, suivant la direction principale  $i$ . Le tenseur  $\bar{\bar{F}}$  permet de définir les tenseurs droit  $\bar{\bar{C}}$  et gauche  $\bar{\bar{b}}$  de Cauchy-Green :

$$\bar{\bar{C}} = \bar{\bar{F}} \bar{\bar{F}}^\top \quad \text{et} \quad \bar{\bar{b}} = \bar{\bar{F}}^\top \bar{\bar{F}} \quad (2.3)$$

Les équations de la mécanique des milieux continus permettent d'exprimer le tenseur de contrainte de Cauchy  $\bar{\bar{\sigma}}$  à partir du tenseur  $\bar{\bar{F}}$ , de son déterminant  $J$ , du tenseur  $\bar{\bar{C}}$  et de la densité d'énergie  $\Psi$  :

$$\bar{\bar{\sigma}} = \frac{2}{J} \bar{\bar{F}} \frac{\partial \Psi(\bar{\bar{C}})}{\partial \bar{\bar{C}}} \bar{\bar{F}}^\top. \quad (2.4)$$

La densité d'énergie  $\Psi$  peut être exprimé en fonction des invariants du tenseur  $\bar{\bar{C}}$  :

$$I_1(\bar{\bar{C}}) = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, \quad (2.5)$$

$$I_2(\bar{\bar{C}}) = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2, \quad (2.6)$$

$$I_3(\bar{\bar{C}}) = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = J^2. \quad (2.7)$$

On peut définir la densité d'énergie comme une fonction des trois invariants  $\Psi(I_1, I_2, I_3)$  et réécrire le tenseur de contrainte de Cauchy :

$$\bar{\bar{\sigma}}(I_1, I_2, I_3) = \frac{2}{J} \left( \frac{\partial \Psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \right) \bar{\bar{b}} - \frac{2}{J} \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \bar{\bar{b}}^2 + \frac{2}{J} I_3 \frac{\partial \Psi}{\partial I_3} \bar{\bar{1}}. \quad (2.8)$$

Le tenseur  $\bar{\bar{F}}$  est fréquemment décomposé en une composante non isochore et une composante isochore. Les relations du tenseur gradient isochore  $\bar{\bar{F}}^*$  et du tenseur droit de Cauchy-Green isochore  $\bar{\bar{C}}^*$  sont données respectivement dans l'équation suivante :

$$\bar{\bar{F}} = J^{1/3} \bar{\bar{F}}^* \quad \text{et} \quad \bar{\bar{C}} = J^{2/3} \bar{\bar{C}}^*. \quad (2.9)$$

La matrice représentative de  $\bar{\bar{F}}$  est une matrice 3x3 dont  $J$  est son déterminant. On

peut alors démontrer par le calcul du déterminant que  $\overline{\overline{F^*}}$  est isochore :

$$\det F = \det(J^{1/3}F^*) \implies J = (J^{1/3})^3 \det F^* \implies \det F^* = 1. \quad (2.10)$$

La décomposition, dont le terme isochore est représenté par un astérisque, est aussi appliquée aux invariants :

$$I_1(\overline{\overline{C}}) = J^{2/3}I_1^* \quad \text{et} \quad I_2(\overline{\overline{C}}) = J^{4/3}I_2^*. \quad (2.11)$$

L'expression des termes isochore de la densité d'énergie et du tenseur gauche de Cauchy-Green, respectivement  $\Psi(I_1^*, I_2^*, J)$  et  $\overline{\overline{b^*}}$ , permet alors de redéfinir la contrainte de Cauchy par l'expression suivante :

$$\overline{\overline{\sigma}}(I_1^*, I_2^*, J) = \frac{2}{J} \left( \frac{\partial \Psi}{\partial I_1^*} + I_1^* \frac{\partial \Psi}{\partial I_2^*} \right) \overline{\overline{b^*}} - \frac{2}{J} \frac{\partial \Psi}{\partial I_2^*} \left( \overline{\overline{b^*}} \right)^2 + \left( \frac{\partial \Psi}{\partial J} - \frac{2I_1^*}{3J} \frac{\partial \Psi}{\partial I_1^*} - \frac{4I_2^*}{3J} \frac{\partial \Psi}{\partial I_2^*} \right) \overline{\overline{1}}. \quad (2.12)$$

Afin de calculer l'état de contrainte à partir de l'état de déformation, l'expression de la densité d'énergie  $\Psi$  doit être définie. Elle est exprimée dans les équations précédentes à partir de deux invariants et de  $J$  :  $\Psi(I_1^*, I_2^*, J)$ . Les modèles hyperélastiques ne font pas forcément intervenir ces trois variables. Le modèle **néo-hookéen** compressible suivant :

$$\Psi(I_1^*, J) = C_{10}(I_1^* - 3) + \frac{\kappa}{2}(J - 1)^2, \quad (2.13)$$

est un exemple simple où la densité d'énergie est exprimée en fonction de  $I_1^*$  et  $J$ .  $C_{10}$  et  $\kappa$  sont respectivement un paramètre matière et le module d'élasticité isostatique.

Différents modèles ont été développés afin de proposer une pluralité de comportements hyperélastique par la prise en compte d'invariants et de paramètres matière supplémentaires. On peut citer par exemple le modèle **Mooney-Rivlin** compressible suivant :

$$\Psi(I_1^*, I_2^*, J) = C_{10}(I_1^* - 3) + C_{01}(I_2^* - 3) + \frac{\kappa}{2}(J - 1)^2, \quad (2.14)$$

défini en fonction de  $I_1^*$ ,  $I_2^*$  et  $J$ . Ce modèle est formulé à partir de deux paramètres matière  $C_{10}$  et  $C_{01}$  ainsi que du module d'élasticité isostatique  $\kappa$ .

Le choix d'un modèle hyperélastique dépend des résultats des essais normalisés effectués sur des éprouvettes. Celui-ci est choisi afin de présenter une forme de courbe prédictive similaire à la courbe de contrainte-déformation obtenue expérimentalement pour les sollicitations canoniques étudiées. Les paramètres matière sont ensuite identifiés afin de réduire l'erreur entre les courbes prédictives et expérimentales.

Nous classifions dans la suite les modèles hyperélastiques compressibles en deux familles : les mono-invariant  $\Psi(I_1^*, J)$  (tel que le modèle néo-hookéen présenté en équation 2.13) et les multi-invariants  $\Psi(I_1^*, I_2^*, J)$  (tel que le modèle Mooney-Rivlin présenté en équation 2.14). Étant donné que nous étudions des silicones, une simplification

largement utilisée dans le domaine de la robotique souple est de considérer la matière comme incompressible [26]. Cette hypothèse implique que la matrice de déformation présente un déterminant  $J$  égal à 1. Les modèles mono-invariants et multi-invariants s'expriment dans leur forme incompressible respectivement  $\Psi(I_1^*)$  et  $\Psi(I_1^*, I_2^*)$ .

L'utilisation d'un modèle mono-invariant permet de représenter le comportement de la matière par une relation simple qui présente souvent un faible nombre de paramètres à identifier. A contrario, les modèles multi-invariants présentent des expressions plus complexes avec au minimum deux paramètres matière à déterminer. Il est de plus préconisé d'identifier ces paramètres à partir de plusieurs courbes expérimentales, c'est-à-dire de plusieurs types de sollicitations [9]. Ces modèles permettent de reproduire de manière plus fidèle, en comparaison aux modèles mono-invariants, le comportement d'un grand nombre de silicones [36].

Les modèles mono-invariants sont cependant largement utilisés pour la simulation du comportement d'actionneurs souples en silicone [41]. Nous proposons alors d'étudier les deux familles dans la suite et de mettre en évidence les limites des modèles mono-invariants par rapport aux multi-invariants. Nous complétons ce travail par une mesure de la compressibilité de la matière, permettant de quantifier l'impact de l'hypothèse d'incompressibilité sur les modèles de comportement identifiés.

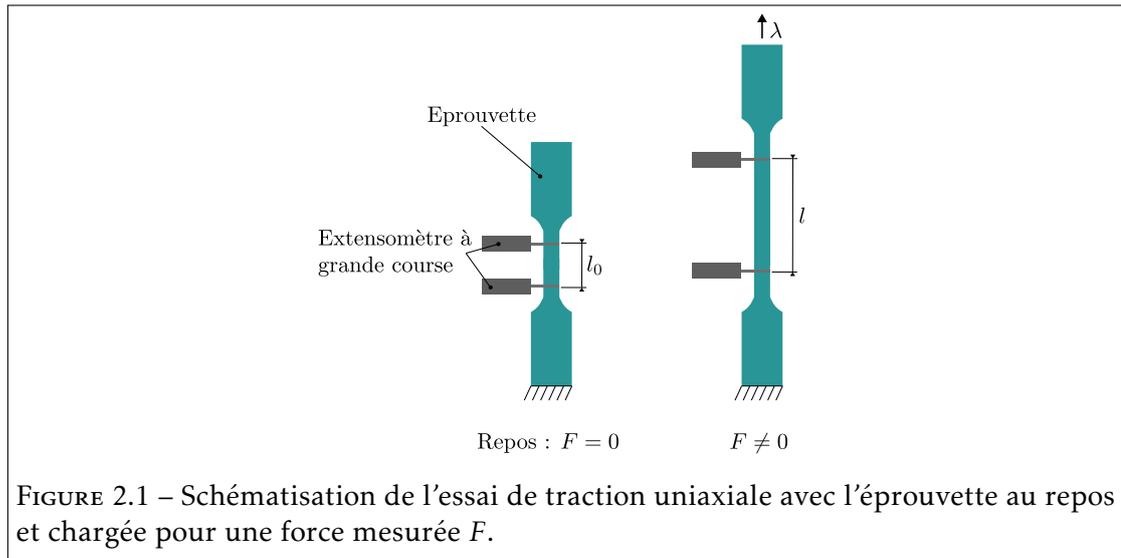
## 2.2 Caractérisation du silicone

Les doigts que nous concevons sont principalement composés de silicone, dont nous souhaitons modéliser le comportement hyperélastique. Nous choisissons de travailler avec un silicone de dureté Shore 28A (RHODORSIL RTV3428 A & B) qui présente des propriétés rhéologiques adaptées à la mise en œuvre par injection basse pression. Sa dureté permet de concevoir des cavités pneumatiques déformables pour des pressions inférieures à 200 kPa, tout en garantissant une rigidité suffisante pour limiter la déformation des géométries sous leur propre poids.

Quatre types d'essais de caractérisation sont réalisés afin d'identifier des modèles de comportement mécanique du silicone. Dans un premier temps, nous nous intéressons au cas de chargement standard de traction uniaxiale. La mise en œuvre de ce type de sollicitation permet de générer aisément un chargement cyclique. Le comportement du silicone durant la première charge est utilisé pour l'identification de lois hyperélastiques. Les charges cyclées suivantes permettent ensuite d'observer l'évolution du comportement de la matière par rapport à son historique de chargement.

Un second type de sollicitation est étudié au travers d'essais de traction équibiaxiale par gonflement. Cet essai permet de soumettre une éprouvette à un cas de chargement proche de notre utilisation dans le cas d'un doigt pneumatique.

Les silicones présentent un comportement proche d'un solide incompressible, les modèles numériques proposés dans la littérature reposent donc fréquemment sur cette hypothèse pour la définition du comportement mécanique de ce type de matière. Nous réalisons des essais de compression uniaxiale libre et confinée afin de discuter de la validité de cette hypothèse pour le silicone étudié.



### 2.2.1 Traction uniaxiale

L'essai de traction uniaxiale consiste à appliquer une déformation  $\lambda = l/l_0$  à une éprouvette suivant une seule direction. Représentées en figure 2.1,  $l_0$  correspond à la longueur initiale de la zone de mesure entre les deux extensomètres et  $l$  à la longueur mesurée lors de l'essai. La matrice représentative du tenseur gradient pour cette sollicitation, dans le cas incompressible, est la suivante :

$$F_{\text{uniax}} = \begin{bmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \end{bmatrix}. \quad (2.15)$$

La longueur  $l$  permet d'exprimer avec la force de traction mesurée  $F$ , la déformation et la contrainte vraie :

$$\varepsilon_{\text{vraie}} = \ln \frac{l}{l_0} \quad \text{et} \quad \sigma_{\text{vraie}} = \frac{F}{S} \quad \text{avec} \quad S = \frac{S_0 l_0}{l}. \quad (2.16)$$

$S_0$  est la section initiale de l'éprouvette.

Les essais de traction uniaxiale sont réalisés sur des éprouvettes dont les géométries correspondent aux préconisations de la norme ISO527-Type A, fabriquées à partir du dispositif d'injection décrit en section 1.2.2. Le dispositif expérimental et le moule utilisé pour la production des éprouvettes sont présentés respectivement en annexe A et B. Les différentes éprouvettes ne sont utilisées qu'une seule fois, de sorte que chaque essai soit effectué sur une éprouvette sans historique de chargement.

L'essai réalisé consiste en un cycle de chargement-déchargement à vitesse de déformation constante entre une déformation nominale  $\varepsilon_{\text{nom}} = (l - l_0)/l_0$  de 0% à 200%. Ce cycle

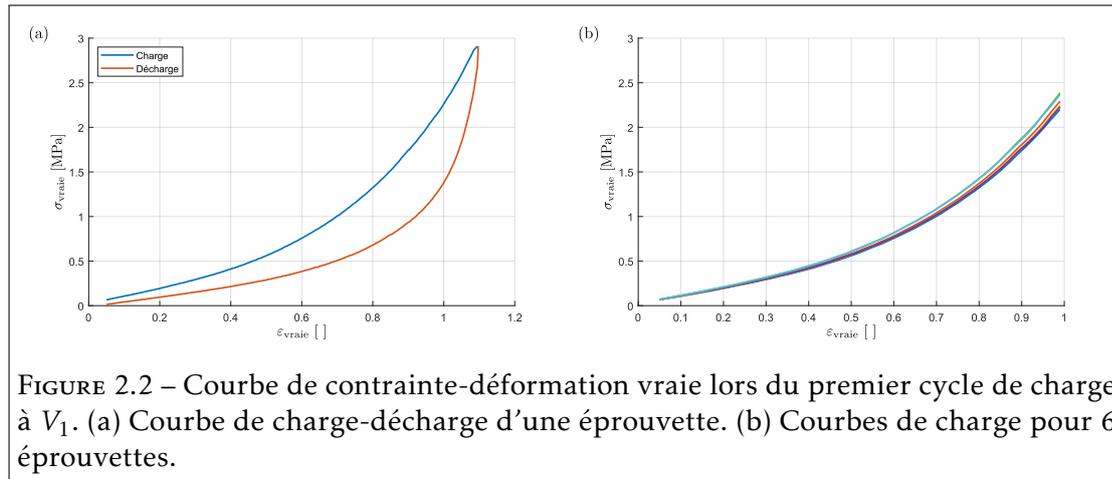


FIGURE 2.2 – Courbe de contrainte-déformation vraie lors du premier cycle de charge à  $V_1$ . (a) Courbe de charge-décharge d'une éprouvette. (b) Courbes de charge pour 6 éprouvettes.

est répété dix fois afin d'observer l'évolution de la courbe de contrainte-déformation en fonction du nombre de cycles effectués. En vue de mettre en évidence l'influence de la vitesse de sollicitation, les essais sont réalisés pour trois vitesses de déformation :

- $V_1 = 500 \text{ mm.min}^{-1}$  :  $\dot{\epsilon}_{\text{nom}} = 0.111 \text{ s}^{-1}$ ,
- $V_2 = 250 \text{ mm.min}^{-1}$  :  $\dot{\epsilon}_{\text{nom}} = 0.056 \text{ s}^{-1}$ ,
- $V_3 = 50 \text{ mm.min}^{-1}$  :  $\dot{\epsilon}_{\text{nom}} = 0.011 \text{ s}^{-1}$ .

avec  $\dot{\epsilon}_{\text{nom}} = V_i/l_0$  la vitesse de déformation nominale et  $l_0 = 75 \text{ mm}$ .  $V_1$  correspond à la vitesse maximale d'essai préconisée par la norme ISO527. Les trois vitesses  $V_1$ ,  $V_2$  et  $V_3$  permettent d'étudier un chargement pour une vitesse rapide, moyenne et lente.

## Résultats

Six éprouvettes sont soumises à la sollicitation cyclée à vitesse  $V_1$ , afin de vérifier la répétabilité des propriétés mécaniques des éprouvettes fabriquées. Deux répétabilités sont impliquées dans ces mesures : celle du dispositif de mesure et celle de la fabrication des éprouvettes. Présentée en annexe A, la machine de traction uniaxiale offre une répétabilité et une précision de mesure élevée. Nous faisons alors l'hypothèse que les variations de comportement entre différentes éprouvettes ne sont dépendantes que de la répétabilité de fabrication.

La figure 2.2(a) présente le premier cycle de charge-décharge d'une éprouvette. On constate que la matière étudiée présente un comportement non linéaire, avec une hystérésis entre la courbe de charge et de décharge due à la viscoélasticité du silicone. Dans le cas de notre étude, nous allons nous intéresser à la phase de charge qui correspond au cas d'utilisation. Les courbes contrainte-déformation vraies présentées en figure 2.2(b) illustrent un comportement très similaire entre les six éprouvettes avec un écart-type maximal, calculé sur la contrainte vraie, de  $0.08 \text{ MPa}$  sur la plage observée. Le comportement en traction uniaxiale des éprouvettes est donc considéré comme répétable avec un écart-type relatif inférieur à 4%.

La figure 2.3(a) expose l'évolution de la courbe contrainte-déformation vraie au cours

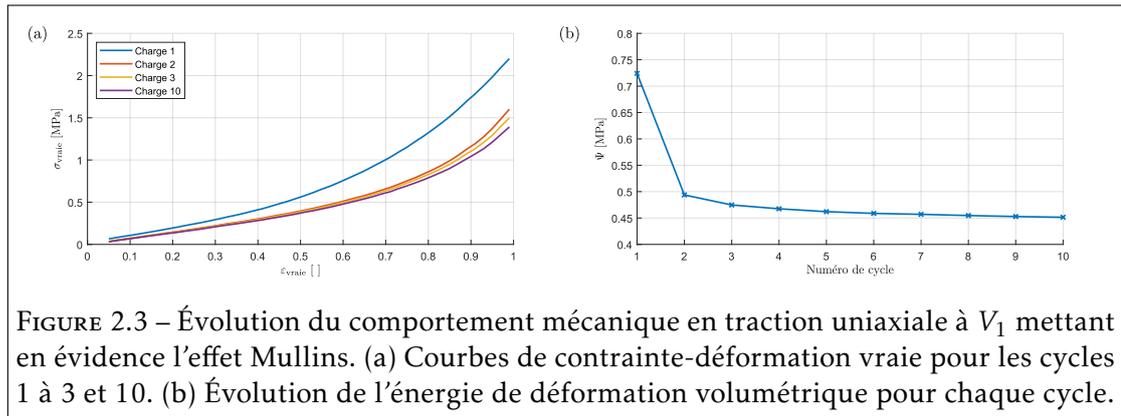


FIGURE 2.3 – Évolution du comportement mécanique en traction uniaxiale à  $V_1$  mettant en évidence l'effet Mullins. (a) Courbes de contrainte-déformation vraie pour les cycles 1 à 3 et 10. (b) Évolution de l'énergie de déformation volumétrique pour chaque cycle.

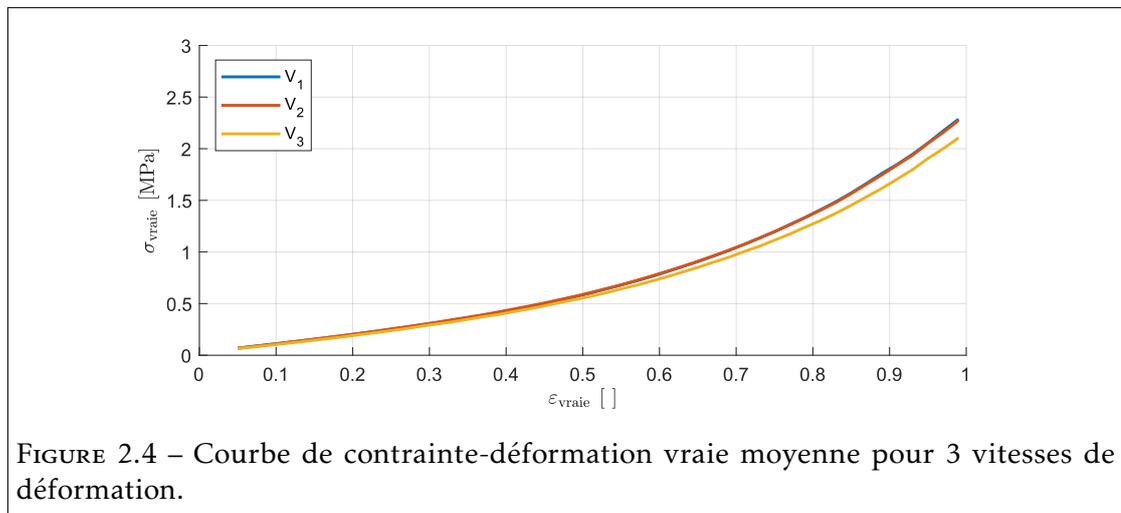


FIGURE 2.4 – Courbe de contrainte-déformation vraie moyenne pour 3 vitesses de déformation.

de la première charge appliquée aux éprouvettes. Un ramollissement, dû à l'effet Mullins, de la réponse mécanique est observé pour chaque cycle successif, avec une évolution significative entre le premier et le deuxième cycle. L'énergie de déformation par unité de volume, calculée comme l'aire sous la courbe de charge et tracée dans la figure 2.3(b) permet de mettre en évidence ce changement de comportement. Le ramollissement majeur entre les deux premiers cycles est illustré par une chute importante de l'énergie de déformation de 200kPa avec une évolution qui se stabilise à partir du sixième cycle. Une lente diminution linéaire de 2kPa par cycle est encore présente après le sixième cycle.

Les deux autres vitesses de déformation sont étudiées pour mettre en évidence l'influence du caractère viscoélastique du matériau sur la courbe de contrainte-déformation. Pour chaque vitesse  $V_2$  et  $V_3$ , trois éprouvettes sont testées. Les essais de traction présentés en figure 2.4 montrent qu'en dessous de 50% de déformation vraie, la vitesse a très peu d'influence sur le comportement du silicone. Au-delà de 50%, le matériau durcit à des vitesses d'essai élevées. L'augmentation de la vitesse d'essai limite le fluage

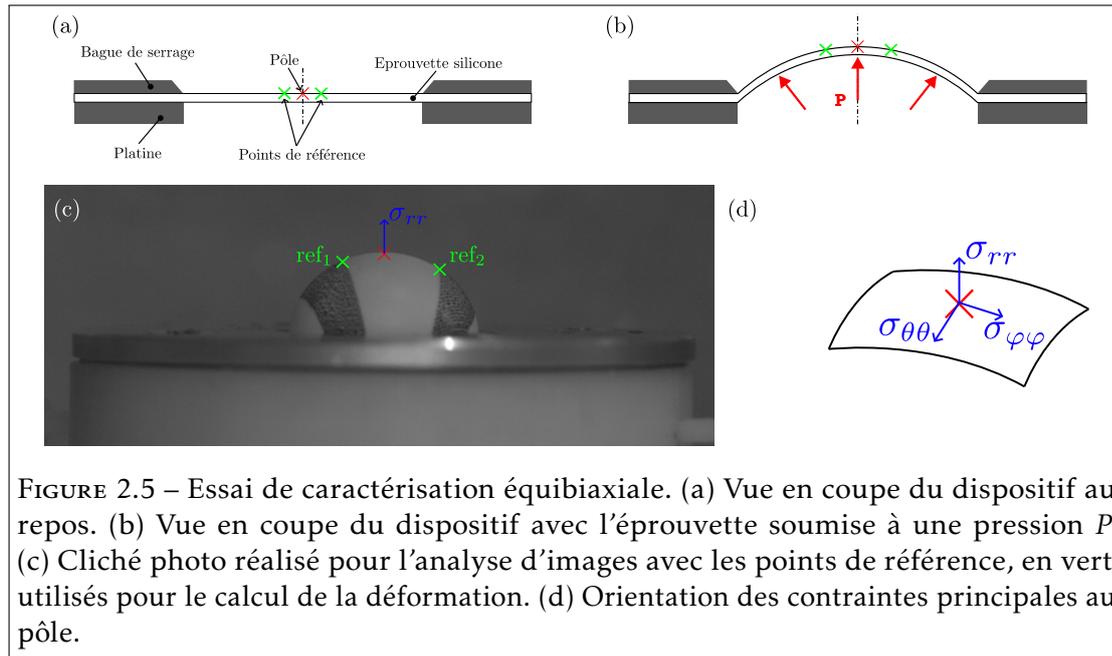


FIGURE 2.5 – Essai de caractérisation équi-biaxiale. (a) Vue en coupe du dispositif au repos. (b) Vue en coupe du dispositif avec l'éprouvette soumise à une pression  $P$ . (c) Cliché photo réalisé pour l'analyse d'images avec les points de référence, en vert, utilisés pour le calcul de la déformation. (d) Orientation des contraintes principales au pôle.

du matériau, inhérent à la viscoélasticité. Pour le silicone étudié, la courbe contrainte-déformation reste identique pour des vitesses de déformation nominales supérieures à  $V_2$ , soit  $\dot{\epsilon}_{\text{nom}} = 0.056 \text{ s}^{-1}$ .

### 2.2.2 Traction équi-biaxiale

L'essai de traction équi-biaxiale met en œuvre un chargement d'une éprouvette suivant deux axes perpendiculaires. L'essai de gonflement d'une membrane circulaire est une méthode simple à adapter pour les élastomères [46] et est donc utilisée pour la caractérisation de matériaux souples. L'éprouvette est comprimée entre une bague de serrage et une platine représentées en figure 2.5(a). L'évolution de la hauteur du pôle de la membrane en fonction de la pression, comme présentée en figure 2.5(b), est suivie par enregistrement photo. Dans l'hypothèse d'un matériau isotrope, une seule direction d'observation de la membrane est nécessaire. La figure 2.5(c) présente un cliché lorsque l'éprouvette est mise sous pression.

Les deux contraintes  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$ , représentée en figure 2.6(d), sont définies égales au pôle en raison de l'hypothèse de symétrie sphérique [46]. Ces contraintes s'expriment à partir de la pression  $P$  mesurée au cours de l'expérimentation,  $k$  la courbure au pôle,  $t$  l'épaisseur de l'éprouvette ( $t_0$  étant l'épaisseur au repos) et  $\lambda$  la déformation :

$$\sigma_{\theta\theta} = \sigma_{\phi\phi} = \frac{P}{2tk} \quad \text{avec} \quad t = \frac{t_0}{\lambda^2}. \quad (2.17)$$

La déformation  $\lambda = l/l_0$  est calculée à partir de la longueur  $l$  du profil de la membrane observé entre deux points de référence  $\text{ref}_1$  et  $\text{ref}_2$ , représentés en figures 2.6(a),(b) et (c).

$l_0$  correspond à la longueur du profil au repos.  $\lambda$  permet ensuite de définir la déformation vraie  $\varepsilon_{\text{vraie}} = \ln \lambda$ . La matrice représentative du tenseur gradient pour cette sollicitation, dans le cas incompressible, est la suivante :

$$F_{\text{biax}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{\lambda^2} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda & 0 \\ 0 & 0 & \lambda \end{bmatrix}. \quad (2.18)$$

Mis à part  $P$ , enregistrée par un capteur de pression, les autres paramètres sont obtenus par analyse d'images. Pour déterminer le rayon de courbure de la membrane à son pôle, une hypothèse sur la forme du profil est réalisée. Lorsque la hauteur  $h$  du pôle est inférieure ou égale au rayon  $r$  de la platine, représenté en figures 2.6(a) et (b), le profil de la membrane peut être assimilé à un arc de cercle. Si la hauteur dépasse le rayon de platine, représenté en figure 2.6(c), la membrane prend une forme ellipsoïdale [23]. Les figures 2.6(a) et (b) présentent respectivement le paramétrage du profil de la membrane dans sa forme circulaire quand  $h < r$  et  $h = r$ . On définit ainsi entièrement la forme du profil à partir de son rayon  $R$ . La figure 2.6(c) présente le paramétrage elliptique lorsque  $h > r$  où  $a$  et  $b$  représentent le demi-grand et le demi-petit axe de l'ellipse. La prise en compte de la forme ellipsoïdale de la membrane requiert alors l'enregistrement d'une variable supplémentaire par rapport au cas sphérique.

### Configuration sphérique

En considérant la membrane sphérique, comme représenté en figures 2.6 (a) et (b), on calcule le rayon de courbure  $R = 1/k$  simplement à partir de la hauteur  $h$  du pôle et  $r$  le diamètre de l'ouverture de la bague de serrage :

$$R = \frac{r^2 + h^2}{2h}. \quad (2.19)$$

Par analyse d'image,  $h$  et les positions de  $\text{ref}_1$   $\text{ref}_2$  sont déterminées. La longueur du profil de la membrane est calculée à partir de l'angle  $\theta$ , illustré en figures 2.6(a) et (b), représentant le débattement angulaire entre ces deux points de référence. La déformation nominale est alors obtenue comme suit :

$$\lambda_{\text{nom}} = \frac{l}{l_0} = \frac{r\theta}{l_0} \quad \text{avec } \theta \text{ en radians.} \quad (2.20)$$

Pour la suite, nous appelons « configuration sphérique » le cas où l'on considère la membrane comme sphérique tout au long de l'essai.

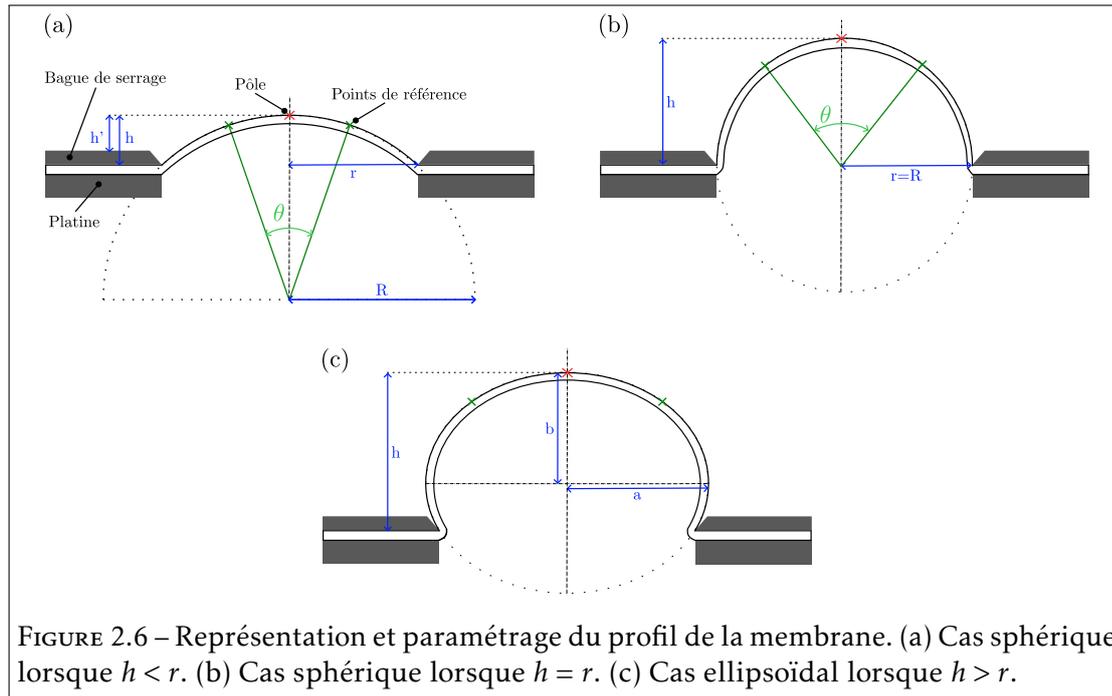


FIGURE 2.6 – Représentation et paramétrage du profil de la membrane. (a) Cas sphérique lorsque  $h < r$ . (b) Cas sphérique lorsque  $h = r$ . (c) Cas ellipsoïdal lorsque  $h > r$ .

### Configuration ellipsoïdale

Une fois que la hauteur du pôle de la membrane dépasse le rayon de la platine, c'est-à-dire  $h > r$ , son profil décrit une ellipse comme l'illustre la figure 2.6 (c). Contrairement à la configuration sphérique, l'ellipse nécessite la mesure de deux paramètres pour être complètement définie :  $h$  et le demi-grand axe  $a$ . Le demi-grand axe  $a$  est aussi obtenu par analyse d'images des clichés photos en déterminant la largeur maximale du profil de la membrane. À partir de l'équation cartésienne de l'ellipse, on peut exprimer le demi-petit axe  $b$  comme suit :

$$b = \frac{h(1 - \sqrt{1 - \frac{r^2}{a^2}})}{\frac{r^2}{a^2}}. \quad (2.21)$$

Les demi-axes  $a$  et  $b$  définis, le rayon de courbure de l'ellipse au pôle  $\rho = 1/k = a^2/b$  est immédiatement obtenu. La longueur du profil  $l$  est calculée numériquement par discrétisation de la courbe du profil.

Les résultats intermédiaires des calculs sont donnés en annexe C. Pour la suite, nous appelons « configuration ellipsoïdale » le cas où l'on considère la membrane comme sphérique pour  $h \leq r$  et ellipsoïdale pour  $h > r$ .

Les essais de gonflage sont réalisés sur des membranes carrées d'épaisseur 1.4 mm et de côté 50 mm. Des expérimentations sont menées avec un dispositif pneumatique présenté en annexe A.2. L'enregistrement de la mesure de pression et des clichés photos

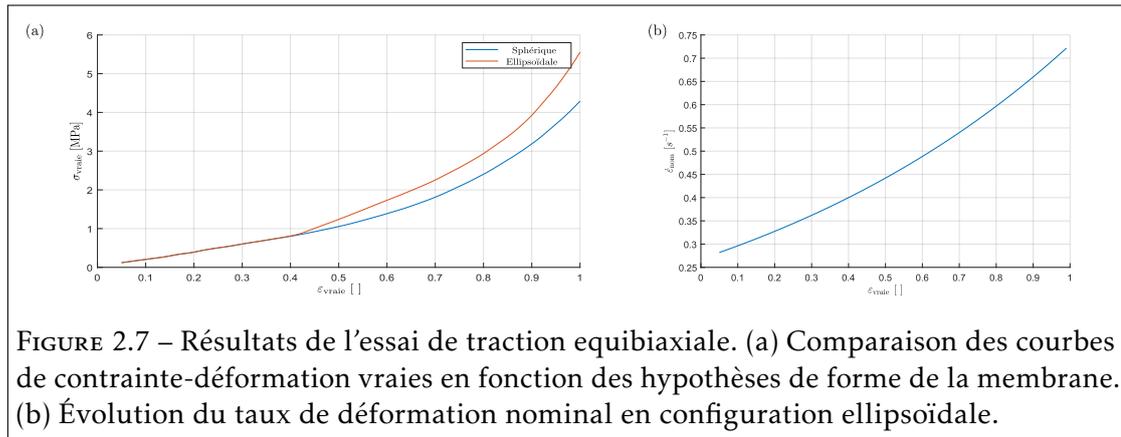


FIGURE 2.7 – Résultats de l'essai de traction equibiaxiale. (a) Comparaison des courbes de contrainte-déformation vraies en fonction des hypothèses de forme de la membrane. (b) Évolution du taux de déformation nominal en configuration ellipsoïdale.

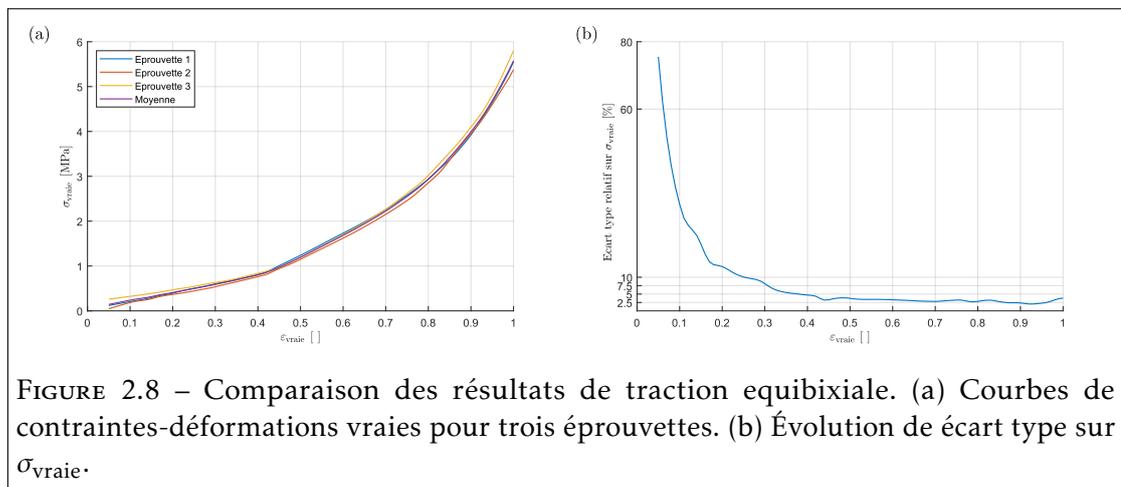
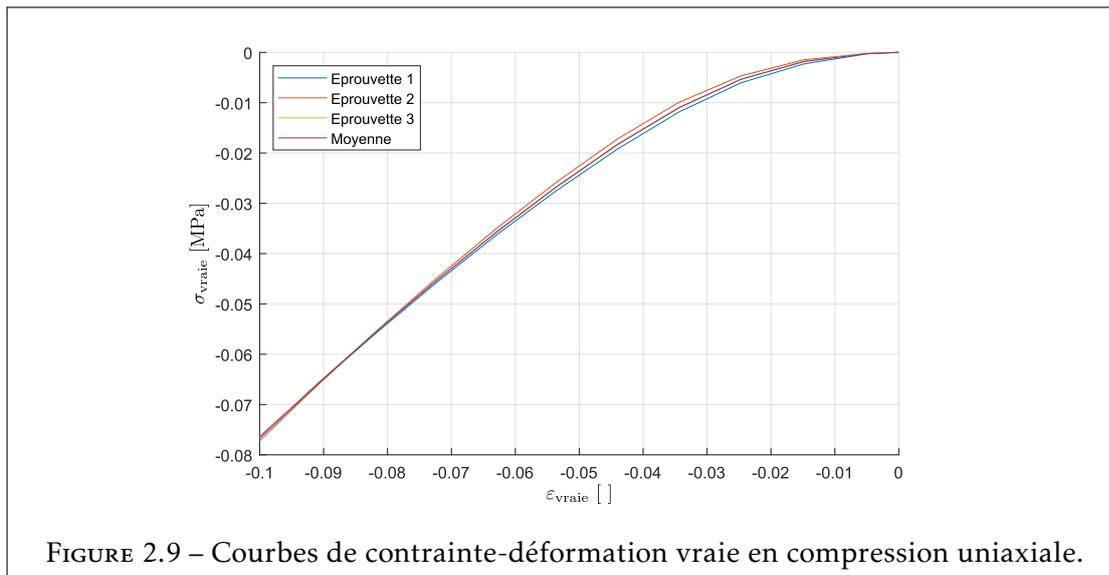


FIGURE 2.8 – Comparaison des résultats de traction equibiaxiale. (a) Courbes de contraintes-déformations vraies pour trois éprouvettes. (b) Évolution de l'écart type sur  $\sigma_{vraie}$ .

n'est pas synchronisé. Les deux types de données sont recalés à partir de l'instant correspondant à la rupture de la membrane. La photo de la rupture de la membrane correspond alors à l'instant où une chute de pression est enregistrée.

## Résultats

Dans un premier temps, nous nous intéressons à l'influence de l'hypothèse de forme de la membrane pour une éprouvette soumise à une rampe de pression de 50 kPa/s. La figure 2.7(a) présente une comparaison de courbes de contrainte-déformation vraie pour le cas où la membrane est considérée purement sphérique et le cas où elle est considérée ellipsoïdale. On constate que sous la configuration ellipsoïdale, la matière présente un comportement plus rigide que dans le cas sphérique avec une différence relative sur la contrainte de 30% pour une déformation de 1. Ceci met donc en évidence l'importance de la prise en compte du caractère elliptique du profil de la membrane lorsque  $h > r$  (figure 2.6(c)). La configuration ellipsoïdale est ainsi appliquée pour la



suite de ces résultats.

En observant l'évolution du taux de déformation nominal  $\dot{\epsilon}_{\text{nom}}$  présenté en figure 2.7(b), on peut constater qu'il est supérieur à  $0.25 \text{ s}^{-1}$  sur l'intégralité de la plage de déformation observée. Comme nous l'avons mis en évidence en figure 2.4 pour le cas de traction uniaxiale, le comportement de la matière étudiée est invariant pour des vitesses de déformation nominales supérieures à  $\dot{\epsilon}_{\text{nom}} = 0.056 \text{ s}^{-1}$  (correspondant à la vitesse d'essai  $V_2$ ). On peut alors comparer dans la suite les résultats de traction uniaxiale  $V_1$  et  $V_2$  aux résultats de traction equibiaxiale obtenus pour une rampe de pression de  $50 \text{ kPa/s}$ .

La figure 2.8(a) présente les courbes de contrainte-déformation vraie pour trois éprouvettes et leur moyenne. De manière analogue aux courbes de traction uniaxiale, le comportement de la matière est non linéaire. Pour une déformation donnée, les niveaux de contrainte sont plus élevés dans le cas equibiaxial que uniaxial. L'écart type relatif sur la contrainte vraie, présenté en figure 2.8(b), est élevé pour les faibles déformations avec une valeur de 30% pour une déformation de 0.1. A partir d'une déformation de 0.4, cet écart-type est inférieur à 5%. La valeur élevée de l'écart-type peut être liée à la résolution des images utilisées : 10 pix correspondent à 1 mm réel. Les faibles variations de déformations sont complexes à identifier lorsque la membrane est peu déformée.

### 2.2.3 Compression uniaxiale

Le silicone est étudié pour une sollicitation de compression uniaxiale. Couplé à la compression confinée, présentée dans la section suivante, ce comportement expérimental est utilisé dans la suite de notre travail pour déterminer le coefficient de compressibilité du silicone.

L'essai de compression uniaxiale est réalisé sur trois éprouvettes cylindriques dont

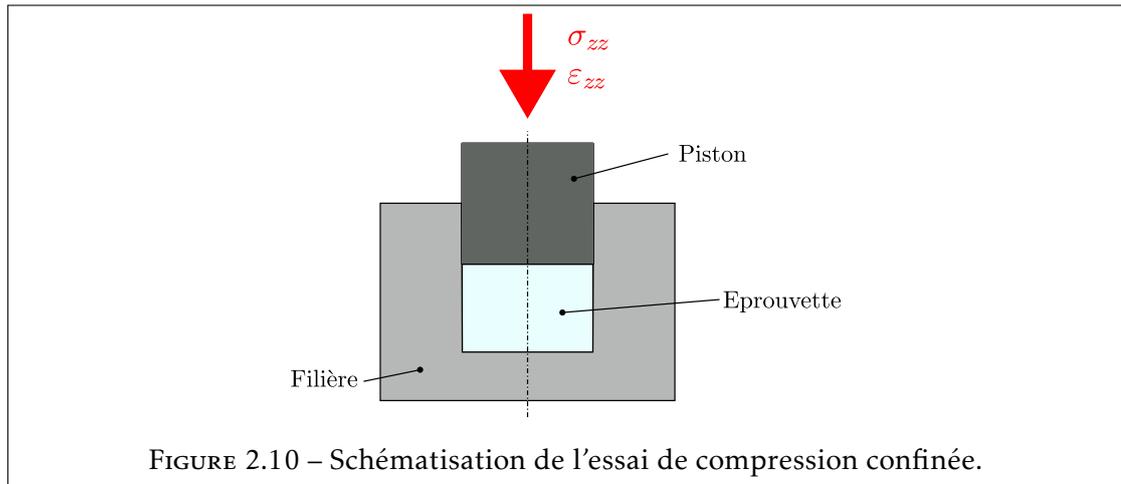


FIGURE 2.10 – Schématisation de l'essai de compression confinée.

les géométries correspondent aux préconisations de la norme ISO 7743 :2017 – Méthode A lubrifiée. Le dispositif expérimental est décrit en annexe A.3. À partir du déplacement et de la force enregistrée, le calcul des contraintes et déformations est réalisé de manière analogue à l'essai de traction uniaxiale.

Les courbes de contrainte-déformation vraie sont données en figure 2.9.

#### 2.2.4 Compressibilité de la matière

Les différents essais de caractérisation présentés précédemment sont réalisés sous l'hypothèse d'incompressibilité de la matière. Un essai de compression confinée est effectué afin d'étudier la validité de cette hypothèse. La matrice représentative du tenseur gradient pour cette sollicitation est la suivante :

$$F_{\text{CompConf}} = \begin{bmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (2.22)$$

et par calcul de son déterminant on peut exprimer  $J = \lambda$ .

L'essai est réalisé sur un dispositif fabriqué par nos soins et présenté en annexe A.4 page 129. Une éprouvette cylindrique est soumise à une compression verticale dans une filière schématisée en figure 2.10. En raison de la grande rigidité de la filière, on considère que seule la déformation suivant l'axe de compression est non nulle.

La compressibilité peut être quantifiée par l'étude du module d'élasticité isostatique  $\kappa$ . En petit déplacement, ce dernier s'exprime à partir des contraintes et déformations normales dans le système de coordonnées cylindriques :

$$\kappa = -\frac{\Delta P}{\Delta \epsilon_v} \quad \text{avec} \quad P = -\frac{\sigma_{rr} + \sigma_{\theta\theta} + \sigma_{zz}}{3} \quad \text{et} \quad \epsilon_v = \epsilon_{rr} + \epsilon_{\theta\theta} + \epsilon_{zz}. \quad (2.23)$$

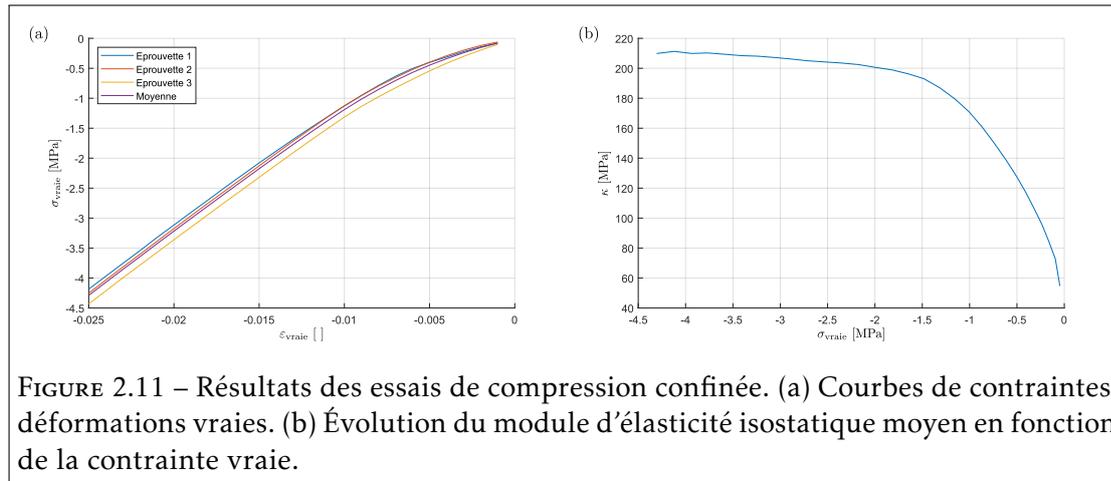


FIGURE 2.11 – Résultats des essais de compression confinée. (a) Courbes de contraintes-déformations vraies. (b) Évolution du module d'élasticité isostatique moyen en fonction de la contrainte vraie.

L'essai de compression est réalisé dans une filière en acier. Nous faisons l'hypothèse que cette filière est indéformable, et donc que les déformations radiales et orthoradiales de l'éprouvette sont nulles. Nous complétons ces hypothèses en définissant les contraintes selon les trois directions égales (la validité de cette hypothèse est discutée en section 2.4.2) :

$$P = -\sigma_{zz} \quad \text{et} \quad \epsilon_v = \epsilon_{zz} . \quad (2.24)$$

Les contraintes et déformations vraies sont alors calculées de manière analogue aux essais de traction et compression uniaxiale. Ces expressions sont données en équations 2.16. Il est à noter que la section de l'éprouvette ne varie pas au cours du temps  $S = S_0$  étant donné que les déformations radiales et orthoradiales de l'éprouvette sont bloquées par la filière.

L'essai de compression est réalisé sur trois éprouvettes cylindriques possédant une géométrie similaire à celles utilisées en compression uniaxiale. Les courbes de contraintes-déformations vraies sont données en figure 2.11(a). On peut identifier deux comportements différents sur ce graphique : un premier sur la plage de déformation vraie de 0 à 1% où la pente est plus faible et ensuite une courbe linéaire pour des déformations supérieures à 1%. La plage à faible pente correspond à la mise en contact de l'éprouvette avec le piston [7]. La partie linéaire observable après 1% de déformation vraie correspond alors au chargement réel de compression confinée. Via l'équation 2.23, le module d'élasticité isostatique est calculé à partir des valeurs moyennes de contraintes-déformation. On observe un module se stabilisant aux alentours de 200 MPa à 210 MPa. En comparaison, l'eau qui est qualifiée d'incompressible présente un module  $\kappa = 2$  GPa. L'air, qui est considéré comme compressible, possède un module  $\kappa = 0.1$  MPa. On a donc un silicone présentant un comportement qui se rapproche de celui d'un matériau incompressible.

## 2.3 Identification de lois hyperélastiques

Les courbes de contrainte-déformation générées par les essais de caractérisation permettent d'identifier les paramètres matière de lois hyperélastiques. Ces lois peuvent ensuite être renseignées dans un logiciel de modélisation afin de prédire le comportement du silicone étudié.

L'identification est réalisée via le logiciel MCalibration [37] pour des lois hyperélastiques utilisées par le logiciel de simulation par la méthode des éléments finis Ansys Mechanical [3]. Un modèle hyperélastique peut prédire un comportement pour tout cas de charge. La courbe de contrainte-déformation obtenue pour une sollicitation standard (par exemple, traction uniaxiale) est nommée « courbe de prédiction ». L'identification d'une loi consiste à optimiser la valeur des paramètres matière de sorte que, pour la(les) sollicitation(s) étudiée(s), l'erreur moyenne entre la courbe de prédiction et la courbe expérimentale soit minimisée. Dans MCalibration, l'optimisation des paramètres matière d'une loi hyperélastique est réalisée par la recherche du minimum de la fonction Normalized Mean Absolute Difference (NMAD) :

$$\text{NMAD} [\%] = 100 \frac{\langle |e - p| \rangle}{\max(\langle |e| \rangle, \langle |p| \rangle)} \quad (2.25)$$

$e$  est le vecteur des contraintes expérimentales et  $p$  le vecteur des contraintes de prédiction.  $\langle \cdot \rangle$  correspond à l'opérateur valeur moyenne. Pour une loi hyperélastique donnée, nous nommons « courbe de référence » la(es) courbe(s) expérimentale(s) utilisée(s) pour l'identification des paramètres matière de ladite loi.

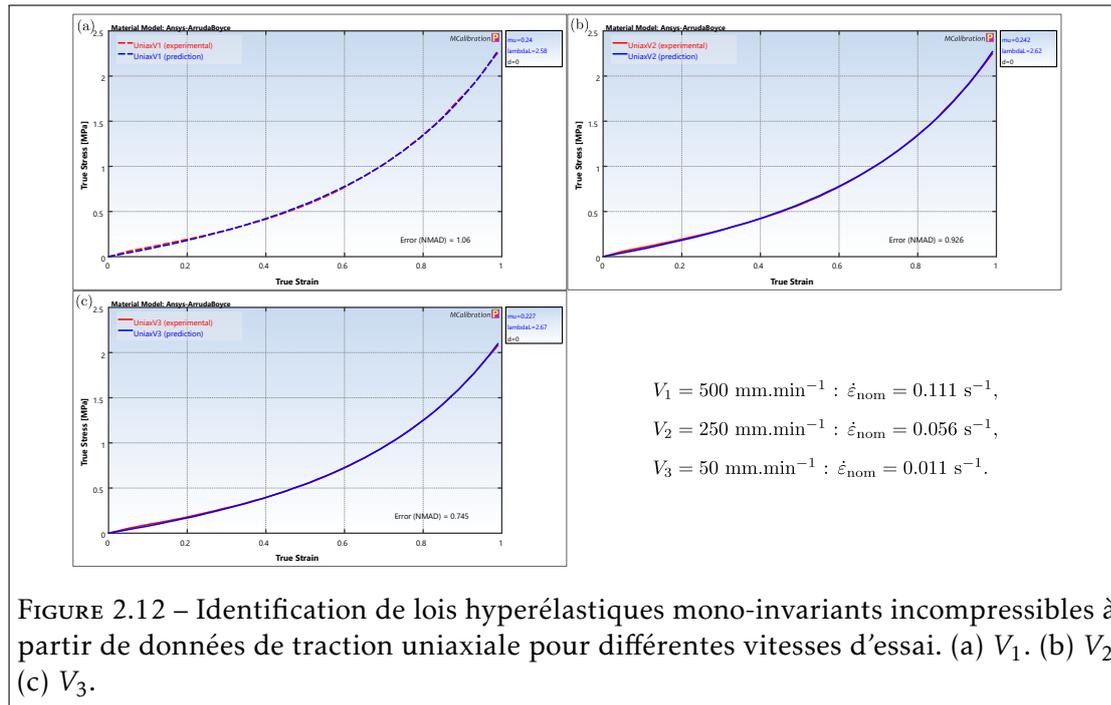
La plage de déformation expérimentale utilisée pour l'identification est à choisir en fonction de l'application [36]. Il est inutile, et parfois contre-productif, d'identifier une loi hyperélastique sur une plage de déformation de 0 – 300% alors que les déformations d'intérêt se trouvent sur une plage de 0 – 100%. Le choix de la plage de déformation est réalisé à partir d'un processus itératif de simulations initiales : il a été observé que les déformations maximales simulées dans le cas du gonflement du doigt étudié en section 3.6.2 se situent aux alentours de 100%.

Dans un premier temps, on définit des lois hyperélastiques mono-invariants incompressibles permettant de mettre en œuvre des modèles simples obtenus au moyen d'un seul jeu de données expérimentales  $\Psi(I_1^*)$ . Dans un second temps, une composante compressible est ajoutée à l'identification pour identifier des lois mono-invariants compressibles  $\Psi(I_1^*, J)$ . Finalement, des lois multi-invariants obtenues par combinaison des différents résultats expérimentaux sont étudiées  $\Psi(I_1^*, I_2^*)$  et  $\Psi(I_1^*, I_2^*, J)$ .

### 2.3.1 Modèles mono-invariants incompressibles

#### Traction uniaxiale

Les essais de traction uniaxiale ont été réalisés pour trois vitesses de déformation, une identification est réalisée pour chacune de ces trois courbes. Pour ces trois cas, la loi



ANSYS Arruda-Boyce Eight-chain correspond à la loi hyperélastique se rapprochant le plus du comportement expérimental (cette loi sera nommée « Eight-chain » dans la suite de ce document). Elle est définie dans les logiciels de calcul ANSYS [1] par la relation donnée ci-dessous avec  $d = 2/\kappa$  :

$$\Psi(I_1^*, J) = \mu \left[ \frac{1}{2} (I_1^* - 3) + \frac{1}{20\lambda_L^2} (I_1^{*2} - 9) + \frac{11}{1050\lambda_L^4} (I_1^{*3} - 27) + \frac{19}{7000\lambda_L^6} (I_1^{*4} - 81) + \frac{519}{673750\lambda_L^8} (I_1^{*5} - 243) \right] + \frac{1}{d} \left( \frac{J^2 - 1}{2} - \ln(J) \right). \quad (2.26)$$

La figure 2.12 présente la courbe expérimentale et la courbe de prédiction pour chaque vitesse étudiée, avec les paramètres matière et l’erreur NMAD associés. Les résultats pour  $V_1$  et  $V_2$ , donnés respectivement en figure 2.12(a) et (b), mettent en évidence des paramètres matière très proches étant donné que les courbes expérimentales étaient déjà très similaires entre elles. Une légère variation est observée entre les deux vitesses les plus élevées et le résultat pour  $V_3$  présenté en figure 2.12(c). En effet, on peut déterminer une différence relative légèrement supérieure à 5% sur la valeur du paramètre  $\mu$  entre  $V_1$  et  $V_3$ . La prédiction est très fidèle à l’expérimentation pour les trois cas de figure avec une erreur NMAD maximale de 1%.

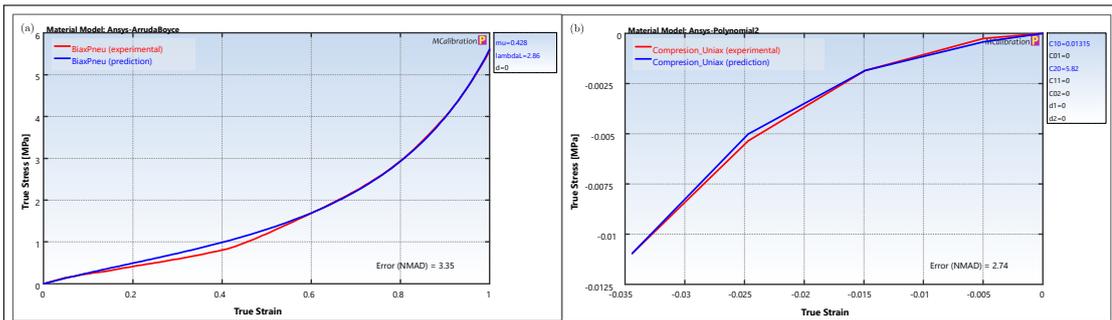


FIGURE 2.13 – Identification de la loi hyperélastique mono-invariant incompressible à partir de l'essai de (a) traction équi-biaxiale pneumatique et (b) de compression uniaxiale.

### Traction équi-biaxiale

L'identification réalisée sur les courbes de l'essai équi-biaxial présente une loi hyperélastique optimale, la loi Eight-chain, similaire aux résultats de traction uniaxiale. La courbe de prédiction, présentée en figure 2.13(a), est fidèle à l'expérimentation avec une erreur NMAD inférieure à 4%.

À travers les différentes identifications réalisées, l'erreur NMAD est toujours inférieure à 5%, indiquant une bonne fidélité du modèle numérique par rapport aux courbes expérimentales de référence. Pour tous les cas de traction étudiés, l'identification la plus représentative est obtenue via une loi hyperélastique Eight-chain. Parmi les trois paramètres matière,  $\mu$  est celui présentant des variations les plus élevées. De plus, il a été montré que le type de chargement ont une influence majeure sur l'identification des paramètres matière. Une compilation des paramètres matière identifiés en traction est donnée en tableau 2.1.

	$\mu$ [MPa]	$\lambda_L$ [ ]	Erreur NMAD [%]
UniaxV1Icp	0.24	2.58	1.06
UniaxV2Icp	0.242	2.62	0.93
UniaxV3Icp	0.227	2.67	0.75
EquibiaxIcp	0.428	2.86	3.35

TABLEAU 2.1 – Paramètres matière pour une loi Eight-chain dans le cas incompressible ( $d = 0 \text{ MPa}^{-1}$ ).

### Compression uniaxiale

Pour le cas de la compression uniaxiale, la plage de déformation étudiée est différente des cas de traction. Par simulations initiales, nous avons observé que des déformations

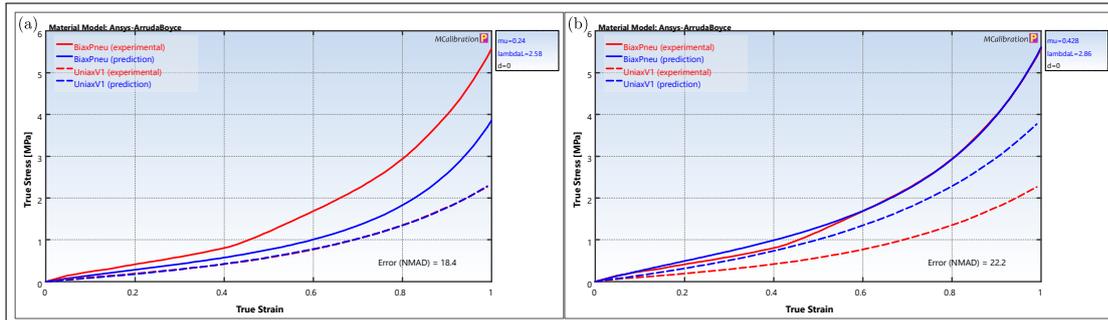


FIGURE 2.14 – Influence du type de sollicitation pour l'identification d'une loi mono-invariant incompressible. (a) Identification de la loi UniaxV1Icp avec prédiction pour une sollicitation uniaxiale et équi-biaxiale. (b) Identification de la loi EquibiaxIcp avec prédiction pour une sollicitation uniaxiale et équi-biaxiale.

supérieures à  $|\varepsilon_{\text{vraie}}| = 0.035$  n'étaient pas nécessaires pour nos études. La plage d'identification est donc définie de  $\varepsilon_{\text{vraie}} = 0$  à  $|\varepsilon_{\text{vraie}}| = 0.035$ . L'essai de compression uniaxiale est identifié avec une erreur inférieure à 3% pour une loi polynomiale d'ordre 2, comme présenté en figure 2.13(b). L'expression de la loi polynomiale d'ordre 2 (similaire à l'expression de Mooney-Rivlin 5 utilisée dans la suite) est la suivante :

$$\begin{aligned} \Psi(I_1^*, I_2^*, J) = & C_{10}(I_1^* - 3) + C_{01}(I_2^* - 3) + C_{20}(I_1^* - 3)^2 \\ & + C_{11}(I_1^* - 3)(I_2^* - 3) + C_{02}(I_2^* - 3)^2 + \frac{1}{d}(J - 1)^2. \end{aligned} \quad (2.27)$$

L'identification est réalisée en définissant tous les paramètres matière liés à  $I_2^*$  comme nuls, afin de définir une loi mono-invariant. Les paramètres identifiés pour la loi *CoUniaxIcp* sont :  $C_{10} = 0.01315$  MPa,  $C_{20} = 5.82$  MPa,  $C_{01} = C_{11} = C_{02} = 0$  MPa et  $d_1 = d_2 = 0$  MPa<sup>-1</sup>.

### Croisement des lois

Toutes les lois présentées précédemment sont des lois mono-invariants identifiées à partir d'un seul jeu de données de contrainte-déformation. Utiliser une de ces lois pour d'autres types de chargement risque d'engendrer un comportement non représentatif de la réalité. Cela peut être observé en calculant le comportement prédictif pour un cas de chargement par une loi obtenue par identification d'un autre cas de sollicitation. Comme représenté en figure 2.14(a), identifier un comportement mono-invariant par un essai de traction uniaxiale induit une prédiction de comportement équi-biaxial plus souple que la réalité. Dans le cas inverse présenté en figure 2.14(b), l'identification par une courbe équi-biaxiale occasionne un comportement plus rigide dans le cas d'une sollicitation uniaxiale.

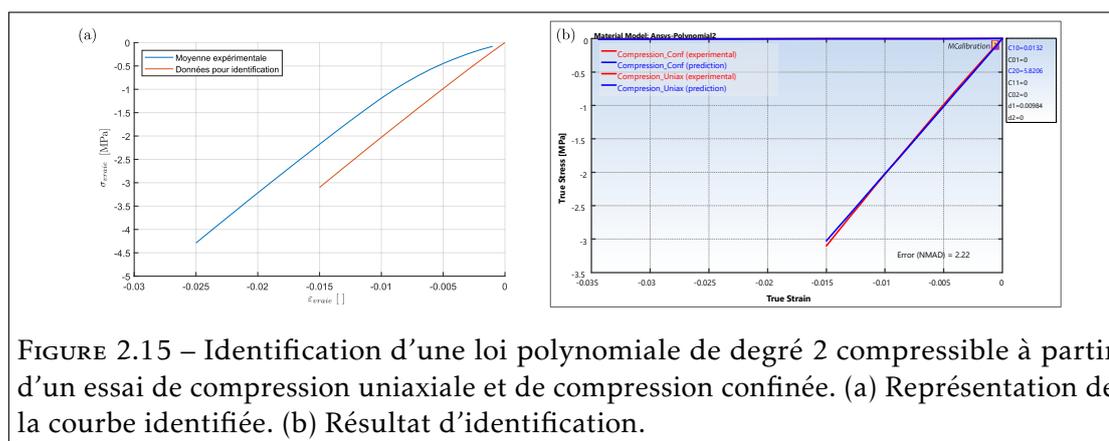


FIGURE 2.15 – Identification d’une loi polynomiale de degré 2 compressible à partir d’un essai de compression uniaxiale et de compression confinée. (a) Représentation de la courbe identifiée. (b) Résultat d’identification.

### 2.3.2 Modèles mono-invariants compressibles

Les lois hyperélastiques présentées précédemment sont identifiées sous l’hypothèse d’incompressibilité de la matière. Une identification est réalisée à partir du résultat de compression uniaxiale ainsi que la courbe de compression confinée, afin de déterminer le paramètre de compressibilité de la matière. La courbe de compression confinée utilisée pour cette identification correspond à la partie linéaire des résultats expérimentaux présentés en figure 2.15(a).

Les paramètres optimaux  $C_{10}$  et  $C_{20}$  identifiés en figure 2.15(b) présentent des valeurs identiques au cas incompressible montré en figure 2.13(b) avec une différence relative inférieure à 0.4%. Contrairement aux cas incompressibles, le paramètre  $d$  est non nul  $d = 0.00984 \text{ MPa}^{-1}$ . Sachant que  $\kappa = 2/d$ , l’identification converge vers un module de compression isostatique  $\kappa = 203.3 \text{ MPa}$ . Ce résultat est cohérent avec les valeurs calculées analytiquement au moyen des résultats expérimentaux en section 2.2.4, où  $\kappa$  se situe dans une plage de 200 – 210 MPa.

	$\mu \text{ [MPa]}$	$\lambda_L \text{ [ ]}$	Erreur NMAD [%]
UniaxV1Cp	0.239	2.54	1.24
UniaxV2Cp	0.241	2.59	1.17
UniaxV3Cp	0.227	2.642	1.09
EquibiaxCp	0.427	2.79	3.29

TABLEAU 2.2 – Paramètres matière pour les lois Eight-chain dans le cas compressible ( $d = 0.00984 \text{ MPa}^{-1}$ ).

Des identifications analogues sont réalisées pour les jeux de données de traction uniaxiale ainsi que pour la courbe de traction equibiaxiale. Pour ces identifications, le paramètre de compressibilité est fixé à  $d = 0.00984 \text{ MPa}^{-1}$ . Les paramètres matière  $\mu$  et  $\lambda_L$  sont alors à nouveau optimisés. Les paramètres matière des lois compressibles sont donnés dans le tableau 2.2.

### 2.3.3 Modèles multi-invariants

Les différentes lois identifiées jusqu'à présent sont dépendantes de l'invariant  $I_1^*$  et de  $J$  pour les cas compressibles. L'ajout d'une dépendance en  $I_2^*$  nécessite un changement de loi et une optimisation de paramètre, de préférence, à partir de deux types de chargements en traction. Il a été montré en section 2.2.2, et plus particulièrement par l'analyse de la figure 2.7(b), que les courbes de traction uniaxiale  $V_1$  et celles de traction équi-biaxiale étaient comparables en raison de leur taux de déformation. Une nouvelle identification est donc réalisée sur deux courbes en même temps : la courbe de traction uniaxiale  $V_1$  et de la courbe de traction équi-biaxiale.

La précision des identifications est alors observée par le calcul de l'erreur NMAD pour la courbe uniaxiale et équi-biaxiale, respectivement nommés  $NMAD_{Ux}$  et  $NMAD_{Bx}$ . La moyenne de ces deux erreurs est notée  $NMAD_m$ .

La loi Ansys-MooneyRivlin2, exprimée par l'équation suivante :

$$\Psi(I_1^*, I_2^*, J) = C_{10}(I_1^* - 3) + C_{01}(I_2^* - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2, \quad (2.28)$$

permet d'identifier le couple de données proposé précédemment avec une erreur  $NMAD_m$  d'au maximum 5%. La figure 2.16 présente le résultat d'identification pour le cas incompressible. Les paramètres matière des cas incompressible et compressible sont donnés dans le tableau 2.3.

	$C_{10}$ [MPa]	$C_{01}$ [MPa]	$d$ [MPa <sup>-1</sup> ]	$NMAD_m$ [%]	$NMAD_{Ux}$ [%]	$NMAD_{Bx}$ [%]
Comb2Icp	0.136	0.0326	0	5	7.78	2.23
Comb2Cp	0.136	0.034	0.00984	5	7.96	2.04

TABLEAU 2.3 – Paramètres matière pour les lois Ansys-MooneyRivlin2 identifiées à partir d'essais de traction uniaxiale et équi-biaxiale.

Pour les identifications présentées dans le tableau 2.3, les lois présentent une erreur  $NMAD_{Bx}$  faible et une erreur  $NMAD_{Ux}$  supérieure à 5%.

La loi Ansys-MooneyRivlin peut s'exprimer sous plusieurs formes avec plus ou moins de paramètres matière. Les identifications de la loi Ansys-MooneyRivlin3, exprimée comme suit :

$$\Psi(I_1^*, I_2^*, J) = C_{10}(I_1^* - 3) + C_{01}(I_2^* - 3) + C_{11}(I_1^* - 3)(I_2^* - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2, \quad (2.29)$$

et Ansys-MooneyRivlin5 (dont l'expression est donnée en équation 2.27) sont présentés respectivement en tableaux 2.4 et 2.5.

Le passage d'une loi de deux à trois paramètres ne permet pas d'améliorer la précision du modèle. En effet, on constate que les paramètres  $C_{10}$  et  $C_{01}$  ont les mêmes valeurs entre *Comb2Icp* et *Comb3Icp*. De plus, le paramètre supplémentaire de la loi Ansys-MooneyRivlin3,  $C_{11}$ , est quasiment nul. La loi Ansys-MooneyRivlin, exprimée par 5

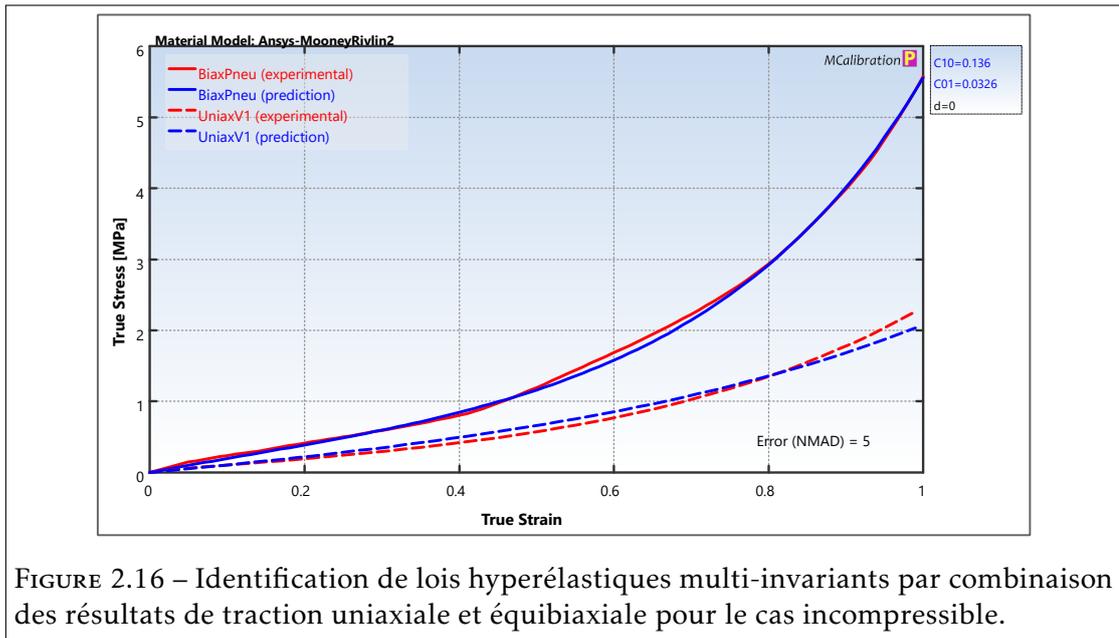


FIGURE 2.16 – Identification de lois hyperélastiques multi-invariants par combinaison des résultats de traction uniaxiale et équi-biaxiale pour le cas incompressible.

paramètres, permet une réduction des erreurs NMAD qui chutent en dessous de 2%. Pour toutes les lois identifiées, la prise en compte du caractère compressible induit de très faibles variations des paramètres des lois de comportement en comparaison avec le cas incompressible.

	$C_{10}$ [MPa]	$C_{01}$ [MPa]	$C_{11}$ [MPa]	$d$ [MPa <sup>-1</sup> ]	NMAD <sub>m</sub> [%]	NMAD <sub>Ux</sub> [%]	NMAD <sub>Bx</sub> [%]
Comb3Icp	0.136	0.0334	-5e-05	0	4.98	7.86	2.09
Comb3Cp	0.136	0.034	2e-05	0.00984	5.01	7.95	2.06

TABLEAU 2.4 – Paramètres matière pour les lois Ansys-MooneyRivlin3 identifiées à partir d’essais de traction uniaxiale et équi-biaxiale

	$C_{10}$ [MPa]	$C_{01}$ [MPa]	$C_{20}$ [MPa]	$C_{11}$ [MPa]	$C_{02}$ [MPa]	$d$ [MPa <sup>-1</sup> ]	NMAD <sub>m</sub> [%]	NMAD <sub>Ux</sub> [%]	NMAD <sub>Bx</sub> [%]
Comb5lcp	0.1	0.0506	0.00664	-0.004155	0.000425	0	1.36	1.21	1.50
Comb5Cp	0.099	0.0518	0.00687	-0.004357	0.000465	0.00984	1.35	1.20	1.50

TABLEAU 2.5 – Paramètres matière pour les lois Ansys-MooneyRivlin5 identifiées à partir d’essais de traction uniaxiale et équi-biaxiale

## 2.4 Validation des identifications par simulation en éléments finis

Les essais expérimentaux ont permis d'identifier différents modèles hyperélastiques pour définir le comportement du silicone. Dans cette section, nous proposons de vérifier les performances des différentes identifications en modélisant numériquement les essais expérimentaux réalisés dans la section 2.2.

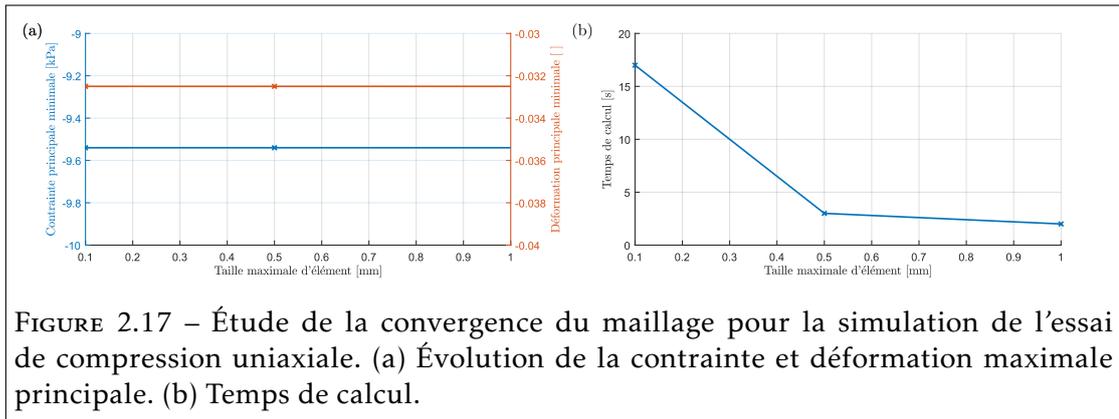
Pour chacun des essais effectués, une modélisation MEF sur ANSYS Mechanical est mise en œuvre. Les spécifications de l'ordinateur utilisé sont données en annexe D. Les simulations sont réalisées en mode statique avec grands déplacements. Le maillage est défini à partir d'éléments quadratiques majoritairement hexaédriques dont les tailles d'éléments sont définies à partir d'une étude de convergence. Cette étude consiste à observer l'évolution d'une mesure d'intérêt, à savoir la contrainte et la déformation principale dans notre cas, en fonction de la taille des éléments du maillage. Si une réduction de la taille d'élément n'engendre pas de modifications majeures de la mesure, le résultat peut être considéré comme indépendant du maillage. Cette analyse a donc pour but de déterminer la taille de maille la plus adaptée pour un temps de calcul le plus faible possible. Les résultats détaillés de l'analyse de convergence sont donnés pour le premier cas de simulation étudié. Des analyses équivalentes sont réalisées pour les différents cas suivants. La démarche et les résultats étant très similaires, elles sont par la suite présentées de manière plus succincte.

Une étude comparative est ensuite effectuée entre les résultats expérimentaux et les résultats numériques obtenus pour les lois matière identifiées. Cette comparaison est réalisée à déformation égale : la contrainte expérimentale  $\sigma_{\text{exp}}$  correspond à la contrainte obtenue pour une déformation expérimentale  $\varepsilon_{\text{exp}}$  égale à la déformation numérique  $\varepsilon_{\text{num}}$ . La comparaison des contraintes expérimentales et numériques est quantifiée par le calcul de l'erreur  $er = \frac{|\sigma_{\text{exp}} - \sigma_{\text{num}}|}{\sigma_{\text{exp}}}$  exprimée en pourcentage.

L'ordre de présentation de la simulation des différents cas de sollicitation est différent de celui utilisé pour la présentation des résultats expérimentaux en section 2.2. Nous présentons dans un premier temps les simulations en compression afin de valider le paramètre de compressibilité du matériau étudié. Les simulations des essais de traction uniaxiale et équi-biaxiale sont ensuite exposées avec l'utilisation de lois incompressibles et compressibles.

### 2.4.1 Modélisation de l'essai de compression uniaxiale

La géométrie et le chargement en compression uniaxiale permettent de définir une étude numérique en 2D axisymétrique à partir des dimensions moyennes des éprouvettes étudiées : un rayon  $r = 14.5$  mm et une épaisseur  $e = 12.5$  mm. Les conditions aux limites sont appliquées de manière à reproduire le chargement de l'expérimentation avec l'hypothèse que la lubrification permet un glissement sans frottements au niveau des interfaces avec la machine de compression :



- Condition A - Déplacement suivant  $y$  appliqué sur la surface supérieure et déplacement libre suivant  $x$  ;
- Condition B - Déplacements libres suivant  $x$  et bloqués suivant  $y$  appliqués sur la surface inférieure (hypothèse que la lubrification permet un glissement avec frottement nul au niveau des interfaces avec les plateaux de compression).

La géométrie, les conditions aux limites et l'orientation du repère sont équivalentes à celles de l'essai de compression confinée présentées en figure 2.18(a). La condition C, présentée sur la figure, n'est pas prise en compte pour la simulation de l'essai de compression uniaxiale.

Une analyse de convergence de maillage est réalisée avec un déplacement vertical de 0.4 mm (correspondant à un déplacement permettant d'atteindre une valeur de déformation et contrainte proche de l'extrémité de la plage utilisée pour l'identification) et la loi matière de compression uniaxiale *CoUniaxIcp*. Trois tailles maximales d'élément sont étudiées : 1 mm, 0.5 mm et 0.1 mm. La figure 2.17(a) présente l'évolution de la contrainte et de la déformation principale minimale en fonction de la taille des éléments. Pour une sollicitation en compression, la direction principale minimale est étudiée, car les contraintes et déformations d'intérêt sont négatives. On observe une indépendance totale du maillage par rapport aux résultats : il n'y a pas de variation de la déformation et contrainte minimale mesurée en diminuant la taille des mailles. On choisit donc pour la suite de définir une taille maximale d'élément de 1 mm, soit 195 éléments et 642 nœuds. Cette taille d'élément permet de réduire le temps de calcul à 2 s, comme présenté en figure 2.17(b).

Trois valeurs de consigne de déplacement sont étudiées :  $u = 0.1$  mm,  $u = 0.2$  mm et  $u = 0.4$  mm. Les résultats de contraintes et déformations principales minimales sont compilés dans le tableau 2.6.

Le tableau 2.6 met en évidence des résultats proches entre les contraintes de simulation et expérimentales avec une erreur relative maximale de 6.6% pour un déplacement imposé de 0.2 mm. La loi de compression *CoUniaxIcp* permet donc de modéliser fidèlement la sollicitation expérimentale sur laquelle elle a été identifiée.

	$u = 0.1 \text{ mm}$	$u = 0.2 \text{ mm}$	$u = 0.4 \text{ mm}$
$\varepsilon_{\text{num}} [ ]$	-0.0080	-0.0161	-0.0325
$\sigma_{\text{num}} [\text{kPa}]$	-0.739	-2.13	-9.54
$\sigma_{\text{exp}} [\text{MPa}]$	-0.738	-2.28	-9.86
er [%]	<b>0.1</b>	<b>6.6</b>	<b>3.2</b>

TABLEAU 2.6 – Comparatif des résultats expérimentaux et numériques pour l’essai de compression uniaxiale.

### 2.4.2 Modélisation de l’essai de compression confinée

Une simulation équivalente à la compression uniaxiale est mise en place pour la compression confinée. Un modèle numérique 2D axisymétrique est défini avec  $r = 15 \text{ mm}$  et  $e = 12.5 \text{ mm}$ . Pour ce cas, le rayon de l’éprouvette est défini afin de correspondre au diamètre interne de la filière du dispositif de compression. Les conditions aux limites suivantes sont définies :

- Condition A - Déplacements suivant  $y$  – appliqués sur la surface supérieure et déplacements libres suivant  $x$  ;
- Condition B - Déplacements libres suivant  $x$  et bloqués suivant  $y$  appliqués sur la surface inférieure ;
- Condition C - Déplacements libres suivant  $y$  et bloqués suivant  $x$  appliqués sur la surface extérieure.

La géométrie, les conditions aux limites et l’orientation du repère sont représentés en figure 2.18(a).

Une analyse de convergence de maillage est réalisée avec la loi matière *CoUniaxComp* et un déplacement imposé de 0.25 mm, correspondant à un déplacement équivalent pour atteindre une valeur de déformation et contrainte proche de l’extrémité de la plage utilisée pour l’identification. Une taille maximale d’élément de 1 mm est retenue. Le maillage est représenté en figure 2.18(b).

Lors de l’analyse des résultats de l’expérimentation en section 2.2.4, l’hypothèse a été faite que les trois contraintes principales sont égales. Les contraintes principales sont calculées dans le modèle de simulation pour un déplacement de 0.25 mm et sont présentées dans le tableau 2.7.

	Max.	Mid.	Min.
$\sigma [\text{MPa}]$	-4.064	-4.064	-4.066
$\frac{ \sigma_i - \sigma_{\text{Min}} }{\sigma_{\text{Min}}} [\%]$	<b>0.05</b>	<b>0.05</b>	<b>0</b>

TABLEAU 2.7 – Contraintes principales pour une compression confinée avec une consigne de déplacement de 0.25mm.

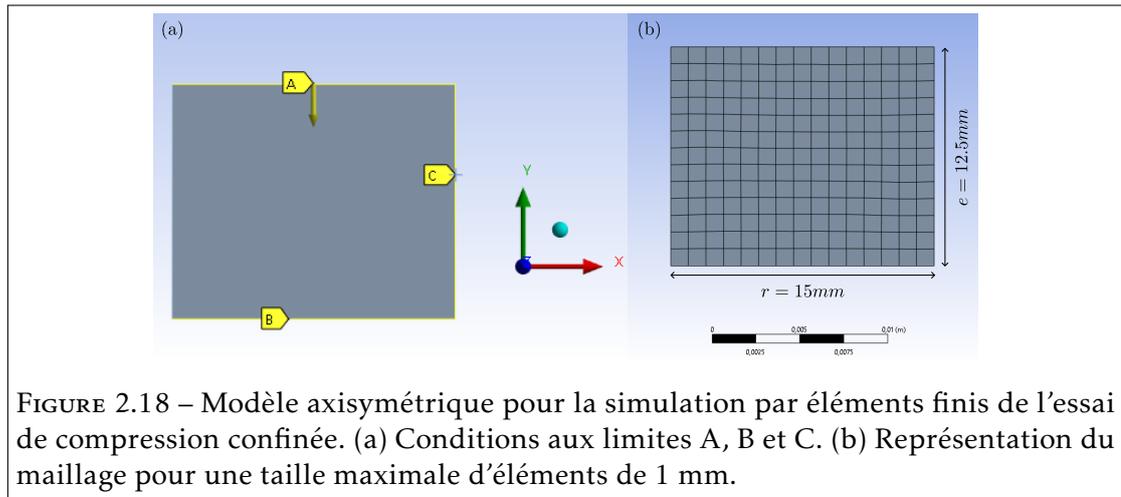


FIGURE 2.18 – Modèle axisymétrique pour la simulation par éléments finis de l’essai de compression confinée. (a) Conditions aux limites A, B et C. (b) Représentation du maillage pour une taille maximale d’éléments de 1 mm.

Les contraintes maximale et intermédiaire présentent une différence relative de 0.05% par rapport à la contrainte minimale, ce qui permet de les considérer comme égales entre elles, confirmant ainsi l’hypothèse réalisée lors de l’expérimentation.

Trois valeurs de consigne de déplacement sont étudiées :  $u = 0.1\text{ mm}$ ,  $u = 0.125\text{ mm}$  et  $u = 0.15\text{ mm}$ . Les contraintes et déformations principales minimales sont compilées dans le tableau 2.8. Conformément aux expérimentations, la compression de l’éprouvette de très petits niveaux de déformation génère des efforts importants : pour une déformation vraie de 1%, l’éprouvette est soumise à une contrainte vraie de 2 MPa. Comparativement à la courbe expérimentale utilisée pour l’identification du paramètre matière, la simulation numérique représente de manière fidèle le comportement mécanique avec une erreur maximale de 1.5% sur la plage étudiée. Le coefficient de compressibilité  $\kappa = 2/d = 203.25\text{ MPa}$  est donc validé.

	$u = 0.1\text{ mm}$	$u = 0.125\text{ mm}$	$u = 0.15\text{ mm}$
$\epsilon_{\text{num}} [ ]$	-0.0080	-0.0100	-0.0121
$\sigma_{\text{num}} [\text{MPa}]$	-1.626	-2.033	-2.440
$\sigma_{\text{exp}} [\text{MPa}]$	-1.608	-2.028	-2.476
er [%]	<b>1.1</b>	<b>0.3</b>	<b>1.5</b>

TABLEAU 2.8 – Comparatif des résultats expérimentaux et numériques pour l’essai de compression confinée.

### 2.4.3 Modélisation de l’essai de traction uniaxiale

Un modèle numérique est réalisé pour reproduire l’expérimentation de caractérisation en traction en prenant en compte le plan de symétrie de l’éprouvette. Les

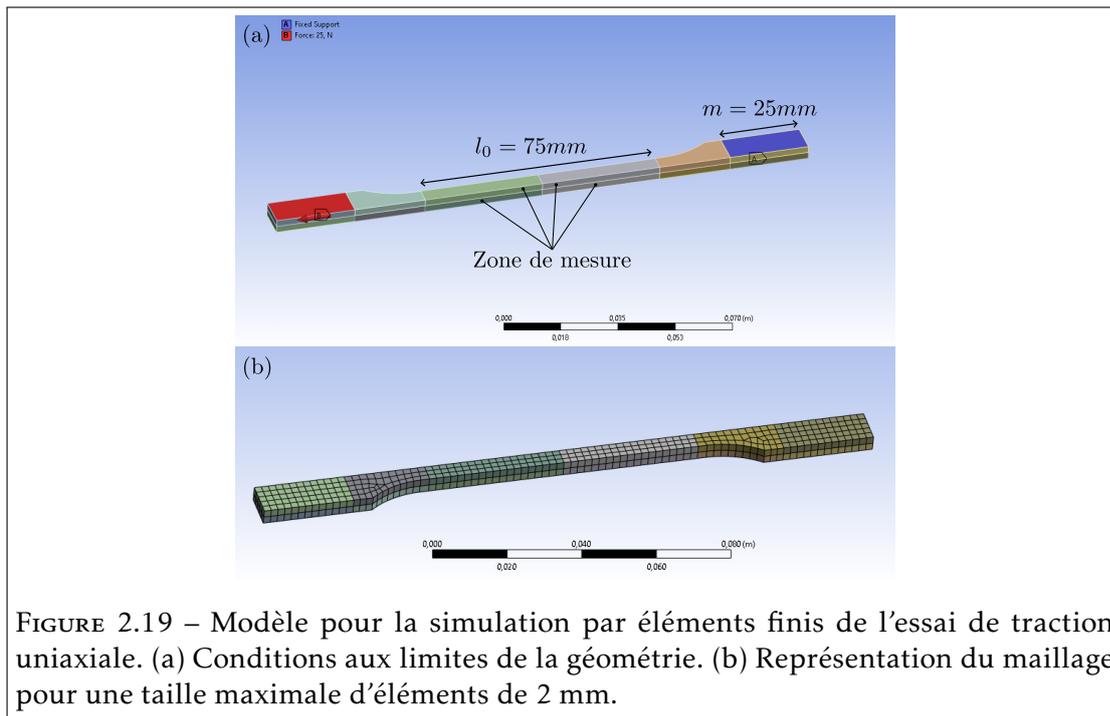


FIGURE 2.19 – Modèle pour la simulation par éléments finis de l’essai de traction uniaxiale. (a) Conditions aux limites de la géométrie. (b) Représentation du maillage pour une taille maximale d’éléments de 2 mm.

dimensions de la géométrie définie sont obtenues à partir de la moyenne des dimensions des éprouvettes fabriquées avec  $\bar{e} = 4.25\text{ mm}$  et  $\bar{L} = 10.22\text{ mm}$ . Étant donné que la géométrie étudiée correspond à la moitié d’une éprouvette, la force appliquée dans la simulation équivaut à la moitié de la force totale sur l’éprouvette complète réelle :  $F = F_{\text{simu}} = F_{\text{réel}}/2$ .

Comme décrit en figure 2.19(a), l’éprouvette est divisée en 12 volumes dont les 4 centraux représentent le volume étudié en traction uniaxiale (la longueur totale correspond à  $l_0 = 75\text{ mm}$ ). Les conditions aux limites d’encastrement et force sont appliquées sur les surfaces, de longueur  $m = 25\text{ mm}$ , situées aux extrémités de l’éprouvette. Une analyse de convergence de maillage est réalisée avec une force  $F = 25\text{ N}$  (correspondant à une valeur de force supérieure à celle obtenue dans l’expérimentation) et la loi matière *UniaxV1Cp*. L’analyse de convergence montre qu’une taille maximale d’élément de 2 mm peut être retenue pour les simulations de cet essai.

Il est observé sur les résultats d’expérimentations bruts que 30 N est une valeur de force atteinte pour les trois vitesses étudiées pour des déformations proches de 100%. On choisit donc cette force comme cas d’étude. Un chargement  $F = 15\text{ N}$  est donc appliqué sur la demi-éprouvette. On étudie dans un premier temps l’influence de la prise en compte du caractère compressible de la matière en comparant les lois *UniaxV1Icp* et *UniaxV1Cp*. Les résultats, donnés dans le tableau 2.9, mettent en évidence un comportement très similaire entre la version compressible et incompressible de la loi matière avec une différence relative inférieure à 0.3% et 0.6% sur respectivement  $\epsilon_{\text{max}}$  et  $\epsilon_{\text{min}}$ . Le rapport de  $\epsilon_{\text{min}}$  sur  $\epsilon_{\text{max}}$  présente une variation inférieure à 0.5% entre le cas

incompressible et compressible. On peut donc conclure que pour la matière et la plage de déformation étudiée, l'hypothèse d'un matériau incompressible en traction uniaxiale est validée.

	UniaxV1Icp	UniaxV1Cp
$\varepsilon_{\max}$ [ ]	0.8774	0.8754
$\varepsilon_{\text{mid}}$ [ ]	-0.4386	-0.4363
$\varepsilon_{\min}$ [ ]	-0.4386	-0.4363
$\left  \frac{\varepsilon_{\min}}{\varepsilon_{\max}} \right $ [ ]	0.5006	0.4983

TABLEAU 2.9 – Déformations principales numériques pour la loi matière UniaxV1 dans le cas incompressible et compressible.

Le même chargement est appliqué sur trois autres loi matière de traction mono-invariant dans leur cas incompressible et compressible. Les résultats présentés dans le tableau 2.10 mettent en évidence que la prise en compte du caractère compressible de la matière a une influence négligeable sur la contrainte et la déformation principale calculées. La différence relative pour ces deux mesures est inférieure à 1%.

	UniaxV1	UniaxV2	UniaxV3	Equibiax
$\varepsilon_{\text{Icp}}$ [ ]	0.877	0.878	0.922	0.565
$\sigma_{\text{Icp}}$ [MPa]	1.66	1.66	1.74	1.22
$\varepsilon_{\text{Cp}}$ [ ]	0.875	0.878	0.919	0.563
$\sigma_{\text{Cp}}$ [MPa]	1.65	1.66	1.73	1.21

TABLEAU 2.10 – Déformations et contraintes principales maximales numériques pour quatre lois matière dans leur cas incompressible et compressible.

À partir des déformations numériques (cas incompressible) obtenues pour chaque loi matière, on détermine le couple contrainte-déformation expérimentale ( $\varepsilon_{\text{exp}} = \varepsilon_{\text{num}}, \sigma_{\text{exp}}$ ). Ces résultats numériques incompressibles, comparés aux résultats expérimentaux, sont compilés dans le tableau 2.11. Pour rappel, les résultats expérimentaux réalisés à vitesse  $V_1$ ,  $V_2$  et  $V_3$  ont permis d'identifier respectivement les lois matière *UniaxV1*, *UniaxV2* et *UniaxV3*. On remarque dans un premier temps que les trois lois matière *Uniax* permettent de prédire avec une erreur relative inférieure à 3% le comportement des essais par lesquels elles ont été identifiées. La loi identifiée à partir des résultats expérimentaux à vitesses  $V_1$  et  $V_2$  étant très proches, on obtient des résultats numériques similaires pour les lois *UniaxV1Icp* et *UniaxV2Icp*. Cependant, ces deux lois présentent des erreurs supérieures à 6% pour la prédiction du comportement d'une sollicitation en traction uniaxiale à une vitesse  $V_3$ .

De manière réciproque, la loi *UniaxV3Icp* présente une erreur supérieure à 8% lorsque l'on compare le résultat numérique aux résultats expérimentaux à vitesses  $V_1$

	UniaxV1Icp	UniaxV2Icp	UniaxV3Icp	EquibiaxIcp
$\varepsilon_{\text{num}}$ [ ]	0.877	0.878	0.922	0.565
$\sigma_{\text{num}}$ [MPa]	1.66	1.66	1.74	1.22
$\sigma_{\text{exp}} V_1$ [MPa]	1.70	1.70	1.91	0.71
er $V_1$ [%]	2.2	2.5	8.8	71.8
$\sigma_{\text{exp}} V_2$ [MPa]	1.69	1.69	1.90	0.71
er $V_2$ [%]	1.7	1.9	8.7	70.9
$\sigma_{\text{exp}} V_3$ [MPa]	1.56	1.57	1.76	0.67
er $V_3$ [%]	6.2	6.0	1.2	82.2

TABLEAU 2.11 – Résultats de simulations numériques de l’essai de traction uniaxiale pour des lois matière mono-invariant incompressibles.

et  $V_2$ . En raison du caractère viscoélastique de la matière, le choix d’une loi adaptée à la vitesse de la sollicitation étudiée permet de réduire l’erreur entre les résultats de simulations et expérimentaux. Le résultat de la loi *BiaxIcp* présente un comportement numérique beaucoup plus rigide que les résultats expérimentaux avec une erreur relative supérieure à 30%. Dans le cas d’une loi hyperélastique mono-invariant compressible ou non, il n’est pas possible de prédire le comportement d’un chargement uniaxial à partir d’une loi identifiée par un essai équibiaxial.

Une simulation similaire est relancée pour les lois matière multi-invariants dont les résultats incompressibles sont compilés dans le tableau 2.12. Les lois *Comb2Icp* et *Comb5Icp*, présentent respectivement une erreur de 7% et 2% entre les contraintes numériques et expérimentales. La différence de comportement entre les deux lois peut s’expliquer par les erreurs d’identification  $NMAD_{U_x}$ . En effet, le passage d’une loi de 2 à 5 paramètres a permis de faire chuter l’erreur de 8% à 1%.

	Comb2Icp	Comb5Icp
$\varepsilon_{\text{num}}$ [ ]	0.908	0.876
$\sigma_{\text{num}}$ [MPa]	1.71	1.66
$\sigma_{\text{exp}} V_1$ [MPa]	1.84	1.69
er $V_1$ [%]	7.0	1.9

TABLEAU 2.12 – Résultats de simulations numériques de l’essai de traction uniaxiale pour des lois matière incompressibles multi-invariants.

Chacune des lois mono-invariants obtenues par traction uniaxiale permet de prédire de manière fidèle le comportement de la matière dans un cas de chargement similaire à son essai de référence. Une loi mono-invariant identifiée à partir d’un essai de traction équibiaxiale génère un comportement trop rigide en traction uniaxiale. Les lois multi-

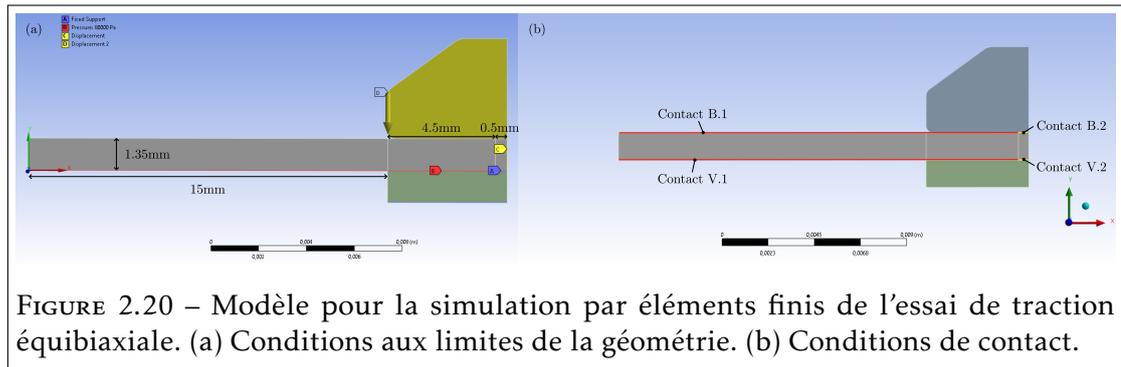


FIGURE 2.20 – Modèle pour la simulation par éléments finis de l’essai de traction équibiaxiale. (a) Conditions aux limites de la géométrie. (b) Conditions de contact.

invariants permettent de prédire le comportement d’un chargement uniaxial. Les erreurs relatives entre le comportement expérimental et numérique des lois multi-invariants sont réduites en augmentant le nombre de paramètres matière dans la définition de la loi.

#### 2.4.4 Modélisation de l’essai de traction équibiaxiale

L’expérimentation équibiaxiale met en œuvre une sollicitation de gonflage, le caractère axisymétrique de la bulle permet de simplifier le modèle de manière analogue aux expérimentations de compression. Afin de représenter le serrage de l’éprouvette, les éléments de contact rigides représentant la platine et le mors de serrage sont modélisés et représentés en bleu et vert dans la figure 2.20(b). Les dimensions de ces éléments sont définies à partir des dimensions réelles des pièces du dispositif expérimental. L’épaisseur de l’éprouvette est obtenue à partir de l’épaisseur moyenne des éprouvettes étudiées avec  $\bar{t}_0 = 1.35$  mm. L’éprouvette, représentée en gris dans les figures 2.20(a) et (b), est découpée en trois zones. La première, de longueur 15 mm, correspond à la partie de l’éprouvette dont la déformation est étudiée. La seconde et la dernière, de respectivement 4.5 mm et 0.5 mm, correspondent aux parties de l’éprouvette serrées dans les mors. La condition de pression est appliquée sur la partie inférieure des zones de longueur 15 mm et 4.5 mm. Des contacts sans frottement B.1 et V.1, représentés en rouge dans la figure 2.20(b), sont définis entre les éléments rigides du dispositif et les deux premières zones de l’éprouvette. Une condition de collage sur B.2 et V.2, représentés en jaune dans la figure 2.20(b), est définie entre la dernière zone de l’éprouvette et les deux pièces rigides. Pour représenter le serrage de l’éprouvette, l’élément vert est totalement contraint en position et un déplacement suivant  $y-$  de 0.3mm est appliqué sur l’élément bleu. La valeur du déplacement est déterminée durant l’expérimentation par mesure comparative de l’assemblage avant et après serrage.

Une analyse de convergence de maillage est réalisée avec une pression  $P = 95$  kPa (correspondant à une pression générant une déformation proche de 100%) et la loi matière *EquibiaxIcp*. Cette analyse montre qu’un maillage de taille maximale d’éléments de 0.25 mm est suffisant pour les simulations de l’expérimentation équibiaxiale. Le maillage final se compose de 2660 nœuds et 791 éléments.

Une simulation avec une pression de 75 kPa est lancée pour les lois *EquibiaxIcp* et *EquibiaxCp*. Un comparatif des trois contraintes et déformations principales est présenté dans le tableau 2.13. Ces résultats mettent en évidence une répartition des déformations principales analogue à la matrice de déformation pour une sollicitation équibiaxiale donnée en équation 2.18 avec  $\varepsilon_{\max} = \varepsilon_{\text{mid}}$ . De manière analogue à l'essai de traction uniaxiale présenté dans la section 2.4.3, la différence de comportement entre la loi matière compressible et incompressible est très faible avec une différence relative inférieure à 2% sur les différentes mesures étudiées. Pour cette sollicitation et la loi matière observée, la prise en compte du caractère compressible de la matière ne génère donc pas de modification majeure du comportement numérique.

	EquibiaxIcp	EquibiaxCp
$\sigma_{\max}$ [MPa]	0.979	0.968
$\varepsilon_{\max}$ [ ]	0.412	0.408
$\varepsilon_{\text{mid}}$ [ ]	0.412	0.408
$\varepsilon_{\min}$ [ ]	-0.823	-0.812
$\left  \frac{\varepsilon_{\min}}{\varepsilon_{\max}} \right $ [ ]	1.998	1,990

TABLEAU 2.13 – Déformations et contraintes principales numériques pour une simulation de chargement équibiaxial pour  $P = 75$  kPa avec la loi *EquibiaxIcp* et *EquibiaxCp*.

Une étude comparative est réalisée pour les deux lois *Equibiax* et *UniaxV1* dans leurs versions compressibles et incompressibles. Les résultats pour trois niveaux de pression sont donnés dans le tableau 2.14.

$P$ [kPa]	UniaxV1			Equibiax		
	50	55	75	50	55	75
$\sigma_{\text{Icp}}$ [MPa]	0.919	1.52	/	0.457	0.523	0.970
$\varepsilon_{\text{Icp}}$ [ ]	0.577	0.756	/	0.197	0.226	0.407
$\sigma_{\text{Cp}}$ [MPa]	0.912	1.56	/	0.456	0.522	0.964
$\varepsilon_{\text{Cp}}$ [ ]	0.575	0.747	/	0.197	0.226	0.405
$\left  \frac{\sigma_{\text{Cp}} - \sigma_{\text{Icp}}}{\sigma_{\text{Icp}}} \right $ [%]	<b>0.8</b>	<b>2.6</b>	/	<b>0.2</b>	<b>0.2</b>	<b>0.6</b>
$\left  \frac{\varepsilon_{\text{Cp}} - \varepsilon_{\text{Icp}}}{\varepsilon_{\text{Icp}}} \right $ [%]	<b>0.3</b>	<b>1.2</b>	/	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0.5</b>

TABLEAU 2.14 – Déformations et contraintes principales maximales numériques, dans le cadre d'une simulation d'un essai équibiaxial pour différentes consignes de pression.

On constate dans un premier temps que la loi *UniaxV1* présente un comportement très souple par rapport à *Equibiax*, qui engendre une non-convergence pour une pression de 75 kPa. Pour les deux lois et tous les chargements étudiés, la prise en compte du

caractère compressible de la matière ne modifie pas de plus de 3% la réponse mécanique en comparaison à son homologue incompressible. À partir des résultats obtenus dans les tableaux 2.13 et 2.14 on peut valider l'hypothèse du caractère incompressible de la matière réalisée lors du calcul des déformations et contraintes pour les résultats expérimentaux en traction équibiaxiale.

Ces différents résultats numériques sont alors comparés aux résultats expérimentaux de gonflage. De manière analogue à l'analyse réalisée pour l'essai de traction uniaxiale, le couple de contrainte-déformation expérimental est obtenu à partir de la déformation numérique ( $\varepsilon_{\text{exp}} = \varepsilon_{\text{num}}, \sigma_{\text{exp}}$ ). La comparaison des résultats numériques et expérimentaux est compilée dans le tableau 2.15. On observe dans un premier temps que la loi matière *UniaxV1Icp* présente un comportement bien plus souple que les résultats expérimentaux de gonflage, avec une différence relative supérieure à 24%. La loi obtenue à partir des essais équibiaxiaux permet de mieux reproduire le comportement de l'expérimentation de gonflage. On observe cependant des erreurs élevées pour les chargements de 50 et 75 kPa. Cette erreur est due à l'identification exposée en figure 2.13(a). En effet, la plage de déformation de 0.2 à 0.5 présente la moins bonne prédiction. Lorsque la pression est augmentée et que la déformation mesurée dépasse 0.8, la prédiction est bien meilleure. La loi mono-invariant identifiée génère donc des erreurs non-négligeables pour la simulation de l'essai de gonflage.

$P$ [kPa]	UniaxV1Icp			EquibiaxIcp		
	50	75	95	50	75	95
$\sigma_{\text{num}}$ [MPa]	0.919	/	/	0.457	0.970	3.44
$\varepsilon_{\text{num}}$ [ ]	0.577	/	/	0.197	0.407	0.858
$\sigma_{\text{exp}}$ [MPa]	1.57	/	/	0.404	0.82	3.51
er [%]	<b>41.5</b>	/	/	<b>13.1</b>	<b>18.3</b>	<b>2.0</b>

TABLEAU 2.15 – Comparatif des résultats de simulations numériques et expérimentaux de l'essai de traction équibiaxiale pour des lois incompressibles.

Les simulations précédentes sont reconduites pour les lois matière multi-invariants dont les résultats incompressibles sont compilés dans le tableau 2.16. On peut constater que pour les pressions étudiées, les lois multi-invariants prédisent fidèlement le comportement de l'essai de traction équibiaxiale. Cependant, les lois combinées génèrent des difficultés de convergence sur les plages de déformation élevées. La pression maximale est baissée de 90 kPa à 82.5 kPa afin de pouvoir faire converger la simulation. Ces lois combinées permettent de prédire le comportement de la matière avec une erreur inférieure à 7% dans le cas du gonflage équibiaxial.

La loi mono-invariant obtenue par traction équibiaxiale permet de prédire le comportement de la matière dans le cas d'un chargement par gonflage. Elle présente des erreurs plus élevées que celles observées pour la simulation du cas de traction uniaxiale. Les lois multi-invariants permettent cependant d'améliorer la précision de la simulation,

étant donné qu'elles présentent une erreur d'identification NMAD plus faible que celle obtenue pour la loi mono-invariant.

$P$ [kPa]	Comb2Icp			Comb5Icp		
	50	70	82.5	50	70	82.5
$\sigma_{\text{num}}$ [MPa]	0.507	1.04	2.16	0.508	1.02	1.90
$\varepsilon_{\text{num}}$ [ ]	0.272	0.472	0.709	0.276	0.459	0.656
$\sigma_{\text{exp}}$ [MPa]	0.538	1.07	2.28	0.545	1.01	1.97
er [%]	<b>5.7</b>	<b>2.6</b>	<b>5.2</b>	<b>6.8</b>	<b>0.9</b>	<b>3.8</b>

TABLEAU 2.16 – Comparatif des résultats de simulations numériques et expérimentaux de l'essai de traction équibiaxiale pour des lois combinées incompressibles.

## 2.5 Conclusion

Le silicone est un matériau présentant un comportement mécanique soumis à l'influence de la vitesse de sollicitation ainsi qu'à l'historique de déformation. La visco-élasticité et l'effet Mullins ont alors été illustrés dans le cas du chargement de traction uniaxiale. Nous choisissons de modéliser le comportement du silicone comme étant purement hyperélastique, correspondant au premier cycle de chargement de la matière.

Nous avons effectué une série d'expérimentations pour caractériser le comportement du silicone. Ces données expérimentales ont permis d'identifier des lois hyperélastiques sous deux formes distinctes : mono-invariants et multi-invariants. La pertinence de ces lois a ensuite été étudiée par modélisation MEF des essais de caractérisation. La comparaison des résultats numériques aux résultats expérimentaux permet de qualifier les performances des différentes lois identifiées.

Nous avons mis en évidence les limites des lois mono-invariant à travers ces analyses. Ces dernières ne prédisent correctement que le type de sollicitations pour lesquelles elles ont été caractérisées : une loi mono-invariant identifiée à partir d'un essai de traction uniaxiale, prédira de manière fidèle qu'une géométrie soumise à ce même type de sollicitation. Les lois hyperélastiques multi-invariants identifiées à partir de plusieurs jeux de sollicitations permettent d'outrepasser cette limite. En effet, les lois identifiées à partir d'essais de traction uniaxiale et équibiaxiale permettent de reproduire avec une erreur inférieure à 7% le comportement de la matière pour les deux types de sollicitations. Ces lois multi-invariants ont cependant présenté des difficultés de convergence pour des déformations s'approchant de 100% dans le cadre de la simulation de l'essai équibiaxial.

Une identification du paramètre de compressibilité de la matière a également été réalisée en parallèle. Ce coefficient est identifié à partir d'un essai de compression confinée. Toutes les lois hyperélastiques proposées sont déclinées en une version compressible et une version incompressible. Pour chaque type de sollicitation canonique étudié, nous

démonstrons que la prise en compte du caractère compressible de la matière a un effet négligeable sur le comportement du silicone.

Ces différents modèles de comportement seront utilisés dans la suite du manuscrit pour modéliser le comportement des doigts pneumatiques en silicone. Nous étudierons dans les sections correspondantes les limites et les performances de ces modèles dans le cas d'un chargement non canonique.

## Bibliographie du présent chapitre

- [1] 4.6. *Hyperelasticity*. ansyshelp. URL : [https://ansyshelp.ansys.com/public/Views/Secured/corp/v242/en/ans\\_mat/aQw8sq22d1dm.html#moon](https://ansyshelp.ansys.com/public/Views/Secured/corp/v242/en/ans_mat/aQw8sq22d1dm.html#moon).
- [3] *Ansys Mechanical | Structural FEA Analysis Software*. URL : <https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical>.
- [7] Jörgen BERGSTRÖM. « 2 - Experimental Characterization Techniques ». In : *Mechanics of Solid Polymers*. Sous la dir. de Jörgen BERGSTRÖM. William Andrew Publishing, jan. 2015, p. 19-114. ISBN : 978-0-323-31150-2. DOI : 10.1016/B978-0-323-31150-2.00002-9.
- [9] Jörgen BERGSTRÖM. « 5 - Elasticity/Hyperelasticity ». In : *Mechanics of Solid Polymers*. Sous la dir. de Jörgen BERGSTRÖM. William Andrew Publishing, 1<sup>er</sup> jan. 2015, p. 209-307. ISBN : 978-0-323-31150-2. DOI : 10.1016/B978-0-323-31150-2.00005-4. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323311502000054>.
- [14] Y. ELSAYED et al. « Design Optimisation of Soft Silicone Pneumatic Actuators Using Finite Element Analysis ». In : 2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Juill. 2014, p. 44-49. DOI : 10.1109/AIM.2014.6878044.
- [23] Steve JERRAMS, Niall MURPHY et John HANLEY. « The Significance of Equi-Biaxial Bubble Inflation in Determining Elastomeric Fatigue Properties ». In : *Advanced Elastomers - Technology, Properties and Applications*. Sous la dir. d'Anna BOCZKOWSKA. InTech, 12 sept. 2012. ISBN : 978-953-51-0739-2. DOI : 10.5772/50099. URL : <http://www.intechopen.com/books/advanced-elastomers-technology-properties-and-applications/the-significance-of-equi-biaxial-bubble-inflation-in-determining-elastomeric-fatigue-properties>.
- [25] Benjamin Ang Wee KEONG et Raye Yeow Chen HUA. « A Novel Fold-Based Design Approach toward Printable Soft Robotics Using Flexible 3D Printing Materials ». In : *Advanced Materials Technologies* 3.2 (2 fév. 2018), p. 1700172. ISSN : 2365709X. DOI : 10.1002/admt.201700172. URL : <http://doi.wiley.com/10.1002/admt.201700172>.
- [26] Attila KOSSA, Megan T. VALENTINE et Robert M. McMEEKING. « Analysis of the Compressible, Isotropic, Neo-Hookean Hyperelastic Model ». In : *Meccanica* 58.1 (1<sup>er</sup> jan. 2023), p. 217-232. ISSN : 1572-9648. DOI : 10.1007/s11012-022-01633-2.

- [33] Tongqing LU et al. « A Constitutive Model for Soft Materials Incorporating Viscoelasticity and Mullins Effect ». In : *Journal of Applied Mechanics* 84.021010 (nov. 2016). ISSN : 0021-8936. DOI : 10.1115/1.4035180.
- [36] LUC MARECHAL et al. « Toward a Common Framework and Database of Materials for Soft Robotics ». In : *Soft Robotics* 8.3 (juin 2021), p. 284-297. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2019.0115. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2019.0115>.
- [37] *MCalibration*. PolymerFEM.com. URL : <https://polymerfem.com/mcalibration/>.
- [38] Stephen K. MELLY et al. « A Review on Material Models for Isotropic Hyperelasticity ». In : *International Journal of Mechanical System Dynamics* 1.1 (2021), p. 71-88. ISSN : 2767-1402. DOI : 10.1002/msd2.12013. URL : <https://onlinelibrary-wiley-com.scd-rproxy.u-strasbg.fr/doi/abs/10.1002/msd2.12013>.
- [41] Amir PAGOLI et al. « Review of Soft Fluidic Actuators : Classification and Materials Modeling Analysis ». In : *Smart Materials and Structures* 31.1 (déc. 2021), p. 013001. ISSN : 0964-1726. DOI : 10.1088/1361-665X/ac383a. URL : <https://doi.org/10.1088/1361-665x/ac383a>.
- [46] N. REUGE et al. « Elastomer Biaxial Characterization Using Bubble Inflation Technique. I : Experimental Investigations ». In : *Polymer Engineering & Science* 41.3 (2001), p. 522-531. ISSN : 1548-2634. DOI : 10.1002/pen.10749. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/pen.10749>.
- [62] F. YANG et al. « Design and Optimize of a Novel Segmented Soft Pneumatic Actuator ». In : *IEEE Access* 8 (2020), p. 122304-122313. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2020.3006865.
- [63] Hongying ZHANG et al. « Topology Optimized Design, Fabrication and Evaluation of a Multimaterial Soft Gripper ». In : *2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*. 2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). Avr. 2018, p. 424-430. DOI : 10.1109/ROBOSOFT.2018.8405363.



# Architecture de référence des doigts et procédé de fabrication

## Sommaire du présent chapitre

<b>3.1 Introduction</b>	<b>59</b>
<b>3.2 Proposition d'architecture pour un doigt de référence</b>	<b>60</b>
<b>3.3 Influence de l'outillage sur la géométrie des pièces</b>	<b>61</b>
3.3.1 Doigt V1 : injection mono-étape . . . . .	62
3.3.2 Doigt V2 : injection bi-étape . . . . .	64
<b>3.4 Dispositif d'injection basse pression de silicone</b>	<b>64</b>
<b>3.5 Présentation du dispositif expérimental</b>	<b>65</b>
<b>3.6 Étude du comportement des doigts V1</b>	<b>67</b>
3.6.1 Mise sous pression d'une cavité . . . . .	68
3.6.2 Modélisation MEF de l'expérimentation . . . . .	70
<b>3.7 Sensibilité du comportement du doigt aux erreurs de position des cavités</b>	<b>78</b>
<b>3.8 Conclusion</b>	<b>80</b>

## 3.1 Introduction

La conception d'un doigt souple est une opération complexe en raison des interactions fortes entre les paramètres produits et processus. La simulation MEF peut apporter une aide à la conception en prédisant le comportement des géométries définies. Cependant, cette méthode n'est pertinente que si les résultats de modélisation sont représentatifs de la réalité. Dans ce chapitre, nous proposons donc d'étudier un

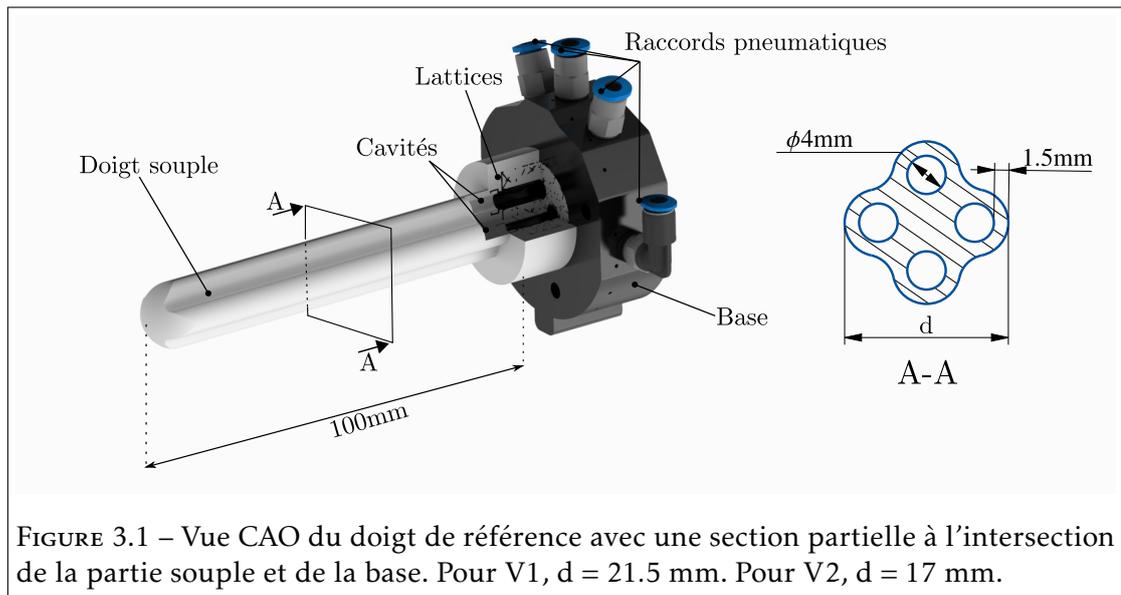


FIGURE 3.1 – Vue CAO du doigt de référence avec une section partielle à l’intersection de la partie souple et de la base. Pour V1,  $d = 21.5$  mm. Pour V2,  $d = 17$  mm.

doigt de référence avec un double objectif : mettre en place une méthode de fabrication robuste pour la production de doigts pneumatiques en silicone et qualifier les performances des différentes lois matière identifiées dans le chapitre 2 pour la modélisation de l’actionnement du doigt.

Nous proposons une architecture de référence monomatière, permettant une modélisation simple du doigt. La conception est orientée pour présenter une fabrication robuste par une réduction des étapes d’injection et d’assemblage. L’expérimentation de ces doigts de référence fournit un comportement expérimental qui peut être comparé aux prédictions numériques.

### 3.2 Proposition d’architecture pour un doigt de référence

Les doigts pneumatiques génèrent des mouvements à partir du gonflement de cavités. La position, la réparation et la forme de ces dernières influent sur les déformations induites par leur mise sous pression. Nous choisissons une architecture de cavités sous forme de segment cylindrique, comme présentée par Marchese *et al.* [35]. Cette morphologie produit des géométries de doigts pouvant être fabriquées par une seule étape d’injection, comme exposée en section 3.3.1.

Le doigt de référence est donc composé de quatre cavités permettant de générer des mouvements de flexion opposables suivant deux directions : flexion/extension et abduction/adduction. Cette architecture simple, qui sera discutée plus en détail en section 4.2 page 84, permet de définir une première géométrie simple de doigt. En raison de la morphologie des cavités, chacune occasionne théoriquement un comportement en flexion similaire réparti sur l’intégralité de la longueur du doigt.

L’un des points cruciaux d’un doigt souple est sa liaison étanche avec une base rigide

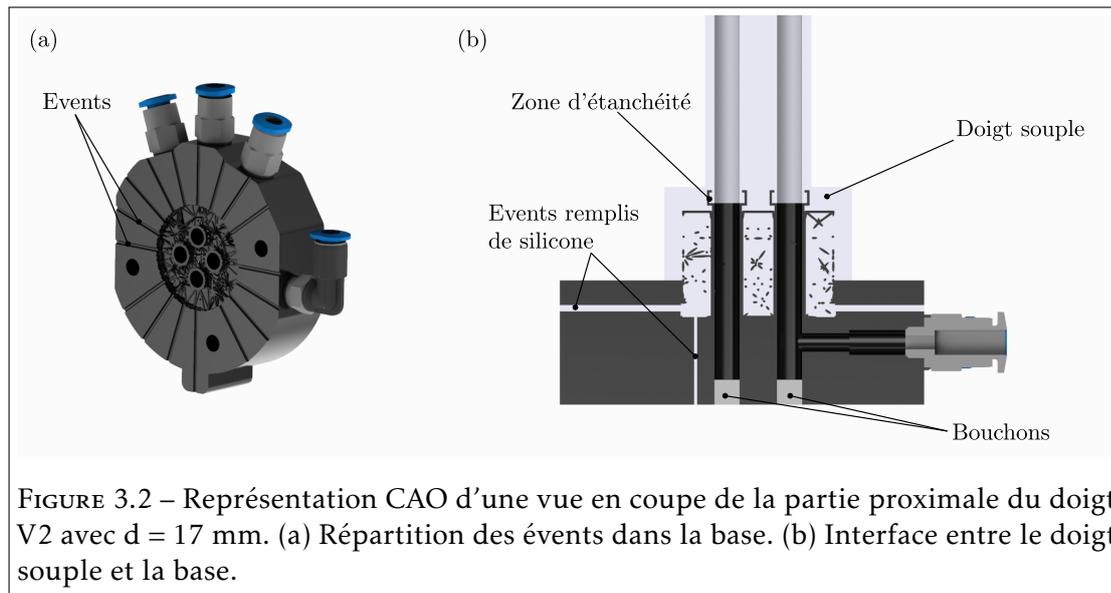


FIGURE 3.2 – Représentation CAO d’une vue en coupe de la partie proximale du doigt V2 avec  $d = 17$  mm. (a) Répartition des événements dans la base. (b) Interface entre le doigt souple et la base.

et l’arrivée pneumatique. Le surmoulage, possible en injection silicone, est utilisé pour éviter un assemblage complexe. En concevant un volume poreux dans la base rigide, le silicone injecté peut s’y engouffrer et former une interface robuste [5]. Nous définissons ce volume poreux par la génération de lattices stochastiques. Une vue CAO du doigt est présentée en figure 3.1.

La géométrie est définie pour des dimensions proches de celles d’un doigt humain avec une longueur de 100 mm, un diamètre de cavité de 4 mm et une épaisseur de paroi de 1.5 mm. Ce doigt de référence est étudiée pour deux versions V1 puis V2. L’évolution de la première à la deuxième est motivée par les résultats expérimentaux et numériques présentés en section 3.6.2. Dimensionnement, V2 diffère de V1 avec un paramètre  $d$  de respectivement 17 mm et 21.5 mm. La méthode de fabrication évolue également entre les deux versions, avec une injection mono-étape pour V1 et bi-étape pour V2. Cette modification du processus de fabrication est présentée en sections 3.3.1 et 3.3.2.

### 3.3 Influence de l’outillage sur la géométrie des pièces

La fabrication de pièces par moulage nécessite de concevoir les divers éléments du moule dont l’assemblage est nommé dans la suite « outillage ». La conception de l’outillage est une procédure itérative qui présente une influence majeure sur les paramètres produits [56]. Cette conception s’articule autour des étapes du processus d’injection : le positionnement des éléments du moule, l’injection du silicone et le démoulage de la pièce.

Dans le moulage par injection, l’objectif est de remplir la cavité de manière régulière et progressive et d’éviter les vides dans la pièce. Il est conseillé de placer le point d’injection dans les zones où l’écoulement de silicone rencontrera le moins de résistance, car le

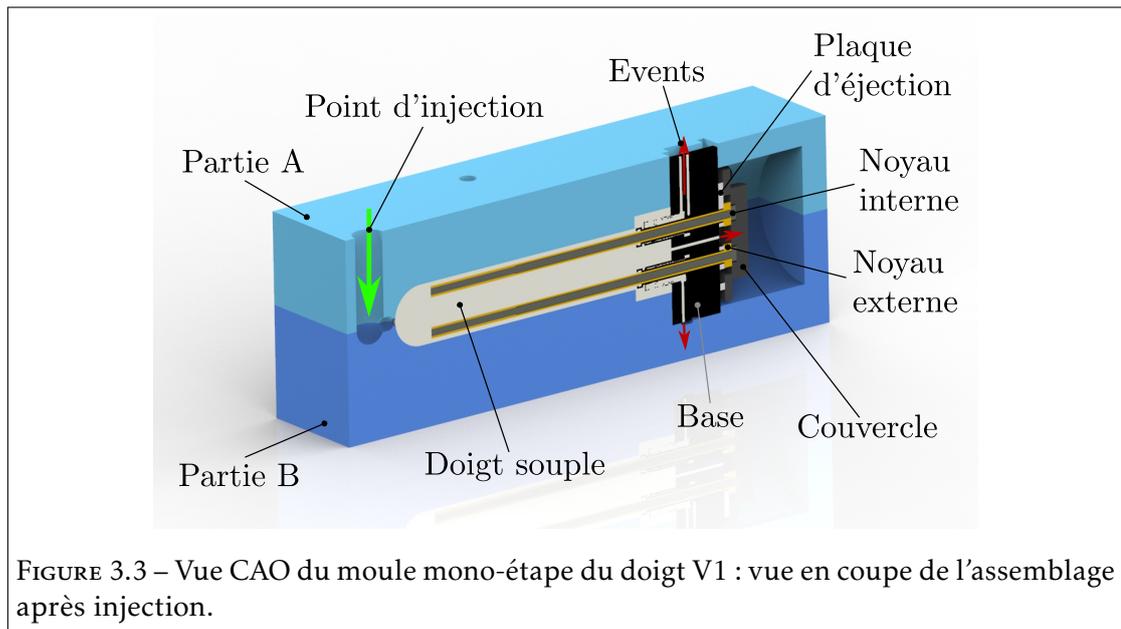


FIGURE 3.3 – Vue CAO du moule mono-étape du doigt V1 : vue en coupe de l'assemblage après injection.

matériau avancera toujours dans les espaces les moins contraints. Le point d'injection est alors positionné à l'extrémité distale du doigt de manière à ce que l'écoulement du silicone remplisse la structure lattice à la fin de l'injection. Des événements doivent être prévus à l'opposé du point d'injection afin d'éviter les inclusions d'air. Le front de matière progressant de l'extrémité distale vers la base du doigt, des événements de 1 mm de diamètre sont définis dans la base du doigt. Ce réseau d'événements s'étend de l'intérieur du volume de lattice vers l'extérieur de la base, comme montré en figure 3.2(a). Ces événements servent alors à indiquer la fin d'injection puisque la sortie du silicone signale que l'intégralité du moule est déjà remplie. Une représentation de la base surmoulée est fournie en figure 3.2(b).

Les cavités sont moulées par des noyaux introduits, au préalable, dans la base du doigt. Une fois le doigt démoulé, les raccords pneumatiques sont vissés et des bouchons sont insérés de manière à rendre chaque cavité hermétiquement close. Afin de garantir l'herméticité de la liaison entre la base et le doigt souple, une zone d'étanchéité a été conçue pour chaque cavité. Ces zones, représentées en figure 3.2(b), consistent en une géométrie de révolution formant une gorge dans laquelle le silicone vient se loger au cours de l'injection. Cette zone s'apparente alors à un joint autoserrant où la mise sous pression de la cavité génère une contrainte compressive dans le silicone présent dans la gorge, assurant ainsi l'étanchéité.

### 3.3.1 Doigt V1 : injection mono-étape

La première version de l'outillage est réalisée afin de fabriquer le doigt en une seule étape d'injection. Grâce à une conception sans contre-dépouille dans la pièce, un moule

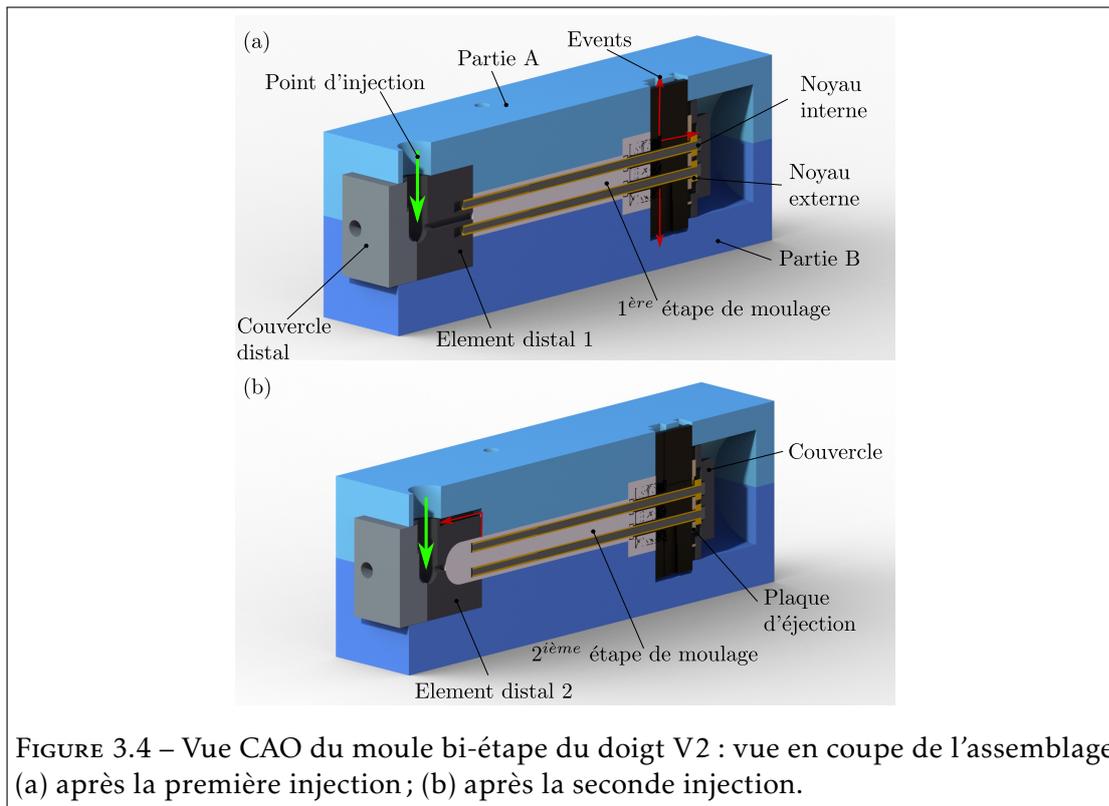


FIGURE 3.4 – Vue CAO du moule bi-étape du doigt V2 : vue en coupe de l’assemblage (a) après la première injection ; (b) après la seconde injection.

simple en deux parties A et B, représenté en figure 3.3, est défini.

Les noyaux moulant les cavités sont placés dans les alésages usinés dans la base. L'éjection est une phase critique du processus de moulage, car le silicone a tendance à adhérer fortement aux surfaces sur lesquelles il se réticule. Cette difficulté d'éjection est particulièrement marquée pour les noyaux cylindriques. Afin de faciliter le démoulage des cavités, on utilise un assemblage composé d'un noyau interne et externe. Lors de l'éjection, le noyau interne est d'abord retiré pour permettre à l'air de pénétrer dans le noyau externe et éviter ainsi l'effet de succion. Un couvercle est vissé sur la base pour maintenir les noyaux pendant l'injection. Une plaque d'éjection est positionnée entre les têtes des noyaux externes et la base. Cette plaque est pourvue de perçages taraudés débouchant sur une surface plane de la base. Par manœuvre d'une vis, la plaque ainsi que les noyaux sont écartés de la base.

Après l'assemblage de la plaque d'éjection, des noyaux et du couvercle sur la base, cette dernière est insérée dans les parties A et B du moule. Deux goupilles sont au préalable logées dans la partie A du moule afin de positionner l'assemblage de la partie A sur la partie B. Le moule est ensuite serré entre deux plaques pour empêcher toute ouverture et maintenir la cavité étanche au silicone lors de l'injection et de la réticulation de celui-ci. Une seule étape d'injection est alors nécessaire pour mouler le doigt souple sur sa base.

Les noyaux internes et externes correspondent respectivement à des éjecteurs standards et des éjecteurs tubulaires fournis par HASCO. La plaque d'éjection est usinée par découpe par jet d'eau dans une tôle d'acier de 2 mm d'épaisseur. Les autres composants du moule sont produits par impression FDM en PETG sur une imprimante Prusa MK3S.

### 3.3.2 Doigt V2 : injection bi-étape

À la suite des observations réalisées sur la répartition des déformations le long des cavités, une nouvelle variante du moule en injection bi-étape est conçue. L'objectif de cet outillage est d'assurer un meilleur positionnement des noyaux et donc des cavités. Contrairement à la première version, les noyaux sont mis en position par la base et un élément mobile, nommé « élément distal 1 » dans la figure 3.4(a), situé à l'extrémité distale du doigt. Les figures 3.4(a) et (b) représentent l'assemblage du moule pour deux étapes d'injection.

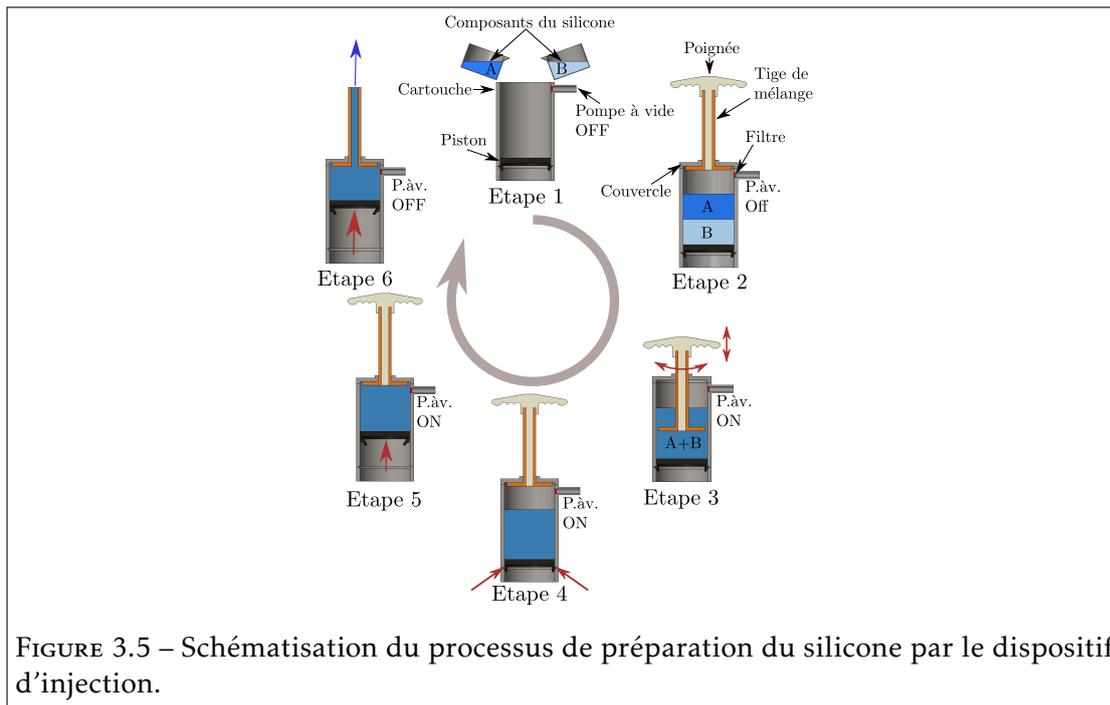
La première injection permet de mouler la quasi-totalité du doigt, à l'exception de l'extrémité distale. Le résultat de la première injection est nommé « 1<sup>ère</sup> étape de moulage ». Après la réticulation du silicone, l'élément distal 1 est remplacé par l'élément distal 2. La seconde étape d'injection génère la forme extérieure du doigt. La réticulation du silicone injecté sur la partie déjà réticulée induit le scellement de chaque cavité et le remplissage de l'extrémité du doigt.

De manière analogue à l'injection mono-étape, toutes les pièces sont fabriquées par impression 3D FDM en PETG, à l'exception des noyaux et de la plaque d'éjection.

## 3.4 Dispositif d'injection basse pression de silicone

La méthode de fabrication retenue pour la production des pièces en silicone est l'injection basse pression en raison de sa capacité de mise en œuvre robuste. Les injecteurs employés dans la littérature et présentés dans la section 1.2.2 page 11 utilisent un dispositif à deux cartouches où le mélange est réalisé dans un mélangeur statique. Pour rationaliser davantage le processus et garantir l'absence de bulles d'air pendant la préparation du silicone, nous proposons de recourir à un dispositif utilisé dans le domaine médical, qui ne nécessite qu'une seule cartouche à remplir.

Le dispositif d'injection Palamix [42], conçu pour la cimentoplastie percutanée, permet de réaliser un mélange sous vide dans une cartouche qui est ensuite directement montée sur l'injecteur. La préparation de la matière, composée de six étapes, est schématisée en figure 3.5. Dans un premier temps, les deux composants du silicone sont versés dans la cartouche (étape 1) avant de la fermer avec un couvercle (étape 2). La cartouche est alors mise sous vide tout en réalisant le mélange manuel par mouvement de translation et de rotation de l'assemblage de la poignée avec la tige de mélange (étape 3). Un filtre permet d'empêcher le silicone de s'échapper de la cartouche vers la pompe à vide. Lorsque le mélange est homogène et dégazé, le piston est relâché (étape 4). Sous l'effet du vide, le piston remonte pour collecter le silicone (étape 5). La cartouche

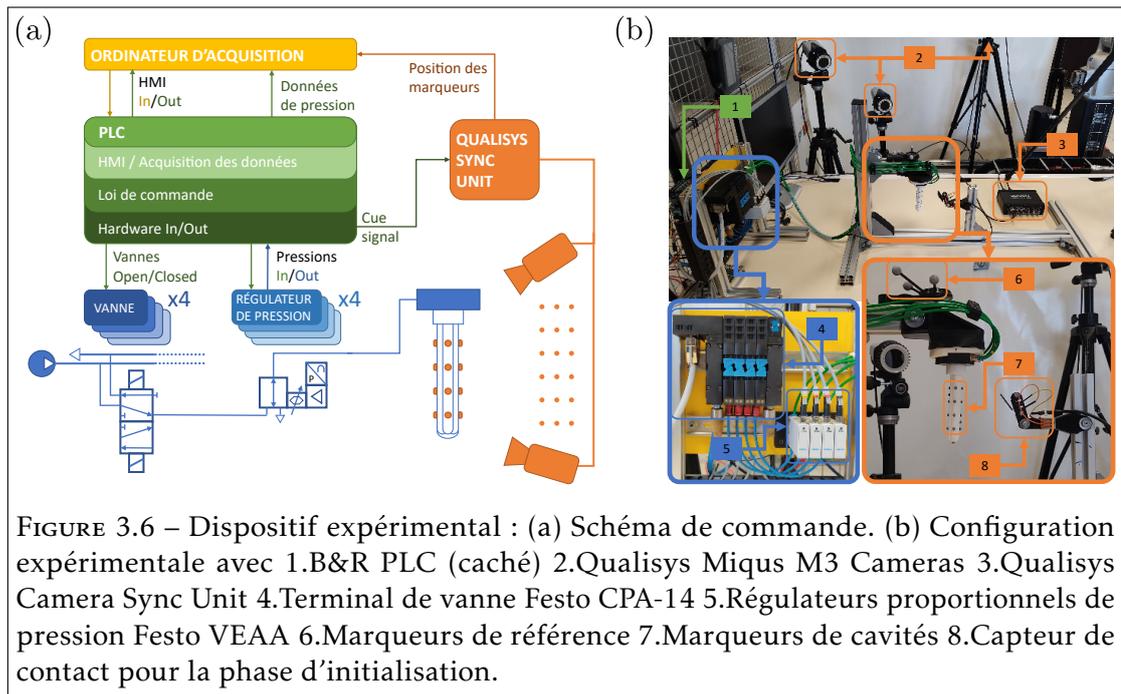


est ainsi montée sur un pistolet d'injection. La poignée est retirée et la tige de mélange devient le canule d'injection par laquelle le silicone passe lorsque le piston est poussé (étape 6).

### 3.5 Présentation du dispositif expérimental

Le dispositif de mesure de la déformation en fonction de la pression a été conçu par nos collègues de PPrime. L'intégralité des expérimentations présentées dans les chapitres 3 et 4 ont été réalisées à Poitiers sur ce dispositif. L'architecture de commande et de mesure a été créée au moyen d'une approche modulaire afin de pouvoir être adaptée à la commande robuste d'un manipulateur souple, c'est-à-dire une commande coordonnée de plusieurs doigts qui peuvent présenter des géométries différentes.

Pour garantir le paradigme *sense-plan-act* fréquemment employé dans les applications de robotique [52], le schéma de commande repose sur l'utilisation de l'architecture RTRobMultiAxisControl [17]. Cette architecture se base sur les normes PLCOpen Motion et IEC61131-3 et fournit une commande multiaxes et multirobots en temps réel. L'implémentation est compatible avec la plupart des cibles telles que les microcontrôleurs (STM32 avec Free RTOS par exemple), les PLC, Linux, RTLinux ou Windows. Pour assurer la robustesse et la modularité, le dispositif expérimental est composé d'un dispositif de commande industriel (PLC) et de quatre régulateurs de pression (un par cavité digitale) pour la commande de la pression, d'un système de capture de mouvement pour



la mesure de la flexion et la localisation de l'extrémité du doigt, d'un capteur de contact et d'une structure sur laquelle le doigt est monté. La figure 3.6(b) représente l'intégralité du dispositif expérimental. L'architecture de commande permet pour chaque doigt : i) une mesure précise des pressions d'entrée et de sortie ainsi que des positions des marqueurs utilisés avec le système de capture de mouvement ; ii) un niveau élevé de synchronisation des différentes mesures ; iii) la répétabilité et la robustesse du schéma de commande avec un comportement cyclique périodique déterministe.

Le dispositif de commande choisi est un automate programmable fourni par B&R Automation (modèle X20CP1382). L'automate traite les signaux I/O analogiques ou numériques pour chaque doigt grâce à des modules I/O. Le schéma de commande de la pression en boucle ouverte est basé sur une tâche cyclique de 10 ms. Cette tâche assure la détection (pressions, mesure du capteur de contact) et la génération des signaux de pression de sortie. La figure 3.6(a) résume la mise en œuvre du dispositif de commande PLC avec tous les autres composants du dispositif expérimental. La commande de la pression est donc effectuée par les entrées/sorties du PLC données aux régulateurs de pression proportionnelle (régulateurs VEAA de FESTO). Le régulateur de pression possède une plage d'utilisation de 0 à 200kPa avec une erreur linéaire de  $\pm 0.5\%$  (pleine échelle), une précision absolue de maximum 0.75% et une précision de répétition de  $\pm 0.4\%$  (pleine échelle).

Pour suivre la configuration spatiale du doigt, une capture de mouvement basée sur un ensemble de 8 caméras Qualisys Miquis M3 est employée. Ce système acquiert des images à une fréquence maximale de 340 fps avec une résolution de 1824x1088 pixels.

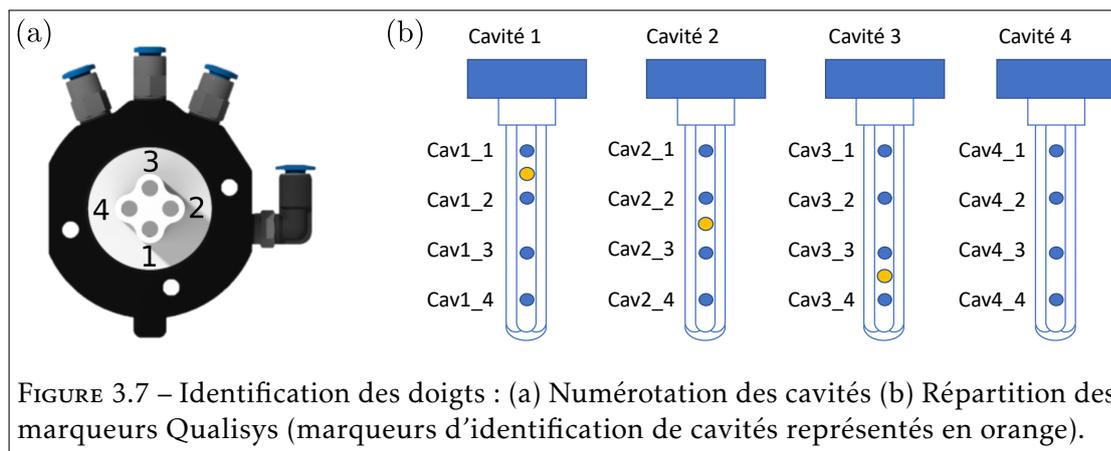


FIGURE 3.7 – Identification des doigts : (a) Numérotation des cavités (b) Répartition des marqueurs Qualisys (marqueurs d'identification de cavités représentés en orange).

Chaque doigt étudié possède une numérotation similaire de ses cavités de 1 à 4 suivant l'exemple donné en figure 3.7(a). 19 marqueurs réfléchissants sont placés tout autour du doigt sur la paroi externe des cavités, comme illustré en figure 3.7(b). 16 marqueurs sont utilisés pour la modélisation du doigt et trois supplémentaires sont utilisés pour identifier chaque cavité.

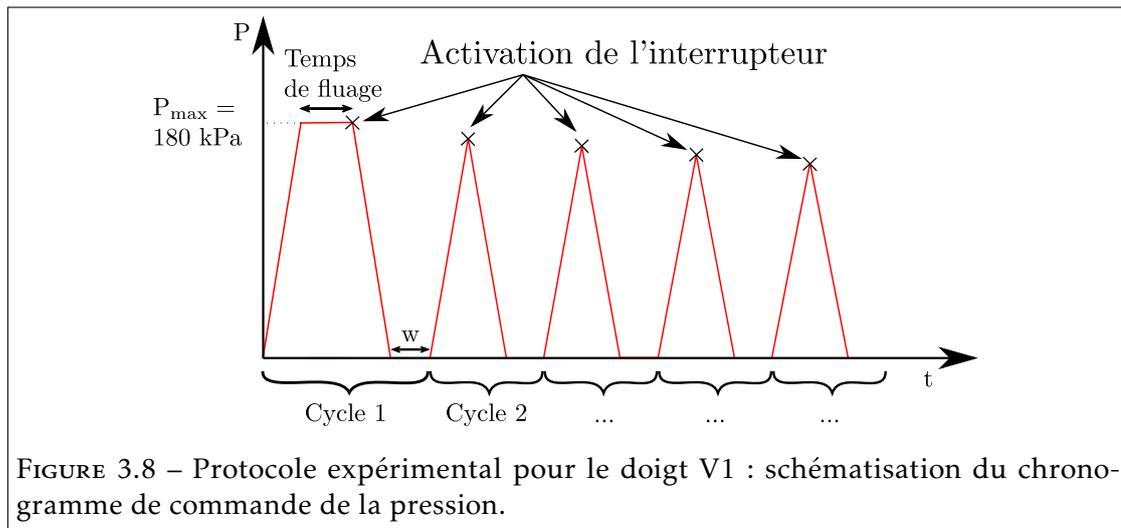
Un groupe de marqueurs de référence (figure 3.6(b)) est utilisé pour obtenir une position absolue des marqueurs dans l'espace. Un système Qualisys correctement étalonné peut atteindre une erreur résiduelle moyenne de positionnement inférieure à 0.1 mm. Cette incertitude peut être considérée comme appropriée pour des mesures de position du doigt, ce dernier ayant une longueur de 100 mm. En outre, le système Qualisys peut être déclenché et synchronisé avec des dispositifs externes grâce au système Camera Sync Unit fourni par Qualisys.

Un capteur de contact est utilisé pour détecter que l'objectif de flexion a été atteint pendant la phase d'initialisation. Il est fixé sur sa base et est immobile pendant les expériences. Il se compose d'un micro-interrupteur et d'un levier. Le capteur a été choisi avec la charge la plus faible pour la détection de contact, c'est-à-dire 0,078 N, afin d'éviter de perturber la commande de la pression en boucle ouverte.

Un système d'indexation a été spécialement conçu pour orienter le doigt et évaluer le comportement en flexion du doigt pour chaque mise sous pression de cavité. Ce système permet d'apprécier le comportement isotrope du prototype avec la même configuration de perception (capture de mouvement et capteur de contact).

### 3.6 Étude du comportement des doigts V1

Le comportement du doigt V1 est analysé dans cette section par la mise sous pression d'une cavité. Ces résultats, couplés aux modélisations numériques présentées dans la suite, motivent les modifications géométriques réalisées pour le doigt V2. L'expérimentation du doigt V2 est abordée dans le chapitre 4.



### 3.6.1 Mise sous pression d'une cavité

Les doigts V1 sont les premiers doigts pneumatiques testés sur le dispositif conçu par PPrime. Par essais itératifs, un protocole d'expérimentation a été défini et réalisé sur trois doigts. Chaque doigt étudié est vierge de toute sollicitation avant l'expérimentation et seule la cavité 1 est mise sous pression.

#### Protocole expérimental

Afin d'étudier le comportement du doigt pour une sollicitation simple, l'évolution de la pression nécessaire pour atteindre une flexion de  $90^\circ$  est suivie. L'interrupteur décrit en figure 3.6(b) est utilisé comme capteur de fin de course du doigt. Il est positionné par le gonflement d'un doigt martyr, de manière à ce que le bout du doigt active l'interrupteur pour une flexion d'environ  $90^\circ$ . On définit ainsi la pression de contact comme la pression pour laquelle le doigt active le commutateur. L'expérimentation consiste alors en une série de cinq rampes de pression  $10 \text{ kPa/s}$ . Le dégonflement de la cavité est provoqué par l'activation de l'interrupteur avec une rampe similaire à la phase de gonflage. Un temps d'attente  $w = 5 \text{ s}$  est observé entre deux cycles consécutifs. La représentation schématique du chronogramme de pression est donnée en figure 3.8.

Lors de la mise au point du protocole, il a été constaté que l'actionnement pneumatique générait un retard mécanique de la déformation du doigt. Ceci se traduit par une poursuite de l'augmentation de la flexion du doigt quelques secondes après le déclenchement de l'interrupteur, ceci malgré la réduction de la consigne de pression. Une pression maximale, inférieure à la pression de contact mesurée sur un doigt martyr pour le premier cycle, de  $180 \text{ kPa}$  a alors été fixée. Durant le premier cycle d'actionnement, la consigne de pression atteint  $180 \text{ kPa}$  alors que le doigt n'a pas encore activé l'interrupteur. Cette pression maximale est donc maintenue jusqu'à ce que le doigt active l'interrupteur par effet de fluage. En effet, dû à la viscosité de la matière, le doigt

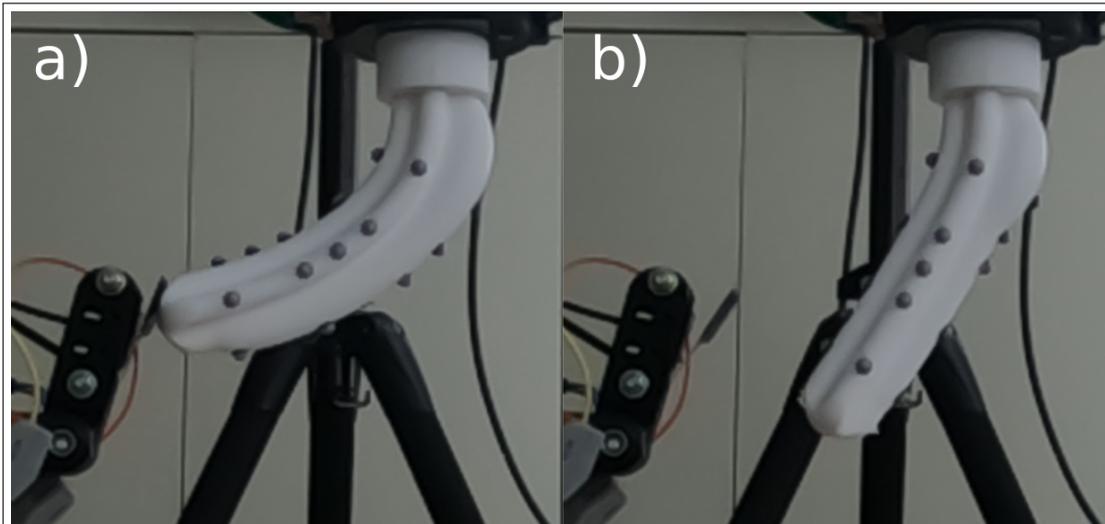


FIGURE 3.9 – Déformation du doigt V1 : (a) Contact lors du premier cycle. (b) Mise sous pression lors du cinquième cycle.

continue de fléchir à contrainte constante. Cette pression maximale permet, pour le cas étudié, d'éviter tout déplacement supérieur à ceux définis par le capteur de contact. Le temps de fluage s'exprime alors comme le temps entre le moment où la pression maximale est atteinte et l'activation de l'interrupteur. Le chronogramme présenté en figure 3.8 illustre le cas où la pression maximale est atteinte uniquement pour le premier cycle, engendrant un temps de fluage avant le contact qui enclenche le dégonflement de la cavité.

Les positions des marqueurs Qualisys ne sont pas exploitées pour cette expérimentation. Après avoir réalisé les essais, nous nous sommes aperçus que la reconstruction automatique des trajectoires de points générait un grand nombre d'erreurs liées à la position des caméras. Cela nécessiterait de vérifier et de reconstruire manuellement un grand nombre de segments. Nous choisissons d'étudier, dans les résultats suivants, uniquement l'évolution de la pression de contact du doigt. Ces observations mènent à une préparation plus aboutie des prochaines expérimentations présentées en chapitre 4, afin de pouvoir exploiter pleinement les capacités du dispositif Qualisys.

## Résultats

Le protocole expérimental est appliqué à une cavité pour trois doigts. Pour chaque cycle, la pression moyenne au contact est définie à partir des résultats des trois doigts. Lorsque la pression maximale de 180 kPa est atteinte au cours d'un cycle, le temps de fluage est calculé. Les résultats sont reportés dans le tableau 3.1. La pression maximale de 180 kPa est atteinte pour les deux premiers cycles. Le temps de fluage de 18 s pour le premier cycle devient quasiment nul pour le second. À partir du troisième cycle, la

pression nécessaire au contact est inférieure à 180 kPa, avec une évolution de la pression de -2 % par cycle. Le comportement du doigt dépend donc de l'histoire des contraintes, avec une combinaison de fluage dû à la viscoélasticité et de ramollissement du matériau lié à l'effet Mullins. Ces deux caractéristiques ont un impact particulièrement important sur l'évolution de la déformation du doigt.

Numéro de cycle	1	2	3	4	5
$\overline{P_{contact}}$ [kPa]	179.8	179.3	175.6	172.2	169.5
$\overline{t_{relax}}$ [s]	18	0.5	/	/	/

TABLEAU 3.1 – Évolution de la pression de contact moyenne et du temps de relaxation moyens pour trois doigts V1.

Lors du premier cycle, la déformation n'est pas homogène le long de la cavité pressurisée : une hernie apparaît à la base du doigt comme le montre la figure 3.9(a). L'effet Mullins induit un ramollissement du matériau au fur et à mesure que le nombre de cycles augmente, entraînant un élargissement de la hernie et donc une modification de la géométrie du doigt. La figure 3.9(b) illustre l'élargissement de cette hernie lors des cycles suivants.

Les autres cavités des doigts ont ensuite été mises sous pression selon un protocole identique. Cette hernie localisée proche de la base du doigt a alors été observée pour toutes les cavités des doigts. Le défaut étant reproductible, on peut supposer que cette caractéristique est induite par la géométrie et l'impact des propriétés du matériau sur celle-ci. Une simulation MEF est mise en place afin d'étudier la répartition des déformations et la formation de la hernie.

### 3.6.2 Modélisation MEF de l'expérimentation

Un modèle numérique est conçu à partir de la géométrie du doigt de référence V1 afin d'analyser la répartition prédictive des déformations. Ce premier cas de modélisation du comportement du doigt est également un moyen d'évaluer les différentes lois matière identifiées dans le chapitre 2.

Les lois hyperélastiques identifiées précédemment prédisent le comportement d'une matière sans historique de chargement. Elles ne peuvent alors être utilisées que pour modéliser le premier cycle de chargement de chaque doigt. L'analyse statique en grands déplacements est réalisée sur la moitié du doigt afin de prendre en compte le caractère symétrique de la géométrie et de la sollicitation. Une contrainte d'encastrement est définie à la base du doigt. Un chargement de pression est appliqué à une cavité située sur le plan de symétrie. L'intégralité de la géométrie est soumise à une condition de gravité orientée de manière analogue à l'expérimentation de la section 3.6.1. La répartition des conditions aux limites est illustrée en figure 3.10(a). Le maillage est défini à partir d'éléments quadratiques principalement hexaédriques, dont une représentation pour une taille maximale d'éléments de 0.75 mm est donnée en figure 3.10(b).

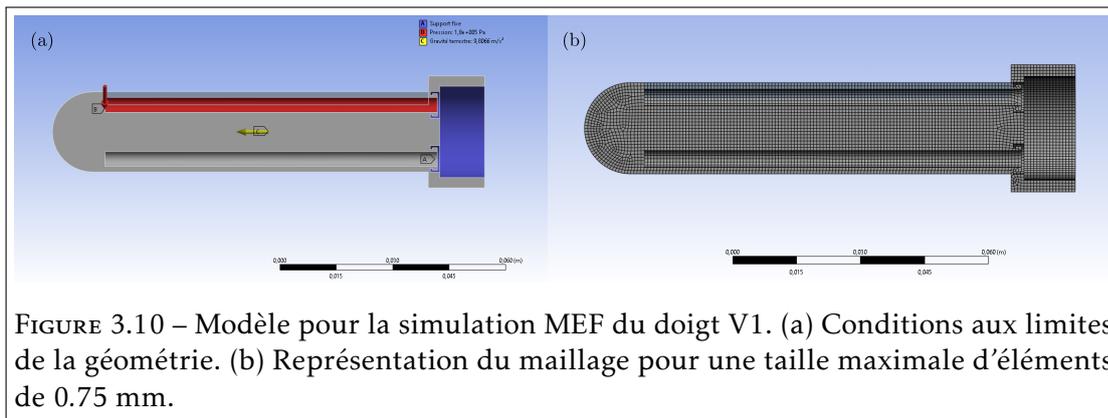


FIGURE 3.10 – Modèle pour la simulation MEF du doigt V1. (a) Conditions aux limites de la géométrie. (b) Représentation du maillage pour une taille maximale d'éléments de 0.75 mm.

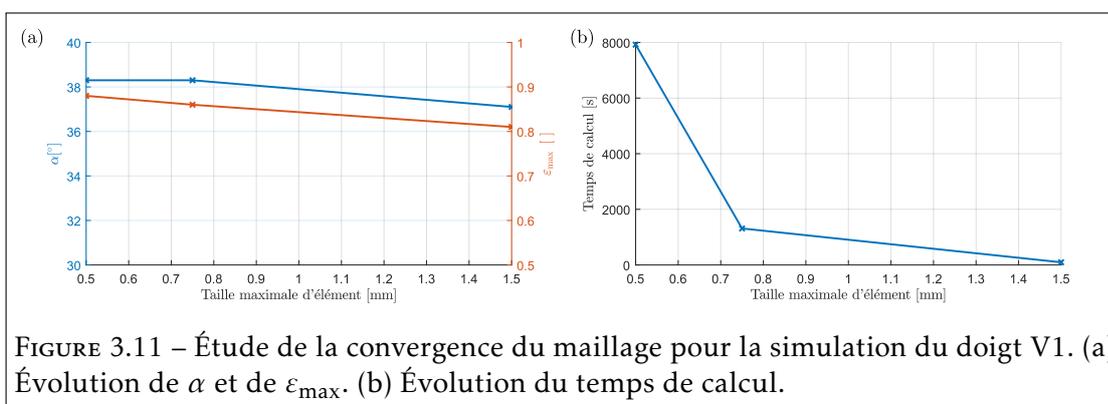
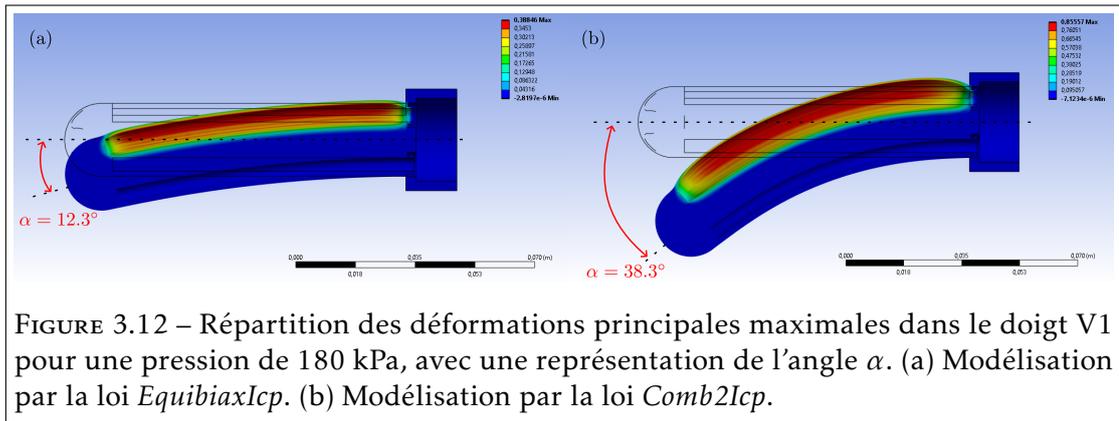


FIGURE 3.11 – Étude de la convergence du maillage pour la simulation du doigt V1. (a) Évolution de  $\alpha$  et de  $\epsilon_{\max}$ . (b) Évolution du temps de calcul.

Les principales mesures d'intérêt pour les simulations réalisées sont les déformations principales de la matière et  $\alpha$  la flexion du doigt. Cette dernière est définie à partir de l'angle entre le vecteur  $z$  et l'axe normal au bout du doigt. Cet angle  $\alpha$  est représenté en figures 3.12(a) et (b).

Dans le but de déterminer la taille optimale des éléments, une analyse de convergence de maillage est réalisée avec la loi *Comb2Icp*. Pour cela, le chargement de pression est défini à 180 kPa. Cette valeur correspond à la pression maximale définie pour l'expérimentation de la section précédente. Une analyse est réalisée pour trois tailles maximales d'élément : 1.5 mm, 0.75 mm et 0.5 mm, générant respectivement 1, 2 et 3 éléments dans l'épaisseur de la paroi de la cavité. La figure 3.11(a) présente l'évolution de  $\alpha$  et du maximum de la déformation principale maximale  $\epsilon_{\max}$  en fonction de la taille des éléments. Le passage d'éléments de 1.5 mm à 0.75 mm génère des variations en flexion et en déformation de respectivement 3% et 6%. La simulation d'éléments encore plus petits, de 0.5 mm, engendre une variation inférieure à 0.3% sur  $\alpha$  et une augmentation de 2% sur  $\epsilon_{\max}$ . La figure 3.11(b) présente l'évolution du temps de calcul pour les simulations de l'analyse de convergence de maillage. La modélisation du comportement du doigt pour des éléments de 0.75 mm apparaît comme un compromis pertinent où le temps de calcul est inférieur à 30 min, tout en produisant des résultats



stabilisés pour  $\alpha$  et  $\varepsilon_{\max}$ . Cette taille d'élément est donc définie pour les simulations de cette section, ce qui génère un maillage de 39902 éléments et 158125 nœuds.

### Influence de la loi matière

Une étude comparative de l'influence de la loi matière incompressible sur le comportement en flexion du doigt est réalisée avec le modèle numérique défini précédemment. Un premier cas de figure est étudié avec une consigne de pression de 180 kPa pour trois lois : *UniaxV1Icp*, *EquibiaxIcp* et *Comb2Icp*<sup>1</sup>. Les résultats de la flexion en bout de doigt  $\alpha$  sont donnés dans le tableau 3.2 et illustrés en figure 3.12. Expérimentalement, le doigt présente lors de son premier cycle une flexion comprise entre 30° et 60°, au moment où la consigne de pression atteint 180 kPa<sup>2</sup>. D'après les résultats présentés dans le tableau 3.2, la loi *Comb2Icp* présente une flexion  $\alpha = 38.3^\circ$  se situant dans l'intervalle de flexion expérimentale, contrairement à *EquibiaxIcp* qui génère un comportement trop rigide du doigt, avec  $\alpha = 12.3^\circ$ . La simulation définie avec la loi *UniaxV1Icp* n'arrive pas à converger pour la pression de 180 kPa appliquée. Ce modèle présente un comportement trop souple engendrant des déformations exagérées de la géométrie étudiée.

Modèle	<i>UniaxV1Icp</i>	<i>EquibiaxIcp</i>	<i>Comb2Icp</i>
$\alpha$ [°]	/	12.3	38.3

TABLEAU 3.2 – Flexion  $\alpha$  en bout de doigt V1 pour une pression de 180 kPa.

Une nouvelle analyse est réalisée pour une pression de 140 kPa afin de mettre en évidence numériquement la grande souplesse de la loi *UniaxV1Icp*. La valeur de pression est définie par itération de simulation afin de trouver une consigne permettant de générer

1. Pour rappel, *UniaxV1Icp* et *EquibiaxIcp* sont des lois hyperélastiques mono-invariants identifiées respectivement à partir d'un essai de traction uniaxiale et équibiaxiale. *Comb2Icp* est une loi hyperélastique multi-invariant identifiée à partir des résultats expérimentaux des deux types d'essai canonique.

2. Cette plage est déterminée à partir d'enregistrements vidéo des expérimentations.

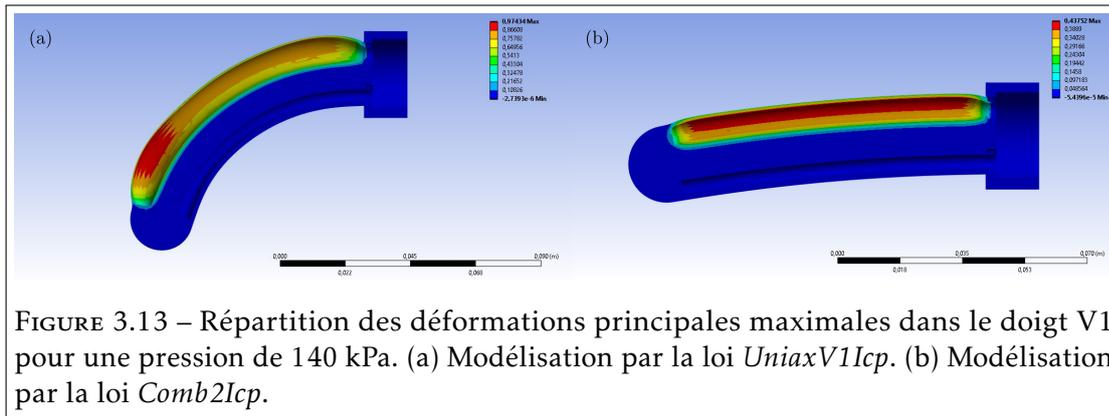


FIGURE 3.13 – Répartition des déformations principales maximales dans le doigt V1 pour une pression de 140 kPa. (a) Modélisation par la loi *UniaxV1Icp*. (b) Modélisation par la loi *Comb2Icp*.

une flexion proche de  $90^\circ$  pour la loi mono-invariant uniaxiale. Les résultats sont donnés dans le tableau 3.3 et illustrés en figure 3.13. Pour une pression de 140 kPa, la simulation réalisée avec la loi *UniaxV1Icp* produit une flexion  $\alpha = 73^\circ$ , alors que les lois *EquibiaxIcp* et *Comb2Icp* présentent un comportement bien plus rigide avec respectivement  $\alpha = 5.6^\circ$  et  $\alpha = 9.6^\circ$ . Pour une pression de 140 kPa, la loi *Comb2Icp* présente une différence de flexion de +42% et -660% par rapport à respectivement *EquibiaxIcp* et *UniaxV1Icp*. La loi combinée présente donc un comportement intermédiaire entre les deux lois mono-invariants, mais est quantitativement bien plus proche du comportement de la loi *EquibiaxIcp*.

Modèle	<i>UniaxV1Icp</i>	<i>EquibiaxIcp</i>	<i>Comb2Icp</i>
$\alpha$ [°]	73.0	5.6	9.6

TABLEAU 3.3 – Flexion  $\alpha$  en bout de doigt V1 pour une pression de 140 kPa.

D'après le résultat précédent, nous pouvons supposer que la sollicitation subie par le doigt s'approche plus d'une sollicitation équibiaxiale que uniaxiale. Pour expliquer ce phénomène, nous nous intéressons aux répartitions des trois déformations principales pour la simulation où  $P = 180$  kPa et où la matière est définie par le modèle *Comb2Icp*. Les trois déformations principales sont illustrées en figures 3.14(a), (b) et (c). De manière analogue à l'essai canonique de traction équibiaxiale, les déformations principales maximales et intermédiaires sont toutes deux positives alors que la déformation principale minimale est négative. Le doigt présente donc sur la paroi de la cavité, une réduction de son épaisseur et une elongation dans deux autres directions principales. Contrairement à l'essai équibiaxiale, les déformations principales maximale et intermédiaire ne sont pas égales avec une différence de 66% sur leurs maxima respectifs. La sollicitation subie par le doigt est donc une sollicitation non canonique, mais qui se rapproche d'une répartition de déformation telle qu'observée en traction équibiaxiale.

Le comportement du doigt ne peut être modélisé par une loi hyperélastique mono-invariant obtenue à partir d'un essai de traction uniaxiale ou équibiaxiale :

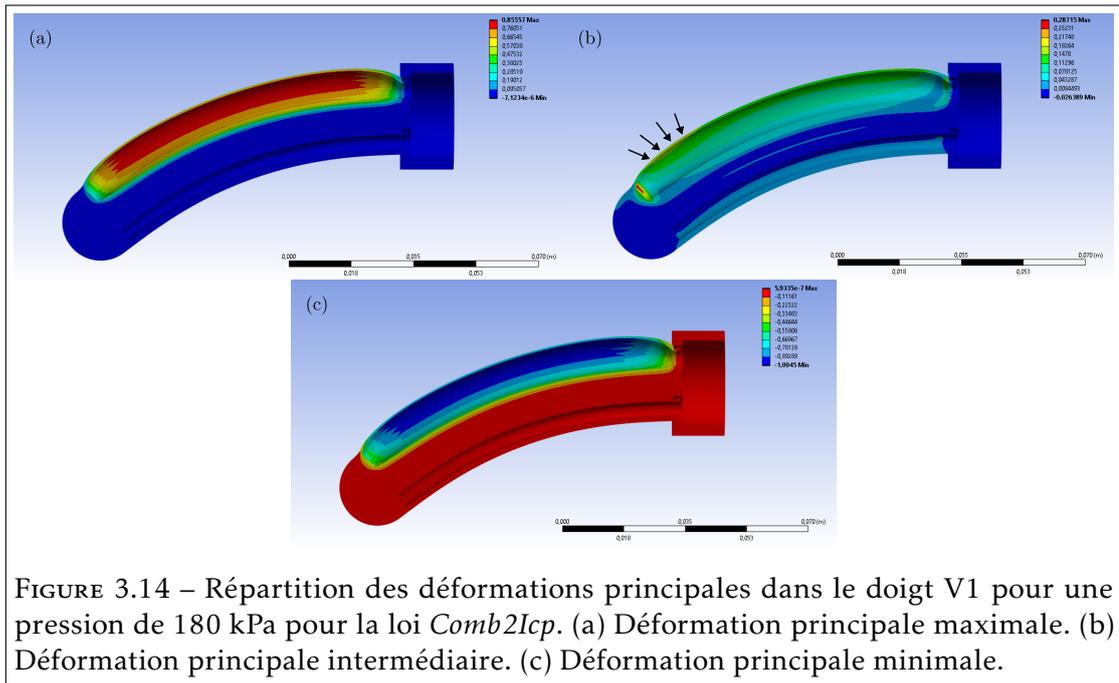


FIGURE 3.14 – Répartition des déformations principales dans le doigt V1 pour une pression de 180 kPa pour la loi *Comb2Icp*. (a) Déformation principale maximale. (b) Déformation principale intermédiaire. (c) Déformation principale minimale.

- une loi identifiée par un essai de traction uniaxiale génère un comportement trop souple;
- une loi identifiée par un essai de traction équibiaxiale génère un comportement trop rigide.

La loi multi-invariant permet cependant de produire une prédiction de comportement générant une flexion se situant dans l'intervalle déterminé par l'expérimentation. Une expérimentation plus complète présentée dans le chapitre 4 permet de mesurer la flexion du doigt en fonction de la pression. Les simulations réalisées dans ce même chapitre permettent alors de qualifier la précision des modèles multi-invariants.

En section 2.3.3, nous avons identifié trois lois multi-invariants incompressibles : *Comb2Icp*, *Comb3Icp* et *Comb5Icp* définies respectivement par 2, 3 et 5 paramètres matière. L'augmentation du nombre de paramètres permet de réduire l'erreur d'identification, c'est-à-dire réduire l'erreur de la courbe de prédiction par rapport aux courbes de références utilisées pour l'identification<sup>3</sup>. Nous nous intéressons alors à l'influence de l'augmentation du nombre de paramètres matière sur le comportement du doigt pour une pression  $P = 180$  kPa. Les résultats de flexion  $\alpha$  et du temps de simulation  $t_{\text{simu}}$  sont donnés dans le tableau 3.4. L'angle  $\alpha$  évolue de 6% entre les lois *Comb2Icp* et *Comb3Icp*. Bien que les deux lois présentent une erreur moyenne  $\text{NMAD}_m$  égale, la loi *Comb3Icp* décrit une erreur  $\text{NMAD}_{U_x}$  plus élevée et une erreur  $\text{NMAD}_{B_x}$  moins élevée que son homologue *Comb2Icp*. Ces faibles variations sont à l'origine de la différence de

3. Pour rappel, l'erreur d'identification est décrite par l'erreur NMAD. Les erreurs de prédiction par rapport aux courbes de référence en traction uniaxiale et équibiaxiale sont respectivement décrites par  $\text{NMAD}_{U_x}$  et  $\text{NMAD}_{B_x}$ .  $\text{NMAD}_m$  représente la moyenne de ces deux erreurs.

comportement du doigt. La loi *Comb5Icp*, avec une erreur  $NMAD_m = 1.36\%$ , présente un angle  $\alpha = 34.7^\circ$ , soit une variation de 9% par rapport à la loi *Comb2Icp*. Le comportement du doigt est très sensible à la précision d'identification de chaque courbe de référence. L'augmentation du nombre de paramètres matière permet de réduire l'erreur d'identification, mais n'engendre pas de variation du temps de calcul, comme le présente la dernière ligne du tableau 3.4.

Modèle	Comb2Icp	Comb3Icp	Comb5Icp
$NMAD_m$ [%]	5	5	1.36
$NMAD_{Ux}$ [%]	7.78	7.86	1.21
$NMAD_{Bx}$ [%]	2.23	2.09	1.50
$\alpha$ [°]	38.3	36.0	34.7
$t_{simu}$ [s]	1312	1314	1314

TABLEAU 3.4 – Comportement du doigt V1, avec  $P = 180$  kPa, pour trois lois hyperélastiques incompressibles multi-invariants.

### Influence du caractère compressible de la matière

Les études MEF réalisées lors de la caractérisation matière en section 2.4 page 45 montrent que la prise en compte de la compressibilité de la matière n'a pas d'impact significatif sur les résultats de simulation des sollicitations canoniques de traction uniaxiale et équibiaxiale. Afin de vérifier cette hypothèse pour le cas du doigt souple, nous réalisons une simulation comparative entre les deux lois matière *Comb5Icp* et *Comb5Cp*. Ces deux lois sont identifiées indépendamment en posant, au préalable, la valeur du paramètre de compressibilité à  $d = 0$   $\text{MPa}^{-1}$  ou  $d = 0.00984$   $\text{MPa}^{-1}$ . L'erreur d'identification  $NMAD_m$  obtenue pour les lois *Comb5Icp* et *Comb5Cp* est de respectivement 1.36% et 1.35%.

La comparaison du comportement du doigt est réalisée pour une pression de 180kPa. La flexion  $\alpha$  obtenue pour les cas *Comb5Icp* et *Comb5Cp* sont respectivement  $34.7^\circ$  et  $33.4^\circ$ , soit une variation de 4%. Le temps de calcul varie cependant en fonction de la loi étudiée : le cas incompressible nécessite 1314 s de temps de calcul contre 2874 s lorsque la loi est compressible. Pour la simulation du chargement en traction uniaxiale, présentée en section 2.4.3, l'influence de la compressibilité de la matière génère une variation inférieure à 1% sur les valeurs de déformation étudiées. La prise en compte du caractère compressible de la matière pour la simulation de la mise sous pression d'une cavité présente donc une influence plus significative que pour les simulations de cas de chargement canonique. Nous utilisons la loi *Comb5Cp* pour les simulations suivantes, étant donné qu'elle présente l'erreur d'identification  $NMAD$  la plus faible.

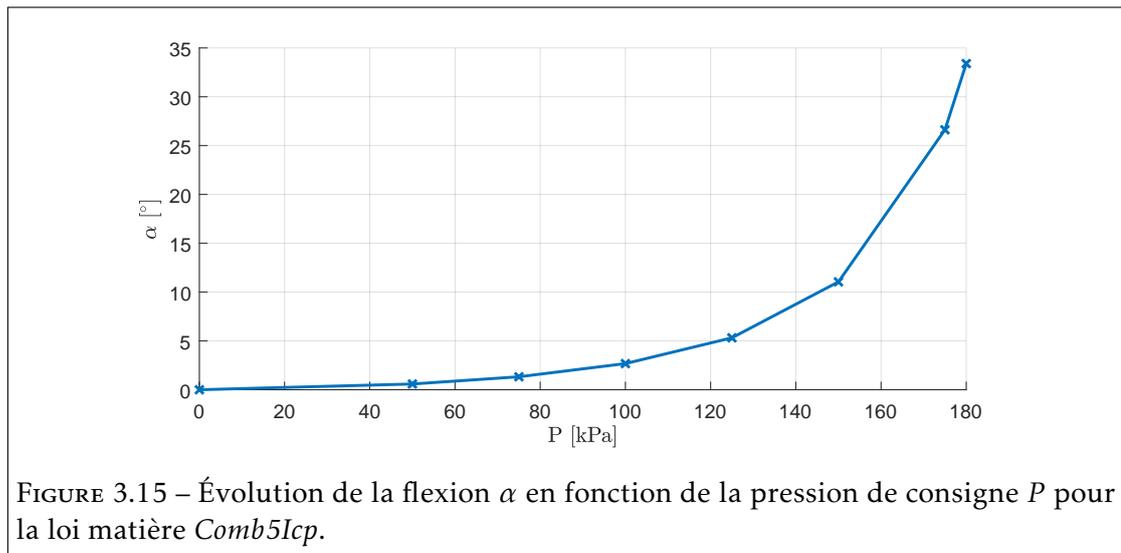


FIGURE 3.15 – Évolution de la flexion  $\alpha$  en fonction de la pression de consigne  $P$  pour la loi matière *Comb5Icp*.

### Non linéarité du comportement en flexion

Une série de simulations pour différents niveaux de pression est réalisée afin de déterminer la courbe d'évolution du comportement en flexion du doigt. La relation entre  $\alpha$  et  $P$ , pour la loi *Comb5Cp*, est donnée en figure 3.15. La non-linéarité du comportement du silicone couplée à la géométrie du doigt génère un comportement hautement non linéaire de la flexion par rapport à la pression de consigne. La flexion  $\alpha$  présente une évolution de  $11^\circ$  entre 0 et 150 kPa. Les pressions supérieures génèrent ensuite des variations plus prononcées, avec une augmentation de  $22^\circ$  sur la plage de 150 à 180 kPa. Ce caractère hautement non linéaire prédit une commande en boucle ouverte ardue.

### Formation des hernies

Les expérimentations sur le doigt V1 présentées en section 3.6.1 mettent en évidence la formation d'une hernie à la base de chaque cavité. Nous cherchons donc à identifier, sur les résultats numériques, des hétérogénéités de déformation pouvant induire ce même phénomène.

La répartition des déformations principales maximales présentée en figure 3.12 (b) apparaît homogène le long de la paroi des cavités. Cependant, la représentation de la déformation principale intermédiaire en figure 3.14(b) illustre une concentration de déformation plus importante à l'extrémité du doigt (indiquée par les flèches). Pour des niveaux de flexion supérieurs, cette hétérogénéité induit la formation d'une hernie, telle que représentée en figure 3.13(a).

Pour les différentes simulations réalisées, le comportement défini du matériau associé à la géométrie du doigt génère une hernie localisée en bout de doigt. On constate donc une différence majeure, entre l'expérimentation et la simulation, concernant la localisation de cette hernie. La méthode de démoulage utilisée sur le doigt V1, repré-

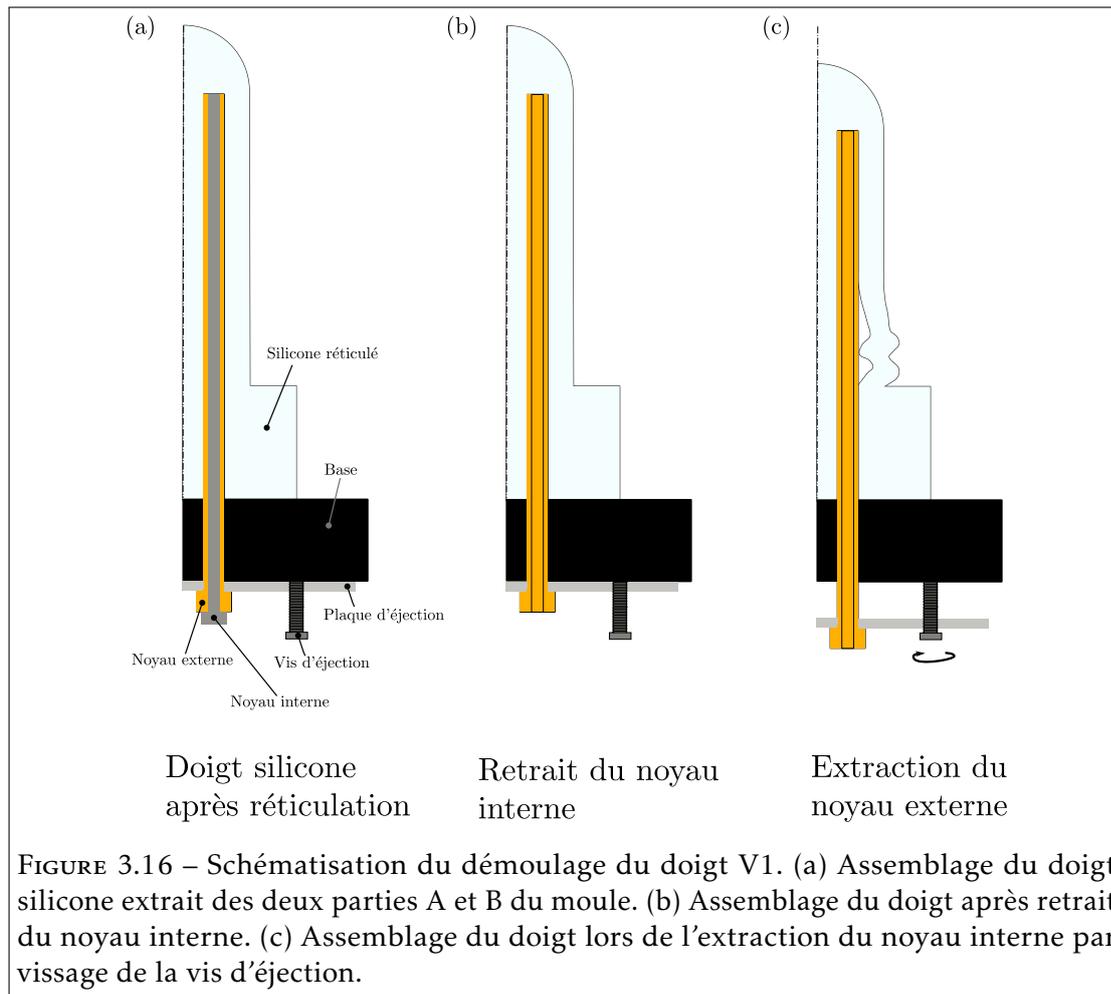


FIGURE 3.16 – Schématisation du démoulage du doigt V1. (a) Assemblage du doigt silicone extrait des deux parties A et B du moule. (b) Assemblage du doigt après retrait du noyau interne. (c) Assemblage du doigt lors de l'extraction du noyau interne par vissage de la vis d'éjection.

sentée en figure 3.16 peut être l'origine de cette différence. Une fois le doigt extrait des deux parties de moule (figure 3.16(a)), le noyau interne est retiré comme représenté en figure 3.16(b). La vis d'éjection étant positionnée dans un taraudage de la plaque d'éjection et ayant son extrémité en contact avec la base, son vissage engendre un déplacement de la plaque d'éjection permettant d'extraire le noyau externe. En raison de l'adhérence du silicone réticulé sur l'acier des noyaux, cette extraction engendre un phénomène de flambement du silicone aux bases des cavités, représenté en figure 3.16(c). Le silicone présentant un comportement dépendant à l'historique de déformation, cette contrainte initiale peut engendrer un ramollissement localisé de la matière provoquant ensuite la formation d'une hernie.

La méthode de démoulage est alors modifiée pour la version V2 du doigt. Afin de réduire les contraintes appliquées à la matière durant le démoulage, un mouvement de rotation est appliqué à chaque noyau externe avant extraction. Cette rotation est réalisée jusqu'à ce que le silicone se décolle totalement des parois extérieures du noyau. Les

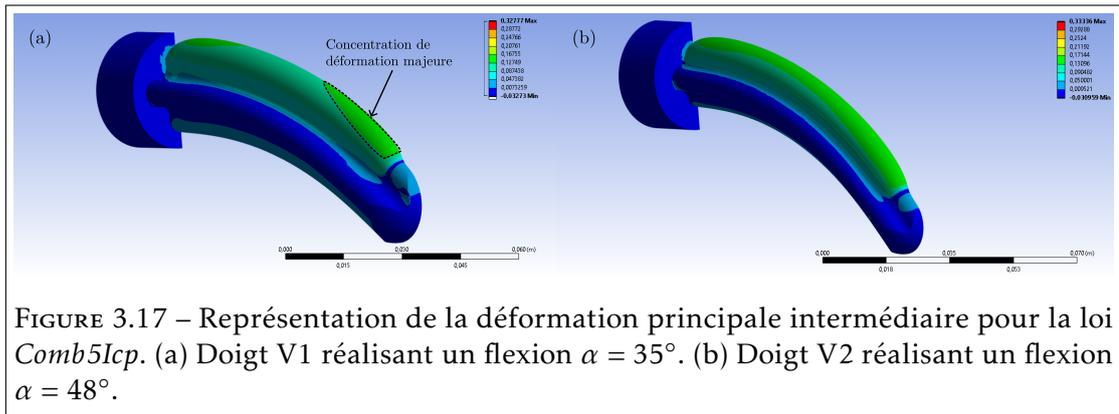


FIGURE 3.17 – Représentation de la déformation principale intermédiaire pour la loi *Comb5Icp*. (a) Doigt V1 réalisant un flexion  $\alpha = 35^\circ$ . (b) Doigt V2 réalisant un flexion  $\alpha = 48^\circ$ .

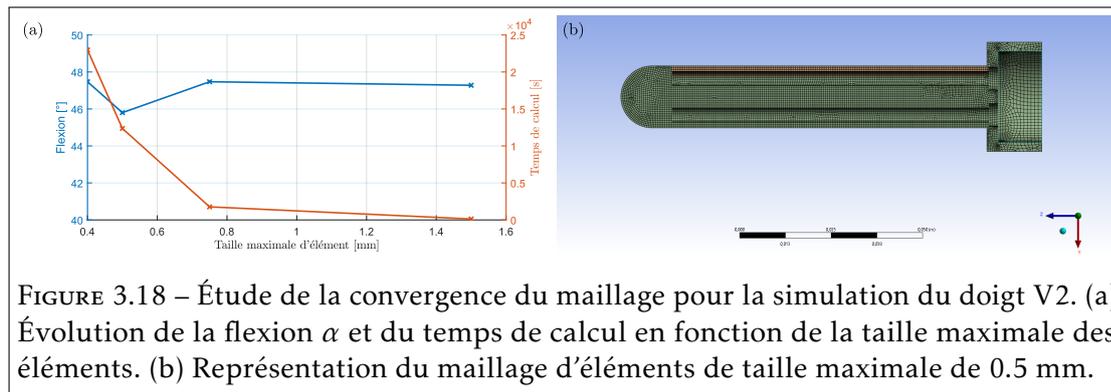
déformations appliquées par cette méthode sont alors plus faibles comparées à celles pouvant avoir lieu lors du démoulage présenté en figure 3.16.

Malgré la suppression de la hernie en base du doigt, la simulation en prédit la formation d'une à l'extrémité opposée. En réduisant le diamètre du doigt, nous constatons par simulation que ce phénomène de formation d'hernie disparaît. Une comparaison de comportement est illustrée en figure 3.17. On peut y constater que pour une flexion supérieure, la déformation principale intermédiaire le long de la cavité mise sous pression est plus homogène pour un doigt au diamètre moins élevé que pour le doigt V1. On définit alors une nouvelle version du doigt, le doigt V2, dont le diamètre extérieur est minimisé tout en gardant une épaisseur de paroi et un diamètre de cavité similaire à V1. Ce diamètre minimal de 17 mm est alors limité par la place nécessaire aux zones d'étanchéité de la base présentée en figure 3.2(b).

### 3.7 Sensibilité du comportement du doigt aux erreurs de position des cavités

Le processus de fabrication met en œuvre des noyaux qui doivent être insérés dans la base du doigt afin de mouler les cavités. Nous utilisons la modélisation MEF pour déterminer si des variations géométriques des cavités génèrent des différences de comportement du doigt.

Sur la géométrie du doigt mono-matière V2, un décentrage de la cavité est paramétré par une déviation angulaire  $\theta$ , comme le montre la figure 3.19(a). L'épaisseur de la paroi à l'extrémité de la cavité  $e_{\text{tip}}$  est utilisée afin de calculer la variation d'épaisseur induite par l'angle  $\theta$  :  $\Delta e = e_{\text{tip}} - e_{\text{ref}}$  étant donné que l'épaisseur de référence est  $e_{\text{ref}} = 1.5\text{mm}$ . L'objectif est donc de suivre l'évolution de l'angle de flexion  $\alpha$  et du déplacement  $d$  de l'extrémité du doigt à une pression donnée dans la cavité 1 lorsque l'angle de déviation  $\theta$  varie. Une charge de pression de 185kPa est appliquée à la cavité étudiée. Cette valeur a été choisie à partir des résultats expérimentaux présentés en section 4.2.2 page 86. La loi utilisée pour cette simulation est *CombPneu5Comp*. Le doigt de 7 g est soumis



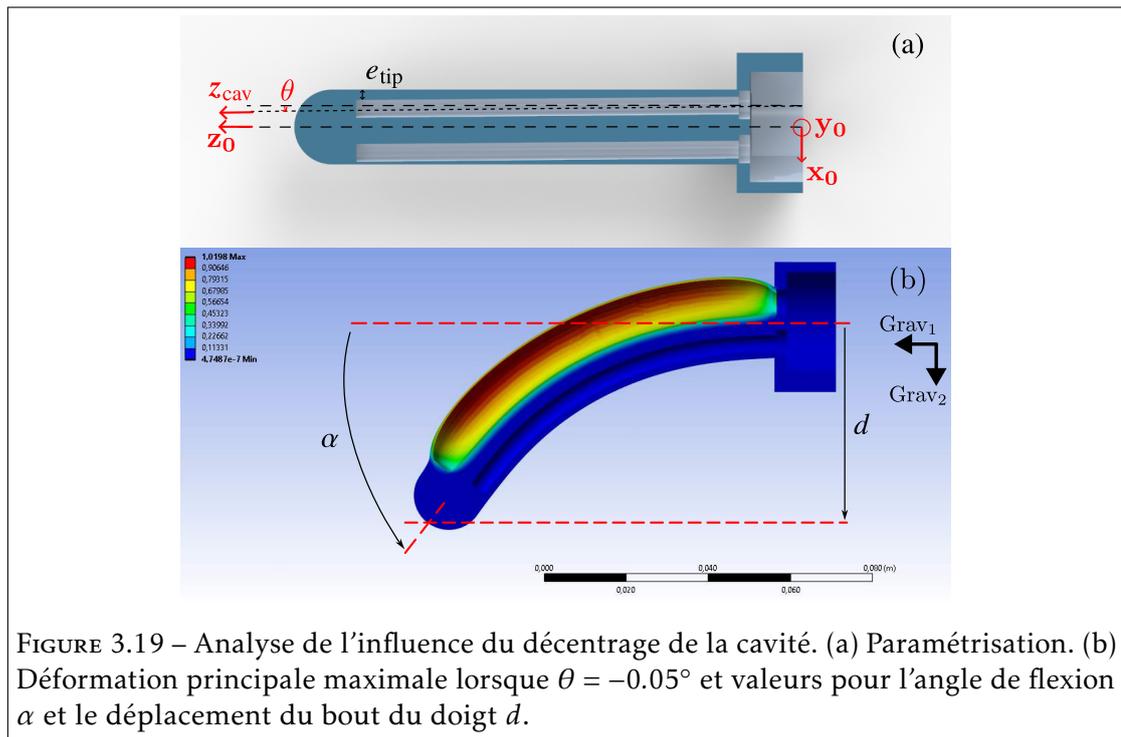
à la force de gravité le long de la direction  $\text{Grav}_1$ , comme illustré sur la figure 3.19(b). Il est important de noter que l'orientation de la gravité a un impact significatif sur les résultats. Par exemple, l'application de la gravité dans la direction  $\text{Grav}_2$  entraîne une augmentation de 24% et 26% de respectivement la flexion et du déplacement, pour le cas où  $\theta = 0^\circ$ . Le maillage est défini par des éléments quadratiques principalement hexaédriques dont la taille maximale est définie par analyse de convergence du maillage présentée en figure 3.18(a). Les résultats de simulation mettent en évidence une très faible évolution de la réponse en flexion en fonction de la taille des éléments avec une variation inférieure à 4%. Nous choisissons d'utiliser un maillage, représenté en figure 3.18(b), dont la taille maximale des éléments est de 0,5 mm afin de générer trois éléments dans l'épaisseur des membranes des cavités. Avoir plusieurs éléments dans l'épaisseur est un choix judicieux pour modéliser les faibles variations géométriques induites par l'angle  $\theta$ .

La figure 3.19(b) représente le doigt déformé avec la déformation principale maximale affichée pour un angle de déviation  $\theta = -0.05^\circ$  ( $\Delta e/e_{\text{ref}} = -6\%$ ). Les résultats de simulation présentés en tableau 3.5 montrent que de petites déviations de la cavité  $\theta$  peuvent avoir des effets significatifs sur le comportement du doigt. Lorsque l'erreur de déviation de la cavité  $\theta$  varie de  $-0.1^\circ$  à  $0.1^\circ$ , l'angle de flexion  $\alpha$  et le déplacement du bout du doigt  $d$  présentent des variations relatives maximales de respectivement 51% et 31%.

$\theta [^\circ]$	-0.1	-0.05	0	0.05	0.1
$\Delta e/e_{\text{ref}} [\%]$	-12	-6	0	6	12
$\alpha [^\circ]$	69.1	54.7	45.8	42.6	40.2
$d [mm]$	56.5	49.1	43.1	41.1	39.5

TABLEAU 3.5 – Résultats de l'angle  $\alpha$  et du déplacement  $d$  en fonction du décentrage de la cavité  $\theta$ .

Pour le cas présenté en figure 3.19(b), la déviation de la cavité entraîne une légère concentration de la déformation à l'extrémité du doigt, où l'épaisseur de la paroi est la plus fine. La loi matière utilisée pour les simulations correspond au comportement du



silicone lors de sa charge initiale. Par conséquent, la modélisation MEF ne révèle pas le ramollissement du matériau qui se produit lors des cycles d'actionnement ultérieurs en raison de l'effet Mullins.

Le comportement du doigt étudié est donc très sensible aux variations géométriques que la méthode de fabrication peut générer. Nous choisissons alors de modifier la conception du moule pour le doigt V2 afin de ne pas positionner les noyaux par un système en porte-à-faux. Pour cela, un moule nécessitant deux étapes d'injection est réalisé. Cette solution est présentée en section 3.3.2.

### 3.8 Conclusion

L'injection basse pression permet de mettre en œuvre le silicone pour le moulage de géométries complexes que sont les doigts pneumatiques. Une conception astucieuse des géométries permet de surmouler le doigt souple directement sur une base rigide servant d'interface entre l'élément souple et le reste de son environnement. Nous proposons une solution d'interface lattice dans laquelle le silicone injecté s'écoule et forme, une fois réticulé, une liaison robuste et étanche. La conception des outillages est un point central pour la conception des doigts souples afin d'assurer le bon remplissage des empreintes. Une attention particulière est à prêter aux positionnements des événements ainsi qu'au point d'injection.

L'expérimentation du doigt mono-matière V1 est utilisée comme comportement

de référence du doigt afin de comparer les simulations réalisées à partir des différentes lois matière identifiées dans le chapitre 2. Nous mettons en évidence que les lois mono-invariants ne peuvent reproduire fidèlement le comportement du doigt : les lois identifiées à partir d'essais de traction uniaxiale et équibiaxiale présentent un comportement respectivement trop souple et trop rigide. Les lois multi-invariants, au contraire, arrivent à générer un comportement semblable à l'expérimentation. Les différentes expressions des lois multi-invariants indiquent par ailleurs une grande sensibilité du comportement du doigt à l'erreur d'identification NMAD. Nous utilisons alors pour les simulations suivantes, le modèle présentant l'erreur d'identification la plus faible : *Comb5Cp*.

Ces différentes analyses numériques permettent également de souligner les limites du doigt mono-matière V1. La différence de position de l'hernie observée expérimentalement et par simulation nous incite à modifier la méthode de démoulage afin de réduire les contraintes appliquées au doigt avant utilisation. La simulation d'une géométrie de doigt à diamètre moins élevé met en évidence l'influence du diamètre extérieur sur l'homogénéité de la déformation le long de la cavité. Enfin, nous démontrons qu'une faible variation géométrique de l'orientation des cavités peut mener à de larges variations du comportement du doigt. Une version V2 du doigt est donc proposée à partir des différentes observations expérimentales et numériques dans le but de générer des déformations homogènes et de réduire la formation de hernies.

## Bibliographie du présent chapitre

- [5] Michael A. BELL, Kaitlyn P. BECKER et Robert J. WOOD. « Injection Molding of Soft Robots ». In : *Advanced Materials Technologies* 7.1 (2022), p. 2100605. ISSN : 2365-709X. DOI : 10.1002/admt.202100605. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.202100605>.
- [17] H. FISCHER et al. « RTRobMultiAxisControl : A Framework for Real-Time Multi-axis and Multirobot Control ». In : *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering* 16.3 (juill. 2019), p. 1205-1217. ISSN : 1558-3783. DOI : 10.1109/TASE.2018.2889813. URL : <https://ieeexplore.ieee.org/document/8613845>.
- [35] Andrew D. MARCHESE, Robert K. KATZSCHMANN et Daniela RUS. « A Recipe for Soft Fluidic Elastomer Robots ». In : *Soft Robotics* 2.1 (1<sup>er</sup> mars 2015), p. 7-25. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2014.0022. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2014.0022>.
- [42] PALAMIX® Cartridge Vacuum Mixing System for Bone Cement. HERAEUS. URL : [https://www.heraeus.com/en/hme/products\\_solutions\\_heraeus\\_medical/moderncementingtechnique/palamix\\_vacuum\\_mixing\\_system/palamix\\_cartridge\\_mixing\\_system.html](https://www.heraeus.com/en/hme/products_solutions_heraeus_medical/moderncementingtechnique/palamix_vacuum_mixing_system/palamix_cartridge_mixing_system.html).
- [52] Bruno SICILIANO et Oussama KHATIB. *Springer Handbook of Robotics*. Berlin : Springer, 2008. ISBN : 978-3-540-23957-4 3-540-23957-X 978-3-540-30301-5 3-540-30301-4 978-3-540-38219-5 3-540-38219-4.

- [56] Falk TAUBER et al. « Perspective for Soft Robotics : The Field's Past and Future ». In : *Bioinspiration & Biomimetics* 18.3 (mars 2023), p. 035001. ISSN : 1748-3190. DOI : 10.1088/1748-3190/acbb48. URL : <https://dx.doi.org/10.1088/1748-3190/acbb48>.

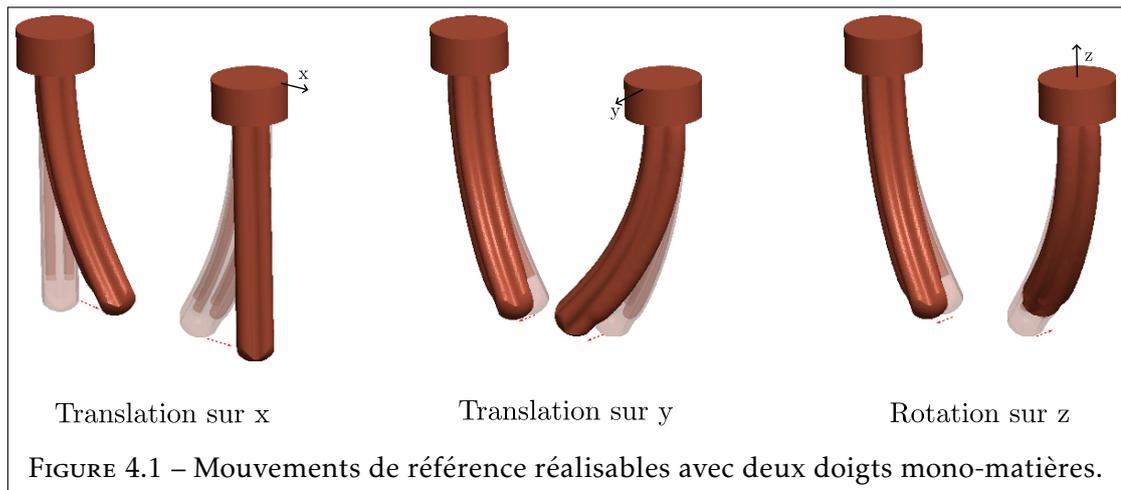
# Approche intégrée pour le développement de doigts souples

## Sommaire du présent chapitre

<b>4.1 Introduction</b>	<b>83</b>
<b>4.2 Doigt de référence mono-matière</b>	<b>84</b>
4.2.1 Conception et évolution de la géométrie du doigt . . . . .	84
4.2.2 Expérimentation . . . . .	86
4.2.3 Modélisation du comportement . . . . .	92
4.2.4 Conclusions et limitations de la géométrie mono-matière .	94
<b>4.3 Doigt renforcé</b>	<b>95</b>
4.3.1 Conception orientée par modélisation MEF . . . . .	95
4.3.2 Conception du moule . . . . .	103
4.3.3 Validation expérimentale . . . . .	105
<b>4.4 Conclusion</b>	<b>110</b>

## 4.1 Introduction

La géométrie et les dimensions d'un doigt souple ont une influence majeure sur les capacités de mouvement et donc de manipulation d'un objet. Pour un doigt pneumatique, l'augmentation du nombre de cavités pilotées indépendamment permet de varier les mouvements possibles au prix d'une complexification de la commande. Une réflexion préalable sur les mouvements souhaités couplée à un positionnement judicieux des cavités permet de limiter le nombre d'entrées pneumatiques. Le comportement du doigt étant grandement lié aux comportements de sa matière constituante, la conception de ces derniers doit être orientée pour réduire l'influence de l'effet Mullins.



Ce chapitre présente la conception de deux versions de doigts souples, la première, mono-matière, permet de mettre en évidence les limites de la géométrie simple ainsi que l'impact des spécificités de la matière. À partir des différentes observations expérimentales et numériques, une seconde géométrie est proposée afin de définir un doigt souple pour la manipulation dextre. L'étude est réalisée pour concevoir et fabriquer des doigts de proportion proche à ceux d'un humain.

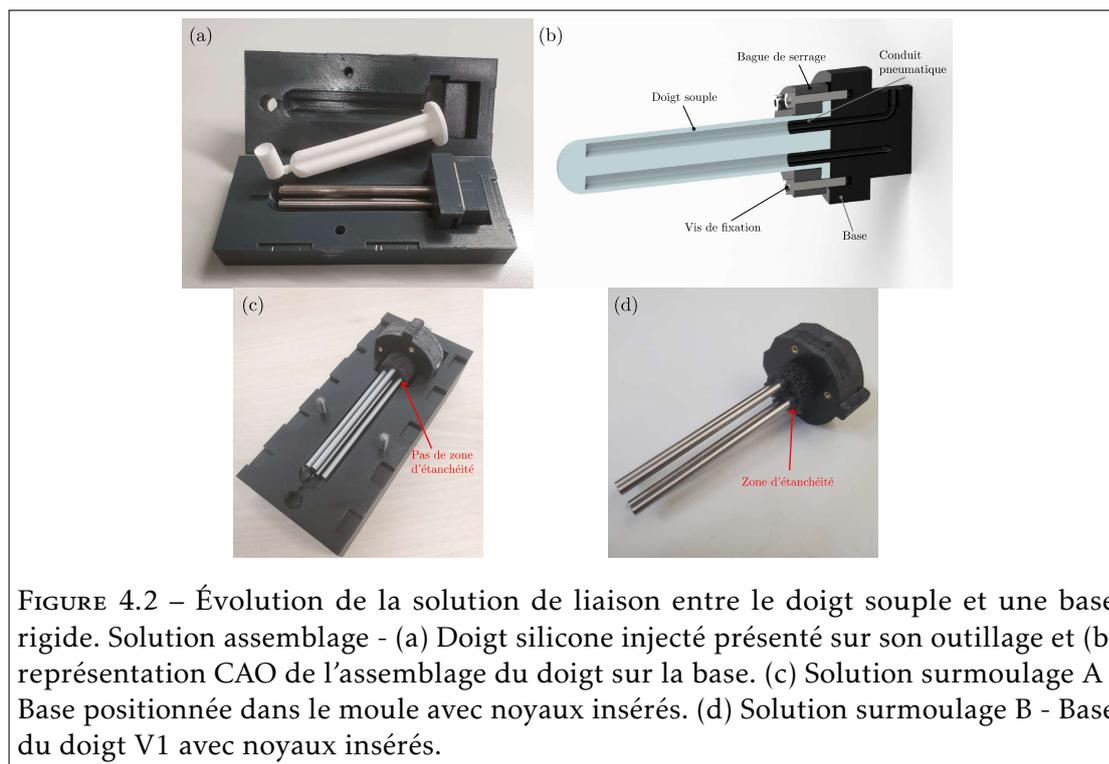
## 4.2 Doigt de référence mono-matière

### 4.2.1 Conception et évolution de la géométrie du doigt

La première architecture de doigt étudiée a pour objectif de présenter une géométrie simple mono-matière pour la fabrication de prototypes rapides. L'aspect mono-matière du doigt permet de réaliser un modèle numérique sans problématiques d'interfaces et de contact, afin de valider la pertinence des modèles de comportement du silicone identifiés en section 2.3 page 38.

L'architecture choisie, dont deux versions V1 et V2 sont présentées dans la section 3.3 page 61, permet de générer un mouvement de flexion suivant deux directions perpendiculaires indépendantes. Ces mobilités permettent de réaliser les mouvements de références présentés en figure 1.2 page 7 et illustrées avec la géométrie du doigt V2 mono-matière en figure 4.1.

La conception de la géométrie des doigts mono-matière s'est appuyée sur un processus itératif, qui a abouti à la production d'environ 25 doigts. Un élément crucial de cette conception réside dans l'interface entre le doigt souple et la base sur laquelle il est monté. Une première solution envisagée est une fabrication par assemblage. Un doigt silicone, comme le montre la figure 4.2(a), est fabriqué par injection puis assemblé sur une base. Cette dernière présente des conduits pneumatiques à insérer dans chacune des cavités, tel que représenté en figure 4.2(b). Une bague de serrage, fixée par des vis,



vient comprimer le doigt souple sur la base. Ce serrage extérieur ne permet cependant pas d'assurer l'étanchéité entre les différentes cavités. Les limitations de cette solution nous ont amenés à essayer une autre méthode de liaison entre le silicone et la base : le surmoulage. Comme expliqué en section 3.2 page 60, un volume de lattices est conçu dans la pièce base, permettant de créer une interface robuste avec le doigt lorsqu'il est rempli de silicone réticulé. Un avantage majeur de cette solution réside dans la suppression de l'étape d'assemblage de l'élément souple sur la base rigide. Les premiers essais de fabrication, nommés *surmoulage A*, mettent en œuvre une pièce base avec un volume de lattices, représentée en figure 4.2(c). La mise sous pression des doigts met en évidence à nouveau un problème d'étanchéité : l'air circule aux interfaces entre les lattices et le silicone. Des gorges, nommées zones d'étanchéité, sont alors ajoutées à l'extrémité du volume de lattices pour chaque cavité. Cette solution, nommée *surmoulage B* et représentée en figure 4.2(d), est plus largement décrite en section 3.3 page 61. Cette solution permettant la fabrication de doigts étanches, la solution *surmoulage B* est alors utilisée pour l'intégralité des géométries que nous étudions.

Un premier doigt de référence, le doigt mono-matière V1, est conçu et fabriqué à partir du principe de *surmoulage B* de la base. La géométrie ainsi que la méthode de fabrication mono-injection ont été présentées respectivement en sections 3.2 page 60 et 3.3.1 page 62. Les résultats expérimentaux, combinés aux modélisations MEF, ont montré que le diamètre du doigt et la méthode de démoulage peuvent être une source d'apparition d'hernies. Une seconde version du doigt de référence mono-matière, le doigt V2, a alors

été définie par réduction du diamètre du doigt et par modification de la méthode de démoulage. Les simulations de la section 3.7 page 78 prédisant une grande sensibilité du comportement du doigt aux variations géométriques des cavités, le processus d'injection du doigt V2 est scindé en deux étapes afin de mieux maîtriser le positionnement des éléments de l'outillage. Cette modification de la méthode de fabrication est présentée en section 3.3.2 page 64.

Le doigt mono-matière V2 est la version finale du doigt de référence mono-matière. Une caractérisation expérimentale de son comportement est réalisée afin de déterminer les performances de l'architecture mono-matière.

#### 4.2.2 Expérimentation

L'objectif de cette expérimentation est de présenter une évaluation pratique des performances du doigt mono-matière V2 et de mettre en évidence les effets sur les déplacements des doigts du comportement du matériau couplé à la géométrie. Nous proposons un protocole expérimental en deux étapes : une phase d'initialisation suivie d'une phase de sollicitation par paliers. Étant donné que le doigt est fabriqué en silicone, l'effet Mullins engendre un ramollissement de la matière lié à l'historique de déformation et plus particulièrement à la déformation maximale réalisée. L'étape d'initialisation a donc pour objectif d'amener le doigt dans un état stabilisé pour une déformation maximale donnée. Une fois le doigt initialisé, les sollicitations de palier sont réalisées.

La caractérisation du comportement du doigt est basée sur un schéma de commande en boucle ouverte sans retour de position avec le dispositif présenté en section 3.5 page 65.

Pour décrire le déplacement du doigt, deux référentiels  $\mathcal{R}_0 = (O, x_0, y_0, z_0)$  et  $\mathcal{R}_T = (T, x, y, z)$  sont respectivement attachés à la base et à l'extrémité du doigt comme le montre la figure 4.3(a). L'orientation de  $\mathcal{R}_T$  par rapport à  $\mathcal{R}_0$  est paramétrée avec des angles  $\alpha$ ,  $\beta$  et  $\gamma$  à l'aide d'une séquence d'Euler YXZ où  $\alpha$  et  $\beta$  correspondent respectivement aux angles de flexion principal et latéral du doigt. Le dernier angle de rotation  $\gamma$  autour de  $z$  n'est pas pris en compte car le doigt ne subit pas de mouvement de torsion le long de son axe principal.

Les angles  $\alpha$  et  $\beta$  sont déterminés à partir de la mesure des positions des 16 marqueurs enregistrées par le dispositif de capture Qualisys. Les marqueurs sont positionnés sur quatre étages espacés de 20 mm. La fibre neutre du doigt est modélisée à partir des points nommés « *NeutralAxis* » présentés en figure 4.3(b). Un point de l'axe neutre est déterminé en le définissant équidistant aux deux marqueurs de l'étage observé, situés en dehors du plan de flexion. En reprenant l'exemple de la figure 4.3(a) où la cavité 3 est mise sous pression, les points *NeutralAxis* sont déterminés à partir de la position des marqueurs situés sur les cavités 2 et 4. Un point supplémentaire  $T$  est créé, correspondant au centre du bout hémisphérique du doigt. Pour définir ce point, on construit d'abord le plan passant par les trois marqueurs des cavités non mises sous pression de l'étage 4 (pour l'exemple de la figure 4.3(a), on utilise les marqueurs des cavités 1, 2 et 4). On détermine ensuite le vecteur  $N$  normal à ce plan et passant par *NeutralAxis*4. Le

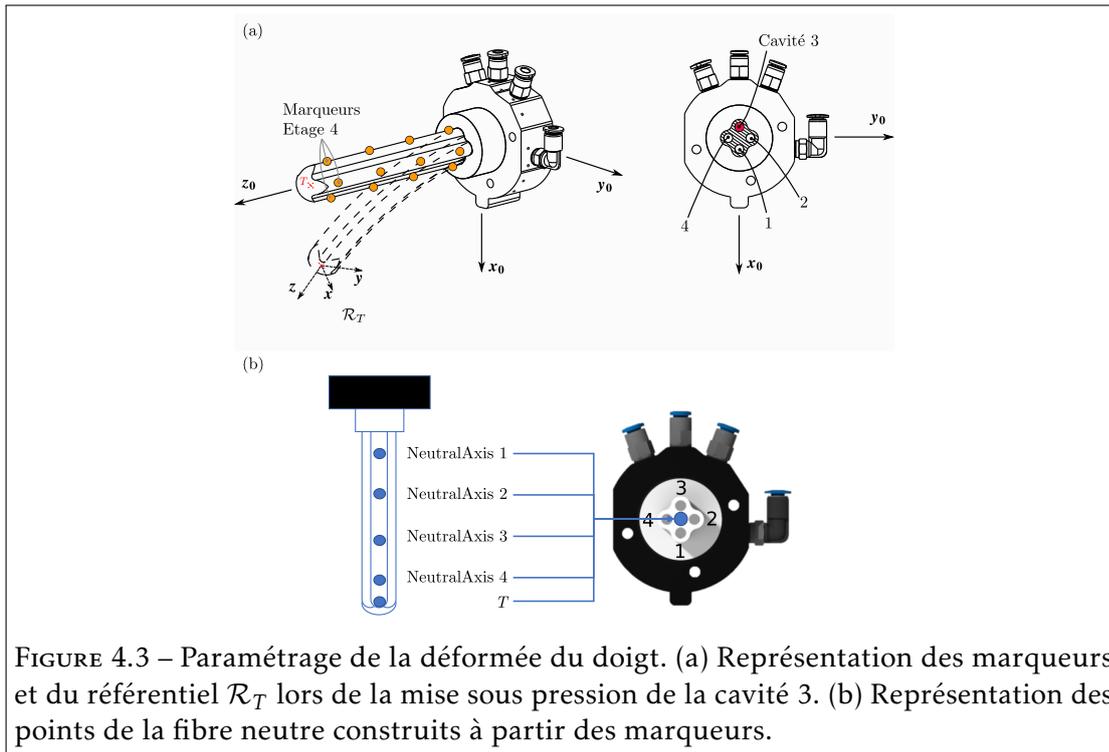


FIGURE 4.3 – Paramétrage de la déformée du doigt. (a) Représentation des marqueurs et du référentiel  $\mathcal{R}_T$  lors de la mise sous pression de la cavité 3. (b) Représentation des points de la fibre neutre construits à partir des marqueurs.

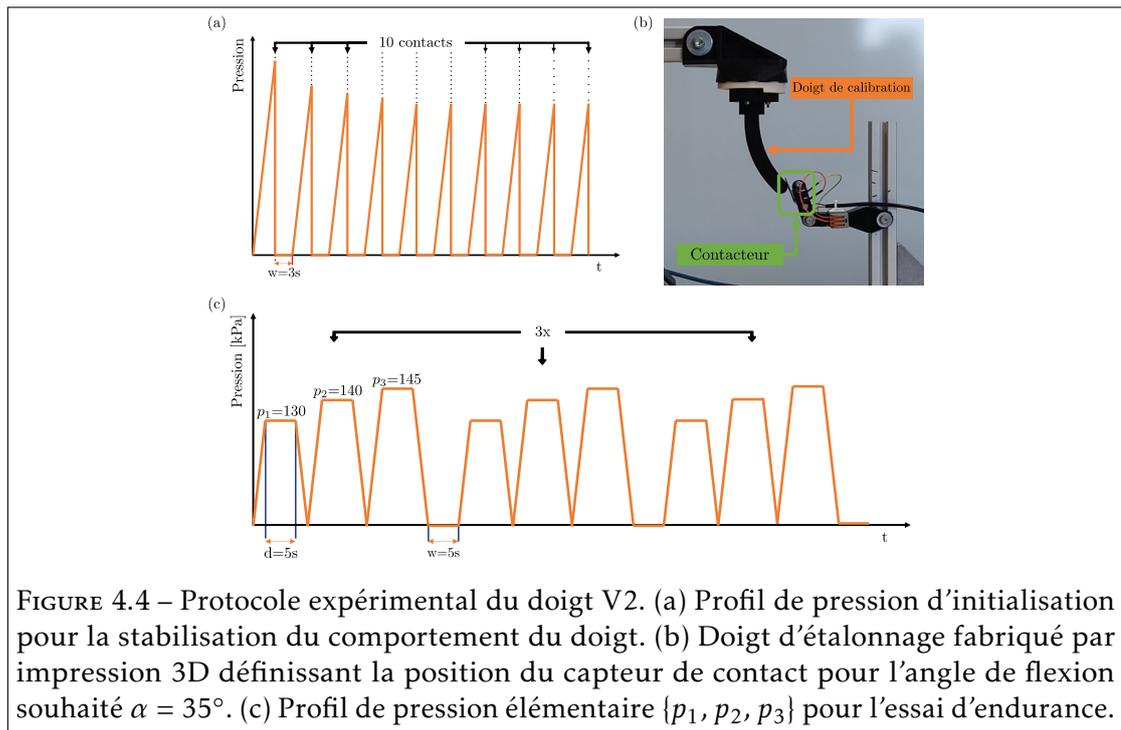
point  $T$  est placé sur  $N$  à une distance  $d_T = 9.5$  mm de *NeutralAxis4*. Le vecteur  $z$  du repère  $\mathcal{R}_T$  est alors défini à partir du vecteur passant par *NeutralAxis4* et  $T$ .

### Définition du protocole expérimental

L'expérimentation est réalisée sur quatre doigts mono-matière V2. Le protocole d'essai est présenté en deux phases : initialisation et endurance.

La phase d'initialisation, dont le chronogramme est présenté en figure 4.4(a), consiste à conditionner le doigt. Pour cela, la mise sous pression de la cavité est répétée jusqu'à ce que le doigt atteigne le déplacement maximal souhaité, tel que défini par le capteur de contact et correspondant à un angle de flexion donné. Le contact est répété 10 fois afin de révéler l'effet Mullins. Le taux d'augmentation de la pression est fixé à 50 kPa/s avec un temps d'attente  $w = 3$  s entre deux cycles. Le positionnement du capteur de contact est obtenu au moyen d'un doigt d'étalonnage rigide, semblable à celui représenté sur la figure 4.4(b). Pour une flexion  $\alpha$  maximale souhaitée, le doigt d'étalonnage est fabriqué par impression 3D à partir de la géométrie déformée obtenue par simulation MEF.

Considérant que les tâches de manipulation nécessitent une flexion de doigt inférieure à  $100^\circ$ , cette valeur est fixée comme angle de flexion maximal. Pour montrer les effets de l'historique des charges, une première initialisation est effectuée à l'instant  $t_1$  avec l'angle de flexion intermédiaire de  $35^\circ$ , puis une deuxième initialisation similaire est effectuée quatre semaines plus tard ( $t_2 = t_1 + 4S$ ) pour mettre en évidence la récupéra-



tion à court terme du matériau due aux effets viscoélastiques. Une troisième initialisation à  $100^\circ$  est ensuite appliquée deux jours plus tard ( $t_3=t_2+2J$ ) afin de montrer l'effet Mullins lorsque le doigt est chargé au-delà de sa valeur maximale antérieure.

La phase d'essai d'endurance, présentée en figure 4.4(c), consiste à évaluer le comportement du doigt pour une succession de paliers de pression. Ainsi, une charge représentative du doigt a été définie comme une série de trapèzes de pression avec  $p_1 = 130\text{kPa}$ ,  $p_2 = 140\text{kPa}$  et  $p_3 = 145\text{kPa}$ . Les valeurs de  $p_i$  ont été déterminées au cours de la troisième initialisation comme des niveaux de pression qui maintiennent les déplacements des doigts dans leur plage moyenne. Les rampes de pression sont similaires à celles choisies pour l'initialisation. Cet essai d'endurance est appliqué à chaque cavité afin d'illustrer le comportement hyperélastique et viscoélastique du doigt tout en vérifiant l'intérêt de l'initialisation préalable.

Effectuer une initialisation ou un essai d'endurance consiste à appliquer le protocole expérimental successivement aux quatre cavités d'un même doigt selon l'ordre 1-3-2-4, la numérotation des cavités étant donnée en figure 3.7 page 67. Réaliser « une première initialisation à  $35^\circ$  », consiste alors à réaliser le protocole d'initialisation à  $35^\circ$  pour la cavité 1, suivie immédiatement du même protocole pour la cavité 3, puis 2 et finalement 4.

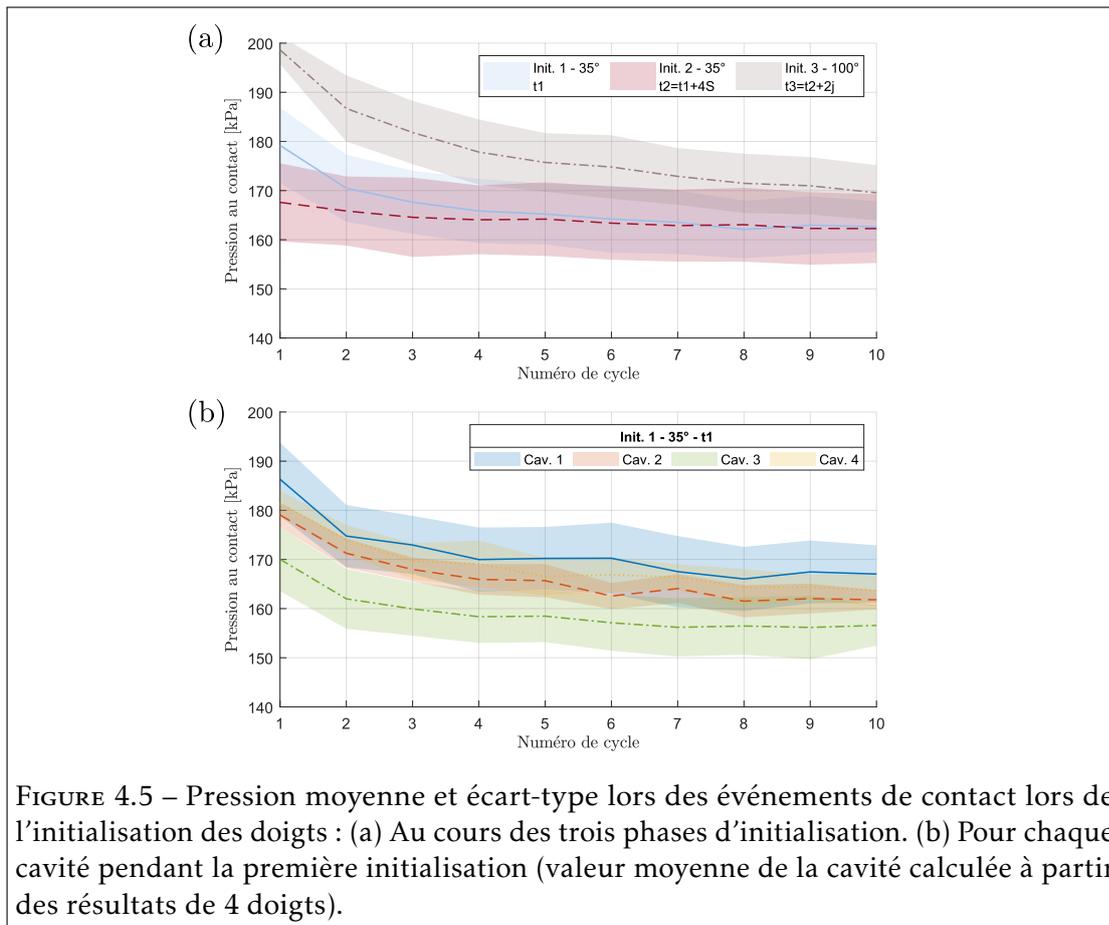


FIGURE 4.5 – Pression moyenne et écart-type lors des événements de contact lors de l’initialisation des doigts : (a) Au cours des trois phases d’initialisation. (b) Pour chaque cavité pendant la première initialisation (valeur moyenne de la cavité calculée à partir des résultats de 4 doigts).

## Résultats

La figure 4.5(a) représente l’évolution de la pression moyenne et de l’écart type<sup>1</sup> à l’événement de contact pendant les cycles d’initialisation. Cette moyenne est calculée à partir des essais réalisés sur les quatre cavités des quatre doigts étudiés.

La première initialisation à 35°, réalisée à  $t_1$ , entraîne une chute de pression de 14 kPa sur les quatre premiers cycles, due à la combinaison de l’effet Mullins et de la nature viscoélastique du matériau. À partir du cinquième cycle, le doigt ne présente plus qu’une relaxation due au comportement viscoélastique, avec une baisse moyenne de 0.5 kPa par cycle. Sur les dix cycles réalisés, la pression de contact chute au total de 17 kPa. La deuxième initialisation à 35°, effectuée quatre semaines plus tard à  $t_2$ , montre une récupération viscoélastique de 5 kPa sur la pression au premier contact par rapport à la dernière pression de contact enregistrée lors de l’initialisation à  $t_1$ . À partir du troisième cycle, la chute de pression moyenne s’est stabilisée à 0.3 kPa par cycle. Le ramollissement initial du matériau, pendant les cinq premiers cycles de la première

1. Représentées dans les figures 4.5, 4.6 et 4.7 sous forme de zones ombrées.

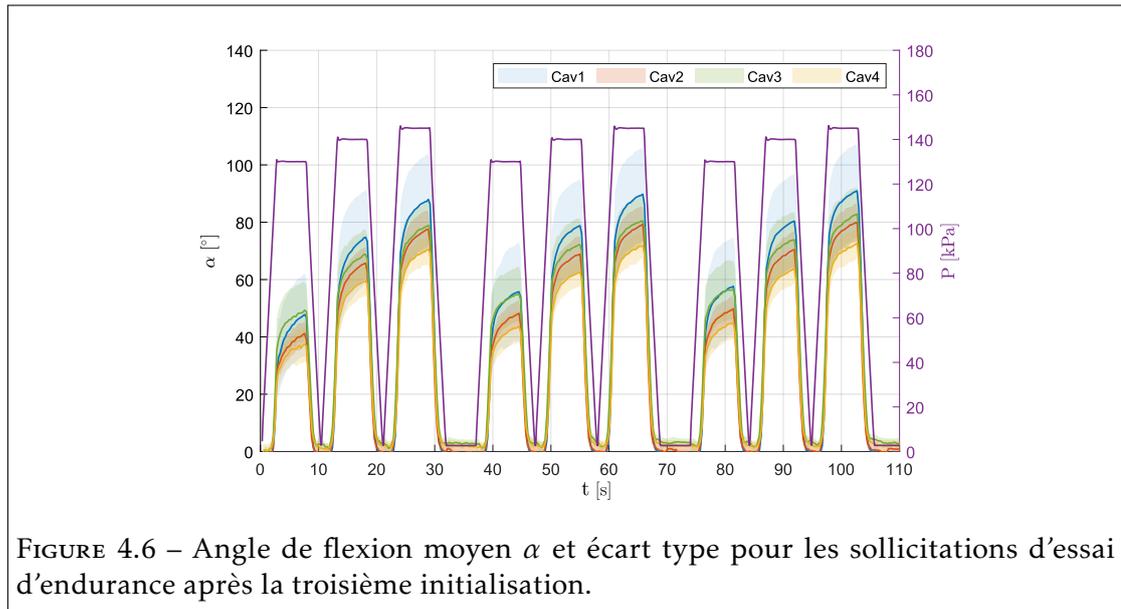


FIGURE 4.6 – Angle de flexion moyen  $\alpha$  et écart type pour les sollicitations d’essai d’endurance après la troisième initialisation.

initialisation, peut être attribué à l’effet Mullins, étant donné que seulement 29% de la chute de pression observée sur la première initialisation a été récupérée après le repos de quatre semaines.

Lors de l’initialisation 3 à  $100^\circ$ , une chute notable de pression de 23 kPa entre le premier et le cinquième cycle est observée. Les doigts ayant été soumis à des déformations supérieures à celles subies précédemment, le matériau se ramollit à nouveau en raison de l’effet Mullins. Pour tous les cas d’initialisation, l’écart-type sur la pression ne dépasse pas 8 kPa, soit un écart-type relatif inférieur à 5 %.

Un processus d’initialisation consiste à appliquer le protocole à chaque cavité, dans l’ordre 1-3-2-4. La cavité 3 est initialisée sur un doigt légèrement plus souple par rapport à son état lors de la mise sous pression de la cavité 1, qui a été initialisée juste avant. En se concentrant sur le comportement d’une cavité spécifique, présenté en figure 4.5(b), il devient évident que la pression présente un schéma d’évolution comparable, bien qu’à des niveaux de pression différents pour chaque cavité. Une différence moyenne de 10 kPa est observée entre les cavités 1 et 3 pour le même cycle. Cette différence peut être attribuée à l’historique de la déformation du doigt et à la variation géométrique dans le processus de fabrication. Un écart dans l’épaisseur de la paroi de la cavité résultant d’un décalage angulaire d’un noyau de moule peut donner lieu à des variations du comportement mécanique, comme illustré dans la section 3.7 page 78. L’écart-type permet également de mettre en évidence les différences de comportement entre les différentes cavités. Les cavités 2 et 4 présentent un écart-type plus faible que les cavités 1 et 3, avec des intervalles respectifs de 2-5 et 4-7.8 kPa.

Après l’application de l’initialisation 3 aux quatre cavités de chaque doigt, un essai d’endurance est appliqué sur chaque cavité. La figure 4.6 illustre l’évolution de la flexion moyenne par cavité pour la séquence d’endurance. Comme pour la phase d’initialisation,

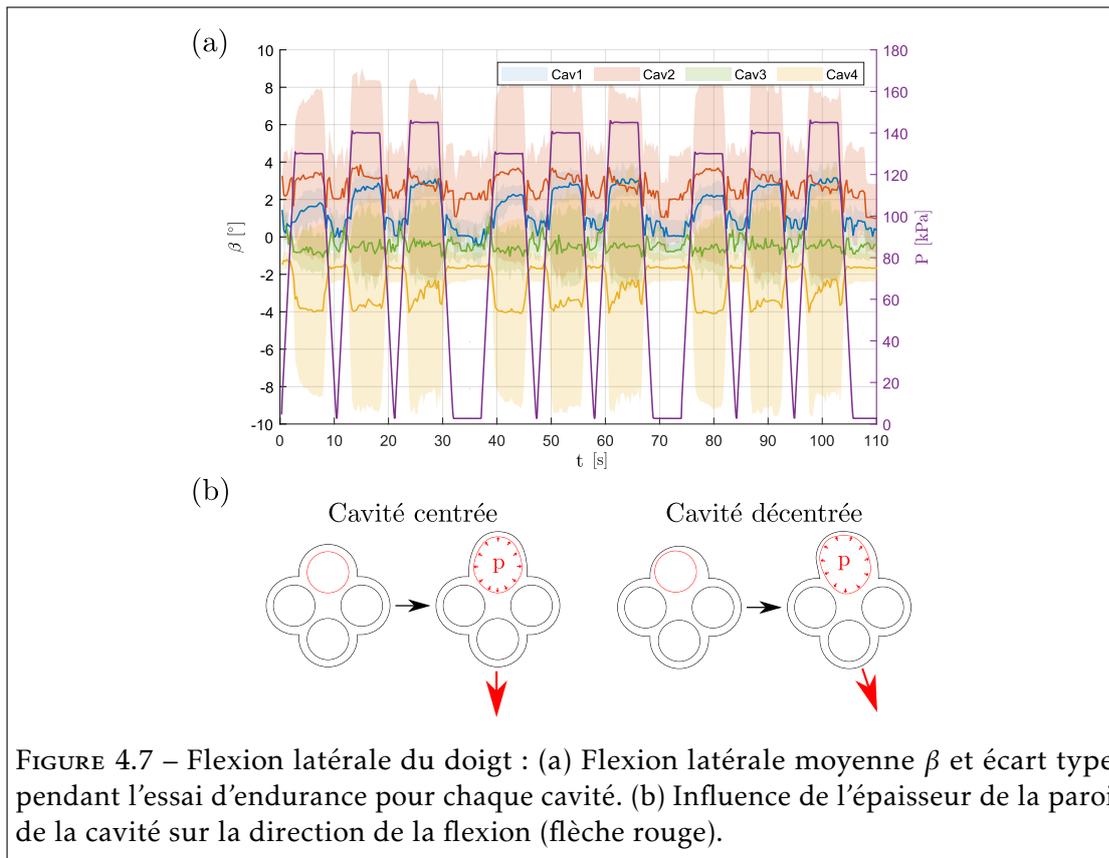


FIGURE 4.7 – Flexion latérale du doigt : (a) Flexion latérale moyenne  $\beta$  et écart type pendant l’essai d’endurance pour chaque cavité. (b) Influence de l’épaisseur de la paroi de la cavité sur la direction de la flexion (flèche rouge).

la moyenne obtenue pour chaque cavité diffère de l’une à l’autre, tout en présentant une évolution similaire de la flexion au cours du temps. Chaque cavité présente le même phénomène de fluage avec une vitesse de fluage de  $2.4^\circ/\text{s}$ . Le temps de repos entre deux cycles est insuffisant pour ramener complètement le doigt à sa position de repos, ce qui entraîne une augmentation de la flexion pour le même niveau de pression entre les différents cycles. Les écarts-type calculés sur la pression sont relativement élevés pour les cavités 1-3 avec une valeur de  $12^\circ$ , contre  $5^\circ$  pour les cavités 2-4.

En raison de la symétrie de la géométrie du doigt, la mise sous pression d’une seule cavité devrait théoriquement la faire fléchir dans la direction principale :  $\alpha \neq 0$  et  $\beta = 0$ . La figure 4.7(a) démontre cependant qu’une flexion latérale  $\beta$  est générée à chaque mise sous pression d’une cavité. La direction et l’intensité de la flexion sont dépendantes de la cavité observée. Comme l’illustre la figure 4.7(b), la flexion latérale peut être liée à un défaut géométrique causé par une cavité qui n’est pas centrée. Une épaisseur de paroi constante obtenue avec une cavité centrée génère une flexion opposée à la cavité pressurisée, tandis qu’une épaisseur de paroi non constante génère une déviation de la direction de flexion.

Les séquences de stabilisation mettent en évidence le ramollissement du matériau pendant les premiers cycles d’actionnement, avant de passer à un comportement uni-

quement hyperélastique-viscoélastique. Les séquences de paliers de pression présentent en effet un comportement stabilisé par rapport à l'effet Mullins, indiquant l'intérêt de la phase d'initialisation. La nature viscoélastique du matériau ne peut être négligée lorsqu'on travaille avec des doigts souples. En effet, le fluage entraîne des variations de  $2,4^\circ/\text{s}$  pour des paliers de pression constants. Des variations de comportement en fonction de la cavité sont observées pendant les différentes phases d'expérimentation. La géométrie proposée est très sensible aux variations dimensionnelles. Une analyse MEF, présentée en section 3.7 page 78, met en évidence que de légers désalignements dans l'orientation des cavités entraînent des différences dans le comportement du doigt (un écart de  $\theta = -0.1^\circ$  conduit à une différence de 51% de flexion du doigt).

### 4.2.3 Modélisation du comportement

La simulation MEF du doigt est utilisée dans le chapitre 3 afin de modéliser le comportement du doigt mono-matière V1. Les limites des modèles hyperélastiques mono-invariants sont mises en évidence alors que le modèle multi-invariant permet de prédire un comportement cohérent du doigt. La précision de cette prédiction n'a pas été quantifiée car les données de flexion expérimentale n'avaient pas été exploitées. L'évolution de la flexion étant bien enregistrée pour les expérimentations du doigt V2, ces résultats permettent de mettre en place une comparaison expérimentation-numérique pour qualifier la précision de la simulation en utilisant le modèle multi-invariant.

Le modèle numérique du doigt V2 sans déviation de cavité de la section 3.7 page 78 est réutilisé. La demi-géométrie du doigt est soumise à la gravité et à un chargement en pression dans une seule cavité. Le maillage est défini de manière analogue aux simulations réalisées en section 3.7 page 78. La loi matière *Comb5Cp* est attribuée à la géométrie pour étudier la flexion  $\alpha$  mesurée en bout de doigt pour des niveaux de pression allant de 30 kPa à 185 kPa. Les résultats de simulation sont comparés en figure 4.8 à la flexion  $\alpha$  expérimentale lors de la première charge de l'initialisation 1 présentée en section 4.2.2. La courbe expérimentale est obtenue à partir de la moyenne du premier cycle de chaque cavité pour les quatre doigts étudiés, l'écart type est représenté sous forme de zone ombrée.

La courbe expérimentale met en évidence un écart-type sur la flexion de  $5^\circ$  au repos. Ce résultat se justifie par le fait que la moyenne et l'écart-type sont calculés sur le premier cycle de chaque cavité. La viscoélasticité de la matière fait que le doigt présente une déformation rémanente à la fin d'une initialisation sur une cavité, résultant en une flexion non nulle lors du début de l'initialisation de la cavité suivante. Le doigt présente un comportement hautement non linéaire avec une évolution quasi nulle de la flexion sur la plage de pression 0-80 kPa suivie d'une augmentation de  $20^\circ$  pour la plage de 80-160 kPa. La simulation présente une flexion évoluant dans l'intervalle de l'écart-type autour de la moyenne expérimentale. Le calcul de l'erreur de flexion entre le résultat de simulation et la moyenne expérimentale, présenté dans le tableau 4.1, met en évidence des différences inférieures à  $2.2^\circ$  sur la plage de pression observée de 0-160 kPa.

Les simulations réalisées par la loi *Comb5Cp* permettent donc de prédire avec préci-

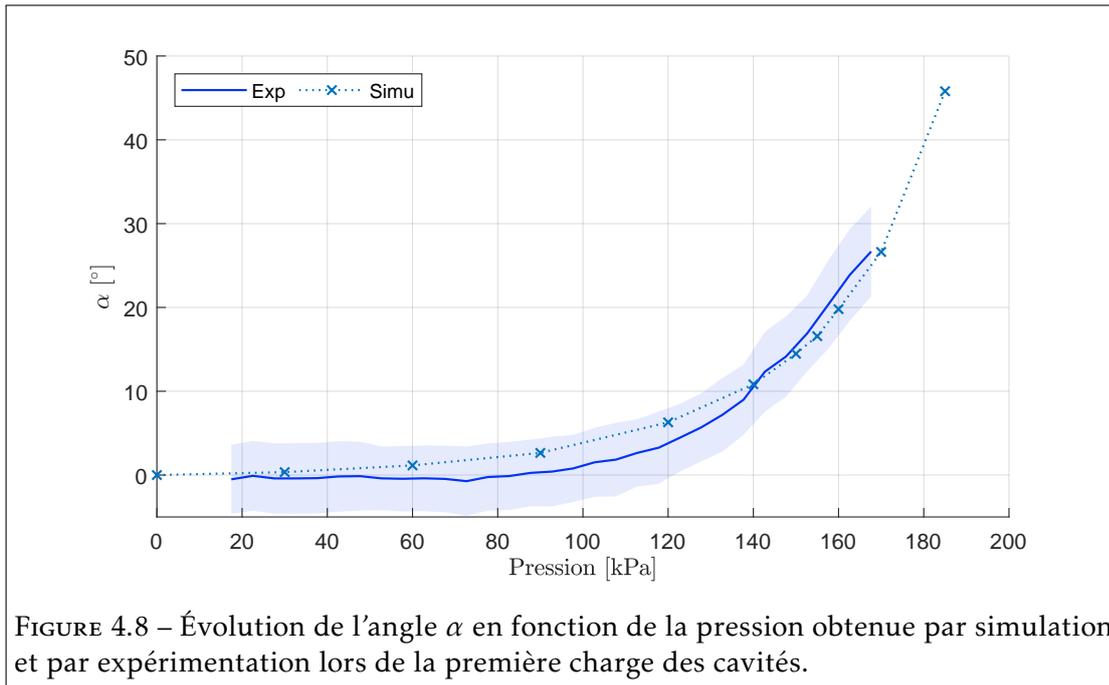
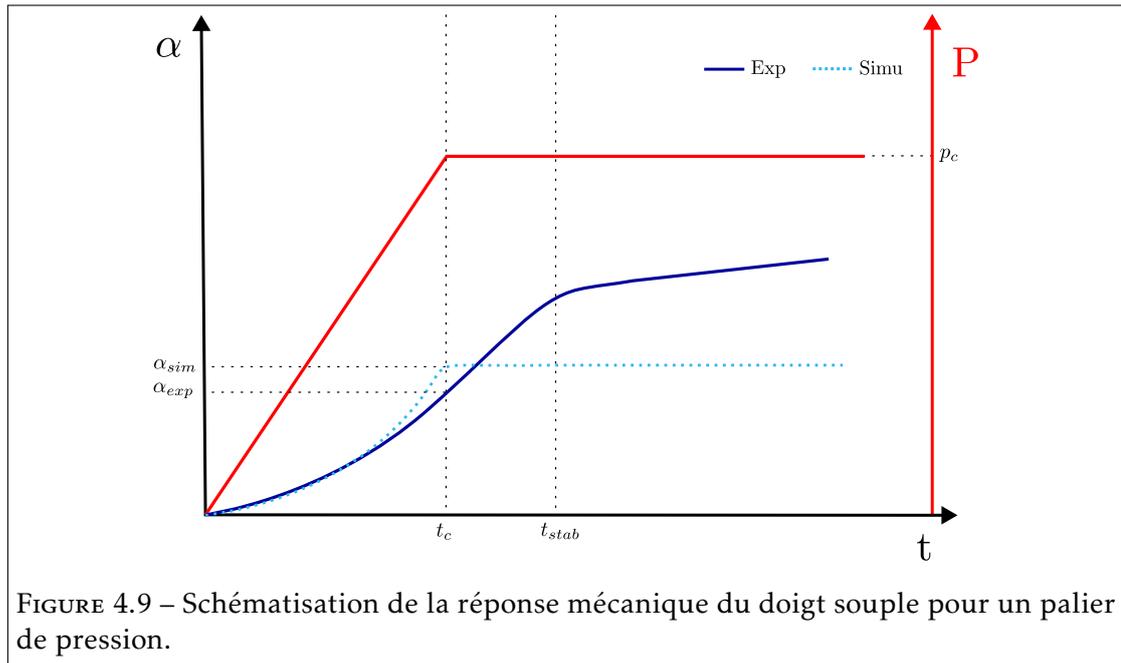


FIGURE 4.8 – Évolution de l’angle  $\alpha$  en fonction de la pression obtenue par simulation et par expérimentation lors de la première charge des cavités.

Pression [kPa]	30	60	90	120	140	150	155	160
er [°]	0.8	1.6	2.3	2.5	0.3	1.0	2.0	2.2

TABLEAU 4.1 – Erreur expérimentale-simulation sur la flexion  $\alpha$  pour la mise sous pression d’une cavité du doigt V2 ( $er = |\alpha_{simu} - \bar{\alpha}_{exp}|$ ).

sion le comportement du doigt lors de sa mise sous pression. Cette loi peut cependant présenter des limites d’utilisation. La flexion expérimentale est mesurée lors de la mise sous pression de la cavité. Cette mesure correspond donc à une phase transitoire représentée sur la figure 4.9 entre  $t = 0$  et  $t = t_c$ . Durant cette phase, la consigne de pression représentée en rouge suit une rampe constante jusqu’à l’instant  $t_c$ . Lorsque  $t \geq t_c$ , la consigne de pression reste constante à une valeur cible  $p_c$ . Durant la phase transitoire, la flexion du doigt augmente suivant une évolution non linéaire. Cependant, la visco-élasticité de la matière couplée à la compressibilité de l’air induit un retard mécanique. Ce retard est visible lorsque  $t_c \leq t \leq t_{stab}$  par une flexion qui continue d’augmenter significativement alors que la consigne de pression est constante. On définit le temps  $t_{stab}$  comme le moment où la flexion du doigt ne présente plus qu’une évolution linéaire liée au fluage de la matière. L’essai de caractérisation equibiaxial étant réalisé sur un dispositif pneumatique avec des conditions d’essais semblables à l’expérimentation du doigt, un retard mécanique similaire est pris en compte lors de la caractérisation du silicone. Une modélisation du comportement du doigt via une loi identifiée à partir d’un essai pneumatique permet donc de prédire fidèlement le comportement du doigt dans



sa phase transitoire :  $\alpha_{sim} \approx \alpha_{exp}$  lorsque  $t \leq t_c$ . Si la mesure de flexion est réalisée lors d'un palier, lorsque  $t > t_c$ , la simulation peut cependant présenter un comportement trop rigide.

#### 4.2.4 Conclusions et limitations de la géométrie mono-matière

Grâce à une conception itérative du doigt souple et de son outillage, une géométrie mono-matière a été étudiée de manière numérique et expérimentale. Ce travail permet de conclure une étape initiale de la conception d'un doigt souple pour la manipulation dextre en présentant les performances et les limitations spécifiques à la géométrie, mais surtout à la matière utilisée.

Le silicone est sujet à l'effet Mullins, qui induit un ramollissement de la matière en fonction de l'historique de chargement. Une déformation non-homogène d'une cavité engendre l'apparition d'une hernie qui enfle et s'élargit. Nous avons proposé une procédure expérimentale pour stabiliser cet effet dans le cas d'étude d'un doigt pneumatique en silicone. Les séquences de stabilisation ont mis en évidence le ramollissement du matériau au cours des premiers cycles d'actionnement, avant de passer à un comportement uniquement hyperélastique-viscoélastique. Cette stabilisation est ensuite vérifiée lors d'une sollicitation d'endurance impliquant des paliers de pression. De plus, il est démontré que la nature viscoélastique du matériau ne peut être négligée lors de l'actionnement de doigts souples. Pour les niveaux de pression étudiés, le fluage entraîne des variations de  $2,4^\circ$  pour des paliers de pression constante.

Malgré un processus de fabrication en deux étapes conçu pour améliorer le posi-

tionnement des cavités du doigt mono-matière V2, la fabrication de moules FDM n'est pas en mesure d'éliminer la dépendance du comportement d'une cavité par rapport à son emplacement dans le moule. En effet, une différence de comportement liée à la cavité observée est remarquée lors des essais de stabilisation et d'endurance. Cependant, le comportement moyen permet de définir une référence permettant de qualifier les performances des modèles hyperélastiques multi-invariants identifiés dans le chapitre 2. Les modèles validés peuvent alors être utilisés comme outil d'aide à la conception pour les géométries étudiées par la suite.

### 4.3 Doigt renforcé

L'étude du doigt mono-matière permet de réaliser une première étape dans le travail de conception d'un préhenseur souple. Les imperfections associées à la géométrie des cavités font apparaître des hernies qui compliquent les prédictions du comportement. Le doigt présenté dans cette section répond à un double objectif : augmenter les capacités de manipulation d'un doigt et réduire l'influence de l'effet Mullins.

Une nouvelle géométrie est proposée afin d'augmenter les mobilités possibles pour la manipulation d'un objet. Deux zones de flexion, schématisées en figure 4.10(a), sont envisagées afin de concevoir un préhenseur capable de réaliser 3 translations et 3 rotations à un objet manipulé. Cette géométrie peut donc réaliser l'intégralité des mouvements présentés en figure 1.2 page 7.

L'effet Mullins, introduit durant la caractérisation du silicone en section 2.2.1 page 28 et observé expérimentalement sur le doigt mono-matière en section 4.2.2, est un phénomène dont l'atténuation est souhaitée. La réduction de l'impact du ramollissement de la matière permet de réduire la dépendance à l'historique de déformation du doigt, tout en facilitant la commande. Cet effet Mullins est d'autant plus marqué pour des niveaux de déformation élevés. La modélisation MEF peut alors être employée afin d'orienter la conception du doigt pour une réduction de la déformation maximale du silicone.

#### 4.3.1 Conception orientée par modélisation MEF

##### Définition de la géométrie du doigt

La conception d'une double cavité de flexion complexifie la géométrie du doigt et nécessite une réflexion sur sa géométrie couplée aux capacités de fabrication. La méthode de fabrication et la géométrie définie pour le doigt mono-matière permettent une fabrication en une ou deux étapes d'injection. Dans le but de conserver un processus d'injection similaire, nous proposons une solution de doigt à double cavité de flexion sur deux étages. Représentée en figure 4.10(a), cette répartition des cavités sur plusieurs étages permet de concevoir un moule dont les noyaux sont tous situés du même côté. De manière analogue au doigt mono-matière, le surmoulage d'une pièce *Base* est possible.

Le doigt mono-matière présenté dans la section précédente est composé de quatre cavités permettant les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction. Pour

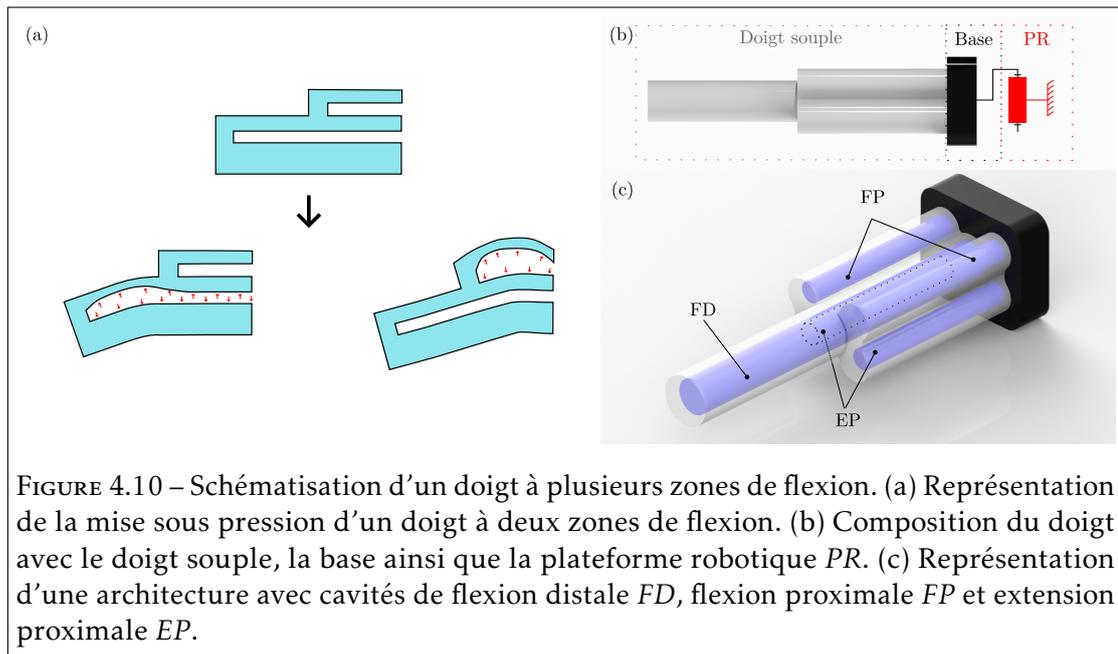


FIGURE 4.10 – Schématisation d’un doigt à plusieurs zones de flexion. (a) Représentation de la mise sous pression d’un doigt à deux zones de flexion. (b) Composition du doigt avec le doigt souple, la base ainsi que la plateforme robotique *PR*. (c) Représentation d’une architecture avec cavités de flexion distale *FD*, flexion proximale *FP* et extension proximale *EP*.

manipuler un objet, le premier couple de mouvements nécessite de grandes amplitudes de flexion. Les mouvements de latéralité sont quant à eux utilisés sur des plages angulaires bien plus faibles. Le doigt mono-matière génère les mouvements d’abduction-adduction au moyen de deux cavités pneumatiques. La suppression de cette fonctionnalité dans le doigt souple permet de simplifier la géométrie et d’éliminer des sources de variation du comportement liées au positionnement des noyaux moulant ces cavités. Nous choisissons donc de déporter la fonction de mouvements de latéralité à la base du doigt en montant ce dernier sur une plateforme robotisée, schématisée en figure 4.10(b) sous la dénomination *PR*. Le doigt est donc défini comme un système hybride dont la flexion-extension est réalisée par la partie souple, alors que l’abduction-adduction est réalisée par une liaison robotique standard.

L’architecture du doigt se compose alors d’une cavité centrale, nommée dans la suite *FD* pour *Flexion Distale*, utilisée afin de réaliser une flexion en bout du doigt. La *Flexion Proximale*, nommée *FP*, est générée par deux cavités positionnées au-dessus de *FD*. Deux autres cavités sont disposées en dessous de *FD* pour réaliser un mouvement d’*Extension Proximale*. Ces cavités sont alors nommées *EP*. Une schématisation de l’architecture retenue est donnée en figure 4.10(c).

Outre la définition des mouvements du doigt et le positionnement des cavités, la conception du doigt est orientée pour réduire les déformations subies par la matière. Une solution standard pour ce type de problématique consiste à ajouter des éléments réduisant la déformation radiale des cavités afin de favoriser l’extension de ces dernières et d’induire la flexion du doigt. La solution est souhaitée compatible avec la méthode de surmoulage afin de garantir un processus de fabrication robuste. Nous proposons l’utilisation d’anneaux positionnés autour de chaque cavité pour réduire localement

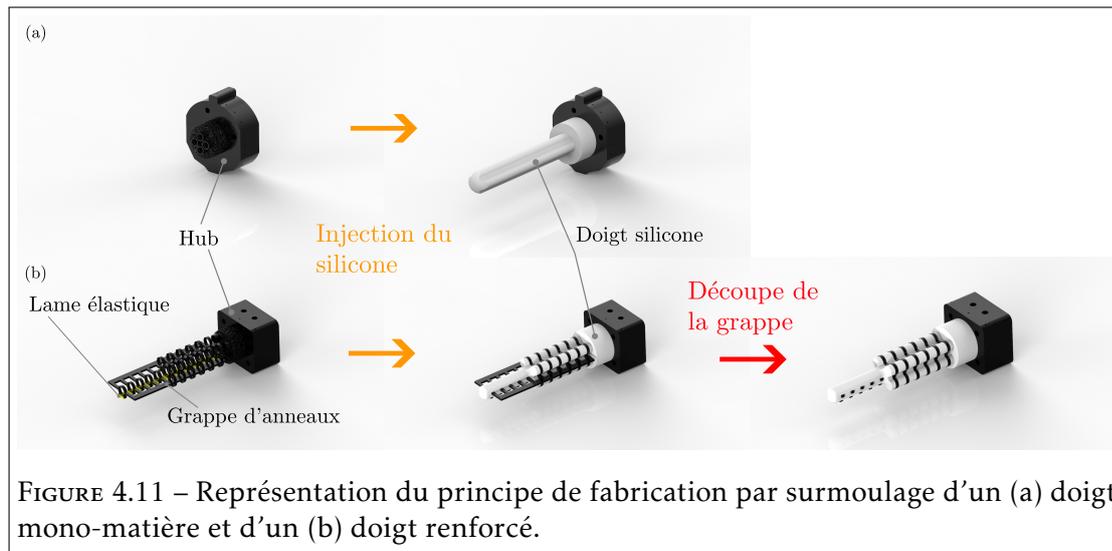


FIGURE 4.11 – Représentation du principe de fabrication par surmoulage d'un (a) doigt mono-matière et d'un (b) doigt renforcé.

le gonflement radial de celles-ci. Ces derniers agencés par grappe peuvent alors être surmoulés lors de l'injection du silicone. La figure 4.11 schématise les deux solutions techniques choisies pour le doigt mono-matière et le doigt renforcé. Alors que le processus de fabrication du premier doigt n'implique le surmoulage que de la *base*, celui de la nouvelle version du doigt surmoule également une *grappe d'anneaux* et une *lame élastique*. La lame étant rigide mais fine, elle se déforme peu en traction, mais fléchit sous un chargement faible. Elle permet ainsi de générer un mouvement de flexion du doigt lorsque la cavité est mise sous pression. Dans le cas du doigt mono-matière, le mouvement de flexion est généré par un excentrage de la cavité par rapport à la fibre neutre. Dans le cas du doigt renforcé, la cavité *FD* ne peut être excentrée et nécessite alors l'ajout d'une lame élastique. Après injection, la grappe qui retient les anneaux les uns aux autres est découpée.

### Modélisation MEF

Les modèles de comportement du silicone ayant été validés pour les doigts mono-matière, une modélisation prédictive est réalisée pour guider la conception du doigt renforcé. L'objectif de ce travail est d'étudier l'influence de plusieurs paramètres afin de réduire la déformation maximale subie par la matière pour une flexion en bout de doigt donnée. En réduisant la déformation, on minimise l'influence de l'effet Mullins et de la viscoélasticité sur le comportement du doigt.

L'analyse est réalisée sur un sous-domaine du doigt où seule la cavité *FD*, de 50 mm de long, est modélisée. Les paramètres de conception étudiés sont représentés en rouge avec le nombre  $n$  et l'espacement  $\Delta n$  des anneaux en figure 4.12(a), le diamètre de la cavité et la largeur de la lame en figure 4.12(b) et l'épaisseur de la paroi en figure 4.12(c). L'influence de ces paramètres est observée sur la flexion du doigt  $\alpha$  ainsi que sur la déformation principale maximale  $\varepsilon_{\max}$ , pour une pression d'entrée  $P$ . Les contraintes

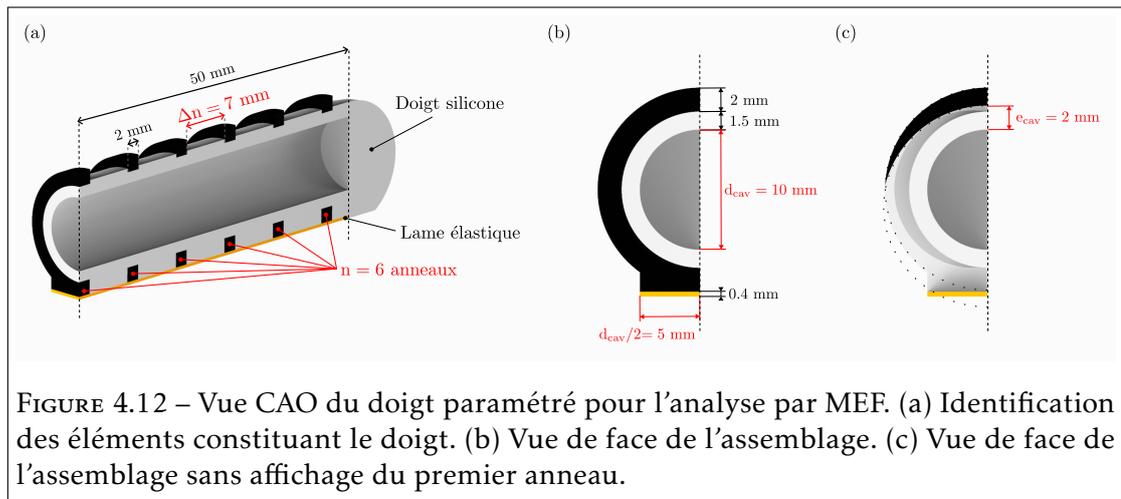


FIGURE 4.12 – Vue CAO du doigt paramétré pour l’analyse par MEF. (a) Identification des éléments constituant le doigt. (b) Vue de face de l’assemblage. (c) Vue de face de l’assemblage sans affichage du premier anneau.

de fabrication par impression SLA des anneaux nécessitent de définir leur épaisseur et largeur à 2 mm pour assurer leur intégrité lors de la mise sous pression des cavités. Les anneaux, représentés en figure 4.12(b), sont disposés à 1.5 mm de la paroi de la cavité. L’épaisseur de la lame élastique est choisie à partir d’une référence de membrane polymère que nous avons à disposition : du PVC d’épaisseur 0.4 mm. La largeur de la lame est paramétrée égale au diamètre de la cavité.

On étudie dans un premier temps l’influence de l’ajout d’anneaux. Le diamètre et l’épaisseur de la cavité sont respectivement définis à 4 mm et 1.5 mm, correspondant aux dimensions utilisées pour le doigt mono-matière. Trois versions sont comparées :

- V1 :  $n = 0$  (géométrie sans anneaux);
- V2 :  $n = 6$  avec  $\Delta n = 7$ ;
- V3 :  $n = 12$  avec  $\Delta n = 2.25$ .

Les modèles géométriques sont importés dans ANSYS Mechanical et mis en données pour une analyse de mécanique non linéaire stationnaire. Les conditions aux limites sont représentées en figure 4.13(a). La pression  $P$  est appliquée aux surfaces de la cavité. Un encastrement est défini sur les surfaces orientées vers la base du doigt. La condition de symétrie est appliquée au plan de coupe du doigt. L’intégralité de la géométrie est soumise à une condition de gravité orientée de manière analogue aux simulations réalisées sur les doigts précédents. La lame élastique est considérée comme collée au doigt souple ainsi qu’aux anneaux. Les contacts entre les anneaux et le doigt silicone sont considérés comme rugueux. Le maillage est défini à partir d’éléments quadratiques principalement hexaédriques.

La loi hyperélastique *Comb5Cp* est assignée au volume du doigt pneumatique avec une masse volumique  $\rho = 1.1 \text{ g/cm}^3$ . Le comportement mécanique des anneaux et de la lame, respectivement en résine SLA et PVC, est défini par une loi élastique linéaire :

- SLA :  $E = 1.6 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0.38$  et  $\rho = 1.1 \text{ g/cm}^3$ ;
- PVC :  $E = 2.5 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0.38$  et  $\rho = 1.1 \text{ g/cm}^3$ .

Une analyse de convergence du maillage est réalisée avec  $P = 200 \text{ kPa}$  pour les

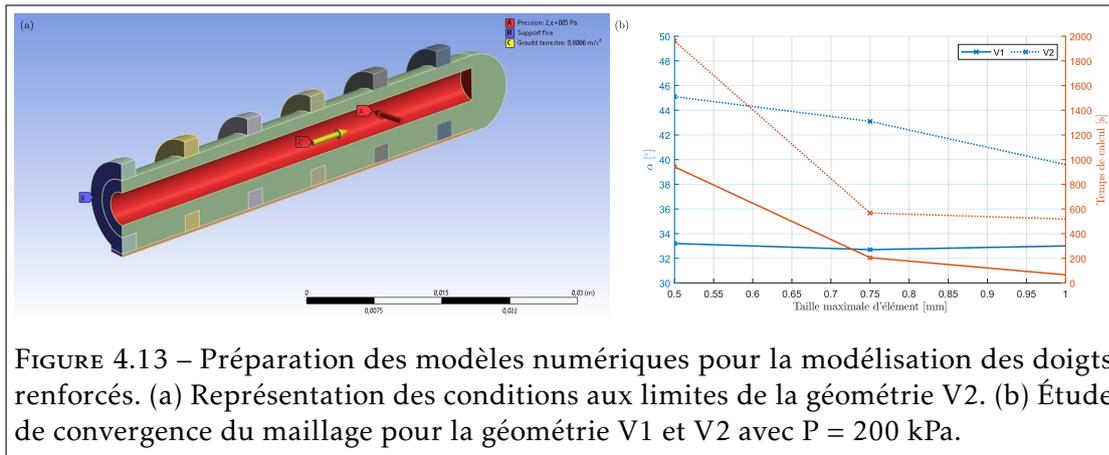


FIGURE 4.13 – Préparation des modèles numériques pour la modélisation des doigts renforcés. (a) Représentation des conditions aux limites de la géométrie V2. (b) Étude de convergence du maillage pour la géométrie V1 et V2 avec  $P = 200$  kPa.

géométries V1 et V2, dont les résultats sont présentés dans la figure 4.13(b). La flexion de la géométrie V1, sans anneaux, est indépendante des tailles d'éléments étudiés avec une variation inférieure à 2%. La taille des éléments présente cependant une influence sur le comportement de la géométrie V2, avec anneaux. En passant d'éléments de 1 mm à 0.75 mm, la flexion augmente de 9%. Le passage de 0.75 mm à 0.5 mm entraîne une variation inférieure à 5%. On choisit donc une taille d'élément de 0.5 mm pour toutes les géométries étudiées.

On compare dans un premier temps la flexion  $\alpha$  et la déformation  $\varepsilon_{\max}$  obtenues à  $P = 200$  kPa pour les géométries V1, V2 et V3. Les différents paramètres et résultats sont présentés dans le tableau 4.2.

	V1	V2	V3
$n$ [ ]	0	6	12
$\Delta n$ [mm]	/	7	2.25
$\alpha$ [°]	33	45	61
$\varepsilon_{\max}$ [ ] <sup>1</sup>	0.92	0.57*	0.29*

TABLEAU 4.2 – Conception orientée par simulation d'un doigt renforcé : résultats de simulation pour l'étude de l'influence du nombre d'anneaux.  $d_{\text{cav}} = 4$  mm,  $e_{\text{cav}} = 1.5$  mm et  $P = 200$  kPa.

On observe que pour une même pression, l'ajout d'anneaux permet d'augmenter la flexion du doigt tout en diminuant la déformation de la matière : entre les solutions V1 et V2,  $\alpha$  et  $\varepsilon_{\max}$  évoluent respectivement de +33% et -38%. La figure 4.14 présente la répartition des déformations pour les géométries V1, V2 et V3. Il est à noter que la condition de contact rugueux entre les anneaux et le doigt silicone engendre des

1. Le symbole \* indique que la valeur est déterminée en dehors des interfaces silicone-anneaux où une concentration de déformations apparaît.

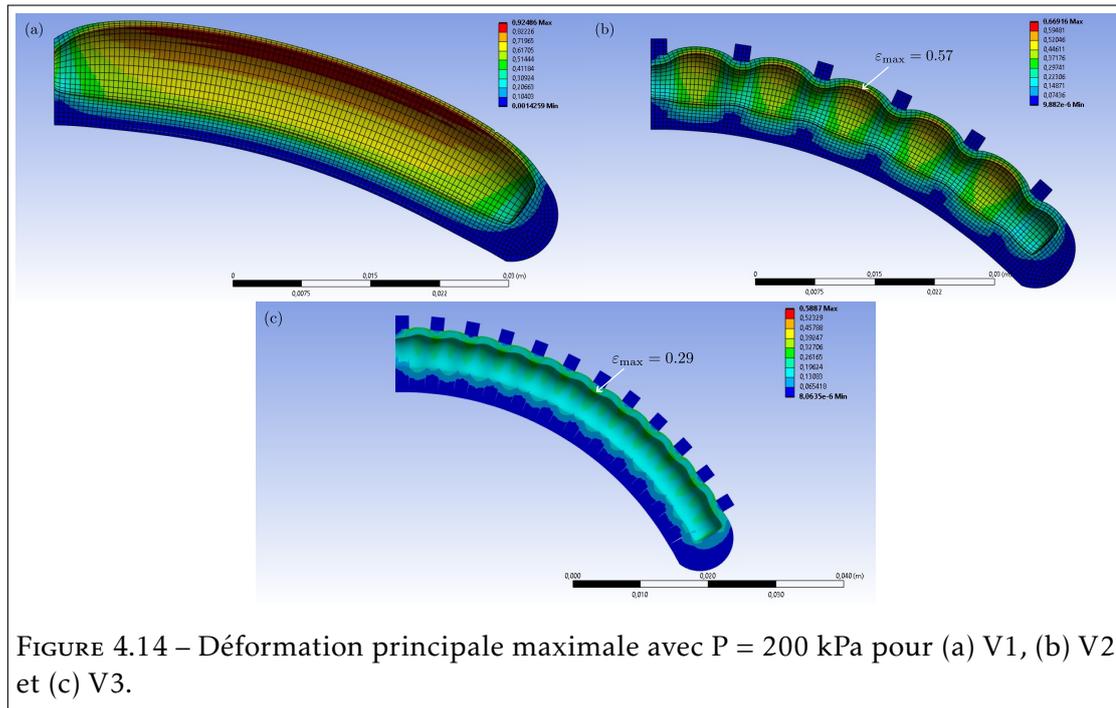


FIGURE 4.14 – Déformation principale maximale avec  $P = 200$  kPa pour (a) V1, (b) V2 et (c) V3.

concentrations de contrainte et déformation au niveau de ces interfaces. La mesure  $\epsilon_{\max}$  est faite hors de ces interfaces si des concentrations de déformations y apparaissent : deux exemples sont donnés en figure 4.14(a) et (b). Les valeurs obtenues de la sorte sont matérialisées par un astérisque \* dans les tableaux de résultats. Ce résultat met donc en évidence l'intérêt de l'ajout d'anneaux : en augmentant le nombre permet d'accentuer les variations de flexion et de déformation, comme l'illustrent les mesures réalisées pour V2 et V3 à  $P = 200$  kPa. Le nombre d'anneaux, et plus particulièrement leur espacement, est un critère limitant pour la fabrication. Comme explicité dans la partie suivante, un espacement minimal de 7 mm entre deux anneaux est nécessaire pour permettre l'impression et l'utilisation de ces géométries.

Dans un second temps, on étudie l'influence du diamètre des cavités (l'épaisseur de paroi est maintenue constante à 1.5 mm). Trois versions sont comparées pour une pression  $P = 100$  kPa :

- V2 :  $d_{\text{cav}} = 4$  mm ;
- V4 :  $d_{\text{cav}} = 6$  mm ;
- V5 :  $d_{\text{cav}} = 10$  mm.

Les résultats présentés dans le tableau 4.3 indiquent que l'augmentation du diamètre de cavité permet d'augmenter la flexion du doigt sans variation significative de la déformation principale maximale. On a ainsi une augmentation sur  $\alpha$  de 120% entre V2 et V5 pour une même pression de 100 kPa. On choisit donc de fixer le diamètre de la cavité à 10 mm.

Le dernier paramètre, l'épaisseur  $e_{\text{cav}}$ , est finalement étudié pour trois versions :

	V2	V4	V5
$d_{cav}$ [mm]	4	6	10
$\alpha$ [°]	15	22	33
$\varepsilon_{max}$ [ ] <sup>1</sup>	0.25	0.28*	0.26*

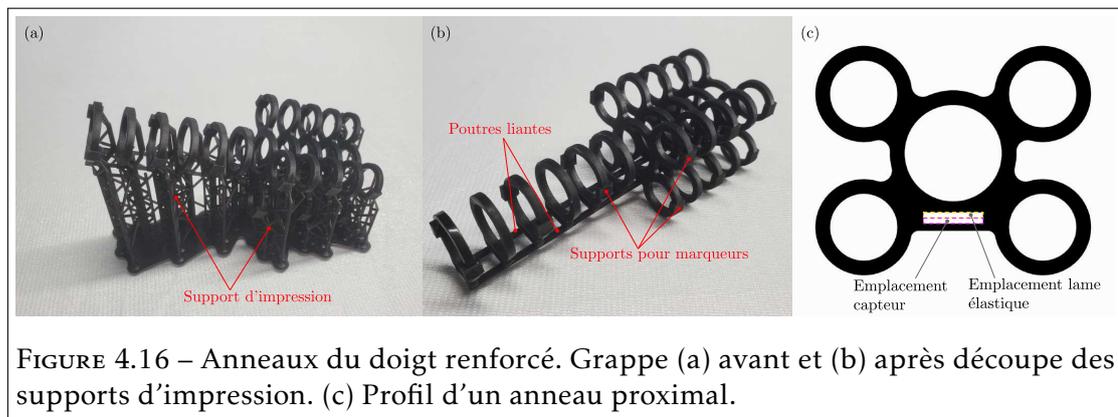
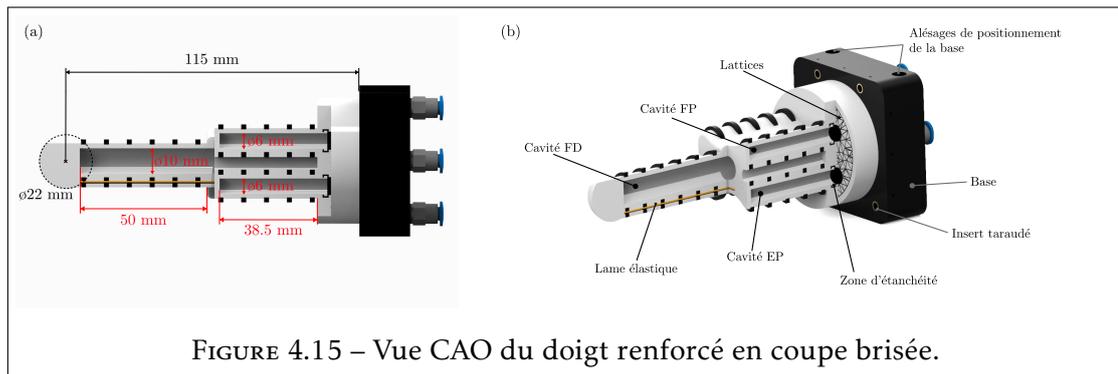
TABLEAU 4.3 – Conception orientée par simulation d'un doigt renforcé : résultats de simulation pour l'étude de l'influence du diamètre de cavité  $d_{cav}$ .  $n = 6$ ,  $\Delta n = 7$  mm,  $e_{cav} = 1.5$  mm et  $P = 100$  kPa.

- V5 :  $e_{cav} = 1.5$  mm ;
- V6 :  $e_{cav} = 2$  mm ;
- V7 :  $e_{cav} = 3$  mm.

Chacun de ces modèles reprend les valeurs optimales précédentes pour les paramètres fixes avec  $n = 6$ ,  $\Delta n = 7$  et  $d_{cav} = 10$  mm. Les résultats sont donnés en tableau 4.4. L'augmentation de l'épaisseur entraîne une réduction de la flexion pour une pression donnée : en passant de V5 à V6, la flexion chute de 8° pour une même pression de 100 kPa. Une nouvelle simulation est réalisée pour les géométries V6 et V7 avec  $P = 150$  kPa. La géométrie V6 présente une augmentation plus prononcée entre 100 et 150 kPa que V7, tout en gardant des niveaux de déformations maximales proches d'une géométrie à l'autre. Il a été démontré en section 3.7 page 78 qu'une variation localisée d'épaisseur de cavité peut engendrer la formation d'une hernie. Augmenter l'épaisseur de la paroi d'une cavité permet donc de réduire l'influence de ce type de défaut. Nous choisissons donc  $e_{cav} = 2$  mm afin de rendre notre doigt moins sensible aux erreurs de positionnement des cavités, tout en permettant une amplitude de mouvement conséquente sur une plage de pression de 0 à 200 kPa.

	V5	V6		V7	
$e_{cav}$ [mm]	1.5	2		3	
P [kPa]	100	100	150	100	150
$\alpha$ [°]	33	28	50	25	44
$\varepsilon_{max}$ [ ] <sup>1</sup>	0.26*	0.32*	0.47*	0.28*	0.43*

TABLEAU 4.4 – Conception orientée par simulation d'un doigt renforcé : résultats de simulation pour l'étude de l'influence de l'épaisseur cavité  $e_{cav}$ .  $n = 6$ ,  $\Delta n = 7$  mm et  $d_{cav} = 10$  mm.



### Géométrie retenue

La conception du doigt est basée sur les résultats obtenus par modélisation MEF. La cavité centrale *FD* est dimensionnée à partir des paramètres de la solution V6 permettant de réduire la déformation maximale de la matière tout en augmentant la flexion du doigt pour un niveau de pression donnée. Le diamètre et l'épaisseur de cavité sont définis à respectivement 10 mm et 2 mm. Le choix de l'épaisseur relève d'un compromis entre l'augmentation de la flexion et réduction de l'influence des variations géométriques sur l'épaisseur de paroi des cavités. Les cavités *FP* et *EP* sont modélisées par un diamètre plus petit de 6 mm afin de réduire l'envergure du doigt. Les dimensions principales sont indiquées en figure 4.15(a). De manière analogue au doigt mono-matière et illustré en figure 4.15(b), la base présente un volume de lattices ainsi que des zones d'étanchéité à chaque cavité. Les inserts taraudés permettent avant et après injection de respectivement fixer des éléments du moule sur la base et de visser le doigt sur la plateforme robotique. Une nouvelle fonction est ajoutée à la base avec des alésages de positionnement présentés en figure 4.15(b). Ces perçages ont pour objectif d'améliorer la mise en position de la base dans le moule. La section suivante reviendra plus en détail sur cet élément. Afin de faciliter la manipulation d'objets, une géométrie hémisphérique est mise en place en bout de doigt.

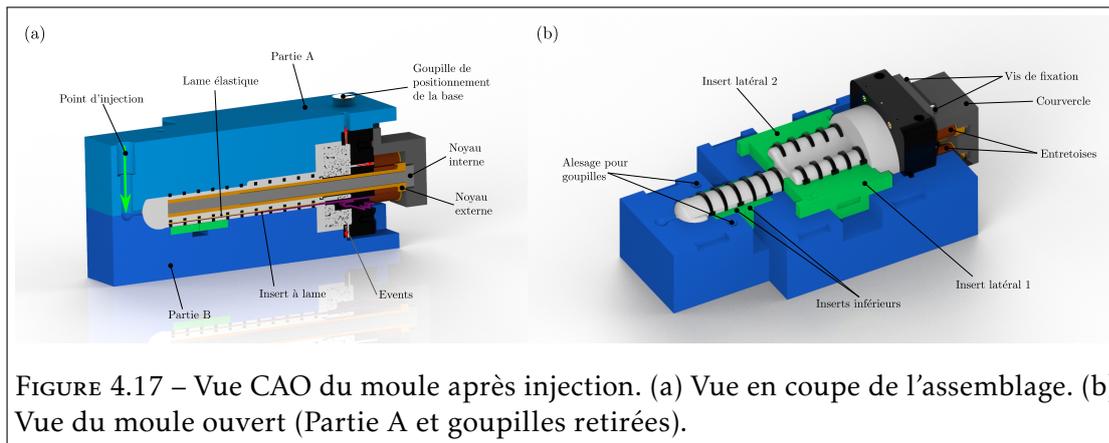


FIGURE 4.17 – Vue CAO du moule après injection. (a) Vue en coupe de l’assemblage. (b) Vue du moule ouvert (Partie A et goupilles retirées).

Les analyses de la section précédente mettent en évidence l’intérêt de l’ajout d’anneaux permettant de réduire le gonflement radial des cavités. Pour ce doigt renforcé, nous avons conçu un réseau d’anneaux espacés de 7 mm. Les anneaux étant fabriqués par impression SLA, les supports d’impression présentés en figure 4.16(a) doivent être détachés de la grappe. Des essais d’impression ont révélé qu’une distance de 7 mm entre deux anneaux est nécessaire pour faciliter la suppression des supports, sans risque de casser les poutres qui relient chacun des anneaux. La figure 4.16(b) présente une grappe d’anneaux dont les supports d’impression ont été enlevés. Comme représenté en figure 4.16(c), les anneaux des cinq cavités de la zone proximale sont reliés entre eux, ce qui facilite la mise en position du dispositif global. Les profils des anneaux permettent également de positionner la lame élastique. Après nettoyage de la grappe, la lame élastique est insérée puis collée à l’aide de colle cyanoacrylate. Le volume libre restant sous la lame élastique permet d’introduire un insert sous forme de lame lors de l’injection. Après réticulation, cet insert est retiré, libérant un volume vide dans lequel un capteur de flexion peut être logé pour une future poursuite du travail sur ce doigt.

### 4.3.2 Conception du moule

La conception du moule pour la fabrication des doigts renforcés est basée sur les principes présentés en section 3.3. Étant donné que l’épaisseur de paroi des cavités pneumatiques est augmentée à 2 mm pour réduire l’influence de variations géométriques, le processus de fabrication est défini pour une seule étape d’injection. La figure 4.17(a) présente une vue en coupe du moule composé de deux pièces principales : Partie A et B. De manière analogue au doigt mono-matière, le point d’injection et les événements sont positionnés respectivement en bout de doigt et dans la base. Les cinq cavités sont moulées par un assemblage de noyaux internes et externes, dont la longueur souhaitée est adaptée au moyen d’entretoises présentées en figure 4.17(b). Ces assemblages de noyaux sont maintenus en position par un couvercle vissé sur la base.

La grappe d’anneaux et les contre-dépouilles du doigt renforcé engendrent un outillage complexe constitué de plusieurs inserts. Deux inserts latéraux, représentés en

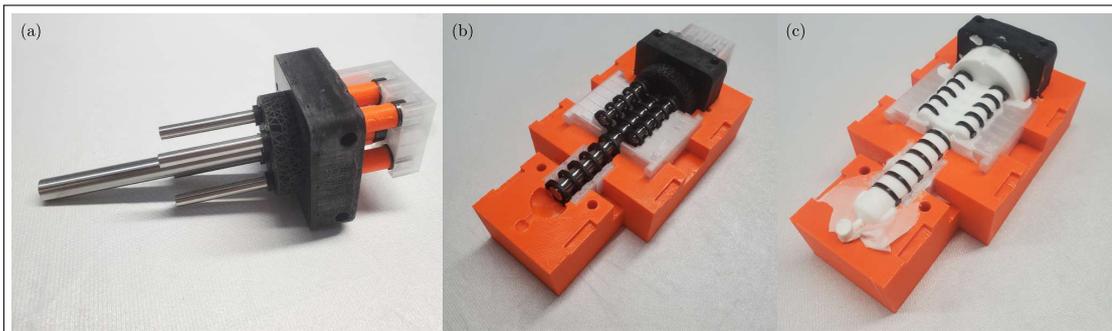


FIGURE 4.18 – Fabrication des doigts renforcés (a) Assemblage des noyaux sur la base avec les entretoises et le couvercle. (b) Mise en position de l'assemblage de la base, de la grappe d'anneaux et des inserts dans la Partie B du moule. (c) Moule ouvert après injection (Partie A et goupilles retirées).

figure 4.17(b), sont conçus pour mouler le volume en contre-dépouille entre les cavités proximales de flexion et d'extension. Des inserts inférieurs sont conçus dans la partie B du moule afin de faciliter le démoulage des anneaux.

En complément des goupilles positionnant la Partie A sur la B, dont les alésages sont indiqués en figure 4.17(b), des goupilles longues sont ajoutées pour positionner la base. Représentés en figure 4.17(a), ces éléments de positionnement traversent la Partie A, la base puis la Partie B. En comparaison au moule du doigt mono-matière, cette solution de mise en position remplace la poche conçue en Partie A et B dans laquelle la base était insérée. Cette solution permet de supprimer la problématique de définition des jeux dimensionnels sur les poches des Parties A et B, réalisés pour le doigt mono-matière par essais successifs.

Finalement, un insert à lame est positionné sous la lame élastique collée aux anneaux. Cet insert, représenté en violet dans la figure 4.17(a), se compose d'une lame en PVC collée à un clip. Après injection, cet élément est retiré. La cavité ainsi créée peut accueillir, comme proposé dans la section précédente, un capteur de flexion.

L'assemblage des divers éléments du moule s'effectue dans un ordre donné. La première étape représentée en figure 4.18(a), consiste à assembler sur la base les entretoises, les noyaux ainsi que le couvercle. L'insert à lame est ensuite positionné dans la base. Les inserts latéraux sont enchâssés dans la grappe d'anneau, puis l'assemblage obtenu est enfilé sur les noyaux et l'insert à lame. Le tout est alors positionné dans la Partie B, représentée en figure 4.18(b). Les goupilles sont ensuite ajoutées avant de fermer le moule avec la Partie A.

La conception de nombreux inserts engendre une augmentation des bavures d'injection, visibles en figure 4.18(c). Ces membranes de silicone étant très fines, leur découpage est aisé. La configuration présentée jusqu'ici présente cependant de grandes difficultés de démoulage. Malgré l'application d'un démoulant aérosol, le silicone réticulant autour des anneaux adhère fortement aux différentes pièces du moule. Ces difficultés sont particulièrement prononcées pour le démoulage des cavités proximales, qui peut mener

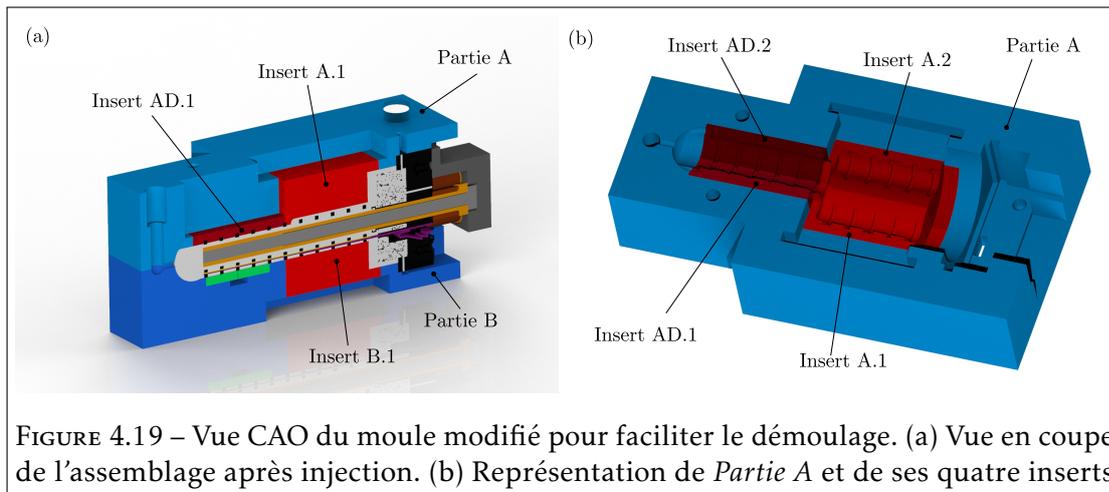


FIGURE 4.19 – Vue CAO du moule modifié pour faciliter le démoulage. (a) Vue en coupe de l’assemblage après injection. (b) Représentation de *Partie A* et de ses quatre inserts

à une rupture de la zone d’étanchéité et donc la formation de fuites lors de l’utilisation du doigt. Cette détérioration n’apparaît que dans les cavités proximales de flexion ou d’extension. La cavité distale n’est jamais affectée, ce qui permet d’étudier son comportement expérimentalement. La suite des travaux est réalisée sur des doigts fabriqués par l’outillage précédemment présenté.

Afin de faciliter le démoulage, nous proposons la conception d’une nouvelle version du moule en morcelant les parties dans lesquelles les doigts ont tendance à adhérer. Pour cela les pièces *Parties A* et *B* du moule sont morcelées en plusieurs inserts représentés en rouge sur la figure 4.19(a). Chaque morcelage créé est composé d’un couple de deux inserts. Comme représenté en figure 4.19(b), l’élément *Partie A* est morcelé en deux couples d’inserts *AD.1 - AD.2* et *A.1 - A.2*. Cette solution n’a cependant pas pu être fabriquée avant la fin de la rédaction du manuscrit, par manque de temps.

### 4.3.3 Validation expérimentale

Une étude du comportement de la cavité distale sur quatre doigts est réalisée pour valider expérimentalement les performances de la cavité de flexion distale. Le doigt est mis sous pression pour générer des flexions allant jusqu’à  $45^\circ$ , ce qui permet de comparer son comportement à celui du doigt mono-matière lors de sa première initialisation.

Les marqueurs Qualisys sont positionnés sur des emplacements prévues sur les anneaux. Leur répartition et dénomination sont données en figure 4.20(a). Les points de la fibre neutre du doigt sont construits à partir des marqueurs d’un même anneau, comme illustré en figure 4.20(b). La paramétrisation du repère du bout du doigt est similaire à celle définie pour le doigt mono-matière en figure 4.3(a). Le vecteur représentant l’orientation du bout du doigt est défini à partir du vecteur passant par les points *FD2* et *FD3*.

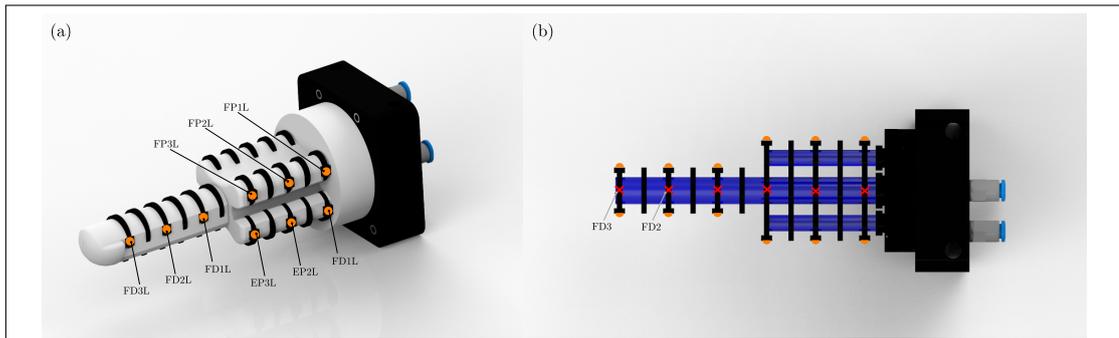


FIGURE 4.20 – Représentation CAO du positionnement des marqueurs sur le doigt renforcé. (a) Identification des marqueurs sur le côté gauche du doigt. (b) Représentation du doigt sans le silicone et avec les positions des points de référence sur la fibre neutre en rouge. Les cavités pneumatiques du doigt sont représentées en bleue.

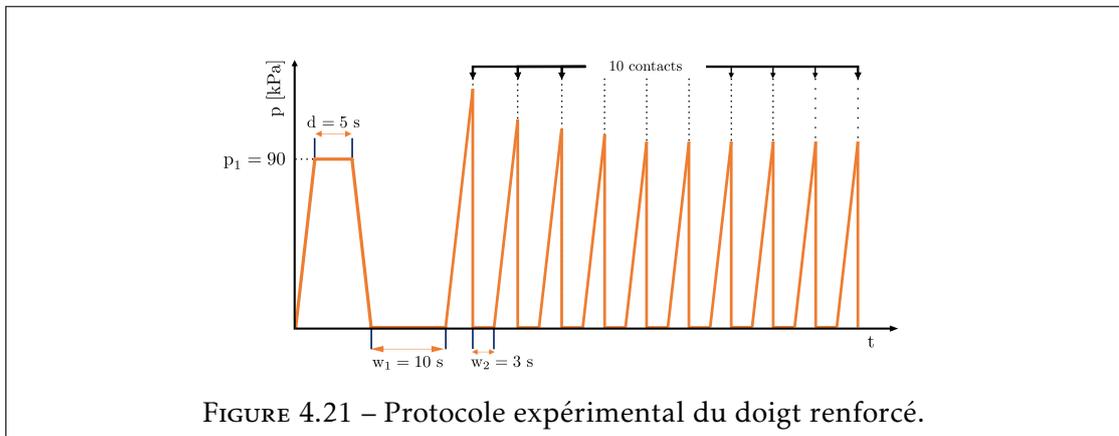
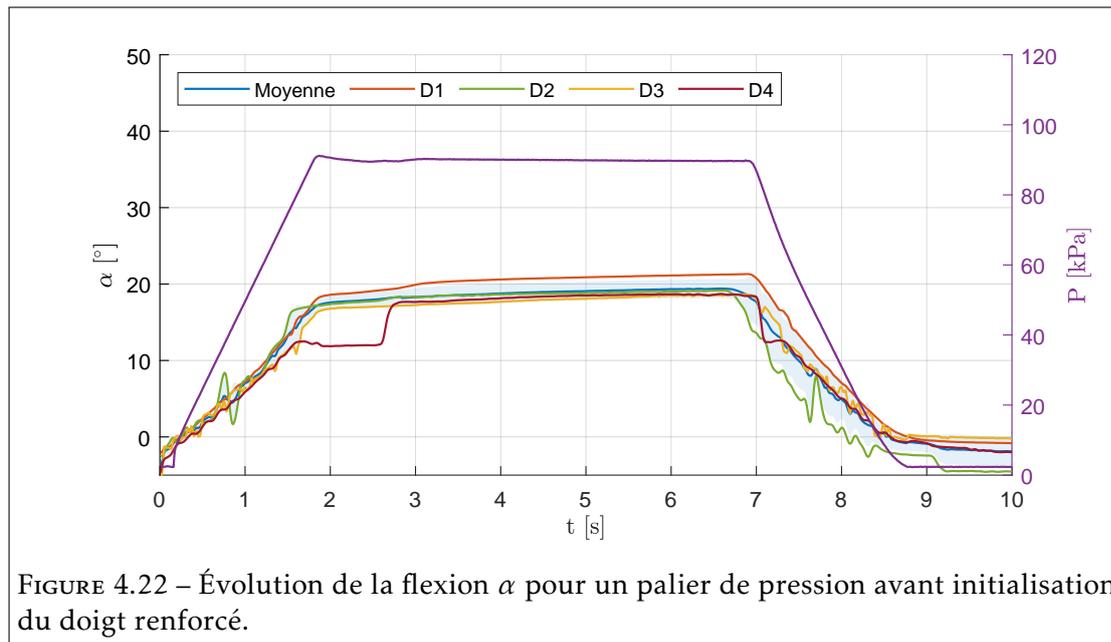


FIGURE 4.21 – Protocole expérimental du doigt renforcé.

### Protocole expérimental

Le comportement des doigts est étudié sur une unique sollicitation pour des raisons de temps et de disponibilité du dispositif d'essai. Le protocole expérimental, dont le chronogramme est représenté en figure 4.21, consiste à réaliser un palier de pression, suivie d'une initialisation en 10 cycles similaires à celle réalisée pour le doigt monomatériau. Le palier de pression permet de déterminer le comportement du doigt lors de sa première sollicitation pour le régime transitoire de montée en pression et dans le régime permanent où la pression est maintenue constante. Ce comportement de la première charge est alors utilisé dans la suite pour qualifier les performances des résultats de simulation. La valeur du palier  $p_1$  est définie expérimentalement à partir d'un doigt martyr, de telle sorte que la flexion obtenue se situe au milieu de la plage de flexion étudiée. De manière analogue aux essais réalisés en section 4.2.2, le contacteur utilisé pour initier la baisse de pression lors de l'initialisation est positionné à l'aide d'un doigt de calibration.



### Résultats

La figure 4.22 représente l'évolution lissée de la flexion du doigt pour le premier palier de pression imposé avant le cycle d'initialisation. Contrairement aux résultats de la section 4.2.2, l'évolution de la flexion présente un caractère oscillatoire particulièrement visible dans les phases transitoires. Ce phénomène est dû à la calibration du système d'acquisition de la position des marqueurs. Dans le cas du doigt mono-matière, un grand nombre d'essais d'enregistrement ont été réalisés sur des doigts martyrs pour placer au mieux les caméras et définir un modèle d'analyse identifiant automatiquement l'évolution en position de chaque marqueur. Cependant, le temps disponible pour cette expérimentation ne permettait pas de réaliser une calibration et une préparation du modèle d'analyse de qualité similaire. Le doigt D4 présente de plus une erreur d'enregistrement lors de la phase statique qui se traduit par un décalage angulaire de 1,5 s à 3 s. La valeur de flexion du doigt D4 n'est pas utilisée pour le calcul de la moyenne et de l'écart-type<sup>2</sup> entre les temps 1 s et 3 s.

Les résultats présentés en figure 4.22 montrent dans un premier temps que le doigt présente une flexion moyenne de  $-4^\circ$  au début de l'essai, avec un écart-type de  $2^\circ$ . Cette déformation initiale peut être liée à la variation de position des marqueurs et à la qualité de leur enregistrement. L'écart-type représenté sur l'intégralité du palier est inférieur à  $1.5^\circ$ , soit 7% en relatif. Les quatre doigts étudiés présentent donc un comportement similaire sur le trapèze initial. De plus, la viscoélasticité de la matière induit un fluage très faible durant le palier avec une évolution de la flexion de  $0.35^\circ/\text{s}$ .

La figure 4.23 représente l'évolution de la pression moyenne et de l'écart type à

2. Représenté dans les figures 4.22 et 4.23 sous forme de zones ombrées.

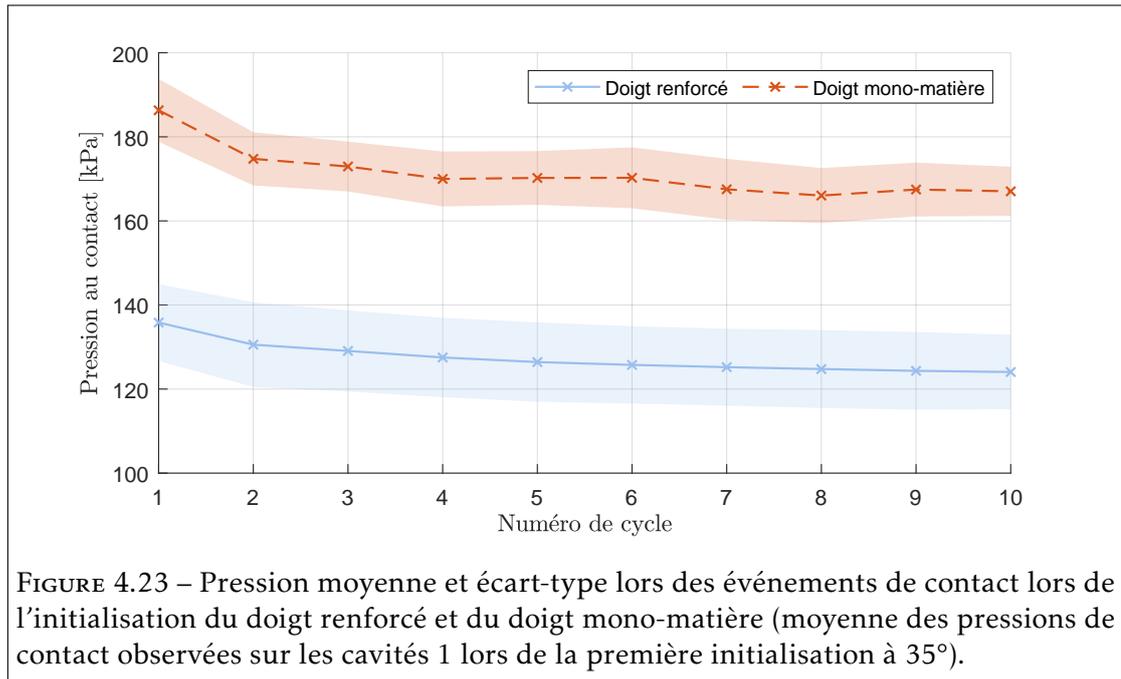


FIGURE 4.23 – Pression moyenne et écart-type lors des événements de contact lors de l’initialisation du doigt renforcé et du doigt mono-matière (moyenne des pressions de contact observées sur les cavités 1 lors de la première initialisation à 35°).

l’événement de contact pendant le cycle d’initialisation réalisé après le trapèze analysé précédemment. De manière analogue au doigt mono-matière, la pression de contact chute durant les quatre premiers cycles pour se stabiliser par la suite. La différence de pression entre le quatrième et le premier cycle est cependant plus faible pour le cas du doigt renforcé avec une baisse de 8 kPa, contrairement au doigt mono-matière (pour un niveau de flexion similaire) où la baisse est de 16 kPa. La géométrie du doigt renforcé permet donc de réduire l’influence de l’effet Mullins. L’écart-type sur la pression de contact est cependant légèrement plus élevé pour le doigt renforcé avec une valeur inférieure à 9 kPa, contrairement à 7 kPa pour le doigt mono-matière.

Les doigts renforcés présentent donc un comportement en flexion très proche les uns des autres, avec des écarts-types expérimentaux inférieurs à 7%. L’initialisation met également en évidence une influence moins prononcée de l’effet Mullins sur le comportement du doigt, identifiée par une chute moins importante de la pression de contact sur les quatre premiers cycles de l’initialisation.

### Validation des modèles numériques

Un modèle numérique du doigt est mis en donnée afin de comparer l’expérimentation à un modèle MEF analogue à ceux étudiés durant la conception du doigt. Les modèles de comportement matière ont été éprouvés dans le cas d’un doigt mono-matière. Cette comparaison permet alors de vérifier la pertinence de ces modèles pour la simulation de doigts renforcés.

La demi-géométrie du doigt est modélisée afin de prendre en compte la condition de

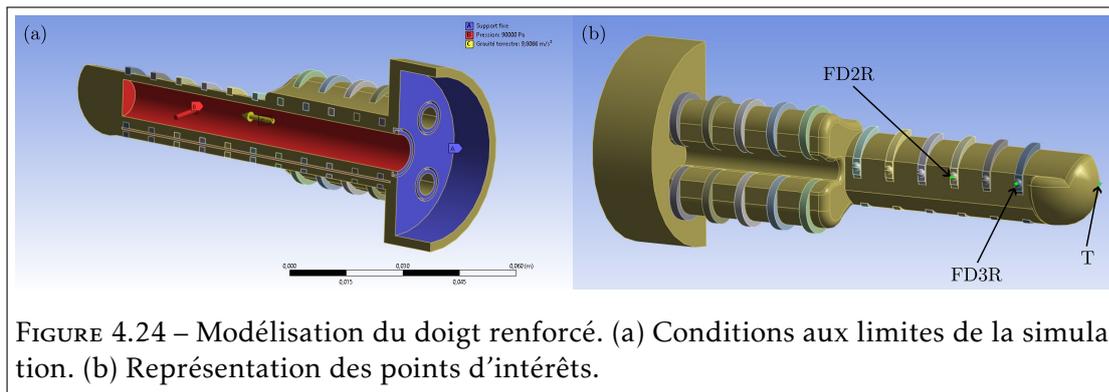


FIGURE 4.24 – Modélisation du doigt renforcé. (a) Conditions aux limites de la simulation. (b) Représentation des points d'intérêts.

symétrie du problème. Une pression  $P = 90$  kPa, correspondant à la pression du palier expérimental, est appliquée à la cavité distale. Un encastrement est appliqué sur les faces proximales de la géométrie. Enfin, la gravité terrestre est appliquée dans le sens similaire à l'expérimentation. Les différentes conditions aux limites sont représentées en figure 4.24(a). De manière analogue aux simulations réalisées en section 4.3.1, les contacts entre les anneaux et le volume silicone sont définis comme rugueux. Les contacts anneaux-lame ainsi que silicone-lame sont définis comme collés. La définition des matières est analogue aux simulations de la section 4.3.1. Le maillage de l'assemblage est défini à partir d'éléments quadratiques principalement hexaédriques.

La flexion du doigt est calculée de deux manières. Comme pour les simulations précédentes,  $\alpha$  correspond à l'angle de flexion en bout de doigt. Il est donc calculé à partir du vecteur normal à l'hémisphère au point T représenté en figure 4.24(b). Une seconde mesure de l'angle de flexion, nommée  $\alpha_{FD}$ , est réalisée à partir du vecteur passant par FD2R et FD3R.

Une simulation est réalisée avec une taille d'élément maximale de 1.5 mm puis de 1 mm.  $\alpha$  et  $\varepsilon_{\max}$  évoluent de moins de 1% entre les deux cas de simulation. On présente alors dans la suite les résultats pour des éléments de 1 mm.

Les angles  $\alpha$  et  $\alpha_{FD}$  obtenus par simulation sont respectivement  $30.5^\circ$  et  $25^\circ$ . On constate donc une différence de  $5^\circ$  entre la flexion mesurée à partir des marqueurs FD2R-FD3R ainsi que le vecteur normal en bout de doigt. L'ajout de marqueurs supplémentaires à proximité du bout du doigt permettrait de reconstruire avec plus de précision la flexion réelle du doigt au point T. Expérimentalement, la flexion moyenne du doigt est comprise entre  $17.5$  et  $19.3^\circ$  durant le palier à  $P = 90$  kPa. Cependant, la flexion expérimentale à  $P = 0$  kPa est de  $-4^\circ$ . L'amplitude de flexion générée par la mise sous pression de la cavité est donc de  $21.5$  à  $23.3^\circ$ , soit une erreur inférieure à  $4^\circ$  par rapport à la simulation. Pour le niveau de pression étudié, la modélisation numérique permet de prédire le comportement réel du doigt. Le doigt renforcé est conçu dans l'objectif de réduire la déformation maximale de la matière. La représentation de la déformation principale maximale donnée en figure 4.25 illustre la réussite de cet objectif avec des déformations inférieures à 0.28 sur les parois de la cavité mise sous pression.

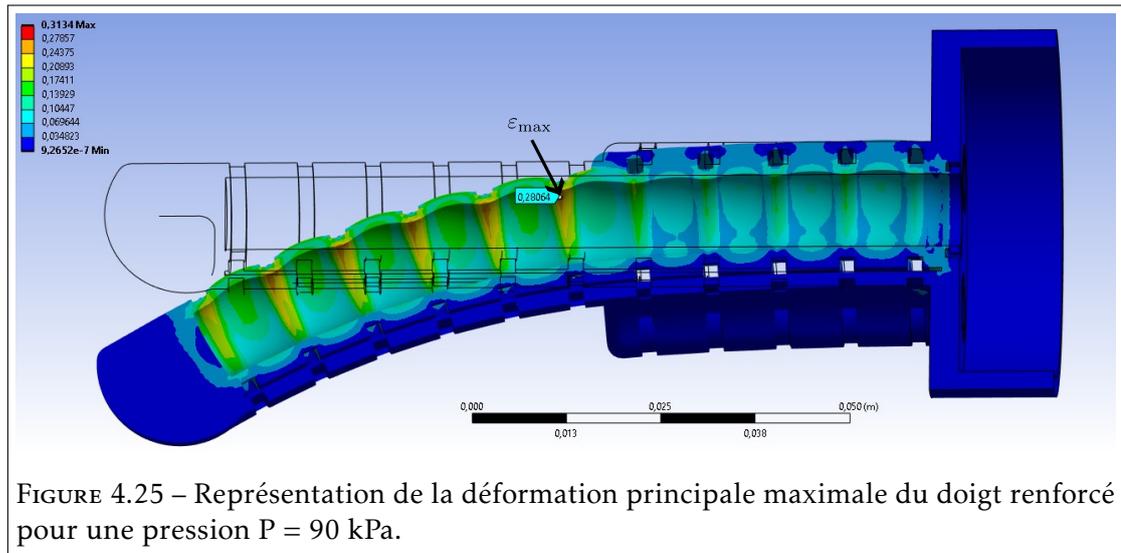


FIGURE 4.25 – Représentation de la déformation principale maximale du doigt renforcé pour une pression  $P = 90$  kPa.

#### 4.4 Conclusion

La conception d'un doigt pneumatique est une étape cruciale pour la fabrication d'un préhenseur souple. Les performances de manipulation sont directement liées aux capacités des doigts et la stabilité des propriétés des matières utilisées. L'effet Mullins est un paramètre critique engendrant une dépendance du doigt à l'historique de déformation. Pour chacun des deux doigts étudiés, la réduction de l'influence de cet effet Mullins était au cœur des problématiques.

Un premier doigt mono-matière a été étudié avec une géométrie simple. Cette solution a permis de mettre en place une simulation comparative pour valider la prédiction numérique MEF obtenu par rapport aux performances réelles du doigt. Ce type de doigt est très sensible aux variations induites par l'effet Mullins, nous avons proposé une procédure expérimentale pour en stabiliser l'impact. Des séquences de stabilisation ont mis en évidence le ramollissement du matériau au cours des premiers cycles d'actionnement, avant de passer à un comportement uniquement hyperélastique-viscoélastique. De plus, il a été mis en évidence que la nature viscoélastique du matériau ne peut être négligée pour la commande des doigts souples. En effet, le fluage entraîne des variations de  $2,4^\circ/\text{s}$  pour des paliers de pression constants. Des variations de comportement ont été observées pendant les phases de stabilisation et les étapes suivantes. Malgré un processus de fabrication en deux étapes conçu pour améliorer le positionnement des cavités, la fabrication de moules FDM n'est pas en mesure de réduire suffisamment les défauts d'orientation d'une cavité par rapport à son emplacement dans le moule.

Un second doigt a été proposé afin de réduire, dans sa conception, l'influence de l'effet Mullins. La géométrie du doigt a alors été déterminée par modélisation MEF en vue de réduire la déformation maximale subie par la matière. Le doigt ainsi proposé est composé de renforts sous forme d'anneaux permettant de réduire le gonflement radial

des cavités. Le processus de fabrication a été adapté afin de permettre la production du doigt complet en une seule étape d'injection. Les essais expérimentaux ont permis de mettre en évidence l'intérêt de cette solution, qui présente une réduction du fluage pour des paliers de pression constants, mais surtout une réduction de l'impact de l'effet Mullins. La modélisation MEF a permis de valider les modèles numériques utilisés pour la conception de cette solution.

Ce doigt ouvre des perspectives prometteuses pour la conception d'un préhenseur multi-digital. La solution est également prévue pour accueillir des capteurs de flexion en son sein, ce qui permettrait d'envisager une commande en boucle fermée.



# Conclusion générale

Les problématiques abordées dans le cadre de cette thèse visent à rendre la fabrication d'un doigt pneumatique pour la manipulation dextre plus robuste. Nous proposons une étude élargie de la conception d'un doigt souple en intégrant les problématiques de fabrication et de caractérisation de la matière. Les travaux réalisés sont basés sur une démarche comparative entre l'expérimentation et la prédiction numérique. En effet, un soin particulier est apporté à la vérification des modèles proposés pour faciliter leur utilisation dans le cadre de travaux futurs. Nous reprenons dans les paragraphes suivants les résultats principaux présentés dans ce manuscrit, tout en proposant des perspectives de poursuite pour chacun des thèmes abordés.

## Caractérisation du silicone

### Bilan

Le silicone est la principale matière constituant les doigts pneumatiques que nous concevons. Sa caractérisation a pour objectif de modéliser le comportement mécanique de la matière afin d'être utilisée dans le cadre de la conception du doigt, celle-ci étant orientée par simulation. Des essais de caractérisation pour différents cas de charge canoniques sont réalisés. À partir de ces résultats, des lois de comportement sont identifiées. Bien que la problématique de l'unification des méthodes de caractérisation des matériaux pour la robotique souple présente un intérêt croissant dans la littérature, nous mettons en évidence l'importance de prendre en compte plusieurs types de sollicitation pour la modélisation du comportement d'un doigt pneumatique. Les différents modèles hyperélastiques proposés sont validés par comparaison du comportement réel avec le comportement numérique pour les sollicitations canoniques, mais aussi pour l'actionnement pneumatique du doigt. Ce processus de caractérisation, d'identification et de vérification est applicable à toute autre référence de matière.

### Perspectives

La référence de silicone choisie pour cette étude permet une mise en œuvre aisée par injection basse pression et présente une souplesse moyenne permettant de réduire la

déflexion du doigt sous son propre poids. Ce choix a donc été effectué en amont de la conception des doigts. Une perspective serait alors d'intégrer le choix du matériau dans le processus de conception. Les silicones peuvent présenter des dépendances plus ou moins prononcées à l'effet Mullins en fonction de leur composition [27]. Un critère de choix pourrait être lié à la réduction du ramollissement lié à l'effet Mullins. L'impact de cette propriété pourrait être quantifié à partir de la différence d'énergie de déformation relative entre le premier cycle de charge et le second. Cette quantification, couplée à une caractérisation combinée en traction uniaxiale et équibiaxiale, permettrait de compléter les bases de données matière existantes qui ne sont généralement établies qu'en traction uniaxiale [36]. Dans ce même objectif, le dispositif de caractérisation équibiaxiale par gonflage pourrait être amélioré afin d'automatiser la synchronisation et d'améliorer la précision des mesures.

## **Fabrication de doigts pneumatiques**

### **Bilan**

L'injection basse pression de silicone est encore une solution peu répandue dans la littérature portant sur la fabrication de robots souples. Nous proposons un dispositif manuel facile à mettre en œuvre, qui garantit un mélange homogène sans incorporation d'air. Ce dispositif permet de dépasser les limites du moulage traditionnel par la mise en œuvre du silicone au moyen d'un écoulement continu de matière. Nous proposons également une méthode de conception d'une base rigide à surmouler sur le doigt souple, permettant de réduire le nombre d'étapes de fabrication. Ce surmoulage est rendu possible par la conception d'un volume de lattices dans la base. Le silicone peut alors y pénétrer et former une interface robuste une fois réticulé. L'étude réalisée sur le doigt mono-matière permet de mettre en évidence les limites de la fabrication d'outillage par impression 3D. Pour cette géométrie de doigt, les variations géométriques liées aux positionnements des éléments du moule engendrent des variations de comportement majeures du doigt. La conception du doigt renforcé a alors été orientée de manière à réduire ces variations par l'augmentation des épaisseurs des cavités.

### **Perspectives**

La fabrication des outillages de moulage par impression 3D FDM permet de produire des moules à faibles coûts, mais qui présentent des variations de comportement pour le doigt mono-matière. Une étude pourrait être menée pour quantifier la répétabilité de fabrication à partir de la production d'un plus grand nombre de doigts. Une étude comparative peut être alors menée pour identifier si l'injection en deux étapes permet une réelle amélioration de la répétabilité de fabrication par rapport à l'injection mono-étape. Un deuxième axe de recherche serait ensuite de produire les outillages par différentes technologies de fabrication, comme l'impression 3D de résine ou l'usinage d'aluminium. Ces études permettraient ainsi de quantifier l'impact de la méthode de

production des outillages sur la répétabilité de fabrication obtenue. Cela permettrait d'ouvrir les perspectives de production et d'utilisation de doigts souples à plus grande échelle.

## Conception d'un préhenseur dextre

### Bilan

Afin de structurer la méthode de conception du doigt dextre, nous avons choisi d'étudier dans un premier temps une géométrie simple de doigt mono-matière. Ce doigt de référence, mis sous pression, a permis de mettre en évidence l'impact de l'effet Mullins sur un doigt pneumatique par la formation de hernies. Par comparaison expérimentation-simulation du comportement de ce doigt, les modèles de comportement du silicone identifiés dans le chapitre 2 sont validés. Le comportement du doigt mono-matière, très sensible à l'historique de chargement, nous a amenés à repenser la conception du doigt pour réduire l'influence de l'effet Mullins. La déformation maximale de la matière étant un facteur aggravant l'impact de cet effet, une conception orientée par simulation est réalisée dans le but de minimiser cette mesure. L'ajout de renforts, sous forme d'anneaux autour des cavités, permet de répondre à cette problématique. Une structure d'anneaux est alors proposée afin de réaliser un processus de fabrication d'un doigt renforcé en une seule étape d'injection. En parallèle, la géométrie et l'emplacement des cavités sont repensés afin d'augmenter la mobilité des doigts et donc des possibilités de mouvements dextres. L'expérimentation de la cavité principale de ce doigt permet de mettre en évidence la réduction de l'influence de l'effet Mullins sur le comportement des doigts, ainsi qu'un comportement très proche entre quatre doigts fabriqués.

### Perspectives

Les travaux de cette thèse ont porté sur une grande variété de thématiques. Nous avons donc choisi d'étudier la conception d'un doigt dextre en modélisant l'influence de trois paramètres dimensionnels : le nombre d'anneaux, le diamètre de cavité et l'épaisseur de paroi. Une perspective serait de réaliser une optimisation complète de la géométrie en fonction d'objectifs liés à la problématique de la manipulation dextre. Nous avons étudié le doigt dans le cadre d'un mouvement libre dans l'espace. La prochaine étape serait donc de générer des efforts avec ces doigts. Un critère de génération de force serait alors intégré dans leur conception future. Une seconde perspective pourrait être liée à l'instrumentation du doigt et à sa commande en boucle fermée. Le dispositif de mesure Qualisys est actuellement utilisé pour mettre en place une commande en boucle fermée. Le doigt renforcé est doté d'un emplacement permettant l'insertion de capteurs de flexion. Un travail complémentaire pourrait être mené pour étudier la possibilité d'ajouter des capteurs supplémentaires à l'intérieur du doigt afin de mesurer la déformée et détecter les contacts.

Nous avons montré, à travers ce travail, la complexité et l'interdépendance des différentes problématiques liées aux matériaux, à la conception et à la fabrication de doigts souples. Les différents résultats présentés ont permis d'aboutir à un doigt pneumatique réduisant l'impact de l'historique de chargement sur son comportement. À travers les perspectives évoquées, nous démontrons que ce travail ouvre la porte à de nombreuses possibilités de poursuite de recherche.

## Bibliographie du présent chapitre

- [27] Sara KRPOVIC, Kim DAM-JOHANSEN et Anne Ladegaard SKOV. « Importance of Mullins Effect in Commercial Silicone Elastomer Formulations for Soft Robotics ». In : *Journal of Applied Polymer Science* 138.19 (2021), p. 50380. ISSN : 1097-4628. DOI : 10.1002/app.50380. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/app.50380>.
- [36] LUC MARECHAL et al. « Toward a Common Framework and Database of Materials for Soft Robotics ». In : *Soft Robotics* 8.3 (juin 2021), p. 284-297. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2019.0115. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2019.0115>.

# Liste des publications

## Revue internationale

Soumission en cours

- B. Kraehn, T. Delrieu, L. Meylheuc, P. Seguin, J.-P. Gazeau et O. Piccin. “Methodology for the design and control of a soft finger based on the Mullins effect and material training”, *Journal of Intelligent & Robotic Systems*.

## Conférence internationale

- B. Kraehn, T. Delrieu, L. Meylheuc, P. Seguin, J.-P. Gazeau et O. Piccin. “Fabrication of pneumatic soft fingers considering material/process/design interaction”, presented at the Actuator 2024 - International Conference and Exhibition on New Actuator Systems and Applications, Wiesbaden, Germany, Jun. 2024.

## Autres communications

- B. Kraehn, L. Meylheuc et O. Piccin. “Design and manufacturing of a flexible gripper for dexterous manipulation”. **Poster**. Ecole d’été : Deformation in Robotics. 4-8/07/2022, Lille, France;
- B. Kraehn, L. Meylheuc et O. Piccin. “Design and manufacturing of a flexible gripper for dexterous manipulation”. **Poster**. Journée Poster de l’ED 269. 11/07/2022, Strasbourg, France;
- B. Kraehn, L. Meylheuc et O. Piccin. “Soft robot molding : from raw material to a functional device through a repeatable process”. **Présentation orale**. Séminaire de doctorant sur la robotique souple - ICube. 30/01/2023, Strasbourg, France;
- B. Kraehn, L. Meylheuc et O. Piccin. “Injection basse-pression de robots souples en silicone - Application à la manipulation dextre –”. **Présentation orale**. Journée Soft Robotics du GT3. 14/04/2023, Paris, France.

**Diffusion de la connaissance**

- Participation à la Fête de la Science. 2-3/10/2021, Strasbourg, France.

# Bibliographie

- [1] 4.6. *Hyperelasticity*. ansyshelp. URL : [https://ansyshelp.ansys.com/public/Views/Secured/corp/v242/en/ans\\_mat/aQw8sq22dldm.html#moon](https://ansyshelp.ansys.com/public/Views/Secured/corp/v242/en/ans_mat/aQw8sq22dldm.html#moon).
- [2] S. ABONDANCE, C. B. TEEPLE et R. J. WOOD. « A Dexterous Soft Robotic Hand for Delicate In-Hand Manipulation ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 5.4 (4 oct. 2020), p. 5502-5509. ISSN : 2377-3766. DOI : 10.1109/LRA.2020.3007411.
- [3] *Ansys Mechanical | Structural FEA Analysis Software*. URL : <https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical>.
- [4] Khulan BATSUREN et Dongwon YUN. « Soft Robotic Gripper with Chambered Fingers for Performing In-Hand Manipulation ». In : *Applied Sciences* 9.15 (15 jan. 2019), p. 2967. DOI : 10.3390/app9152967. URL : <https://www.mdpi.com/2076-3417/9/15/2967>.
- [5] Michael A. BELL, Kaitlyn P. BECKER et Robert J. WOOD. « Injection Molding of Soft Robots ». In : *Advanced Materials Technologies* 7.1 (2022), p. 2100605. ISSN : 2365-709X. DOI : 10.1002/admt.202100605. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.202100605>.
- [6] Michael A. BELL, James C. WEAVER et Robert J. WOOD. « An Ambidextrous STARfish-Inspired Exploration and Reconnaissance Robot (The ASTER-bot) ». In : *Soft Robotics* (31 déc. 2021). ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2021.0053. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2021.0053>.
- [7] Jörgen BERGSTRÖM. « 2 - Experimental Characterization Techniques ». In : *Mechanics of Solid Polymers*. Sous la dir. de Jörgen BERGSTRÖM. William Andrew Publishing, jan. 2015, p. 19-114. ISBN : 978-0-323-31150-2. DOI : 10.1016/B978-0-323-31150-2.00002-9.
- [8] Jörgen BERGSTRÖM. « 3 - Finite Element Analysis as an Engineering Tool ». In : *Mechanics of Solid Polymers*. Sous la dir. de Jörgen BERGSTRÖM. William Andrew Publishing, 1<sup>er</sup> jan. 2015, p. 115-130. ISBN : 978-0-323-31150-2. DOI : 10.1016/B978-0-323-31150-2.00003-0. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323311502000030>.

- [9] Jörgen BERGSTRÖM. « 5 - Elasticity/Hyperelasticity ». In : *Mechanics of Solid Polymers*. Sous la dir. de Jörgen BERGSTRÖM. William Andrew Publishing, 1<sup>er</sup> jan. 2015, p. 209-307. ISBN : 978-0-323-31150-2. DOI : 10.1016/B978-0-323-31150-2.00005-4. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323311502000054>.
- [10] Jacobo CERVERA-TORRALBA et al. « Lost-Core Injection Molding of Fluidic Elastomer Actuators for the Fabrication of a Modular Eel-Inspired Soft Robot ». In : 2024 IEEE 7th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). Avr. 2024, p. 971-976. DOI : 10.1109/RoboSoft60065.2024.10522050. URL : <https://ieeexplore-ieee-org.scd-rproxy.u-strasbg.fr/document/10522050/authors#authors>.
- [11] James H. CHANDLER et al. « Parallel Helix Actuators for Soft Robotic Applications ». In : *Frontiers in Robotics and AI* 7 (sept. 2020). ISSN : 2296-9144. DOI : 10.3389/frobt.2020.00119.
- [12] Julie DIANI, Bruno FAYOLLE et Pierre GILORMINI. « A Review on the Mullins Effect ». In : *European Polymer Journal* 45.3 (1<sup>er</sup> mars 2009), p. 601-612. ISSN : 0014-3057. DOI : 10.1016/j.eurpolymj.2008.11.017. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0014305708006332>.
- [13] Weiqiang DOU et al. « Soft Robotic Manipulators : Designs, Actuation, Stiffness Tuning, and Sensing ». In : *Advanced Materials Technologies* 6.9 (9 2021), p. 2100018. ISSN : 2365-709X. DOI : 10.1002/admt.202100018. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.202100018>.
- [14] Y. ELSAYED et al. « Design Optimisation of Soft Silicone Pneumatic Actuators Using Finite Element Analysis ». In : 2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Juill. 2014, p. 44-49. DOI : 10.1109/AIM.2014.6878044.
- [15] Ali ESMAEILI et al. « Biaxial Experimental Characterizations of Soft Polymers : A Review ». In : *Polymer Testing* 128 (1<sup>er</sup> nov. 2023), p. 108246. ISSN : 0142-9418. DOI : 10.1016/j.polymeresting.2023.108246. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142941823003264>.
- [16] François FAURE et al. « SOFA : A Multi-Model Framework for Interactive Physical Simulation ». In : *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*. Sous la dir. d'Yohan PAYAN. Berlin, Heidelberg : Springer, 2012, p. 283-321. ISBN : 978-3-642-29014-5. DOI : 10.1007/8415\_2012\_125. URL : [https://doi.org/10.1007/8415\\_2012\\_125](https://doi.org/10.1007/8415_2012_125).
- [17] H. FISCHER et al. « RTRobMultiAxisControl : A Framework for Real-Time Multi-axis and Multirobot Control ». In : *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering* 16.3 (juill. 2019), p. 1205-1217. ISSN : 1558-3783. DOI : 10.1109/TASE.2018.2889813. URL : <https://ieeexplore.ieee.org/document/8613845>.
- [18] Kevin C. GALLOWAY et al. « Soft Robotic Grippers for Biological Sampling on Deep Reefs ». In : *Soft Robotics* 3.1 (mars 2016), p. 23-33. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2015.0019.

- [19] Hong HE et al. « A Comparative Study of 85 Hyperelastic Constitutive Models for Both Unfilled Rubber and Highly Filled Rubber Nanocomposite Material ». In : *Nano Materials Science*. Trends in Nanomaterials and Nanocomposites : Fundamentals, Modelling and Applications - Part A 4.2 (1<sup>er</sup> juin 2022), p. 64-82. ISSN : 2589-9651. DOI : 10.1016/j.nanoms.2021.07.003. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2589965121000490>.
- [20] Mokarram HOSSAIN, A. F. M. S. AMIN et Muhammad Nomani KABIR. « Eight-Chain and Full-Network Models and Their Modified Versions for Rubber Hyperelasticity : A Comparative Study ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Materials* 24.1-2 (1<sup>er</sup> mai 2015), p. 11-24. ISSN : 2191-0243. DOI : 10.1515/jmbm-2015-0002. URL : <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/jmbm-2015-0002/html>.
- [21] Weiping HU et al. « A Structural Optimisation Method for a Soft Pneumatic Actuator ». In : *Robotics* 7.2 (2 juin 2018), p. 24. DOI : 10.3390/robotics7020024. URL : <https://www.mdpi.com/2218-6581/7/2/24>.
- [22] Filip ILIEVSKI et al. « Soft Robotics for Chemists ». In : *Angewandte Chemie International Edition* 50.8 (8 2011), p. 1890-1895. ISSN : 1521-3773. DOI : 10.1002/anie.201006464. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/anie.201006464>.
- [23] Steve JERRAMS, Niall MURPHY et John HANLEY. « The Significance of Equi-Biaxial Bubble Inflation in Determining Elastomeric Fatigue Properties ». In : *Advanced Elastomers - Technology, Properties and Applications*. Sous la dir. d'Anna BOCZKOWSKA. InTech, 12 sept. 2012. ISBN : 978-953-51-0739-2. DOI : 10.5772/50099. URL : <http://www.intechopen.com/books/advanced-elastomers-technology-properties-and-applications/the-significance-of-equi-biaxial-bubble-inflation-in-determining-elastomeric-fatigue-properties>.
- [24] Suhas KADALAGERE SAMPATH et al. « Review on Human-like Robot Manipulation Using Dexterous Hands ». In : *Cognitive Computation and Systems* 5.1 (2023), p. 14-29. ISSN : 2517-7567. DOI : 10.1049/ccs2.12073. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1049/ccs2.12073>.
- [25] Benjamin Ang Wee KEONG et Raye Yeow Chen HUA. « A Novel Fold-Based Design Approach toward Printable Soft Robotics Using Flexible 3D Printing Materials ». In : *Advanced Materials Technologies* 3.2 (2 fév. 2018), p. 1700172. ISSN : 2365709X. DOI : 10.1002/admt.201700172. URL : <http://doi.wiley.com/10.1002/admt.201700172>.
- [26] Attila KOSSA, Megan T. VALENTINE et Robert M. McMEEKING. « Analysis of the Compressible, Isotropic, Neo-Hookean Hyperelastic Model ». In : *Meccanica* 58.1 (1<sup>er</sup> jan. 2023), p. 217-232. ISSN : 1572-9648. DOI : 10.1007/s11012-022-01633-2.

- [27] Sara KRPOVIC, Kim DAM-JOHANSEN et Anne Ladegaard Skov. « Importance of Mullins Effect in Commercial Silicone Elastomer Formulations for Soft Robotics ». In : *Journal of Applied Polymer Science* 138.19 (2021), p. 50380. ISSN : 1097-4628. DOI : 10.1002/app.50380. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/app.50380>.
- [28] Jacopo LAVAZZA, Marco CONTINO et Claudia MARANO. « Strain Rate, Temperature and Deformation State Effect on Ecoflex 00-50 Silicone Mechanical Behaviour ». In : *Mechanics of Materials* 178 (1<sup>er</sup> mars 2023), p. 104560. ISSN : 0167-6636. DOI : 10.1016/j.mechmat.2023.104560. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167663623000066>.
- [29] Xiaohui LI, Wei ZHANG et Liping ZHAO. « Optimal Structure and Size of Multi-segment Soft Robotic Arms with Finite Element Method ». In : *E3S Web of Conferences* 233 (2021). Sous la dir. de L. ZHANG, S. DEFILLA et W. CHU, p. 04023. ISSN : 2267-1242. DOI : 10.1051/e3sconf/202123304023. URL : <https://www.e3s-conferences.org/10.1051/e3sconf/202123304023>.
- [30] Zisheng LIAO et al. « On the Stress Recovery Behaviour of Ecoflex Silicone Rubbers ». In : *International Journal of Mechanical Sciences* 206 (15 sept. 2021), p. 106624. ISSN : 0020-7403. DOI : 10.1016/j.ijmecsci.2021.106624. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020740321003581>.
- [31] Zhonghan LIN et al. « An Anthropomorphic Musculoskeletal System with Soft Joint and Multifilament Pneumatic Artificial Muscles ». In : *Advanced Intelligent Systems* 4.10 (2022), p. 2200126. ISSN : 2640-4567. DOI : 10.1002/aisy.202200126. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/aisy.202200126>.
- [32] Yuxuan LIU et al. « Intelligent Soft Robotic Grippers for Agricultural and Food Product Handling : A Brief Review with a Focus on Design and Control ». In : *Advanced Intelligent Systems* 5.12 (2023), p. 2300233. ISSN : 2640-4567. DOI : 10.1002/aisy.202300233. URL : <https://onlinelibrary-wiley-com.scd-rproxy.u-strasbg.fr/doi/abs/10.1002/aisy.202300233>.
- [33] Tongqing LU et al. « A Constitutive Model for Soft Materials Incorporating Viscoelasticity and Mullins Effect ». In : *Journal of Applied Mechanics* 84.021010 (nov. 2016). ISSN : 0021-8936. DOI : 10.1115/1.4035180.
- [34] Huaan LUO et al. « Simulation Analysis of Equibiaxial Tension Tests for Rubber-like Materials ». In : *Polymers* 15.17 (17 jan. 2023), p. 3561. ISSN : 2073-4360. DOI : 10.3390/polym15173561. URL : <https://www.mdpi.com/2073-4360/15/17/3561>.
- [35] Andrew D. MARCHESI, Robert K. KATZSCHMANN et Daniela RUS. « A Recipe for Soft Fluidic Elastomer Robots ». In : *Soft Robotics* 2.1 (1<sup>er</sup> mars 2015), p. 7-25. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2014.0022. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2014.0022>.

- [36] Luc MARECHAL et al. « Toward a Common Framework and Database of Materials for Soft Robotics ». In : *Soft Robotics* 8.3 (juin 2021), p. 284-297. ISSN : 2169-5172. DOI : 10.1089/soro.2019.0115. URL : <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2019.0115>.
- [37] *MCalibration*. PolymerFEM.com. URL : <https://polymerfem.com/mcalibration/>.
- [38] Stephen K. MELLY et al. « A Review on Material Models for Isotropic Hyperelasticity ». In : *International Journal of Mechanical System Dynamics* 1.1 (2021), p. 71-88. ISSN : 2767-1402. DOI : 10.1002/msd2.12013. URL : <https://onlinelibrary-wiley-com.scd-rproxy.u-strasbg.fr/doi/abs/10.1002/msd2.12013>.
- [39] Bobak MOSADEGH et al. « Pneumatic Networks for Soft Robotics That Actuate Rapidly ». In : *Advanced Functional Materials* 24.15 (15 2014), p. 2163-2170. ISSN : 1616-3028. DOI : 10.1002/adfm.201303288. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adfm.201303288>.
- [40] Loïc MOSSER. « Contribution à la conception et la fabrication de robots souples pneumatiques ». Thèse de doct. Université de Strasbourg, juin 2024. URL : <https://theses.hal.science/tel-04683682>.
- [41] Amir PAGOLI et al. « Review of Soft Fluidic Actuators : Classification and Materials Modeling Analysis ». In : *Smart Materials and Structures* 31.1 (déc. 2021), p. 013001. ISSN : 0964-1726. DOI : 10.1088/1361-665X/ac383a. URL : <https://doi.org/10.1088/1361-665x/ac383a>.
- [42] PALAMIX® Cartridge Vacuum Mixing System for Bone Cement. HERAEUS. URL : [https://www.heraeus.com/en/hme/products\\_solutions\\_heraeus\\_medical/moderncementingtechnique/palamix\\_vacuum\\_mixing\\_system/palamix\\_cartridge\\_mixing\\_system.html](https://www.heraeus.com/en/hme/products_solutions_heraeus_medical/moderncementingtechnique/palamix_vacuum_mixing_system/palamix_cartridge_mixing_system.html).
- [43] Jeffrey PLOTT et Albert SHIH. « The Extrusion-Based Additive Manufacturing of Moisture-Cured Silicone Elastomer with Minimal Void for Pneumatic Actuators ». In : *Additive Manufacturing* 17 (1<sup>er</sup> oct. 2017), p. 1-14. ISSN : 2214-8604. DOI : 10.1016/j.addma.2017.06.009. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214860417300088>.
- [44] Longhui QIN et al. « Modeling and Simulation of Dynamics in Soft Robotics : A Review of Numerical Approaches ». In : *Current Robotics Reports* 5.1 (1<sup>er</sup> mars 2024), p. 1-13. ISSN : 2662-4087. DOI : 10.1007/s43154-023-00105-z. URL : <https://doi.org/10.1007/s43154-023-00105-z>.
- [45] Jian QU et al. « Modeling Nonlinear Viscoelastic Responses of Flexible Composites for Soft Robotics Applications ». In : *Mechanics of Advanced Materials and Structures* 30.14 (18 juill. 2023), p. 2793-2805. ISSN : 1537-6494. DOI : 10.1080/15376494.2022.2063460. URL : <https://doi.org/10.1080/15376494.2022.2063460>.
- [46] N. REUGE et al. « Elastomer Biaxial Characterization Using Bubble Inflation Technique. I : Experimental Investigations ». In : *Polymer Engineering & Science* 41.3 (2001), p. 522-531. ISSN : 1548-2634. DOI : 10.1002/pen.10749. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/pen.10749>.

- [47] Hugo RODRIGUE et al. « Curved Shape Memory Alloy-Based Soft Actuators and Application to Soft Gripper ». In : *Composite Structures* 176 (15 sept. 2017), p. 398-406. ISSN : 0263-8223. DOI : 10.1016/j.compstruct.2017.05.056. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263822317301046>.
- [48] Daniela RUS et Michael T. TOLLEY. « Design, Fabrication and Control of Soft Robots ». In : *Nature* 521.7553 (mai 2015), p. 467-475. ISSN : 1476-4687. DOI : 10.1038/nature14543. URL : <https://www.nature.com/articles/nature14543>.
- [49] M. SASSO et al. « Characterization of Hyperelastic Rubber-like Materials by Biaxial and Uniaxial Stretching Tests Based on Optical Methods ». In : *Polymer Testing* 27.8 (1<sup>er</sup> déc. 2008), p. 995-1004. ISSN : 0142-9418. DOI : 10.1016/j.polymeresting.2008.09.001. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142941808001529>.
- [50] Christian SCHUMACHER, Espen KNOOP et Moritz BACHER. « Simulation-Ready Characterization of Soft Robotic Materials ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 5.3 (juill. 2020), p. 3775-3782. ISSN : 2377-3766, 2377-3774. DOI : 10.1109/LRA.2020.2982058.
- [51] Jun SHINTAKE et al. « Soft Robotic Grippers ». In : *Advanced Materials* 30.29 (29 2018), p. 1707035. ISSN : 1521-4095. DOI : 10.1002/adma.201707035. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.201707035>.
- [52] Bruno SICILIANO et Oussama KHATIB. *Springer Handbook of Robotics*. Berlin : Springer, 2008. ISBN : 978-3-540-23957-4 3-540-23957-X 978-3-540-30301-5 3-540-30301-4 978-3-540-38219-5 3-540-38219-4.
- [53] *Soft Robotics Toolkit*. URL : <https://softroboticstoolkit.com/home>.
- [54] John G. SOMMER. *Engineered Rubber Products : Introduction to Design, Manufacture and Testing*. München : Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 15 jan. 2009. ISBN : 978-3-446-41731-1 978-3-446-43344-1. DOI : 10.3139/9783446433441. URL : <http://www.hanser-elibrary.com/doi/book/10.3139/9783446433441>.
- [55] Hang SU et al. « Pneumatic Soft Robots : Challenges and Benefits ». In : *Actuators* 11.3 (3 mars 2022), p. 92. ISSN : 2076-0825. DOI : 10.3390/act11030092. URL : <https://www.mdpi.com/2076-0825/11/3/92>.
- [56] Falk TAUBER et al. « Perspective for Soft Robotics : The Field's Past and Future ». In : *Bioinspiration & Biomimetics* 18.3 (mars 2023), p. 035001. ISSN : 1748-3190. DOI : 10.1088/1748-3190/acbb48. URL : <https://dx.doi.org/10.1088/1748-3190/acbb48>.
- [57] Clark B. TEEPLE et al. « The Role of Digit Arrangement in Soft Robotic In-Hand Manipulation ». In : 2021 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Sept. 2021, p. 7201-7208. DOI : 10.1109/IROS51168.2021.9636188.

- [58] Monica TIBONI et Davide LODA. « Monolithic PneuNets Soft Actuators for Robotic Rehabilitation : Methodologies for Design, Production and Characterization ». In : *Actuators* 12.7 (7 juill. 2023), p. 299. ISSN : 2076-0825. DOI : 10.3390/act12070299. URL : <https://www.mdpi.com/2076-0825/12/7/299>.
- [59] Felix WEIGAND et al. « Toward Industrial Silicone 3D Printing of Soft Robots ». In : *2021 IEEE 4th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*. Avr. 2021, p. 523-526. DOI : 10.1109/RoboSoft51838.2021.9479196.
- [60] Matheus S. XAVIER, Andrew J. FLEMING et Yuen K. YONG. « Finite Element Modeling of Soft Fluidic Actuators : Overview and Recent Developments ». In : *Advanced Intelligent Systems* 3.2 (2021), p. 2000187. ISSN : 2640-4567. DOI : 10.1002/aisy.202000187. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/aisy.202000187>.
- [61] Matheus S. XAVIER et al. « Soft Pneumatic Actuators : A Review of Design, Fabrication, Modeling, Sensing, Control and Applications ». In : *IEEE Access* 10 (2022), p. 59442-59485. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2022.3179589.
- [62] F. YANG et al. « Design and Optimize of a Novel Segmented Soft Pneumatic Actuator ». In : *IEEE Access* 8 (2020), p. 122304-122313. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2020.3006865.
- [63] Hongying ZHANG et al. « Topology Optimized Design, Fabrication and Evaluation of a Multimaterial Soft Gripper ». In : *2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*. 2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). Avr. 2018, p. 424-430. DOI : 10.1109/ROBOSOFT.2018.8405363.
- [64] Ping ZHANG et Bin TANG. « A Two-Finger Soft Gripper Based on Bistable Mechanism ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 7.4 (oct. 2022), p. 11330-11337. ISSN : 2377-3766. DOI : 10.1109/LRA.2022.3200207. URL : <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9863673>.
- [65] Jianshu ZHOU et al. « A Soft-Robotic Approach to Anthropomorphic Robotic Hand Dexterity ». In : *IEEE Access* 7 (2019), p. 101483-101495. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2019.2929690.
- [66] Wenpei ZHU et al. « A Soft-Rigid Hybrid Gripper With Lateral Compliance and Dexterous In-Hand Manipulation ». In : *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 28.1 (fév. 2023), p. 104-115. ISSN : 1941-014X. DOI : 10.1109/TMECH.2022.3195985. URL : <https://ieeexplore-ieee-org.scd-rproxy.u-strasbg.fr/document/9854144>.



# Dispositif expérimental pour la caractérisation du silicone

## Sommaire du présent chapitre

<b>A.1 Traction uniaxiale</b>	<b>127</b>
<b>A.2 Traction equibiaxiale</b>	<b>128</b>
<b>A.3 Compression uniaxiale</b>	<b>128</b>
<b>A.4 Compression confinée</b>	<b>129</b>
<b>A.5 Mesure des éprouvettes</b>	<b>129</b>

Cette annexe regroupe les caractéristiques des dispositifs expérimentaux ainsi que les paramètres d'essais utilisés pour la caractérisation des éprouvettes de silicone. Les résultats de mesure sont donnés et étudiés en section 2.2 page 27.

## A.1 Traction uniaxiale

Les essais de caractérisation en traction uniaxiale sont réalisés sur une machine Zwick Roel Z5 équipée de mors pneumatiques et d'un capteur 5 kN. La mesure de déplacement est réalisée à l'aide d'un extensomètre grande distance avec une longueur de mesure initiale de  $l_0 = 75$  mm. Le capteur de force ainsi que les extensomètres sont des capteurs dit de classe 0.5. Ils présentent une erreur relative de répétabilité et une incertitude sur la mesure inférieure à respectivement 0.5% et 0.25% sur toute leur plage d'utilisation. Une précharge de 0.5 N est appliquée à l'éprouvette avant la fermeture des extensomètres afin de repositionner l'éprouvette sous tension après la fermeture des mors. La figure A.1 page suivante présente une éprouvette en chargement avec la mesure de déformation par extensomètres.

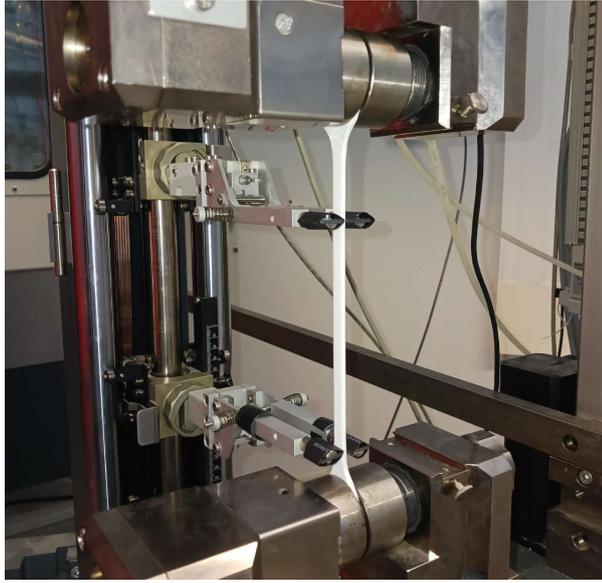


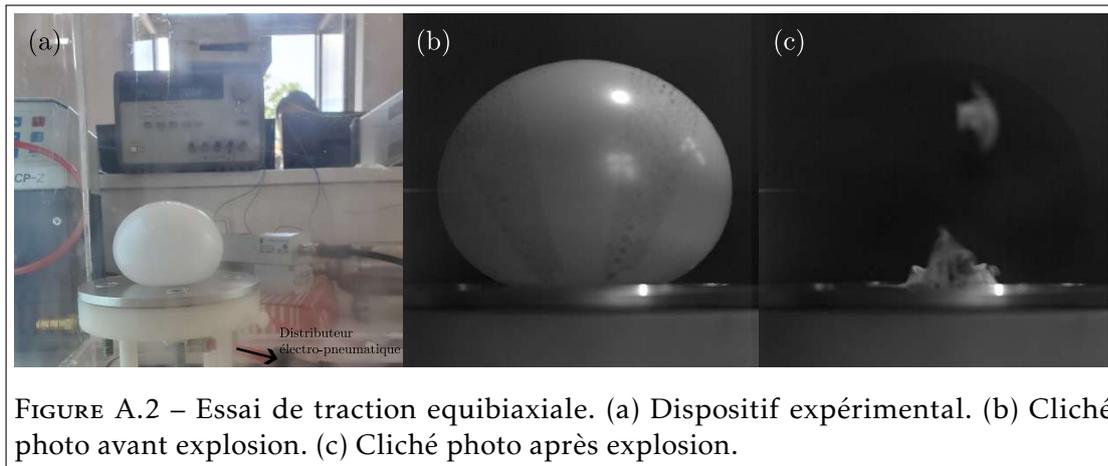
FIGURE A.1 – Dispositif expérimental pour l'essai de traction uniaxiale

## A.2 Traction equibiaxiale

Les essais de caractérisation en traction équi-biaxiale sont réalisés par gonflage d'une membrane à l'aide d'un dispositif pneumatique. La membrane silicone est mise en position sur un dispositif de serrage relié à l'arrivée pneumatique. La pression est générée et mesurée par un distributeur électro-pneumatique FESTO VPPM-6L-L-1-G18-0L6H-V1P-S1 avec une fréquence d'acquisition de 200 Hz. Le dispositif expérimental est représenté en figure A.2(a). La consigne de commande en pression est transmise au distributeur pneumatique par un programme LabVIEW. La déformation de la membrane est réalisée par analyse d'image. Les images sont prises via une caméra Miro Lab 110 Phantom avec une fréquence d'acquisition de 200 Hz. L'enregistrement des pressions et des images est totalement découplé. La synchronisation des données est réalisée à partir de l'explosion de la membrane : l'instant correspondant à la chute de pression enregistrée par le capteur est associé au cliché photo de l'explosion. Les figures A.2(b) et (c) correspondent au cliché avant et après explosion d'une membrane. L'analyse d'image est réalisée via un programme Matlab basé sur des fonctions modifiées et adaptées de celles fournies par Denis Funfschilling de l'équipe ICube-Mécaflu.

## A.3 Compression uniaxiale

Les essais de caractérisation en compression uniaxiale sont réalisés sur une machine Zwick Roel Z5 équipée d'un capteur 5 kN. Les plateaux en contact avec l'éprouvette sont lubrifiés et une précharge de 0.1 N est appliquée. L'essai consiste à comprimer



l'éprouvette jusqu'à 25% à une vitesse de 10 mm/min.

#### A.4 Compression confinée

Les essais de compression confinée sont réalisés dans un dispositif fabriqué par nos soins et qui se monte sur la machine Zwick Roel Z5 équipée d'un capteur 5kN. Ce dispositif, représenté en figure A.3, consiste en une chambre cylindrique dans laquelle est insérée l'éprouvette cylindrique lubrifiée. La machine de mesure appuie alors sur un piston que l'on a au préalable inséré dans la chambre au-dessus de l'éprouvette. Une précharge de 1N est appliquée afin de s'assurer que le piston est bien entré en contact avec le plateau du capteur de la machine. Pour les expérimentations, le piston est déplacé à vitesse constante de 10 mm.min<sup>-1</sup> avec un arrêt de l'essai lorsque la force mesurée atteint 3500 N.

#### A.5 Mesure des éprouvettes

Avant chaque essai de caractérisation, les différentes éprouvettes doivent être mesurées pour définir leurs dimensions initiales. La mesure d'éprouvette souple est plus complexe, car celles-ci peuvent se déformer lors de l'utilisation de méthodes de mesure standard par contact.

Pour les essais de traction uniaxiale, les dimensions d'épaisseur et de largeur des éprouvettes ont été déterminées par mesure optique via un microscope numérique HIROX-RH-2000 avec une optique MXB 2500 REZ.

Pour les essais de traction équibiaxiale, l'espacement entre les deux bandes de mesure tracées au marqueur a été déterminé via le microscope électronique précédemment cité. L'épaisseur de l'éprouvette est déterminée à l'aide d'un micromètre extérieur avec capteur de force de référence *Mitutoyo 0-15 mm, 0.001mm - 227-201-20*. Ce moyen de mesure permet de déterminer l'épaisseur de la membrane étudiée en appliquant une

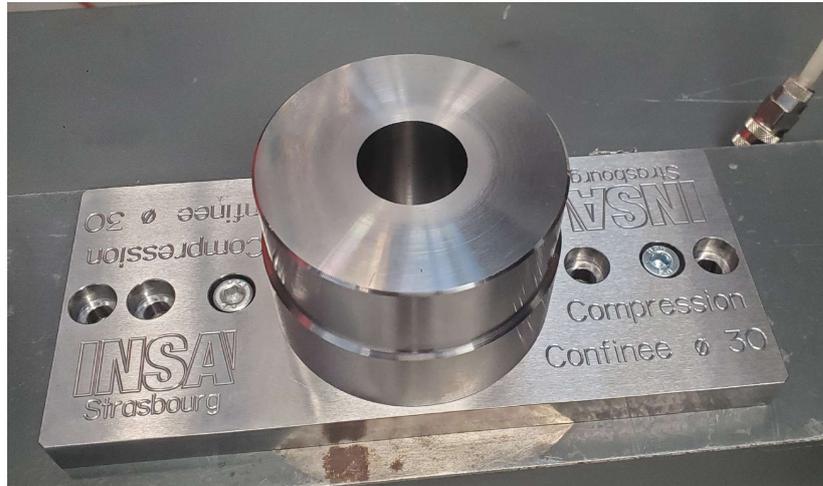


FIGURE A.3 – Dispositif expérimental pour l'essai de compression confinée

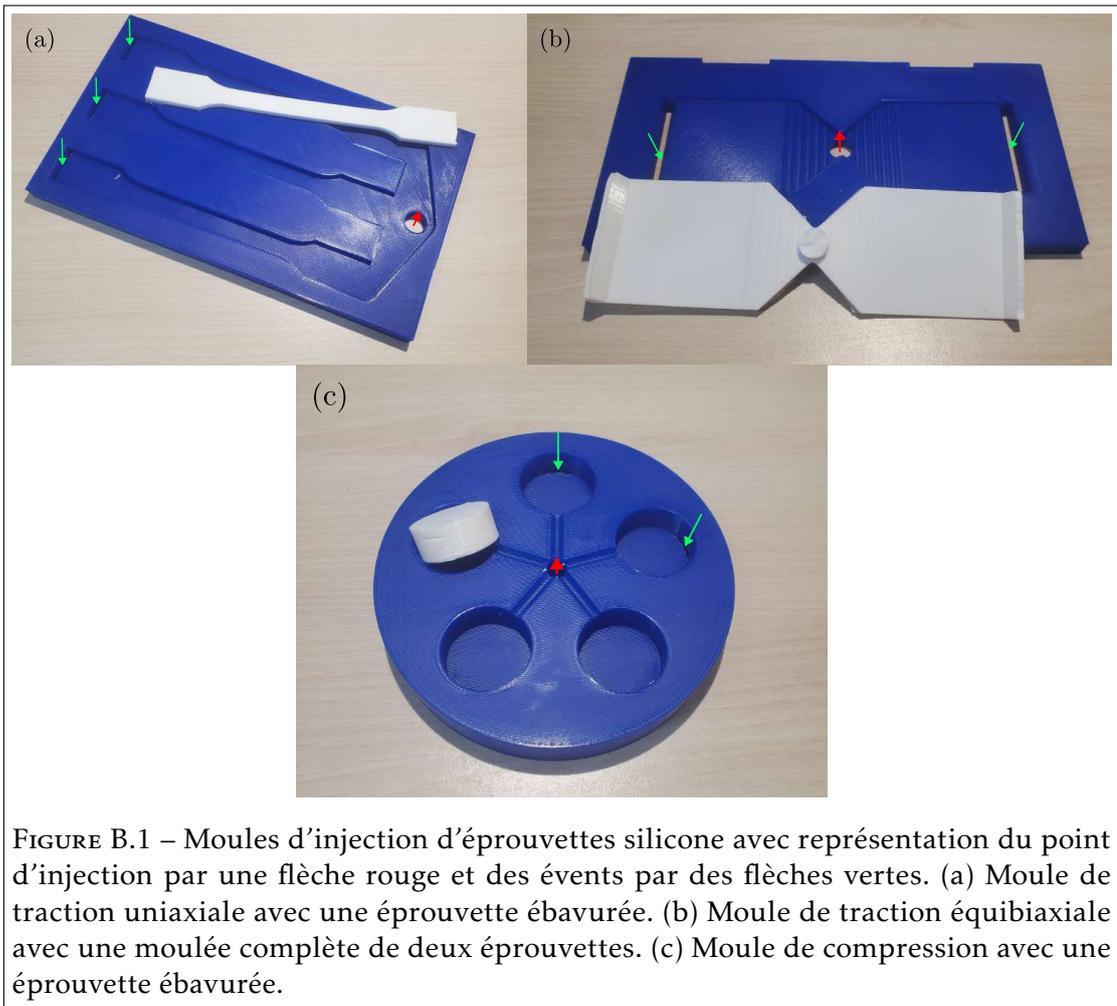
force connue de 0.1N.

Les éprouvettes de compression étant bien plus massives et donc rigides, un pied à coulisse a été utilisé pour déterminer le diamètre et l'épaisseur de l'éprouvette.

Chaque caractéristique dimensionnelle est obtenue par la moyenne de cinq mesures prises dans la zone d'intérêt de l'éprouvette.

## Fabrication d'éprouvettes silicone

Les moules permettant l'injection d'éprouvettes silicone ont été fabriqués par impression 3D FDM sur une prusa MK3 et MK3+ en PETG. Le positionnement du point d'injection ainsi que des événements a été réalisé de manière à assurer un remplissage sans bulles de chaque empreinte du moule. En raison de la géométrie des éprouvettes, un moule en une partie est réalisable pour chaque cas. Les moules représentés en figure B.1 sont en position ouverts : afin d'injecter les éprouvettes, les moules sont retournés et fixés sur une plaque lisse.



# Compléments de calcul pour l'analyse des résultats de traction équibiaxiale

## Sommaire du présent chapitre

---

<b>C.1 Détermination des paramètres de l'équation de l'ellipse</b>	<b>133</b>
--	------------

---

Cette annexe regroupe les résultats intermédiaires des calculs permettant de déterminer les contraintes et déformations d'un essai de traction équibiaxiale par gonflement.

### C.1 Détermination des paramètres de l'équation de l'ellipse

On cherche à exprimer le demi-petit axe  $b$  en fonction du demi-grand axe  $a$  et de  $h$  qui sont déterminés par analyse d'image.

À partir de l'équation cartésienne :

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1, \quad (\text{C.1})$$

on se place sur un point de l'ellipse connu,  $B'$ , dont les coordonnées sont données ci dessous :

$$y = b - h \quad \text{et} \quad x = r. \quad (\text{C.2})$$

On évalue l'équation de l'ellipse au point d'intérêt pour trouver un polynôme en  $b$  de deuxième degré :

$$\frac{r^2}{a^2} + \frac{(b-h)^2}{b^2} = 1, \quad (\text{C.3})$$

$$\frac{(b-h)^2}{b^2} = \frac{a^2 - r^2}{a^2}, \quad (\text{C.4})$$

$$b^2 \frac{r^2}{a^2} - b2h + h^2 = 0. \quad (\text{C.5})$$

En calculant le déterminant, on constate que deux solutions existent étant donné que  $\Delta > 0$  car  $a > r$ , et on exprime le paramètre  $b$  positif satisfaisant l'équation C.5 :

$$\Delta = (2h)^2 - 4 \frac{r^2}{a^2} h^2 = 4h^2 \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right), \quad (\text{C.6})$$

$$b = \frac{2h - \sqrt{\Delta}}{2 \frac{r^2}{a^2}}. \quad (\text{C.7})$$

## Spécifications de l'ordinateur utilisé pour les simulations numériques

Cette annexe regroupe les spécifications de l'ordinateur utilisé pour réaliser les modélisations FEA des chapitres 2, 3 et 4.

- Modèle : Precision 3680, Dell
- Type du système : PC à base de x64
- OS : Microsoft Windows 10 Education
- Processeur : Intel(R) Core(TM) i9-14900, 20004 MHz, 24 cœur(s), 32 processeur(s) logique(s)
- Mémoire physique (RAM) installée : 32 Go



# Table des matières

<b>Remerciements</b>	<b>i</b>
<b>Sommaire</b>	<b>iii</b>
<b>Liste des tableaux</b>	<b>v</b>
<b>Table des figures</b>	<b>vii</b>
<b>Introduction</b>	<b>1</b>
Positionnement du travail . . . . .	2
<b>1 État de l’art</b>	<b>5</b>
1.1 La robotique souple au service de la manipulation . . . . .	5
1.2 Fabrication de doigts souples en silicone . . . . .	10
1.2.1 Moulage silicone par gravité . . . . .	10
1.2.2 Injection silicone basse pression . . . . .	11
1.3 Comportement du silicone . . . . .	12
1.3.1 Modélisation du comportement mécanique . . . . .	13
1.3.2 Simulation prédictive . . . . .	14
1.4 Conclusion . . . . .	15
<b>2 Modélisation et caractérisation du comportement du silicone</b>	<b>23</b>
2.1 Définition des modèles hyperélastiques . . . . .	24
2.2 Caractérisation du silicone . . . . .	27
2.2.1 Traction uniaxiale . . . . .	28
2.2.2 Traction équibiaxiale . . . . .	31
2.2.3 Compression uniaxiale . . . . .	35
2.2.4 Compressibilité de la matière . . . . .	36
2.3 Identification de lois hyperélastiques . . . . .	38
2.3.1 Modèles mono-invariants incompressibles . . . . .	38
2.3.2 Modèles mono-invariants compressibles . . . . .	42
2.3.3 Modèles multi-invariants . . . . .	43
2.4 Validation des identifications par simulation en éléments finis . . . . .	45
2.4.1 Modélisation de l’essai de compression uniaxiale . . . . .	45

2.4.2	Modélisation de l'essai de compression confinée . . . . .	47
2.4.3	Modélisation de l'essai de traction uniaxiale . . . . .	48
2.4.4	Modélisation de l'essai de traction équibiaxiale . . . . .	52
2.5	Conclusion . . . . .	55
<b>3</b>	<b>Architecture de référence des doigts et procédé de fabrication</b>	<b>59</b>
3.1	Introduction . . . . .	59
3.2	Proposition d'architecture pour un doigt de référence . . . . .	60
3.3	Influence de l'outillage sur la géométrie des pièces . . . . .	61
3.3.1	Doigt V1 : injection mono-étape . . . . .	62
3.3.2	Doigt V2 : injection bi-étape . . . . .	64
3.4	Dispositif d'injection basse pression de silicone . . . . .	64
3.5	Présentation du dispositif expérimental . . . . .	65
3.6	Étude du comportement des doigts V1 . . . . .	67
3.6.1	Mise sous pression d'une cavité . . . . .	68
3.6.2	Modélisation MEF de l'expérimentation . . . . .	70
3.7	Sensibilité du comportement du doigt aux erreurs de position des cavités	78
3.8	Conclusion . . . . .	80
<b>4</b>	<b>Approche intégrée pour le développement de doigts souples</b>	<b>83</b>
4.1	Introduction . . . . .	83
4.2	Doigt de référence mono-matière . . . . .	84
4.2.1	Conception et évolution de la géométrie du doigt . . . . .	84
4.2.2	Expérimentation . . . . .	86
4.2.3	Modélisation du comportement . . . . .	92
4.2.4	Conclusions et limitations de la géométrie mono-matière . . . . .	94
4.3	Doigt renforcé . . . . .	95
4.3.1	Conception orientée par modélisation MEF . . . . .	95
4.3.2	Conception du moule . . . . .	103
4.3.3	Validation expérimentale . . . . .	105
4.4	Conclusion . . . . .	110
	<b>Conclusion générale</b>	<b>113</b>
	Caractérisation du silicone . . . . .	113
	Fabrication de doigts pneumatiques . . . . .	114
	Conception d'un préhenseur dextre . . . . .	115
	<b>Liste des publications</b>	<b>117</b>
	Revue internationale . . . . .	117
	Conférence internationale . . . . .	117
	Autres communications . . . . .	117
	Diffusion de la connaissance . . . . .	118
	<b>Bibliographie</b>	<b>119</b>

Table des matières	139
<b>A Dispositif expérimental pour la caractérisation du silicone</b>	<b>127</b>
A.1 Traction uniaxiale . . . . .	127
A.2 Traction equibiaxiale . . . . .	128
A.3 Compression uniaxiale . . . . .	128
A.4 Compression confinée . . . . .	129
A.5 Mesure des éprouvettes . . . . .	129
<b>B Fabrication d'éprouvettes silicone</b>	<b>131</b>
<b>C Compléments de calcul pour l'analyse des résultats de traction équi- biaxiale</b>	<b>133</b>
C.1 Détermination des paramètres de l'équation de l'ellipse . . . . .	133
<b>D Spécifications de l'ordinateur utilisé pour les simulations numériques</b>	<b>135</b>
<b>Table des matières</b>	<b>137</b>





# Approche intégrée matériau-procédé appliquée à la conception de doigts souples pour la manipulation dextre

## Résumé

Ce travail de thèse propose une approche intégrée pour le développement de doigts pneumatiques en silicone destinés à la manipulation dextre. Basée sur une démarche comparative entre l'expérimentation et la prédiction numérique, l'identification des modèles de comportement du silicone permet de prédire le comportement du doigt pneumatique. La conception de celui-ci est alors guidée par simulation, avec pour objectif de réduire la dépendance du comportement du doigt à l'effet Mullins. La méthode de fabrication retenue, l'injection basse pression, permet la mise en place d'un processus de fabrication robuste par surmoulage des renforts rigides et de la base du doigt. La conception du doigt et de l'outillage est définie de manière à permettre la production de l'assemblage complet en une unique étape d'injection.

**Mots clés :** Matériaux et conception de robots souples, Effet Mullins, Robots souples en silicone, Injection basse-pression, Manipulation dextre.

## Résumé en anglais

This thesis proposes an integrated approach to the design of pneumatic silicone fingers for dexterous manipulation. Based on a comparative approach between experimentation and numerical prediction, the identification of silicone behavioral models allows the prediction of pneumatic finger behavior. The design is then guided by simulation with the aim of reducing the finger's dependence on the Mullins effect. The chosen manufacturing method, low-pressure injection molding, allows a robust overmolding process for the rigid reinforcements and the base of the finger. The finger and tooling are designed to enable production of the complete assembly in a single injection step.

**Keywords:** Soft Robot Materials and Design, Mullins effect, Silicone soft robots, Low-pressure injection, Dexterous Manipulation.